AKTİF BİR BİLEK ORTEZİN TASARIMI VE DENETİMİ

Program Kodu: 3001

Proje No: 114M890

Proje Yürütücüsü:
Yrd. Doç. Dr. ERGİN KILIÇ

Araştırmacılar:
Yrd. Doç. Dr. ÖZGÜR BAŞER

Bursiyer:
Yük. Lis. Öğr. Erdi DOĞAN

KASIM 2016
ISPARTA

ÖNSÖZ

Bu projede mesleği gereği tekrarlı el bileği hareketleri özellikle fleksiyon (içe bükme) ve ekstansiyon (dışa bükme) yapmak zorunda kalan ve bileğini uzun süreli dinlendirme imkanı olmayan kişilerin bilek hareketlerine yardımcı olacak aktif bir bilek ortezin tasarımı, analizi, üretimi ve çeşitli sinyal işleme algoritmaları üzerinden kontrolü gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan aktif bilek ortezi kullanıcısına özel uyarlanabilir, hafif ve mobil olup kullanıcı gayesi (yapılmak istenen bilek hareketi) elektromiyografi (EMG) sensörleri ile algılanıp bileğe arzulanan seviyede ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri yaptırılabilmekte ve dolayısıyla kasların yapması gereken eylemler tamamen aktif bilek ortezi tarafından yerine getirilmektedir. Böylelikle ilgili kaslara düşen kuvvet ciddi oranda azaltılmakta ve kas tendonları aşırı zorlanmadığı için de dirsek bölgesinde en sık görülen tendon yırtığı hastalıklarının oluşumu engellenmektedir. Cihazın sağlıklı bir denek üzerinde özellikle farklı yüklemeler altında performans testleri yapılmış olup cihazı kullanan kişinin eline aldığı yükü ön kol kaslarına yük bindirmeden taşıyabildiği gösterilmiştir. Sonuç olarak, özellikle dirsek bölgesinde tendon yırtılma ihtimali yüksek olan meslek gruplarında çalışan kişilerin bu tip hastalıklara yakalanmaları önlenebilecek ve aynı zamanda bu hastalıktan muzdarip kişilerin tedavi süreçlerine yenilikçi bir yöntem sunularak günlük yaşamlarına hatta iş hayatlarına kesintisiz şekilde devam etmeleri mümkün olabilecektir.

Bu çalışma Türkiye Bilimsel ve Teknik Araştırma Kurumu tarafından 114M890 kodlu proje kapsamında desteklenmiş olup tüm proje personeli TÜBİTAK'a en içten teşekkürlerini sunmaktadır.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ..... ii
İÇİNDEKİLER..... iii
ŞEKİL LİSTESİ..... v
TABLO LİSTESİ..... ix
ÖZET..... xi
ABSTRACT..... xii
1. GİRİŞ..... 1
2. LİTERATÜR ÖZETİ..... 4
3. GEREÇ VE YÖNTEM..... 23
3.1 Hedef Sistem Özelliklerinin Belirlenmesi..... 23
3.2 Aktif Bilek Ortezi İçin Tasarım Araştırmaları..... 24
3.3 Kavramsal Tasarımı..... 26
3.4 Detay Tasarım..... 27
3.4.1 Makine Elemanlarının Belirlenmesi..... 31
3.4.2 Tahrik Sisteminin Belirlenmesi..... 33
3.4.3 Sensörlerin ve Elektronik Donanım Bileşenlerinin Belirlenmesi..... 35
3.5 Analizler..... 36
3.5.1 Konum Analizi..... 38
3.5.2 Hız ve İvme Analizi..... 39
3.5.3 Dinamik Kuvvet Analizi..... 39
3.5.4 Simülasyon Model ve Denetim Analizi..... 43
3.5.5 Statik Kuvvet Analizi..... 52
3.6 Aktif Bilek Ortez Üretimi..... 54
3.7 EMG Sinyal İşleme..... 56
3.7.1 Sinyal İşleme Yöntemleri..... 57
3.7.2 Sinyal İşleme Testleri..... 59
3.8 Yapay Sinir Ağ Modelleri..... 61
3.8.1 Pencere Genişliği 256 ms için YSA eğitim ve doğrulama çalışmaları... 67
3.8.2 Pencere Genişliği 128 ms için YSA eğitim ve doğrulama çalışmaları... 71
3.8.3 Pencere Genişliği 64 ms için YSA eğitim ve doğrulama çalışmaları... 73
3.8.4 Pencere Genişliği 32 ms için YSA eğitim ve doğrulama çalışmaları..... 76
3.9 Bulanık Mantık Kontrolcü Tasarımı..... 79
4. BULGULAR..... 86
4.1 Deney Düzeneği..... 86
4.1.1 İzometrik Testler..... 87

4.1.2 İzotonik Testleri..... 89
4.2 Pasif Rehabilitasyon Testleri..... 91
4.3 Dirençli Egzersizler..... 94
4.3.1 Düşük Dirençli Test..... 94
4.3.2 Orta Dirençli Test..... 95
4.3.3 Yüksek Dirençli Test..... 96
4.3.4 Sanal Yük Dirençli Test..... 97
4.4 Aktif Yardımcı Testler..... 98
4.4.1 EMG Tabanlı Admitans Kontrolcü..... 100
4.4.2 Bulanık Mantık Kontrolcü..... 112
5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR..... 119
KAYNAKLAR..... 122
EK 1 – Konum, hız, ivme ve kuvvet analizleri için Matlab M-file programı..... 126
EK 2 – EMG Sinyal İşleme için kullanılan Matlab M-file kodları..... 128

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1. Lateral epikondil bölgesi 2
Şekil 2.1. Üretilen prototip cihaz (Carroza vd., 2004) 4
Şekil 2.2. Üretilen prototip cihaz (Perry vd., 2007). 5
Şekil 2.3. Üretilen prototip cihaz (Masia vd., 2009). 6
Şekil 2.4. F/E ve R/U hareketlerin çalışma eksenleri 6
Şekil 2.5. Üretilen prototip cihaz (Gopura ve Kiguchi, 2008). 7
Şekil 2.6. Üretilen prototip cihaz (Rahman vd., 2010). 8
Şekil 2.7. Üretilen prototip cihaz (Rahman vd., 2011). 8
Şekil 2.8. Üretilen prototip cihaz (Allington vd., 2011). 9
Şekil 2.9. Üretilen prototip cihaz (Atlıhan vd., 2014). 9
Şekil 2.10. Üretilen prototip cihaz (Nef ve Riener, 2005) 10
Şekil 2.11. Üretilen prototip cihaz (Kiguchi ve Hayashi, 2012) 11
Şekil 2.12. Üretilen prototip cihaz (Khokhar vd., 2010). 12
Şekil 2.13. Üretilen prototip cihaz (Bae vd., 2012). 12
Şekil 2.14. Üretilen prototip cihaz (Scorcia, 2010). 13
Şekil 2.15. Üretilen prototip cihaz (Squeri, 2014). 13
Şekil 2.16. Üretilen prototip cihaz (Martinez vd., 2013). 14
Şekil 2.17. Üretilen prototip cihaz (Pehlivan vd., 2013) 15
Şekil 2.18. Üretilen prototip cihaz (Kim vd., 2014) 15
Şekil 2.19. Üretilen prototip cihaz (Yamamoto, 2012) 16
Şekil 2.20. Üretilen prototip cihaz (Williams, 2001) 16
Şekil 2.21. Geliştirilen haptik cihaz (Gupta ve O'Malley, 2006) 17
Şekil 2.22. Sistemin blok diyagramı ve deney düzeneği (Song vd., 2013b) 17
Şekil 2.23. Sistemin blok diyagramı ve deney düzeneği (Colombo vd., 2005) 18
Şekil 2.24. Geliştirilen cihaz ve deney düzeneği (Chapuis vd., 2010) 18
Şekil 2.25. US 7156819 B2 numaralı patent çalışması 19
Şekil 2.26. US 7473234 B1 numaralı patent çalışması 19
Şekil 2.27. US 2011/0282253 A1 numaralı patent çalışması 21
Şekil 3.1. Termoplastik malzemeden ortez üretimi 25
Şekil 3.2. Myo-elektrik (EMG) tabanlı denetim (Oskei ve Hu, 2007) 26
Şekil 3.3. Kavramsal tasarım 27
Şekil 3.4. Nihai tasarım 28
Şekil 3.5. Ayar parçalarının kullanımı ve dönme eksenlerinin çakıştırılması 31
Şekil 3.6. Eksen 1 yataklaması 32

Şekil 3.7. Eksen 2 yataklaması 32
Şekil 3.8. Kuvvet sensörünü taşıyan uzvun yataklaması 32
Şekil 3.9. Yuvarlak diş profiline sahip dişli kayış-kasnakların hız-güç grafikleri 34
Şekil 3.10. Aktif bilek ortezinin 4 çubuk mekanizması olarak gösterimi 38
Şekil 3.11. Serbest cisim diyagramları 40
Şekil 3.12. Kuvvet ve tork analizi sonuçları 42
Şekil 3.13. Simmechanics model oluşturma 43
Şekil 3.14. “Ortezsiz” isimli Simmechanics model 46
Şekil 3.15. “Ortez Giyili Pasif” isimli Simmechanics model 46
Şekil 3.16. “Ortez Giyili Aktif” isimli Simmechanics model 46
Şekil 3.17. Referans yörünge 48
Şekil 3.18. Simmechanics analiz sonuçları 48
Şekil 3.19. Empedans ve admitans kontrolcülerin blok diyagramları 49
Şekil 3.20. Admitans denetim mimarisinin Simmechanics model üzerinde uygulaması 51
Şekil 3.21. Empedans denetim mimarisinin Simmechanics model üzerinde uygulaması 51
Şekil 3.22. Admitans ve empedans denetleyicilerin farklı yükler için performansları 52
Şekil 3.23. Statik analiz sonuçları 53
Şekil 3.24. Tasarım değişikliği ile yapılan statik analiz sonuçları 54
Şekil 3.25. Aktif bilek ortezinin patlatılmış montaj görüntüsü 55
Şekil 3.26. Cihazın ön kol ve al ayasına bağlanarak değişik hareketler için görünümü 56
Şekil 3.27. Veri bölümleme işlemi 57
Şekil 3.28. Sinyal işleme görüntüleri 60
Şekil 3.29. Öznitelik çıkarım yöntemlerin karşılaştırılması (pencere artım miktarı: 128 ms) 60
Şekil 3.30. Öznitelik çıkarım yöntemlerin karşılaştırılması (pencere artım miktarı: 1 ms) 60
Şekil 3.31. Frekans tabanlı öznitelik çıkarım yöntemlerin karşılaştırılması 61
Şekil 3.32. Genel bir YSA modeli 61
Şekil 3.33. EMG tabanlı admitans denetim mimarisi 63
Şekil 3.34. YSA eğitimi ve doğrulaması için kullanılan FCR kasına ait EMG verisi 63
Şekil 3.35. YSA eğitimi ve doğrulaması için kullanılan ECR kasına ait EMG verisi 63
Şekil 3.36. YSA eğitimi ve doğrulaması için kullanılan konum verisi 64
Şekil 3.37. YSA eğitiminde ve doğrulamasında kullanılan konum verisinin hız profili 64
Şekil 3.38. YSA eğitimi ve doğrulaması için kullanılan kuvvet verisi 64
Şekil 3.39. Kuvvet tahmini için kullanılan 6 farklı YSA model mimarileri 66
Şekil 3.40. Kuvvet sensöründen ölçülen ve YSA model tarafından tahmin edilen değerler 79
Şekil 3.41. Eğitim ve doğrulama verisi boyunca YSA modelin yapmış olduğu hatalar 79
Şekil 3.42. Bulanık mantık kontrolcüsünün çalışma yapısı 80

Şekil 3.43. Kasların aktivasyon yüzdesine göre BMK çıktısı 82
Şekil 3.44. Kasların aktivasyon yüzdesine ve konum sinyaline göre BMK çıktısı 82
Şekil 3.45. FCR kasından ölçülen EMG sinyali ve OK yöntemi ile öznitelik çıkarımı 83
Şekil 3.46. ECR kasından ölçülen EMG sinyali ve OK yöntemi ile öznitelik çıkarımı 83
Şekil 3.47. BMK için oluşturulan simülasyon modeli 83
Şekil 3.48. Kasların aktivasyon seviyesi 85
Şekil 3.49. BMK ile denetlenen simülasyon modelden ölçülen bilek konumu 85
Şekil 3.50. BMK ile denetlenen simülasyon modelden ölçülen bilek hızı 85
Şekil 4.1. Deney düzeneği 87
Şekil 4.2. İzometrik test sonuçları 88
Şekil 4.3. Yüksüz durumda gerçekleştirilen izotonik test 89
Şekil 4.4. FCR kasına 10 N yükleme durumunda gerçekleştirilen izotonik test 90
Şekil 4.5. FCR kasına 30 N yükleme durumunda gerçekleştirilen izotonik test 90
Şekil 4.6. FCR kasına 50 N yükleme durumunda gerçekleştirilen izotonik test 91
Şekil 4.7. Pasif rehabilitasyon uygulamaları için geliştirilen denetim mimarisi 92
Şekil 4.8. Pasif rehabilitasyon uygulamaları Test 1 92
Şekil 4.9. Pasif rehabilitasyon uygulamaları Test 2 93
Şekil 4.10. Dirençli egsersizler için geliştirilen denetim mimarisi 94
Şekil 4.11. Düşük dirençli egsersiz sonuçları 95
Şekil 4.12. Orta dirençli egsersiz sonuçları 96
Şekil 4.13. Yüksek dirençli egsersiz sonuçları 97
Şekil 4.14. Sanal yük dirençli egsersiz sonuçları 98
Şekil 4.15. Cihazın yük altında deneme çalışmaları 99
Şekil 4.16. Cihazın deney düzeneği kullanılarak yük altında testlerinin yapılması 99
Şekil 4.17. İki girişli YSA kullanılarak oluşturulan admitans denetim mimarisi 101
Şekil 4.18. İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün yüksüz durum için testi 102
Şekil 4.19. İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün 5 N yükleme altında testi 104
Şekil 4.20. İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün 10 N yükleme altında testi 105
Şekil 4.21. İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün 15 N yükleme altında testi 106
Şekil 4.22. Üç girişli YSA kullanılarak oluşturulan admitans denetim mimarisi 107
Şekil 4.23. Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün yüksüz durum için testi 108
Şekil 4.24. Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün 5 N yükleme altında testi 109
Şekil 4.25. Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün 10 N yükleme altında testi 110
Şekil 4.26. Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün 15 N yükleme altında testi 111
Şekil 4.27. EMG tabanlı bulanık kontrolcüsü 112
Şekil 4.28. EMG sinyalleri için kullanılan üyelik fonksiyonları 113

Şekil 4.29. Kasların aktivasyon yüzdesine göre BMK çıktısı 113
Şekil 4.30. Kasların aktivasyon yüzdesine ve konum sinyaline göre BMK çıktısı 114
Şekil 4.31. Bulanık mantık kontrolcünün yüksüz durum için testi 115
Şekil 4.33. Bulanık mantık kontrolcünün 5 N yükleme altında testi 116
Şekil 4.33. Bulanık mantık kontrolcünün 10 N yükleme altında testi 117
Şekil 4.34. 34 Bulanık mantık kontrolcünün 15 N yükleme altında testi 118

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1 Literatür taraması çalışmalarının karşılaştırılması 22
Tablo 3.1 Motor ve motor dişli kutusu kombinasyonları 35
Tablo 3.2 Aktif bilek ortezinin parça ve malzeme listesi 62
Tablo 3.3 İki girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 256 ms) 67
Tablo 3.4 İki girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 256 ms) 68
Tablo 3.5 İki girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 256 ms) 68
Tablo 3.6 Üç girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 256 ms) 69
Tablo 3.7 Üç girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 256 ms) 69
Tablo 3.8 Üç girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 256 ms) 69
Tablo 3.9 En iyi YSA modelin zaman gecikmesine bağlı performansı (PG: 256 ms) 70
Tablo 3.10 En iyi YSA modelin nöron sayısına bağlı performansı (PG: 256 ms) 70
Tablo 3.11 İki girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 128 ms) 71
Tablo 3.12 İki girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 128 ms) 71
Tablo 3.13 İki girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 128 ms) 71
Tablo 3.14 Üç girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 128 ms) 72
Tablo 3.15 Üç girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 128 ms) 72
Tablo 3.16 Üç girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 128 ms) 72
Tablo 3.17 En iyi YSA modelin zaman gecikmesine bağlı performansı (PG: 128 ms) 73
Tablo 3.18 En iyi YSA modelin nöron sayısına bağlı performansı (PG: 128 ms) 73
Tablo 3.19 İki girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 64 ms) 74
Tablo 3.20 İki girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 64 ms) 74
Tablo 3.21 İki girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 64 ms) 74
Tablo 3.22 Üç girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 64 ms) 74
Tablo 3.23 Üç girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 64 ms) 75
Tablo 3.24 Üç girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 64 ms) 75
Tablo 3.25 En iyi YSA modelin zaman gecikmesine bağlı performansı (PG: 64 ms) 75
Tablo 3.26 En iyi YSA modelin nöron sayısına bağlı performansı (PG: 64 ms) 75
Tablo 3.27 İki girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 32 ms) 76
Tablo 3.28 İki girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 32 ms) 76
Tablo 3.29 İki girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 32 ms) 77
Tablo 3.30 Üç girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 32 ms) 77
Tablo 3.31 Üç girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 32 ms) 77
Tablo 3.32 Üç girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 32 ms) 77
Tablo 3.33 En iyi YSA modelin zaman gecikmesine bağlı performansı (PG: 32 ms) 78

Tablo 3.34 En iyi YSA modelin nöron sayısına bağlı performansı (PG: 32ms).....78
Tablo 3.35 Bulanık mantık kural tablosu.....89
Tablo 4.1 İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün yüksüz durum için test sonuçları 103
Tablo 4.2 İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün 5 N yükleme altında test sonuçları 104
Tablo 4.3 İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün 10 N yükleme altında test sonuçları 105
Tablo 4.4 İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün 15 N yükleme altında test sonuçları 106
Tablo 4.5 Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün yüksüz durum için test sonuçları.....108
Tablo 4.6 Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün 5 N yükleme altında test sonuçları.....109
Tablo 4.7 Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün 10 N yükleme altında test sonuçları.....110
Tablo 4.8 Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün 15 N yükleme altında test sonuçları.....111
Tablo 4.9 Bulanık mantık kontrolcünün yüksüz durum için test sonuçları 115
Tablo 4.10 Bulanık mantık kontrolcünün 5 N yükleme altında test sonuçları.....116
Tablo 4.11 Bulanık mantık kontrolcünün 10 N yükleme altında test sonuçları.....117
Tablo 4.11 Bulanık mantık kontrolcünün 15 N yükleme altında test sonuçları.....118

ÖZET

Proje çalışması 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 kullanabilecekleri 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 kullanılması düşünülmektedir. Gerçekleştirilen projenin özgünlüğü, mesleğinden ötürü tekrarlı bilek hareketleri yapmak zorunda olan kimselerin dirsek bölgelerinde oluşan tendon yırtığı hastalıkların önlenmesi veya tedavisi için kullanılabilecek, 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 kullanıcısına özel uyarlanabilir olması gerçekleştirilen projenin diğer yenilikçi yönlerini oluşturmaktadır. Proje çalışmaları kapsamında bir insan-makine etkileşimi oluşturulmuş ve tasarlanan mekanik yapının kontrolü için yapay sinir ağları ve bulanık mantık gibi çeşitli denetim yöntemleri kullanılmıştır. İnsan-makine etkileşimi temel olarak ön kol kaslarından ölçülen EMG sinyalleri üzerinde sağlanmaktadır. İlk önce birtakım sinyal işleme algoritmaları ile ne kadarlık hareket desteğine ihtiyaç duyulacağı belirlenmekte ve daha sonra ise cihazın eyleyici sistemi devreye girerek kasları rahatlatacak tork desteği bileğe aktarılmaktadır. Böylelikle proje çalışmaları kapsamında farklı EMG tabanlı denetim mimarilerinin oluşturulması ile nöro-müsküler bir sistemin mekanik bir yapıyı sezgisel olarak kontrol etmesi sağlanmıştır. Proje çıktısı ürünün bilhassa meseleği gereği gün içerisinde yük altında çok sık tekrarlı bilek hareketleri yapmak zorunda kalan kimseler tarafından kullanılması beklenilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Myo-elektrik denetimli ortezler, bilek ortezi, elektromiyografi (EMG), sinyal işleme, yapay sinir ağları, insan-makine etkileşimi, robotik rehabilitasyon, nöro-müsküler denetim .

ABSTRACT

Project 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. It is planned that the device will be used to assist the wrist movements of people who should perform excessively repetitive wrist motions due to their profession and will 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 project 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 project. With in the scope of the project studies, a human-machine interaction is created and various control methods such as artificial neural networks and fuzzy logic are 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 quantitiy of the torque support was predicted through several signal processing algorithms, and then, the actuator system of the device comes into play by conveying tork support which will relieve the muscles. Hence, different EMG based control architectures were developed with in the scope of project studies so that a neuro-muscular system intuitively controls a mechanical structure. Especially, the output product of the project is expected to be used by ones who should make very frequent repetitive wrist movements under load within the day due to their profession.

Keywords: Myo-electric controlled orthoses, wrist orthosis, electromyography (EMG), signal processing, artificial neural networks, human-machine interaction, robotic rehabilitation, neuro-muscular control

1. GİRİŞ

Dirsek ekleminin dış tarafında bulunan ve el bileği ile parmaklara hareket yaptıran ekstansör (gerici) kaslara ait ortak tendonun yapıştığı alana (bknz. Şekil 1.1.a) lateral epikondil denilmektedir. El bileği ya da parmakları geriye doğru çeken kasların ortak bağlantı noktasında bulunan tendon dokusundaki yırtılmalar ilk defa Runge (1873) tarafından lateral epikondilit olarak tanımlanmıştır. Daha sonra tenis oynayanlarda görülme sıklığından ötürü bu hastalık tenisçi dirseği olarak tıp literatürüne geçmiştir (Major, 1883). El bileğinin ya da parmak eklemlerinin aşırı kullanımı ile tekrarlayan zorlamalara bağlı olarak kas-kemik bileşkesinde ortaya çıkan bu hastalıktan tenisçiler dışında günde 2 saatten fazla zorlayıcı ve tekrarlı bilek hareketleri (aşırı klavye kullanma, müzik enstrümanı çalma, dikiş dikme, tornavida kullanma, bıçakla yemek doğrama, tepsi taşıma, fırça kullanma, ağırlık kaldırma gibi işleri) yapmak zorunda kalan kişilerinde muzdarip oldukları ve toplumun 35-50 yaş aralığındaki kesminde hastalığın oluşma oranının %1-3 seviyelerinde olduğu rapor edilmiştir (Gruchow ve Pelletier, 1979; Wadsworth, 1987). Endüstride çalışanlarda görülme sıklığı %5-6 seviyelerinde tespit edilmiş ve Dünya Sağlık Örgütü tenisçi dirseği hastalığını kişinin iş yapmasına engel olarak görüp erken emeklilik nedeni saymıştır (Pienimaki vd., 1998). Tenisçi dirseği ülkemizde de meslek hastalıklarından biri olarak kabul edilmiş ve alınması gereken önlemler T.C. Çalışma ve Sosyal Güvenlik Bakanlığı (2014) tarafından yayınlanmış olan meslek hastalıkları tanı rehberinde belirtilmiştir. Tenisçi dirseği hastalığının oluşmasında en etken faktörün tekrarlı bilek hareketleri olduğu bilinmektedir. Tekrarlı bilek hareketleri ilgili tendonda kısmi ya da tam yırtıklara sebebiyet vermektedir. Tenisçi dirseği hastalığına yakalanan kişi derhal bileğine yapmış olduğu tekrarlı yükleme eylemlerini bırakmalı ve fizik tedavi uygulamalarına başlamalıdır. Tedavi esnasında hastalığa sebebiyet veren eylemlerden en az 3 ay kaçınılması gerekmektedir. Fakat bu gereksinime özellikle işini elle yapmak zorunda olan kişiler (motor ustası, marangoz, bilgisayar programcısı, temizlikçi, taksi şoförü, müzisyen, tesisatçı, boyacı, bahçıvan, elektrikçi) pek fazla uyamamakta ve söz konusu hastalığın daha da ilerlemesine sebebiyet verilmektedir. İlerleyen dönemlerde dirseğin dış kenarından ön kola doğru ağrılar artmakta ve özellikle el bileğinin yük direncine karşı geriye doğru bükümünde tendon yırtığının daha da büyümesine yol açılmaktadır. Hastalığın en ileri aşamasında ise el sıkışma, yemek yeme, kavanoz açma, bardak tutma, bavul taşıma, giyinme, kapı açma, boyama gibi kavrama, taşıma ve kaldırma gerektiren tüm günlük aktivitelerde hasta dayanılmaz ağrılar çekmeye başlamaktadır (Wuori vd., 1998).



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

Tenisçi dirseği hastalığının tedavisinde zedelenmiş olan bölgeye 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 sonunda eğer 6 ay sonunda iyileşme belirtileri görülmez ise en son çare olarak cerrahi müdahale ile inflamasyonlu dokunun temizlenmesi ve tendon yırtığının yerine dikilmesi gerekmektedir. Tenisçi dirseği hastalığına benzer olarak dirsek ekleminin iç kısmında (bknz. Şekil 1.1.b) oluşanına 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 sebep olan etkiler ve hastalığın tedavi süreci tenisçi dirseği ile aynıdır (McMurtrie ve Watts, 2012). Tenisçi ve Golfçü dirseği hastalıklarında en etkili tedavi yöntemi, kişinin dirseğinde ağrı başlayınca kendini rahatsız eden eylemleri hemen bırakıp kolunu dinlendirmesi (en az 3-6 ay) ve tekrarlı bilek hareketlerini yapmayı bırakmasıdır. Fakat bu seçenek bazı meslek grupları için pek mümkün olmamakta ve kişiler ilk başta bu hastalıkları çok fazla önemsemeyerek (özellikle iş kaybı yaşamamak için) hastalığı ciddi ölçüde artıran eylemlere devam etmeyi sürdürmektedirler. Böylesi durumlarda tendon yırtığı daha da ilerlemekte ve kişi günlük işlerini yapamaz hale gelip 6 aylık bir fizik tedavi, kortizon ve PRP enjeksiyonu ya da şok dalga tedavilerinden sonuç alınamaz ise hastaya en son çare olarak cerrahi müdahale yapılmaktadır. Ameliyat sonrası rehabilitasyon uygulamaları da göz önüne alınırsa iyileşme süresi 12 ay kadar sürmektedir. Ayrıca cerrahi müdahalenin kesin çözüm olmadığı ve ameliyat sonrası kişinin el bileğine gereken önemi göstermez ise ileride aynı bölgede tendon yırtığı oluşumunun (kronikleşme) yüksek ihtimal olduğu Pienimaki vd. (1998) tarafından bildirilmektedir.

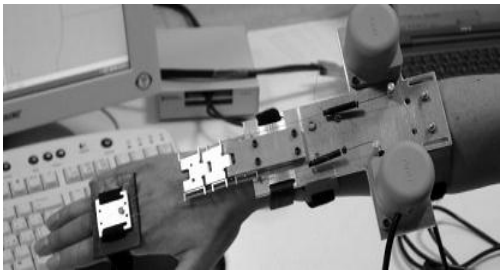
Gelişen robot ve bilgisayar teknolojisi artık insanlarla uyumlu çalışabilen robotik sistemlere doğru kaydığından, gerçekleştirilen bu proje kapsamında söz konusu tenisçi ve golfçü dirseği hastalıklarına yönelik bir aktif bilek ortez tasarımı ve denetimi gerçekleştirilmiştir. Tasarımı ve üretimi planlanan aktif bilek ortez cihazının aynı zamanda kısmi felçli hastalar tarafından kullanılması da söz konusudur. Kısmi felçli bir hastanın kaybettiği fonksiyonları geri kazanması için uygulanan tedavi yönteminin başında fizyoterapi gelmektedir. Bu terapinin amacı hastaya bir takım özel hareketler yaptırarak hastanın kas eylemlerini geri kazanabilmesidir. Genellikle bu tedavi yönteminde birden fazla rehabilitasyon uzmanı (fizyoterapist, rehabilitasyon hemşiresi, sosyal danışman ve psikolog) görev almakta olup hastaya sadece belirli sürelerde doktorun ön gördüğü hareketler yaptırılmaktadır. Şüphesiz bu yöntem hastanın süresi kısıtlı tedavi seanslarına maruz kalmasına, zor koşullar altında sürekli fizik tedavi ve rehabilitasyon merkezlerine gidip gelmesine ve aynı zamanda da ülkelerin ekonomik bütçesine ciddi sağlık personel yükü getirmektedir. Robotik rehabilitasyon ise bütün bu zahmetli ve masraflı işlemleri kolaylaştıracak hasta-robot etkileşimli yeni bir tedavi yöntemi sunmaktadır. Şüphesiz robotik rehabilitasyon sayesinde hastalar daha uzun süre istedikleri ortamda rahatça tedavi olma imkanlarına sahip olurken, doktorlar da hastaların tedavi sürecinin hangi aşamasında olduklarını robot üzerinden toplanan veriler sayesinde daha kolay gözlemleyebilmektedirler. Son on yılda, birbirinden farklı rehabilitasyon robotları üzerine yapılan araştırmalar bu konuya olan talebi açıkça ortaya koymaktadır. Bu talebe karşılık, değişik eyleyiciler, sensörler, kontrol teorisi ve mikroişlemci teknolojisindeki gelişmelerde hızlı bir şekilde ilerlemeye devam etmektedir. Özellikle fizik tedavi uygulamalarında robotik rehabilitasyon ürün kullanımının giderek arttığı bilinmektedir.

Bu proje kapsamında prototip bir ürün olarak geliştirilmesi düşünülen aktif bilek ortezin kullanıcısına özel uyarlanabilir, hafif ve mobil olması hedeflenmiştir. Kullanıcı gayesi (yapılmak istenen bilek hareketi) EMG sensörleri ile algılanıp bileğe ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri yaptırarak kasların yapması gereken eylemleri aktif bilek ortezin yerine getirmesi amaçlanmıştır. Böylece söz konusu kaslara düşen kuvvet ciddi oranda azaltılmış olunacaktır. Böylelikle tendon aşırı zorlanmadığı için dirsek bölgesinde en sık görülen tendon yırtığı hastalıklarının oluşumunun engellenmesi düşünülmektedir. Bunun yanında tedavi sürecindeki hastanın ise günlük yaşamını hatta mesleğini kesintisiz bir şekilde devam ettirmesi de mümkün olacaktır. Tasarlanması düşünülen aktif bilek ortezin kullanımı kısmi felçli hastalar için de geçerli olacağından, kısmi felçli hastaların ön kol kaslarında ürettikleri zayıf EMG sinyallerine bağlı olarak bileğe ortez üzerinden tork takviyesi sağlanıp hastaların kendi arzu ve istekleri doğrultusunda bilek hareketlerini gerçekleştirmeleri mümkün olabilecektir.

2. LİTERATÜR ÖZETİ

Bu bölümde literatürde yer alan mevcut tüm aktif bilek ortez cihazları araştırılıp yeterli bilgi birikimi elde edilmiş ve aynı zamanda günümüz son teknolojik düzeyinde geliştirilmiş olan bilek rehabilitasyonu robotları incelenerek proje çalışmaları kapsamında geliştirilecek olan cihazın hedef sistem özellikleri belirlenmeye çalışılmıştır. Böylelikle tasarlanacak olan cihazın bilek ekleminde sağlaması gereken açı limitleri, tork limitleri ve cihazın denetimini sağlayacak kontrol yöntemi, eyleyici ve sensör seçimleri doğru bir şekilde belirlenmiş olacaktır.

Carroza vd. (2004) Şekil 2.1'de gösterildiği üzere insan bileği için bir bilek ortezi tasarlayıp, üretimini gerçekleştirmiştir. Cihazda EMG sensörleri olmadığı için bilek hareketleri hastanın isteği ve arzusu doğrultusunda kontrol edilememekte, sadece 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 kablo-kasnak mekanizması tarafından gerçekleştirilmektedir. Bio-mekatronik bir konsept tasarıma önem verilerek bileğin yerine getirmesi gereken tüm fonksiyonlar gerçekleştirilmeye çalışılmıştır. Nöro-rehabilitasyonda kullanılan robotların fiziksel tedavi sürecine olan faydalarını göstermek için literatürde sınırlı sayıda gerçekleştirilmiş bilek ortez tasarımlarından birisidir. Söz konusu çalışmada,insan üst uzuvlarında bulunan en karmaşık mafsalın bilek eklemi olduğu vurgulanıp, bilek bölgesi için bir dış iskelet robot tasarımının zorluğu belirtilmiştir. Cihazın mekanik sisteminin geri-sürülebilir ("back-drivable") yapıda olduğu ve rehabilitasyon uygulamalarında hastaya arzulanan kuvvetleri hissettirebilmek için cihazın kontrol sisteminde empedans türü bir denetim mimarisinin kullanıldığı belirtilmiştir. Cihazın olabildiğince hafif olması için mekanik yapının alüminyum malzemeden 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 belirtilmiştir.



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

Deneve vd. (2008) rehabilitasyon amaçlı kullanılan robotlar için birtakım denetim sistemi mimarileri önermiştir. 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 geliştirilmesi için robot kinematiğinin ve dinamiğinin bilinmesi gerekliliği vurgulanmıştır. Özellikle admitans denetim mimarisinin çok yüksek sertlik değerlerini sağlayacak şekilde kuvvet hissettirebilmesinden dolayı cihaz kullanıcısına yüksek şeffaflık ("transparency") sağlayabildiği ve bu yüzden haptik/kinestetik (dokunma duyusu hissi oluşturan) cihazlar arasında en sık kullanılan denetim mimarisi olduğu açıklanmıştır.

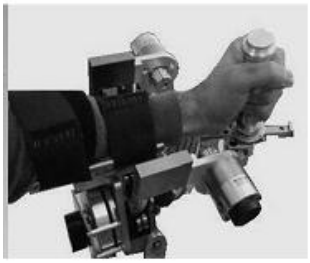
Perry vd. (2007) tarafından yapılan bir çalışmada ise Şekil 2.2'de gösterilen CADEN-7 isimli 7 serbestlik dereceli, kablo-kasnak tahrikli, geri-sürülebilir fakat sabit bir platforma bağlı bir dış iskelet robot kol tasarlanıp üretilmiştir. Günlük hayat aktivitelerinde üst uzuvlarda ihtiyaç duyulan eklemlerin açı 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, cihazın band genişliğinin ise 10 Hz olduğu bildirilmiştir. Ayrıca cihazın Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için açı limitlerinin 60°/55° olduğu ve bu yönlerde 0.07 Nm dolaylarında tork desteği verdiği, Radyal/Ulnar deviasyon hareketler için ise açı limitlerinin 35°/35° olduğu ve söz konusu hareketler için bilek eklemine 0.11 Nm'ye kadar tork yardımında bulunduğu, Pronasyon/Supinasyon hareketler için ise 75°/75° 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 (Perry vd., 2007).

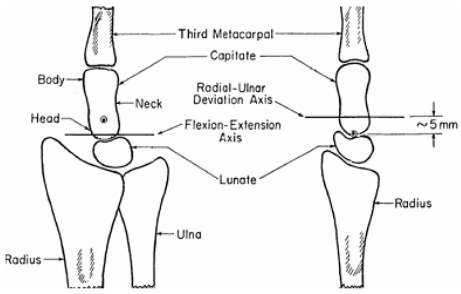
Masia vd. (2009) tarafından 3 serbestlik dereceli bir dış iskelet bilek robot tasarlanıp üretilmiştir. Şekil 2.3'te gösterilen IIT-Wrist isimli bu robot ile felçli hastaların motor fonksiyonlarında ciddi seviyelerde iyileşmeler sağlandığı gösterilmiştir. Robotun kullanıcısına Fleksiyon/Ekstansiyon(F/E), 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°/70° ve 1.85 Nm, R/U hareketler için 35°/35°ve 2.24 Nm, S/P hareketler için 80°/80° 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.



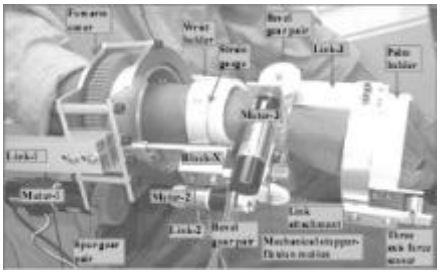
Şekil 2.3. Üretilen prototip cihaz (Masia vd., 2009).

Gopura ve Kiguchi (2009) tarafından gerçekleştirilen literatür araştırmasında üst uzuvlar (üst kol, ön kol ve el) için hem rehabilitasyon sürecine hem de gündelik işlere yardımcı olacak robotlardan beklenen gereksinimler ile bu robotların mekanik tasarımında dikkat edilmesi gereken en önemli noktalar ve yaşanan zorluklar açıklanmıştır. Özellikle aktif ortez ile ortezi kullanacak kişinin eklemlerinin tam bir uyum içerisinde olmasını sağlayacak uyarlanabilir bir ergonomik tasarımın önemi vurgulanmıştır. Şekil 2.4’teki bilek ekleminin biyomekanik yapısı gösterilip, F/E hareketler için olan dönme ekseni ile R/U hareketler için olan dönme ekseni arasındaki açının 90 derece olduğu ve aynı zamanda bu iki dönme ekseni arasında 5mm’lik bir mesafe olduğu açıklanmıştır. Ayrıca dış iskelet robotların 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 verimliliğin 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 ve Flexor Carpi Radialis ile Extensor Carpi Ulnaris ve Flexor Carpi Ulnaris kaslarından ölçüm alındığı açıklanmıştır. Ayrıca, 2kHz örnekleme frekansında ölçülen ham EMG verisinin ortalama karekök ("root-mean-square") 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 ("continous torque") desteği sağlayabildiği ve robotun toplam ağırlığının ise 1.9 kg olduğu açıklanmıştır. Cihazın el ayası ile olan etkileşim kuvvetinin ve cihazın ön kol üzerinde oluşturduğu burkulma torkunun birer adet kuvvet ve tork sensörleri ile ölçüldüğü bildirilmektedir. Robotun kullanımı ile ham EMG verisinden elde edilen ortalama karekök verisinde düşüşler olduğu gösterilip kasların yapması gereken görevi robotun başarıyla gerçekleştirdiği gösterilmiştir.

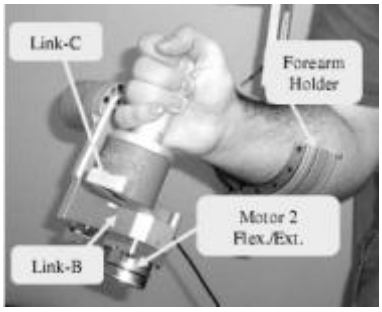


Şekil 2.5. Üretilen prototip cihaz (Gopura ve Kiguchi, 2008).

Gopura vd. (2011) tarafından yapılan bir literatür araştırmasında özellikle günümüz eyleyici teknolojisi ile dış iskelet robotların hastaların ihtiyacını mükemmel bir şekilde karşılamasının çok zor olduğu vurgulanmaktadır. Burada mükemmelden kasıt, robotun kullanıcısına herhangi bir rahatsızlık vermemesi, robotun kullanıcısına ek yük getirmemesi için oldukça hafif ve küçük boyutlu olması ve robotun yüksek bir tork kapasitesine sahip olup ciddi kas kuvveti gerektiren işlerin robot tarafından yapılması şeklindedir. Hatta var olan çoğu dış iskelet robotların kullanıcısına 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 kullanılabilecek (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 malzemeden imal edildiği bildirilmiştir. DC motor ve harmonik sürücü kullanımı ile yüksek tork değerlerine çıkılabileceği açıklansa da cihazın dinamik simülasyonlarında ve gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda bilek ekleminde 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. İleriye dönük çalışmalar ise, EMG tabanlı denetim mimarilerin tasarlanması ve böylelikle cihazın kontrolünde kullanıcı gayesinin ön plana çıkarılması yönündedir.



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 gerçekleştirilmiştir. 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°/50° ve 2 Nm, Radyal Deviasyon/Ulnar Deviasyon hareketler için 20°/25° ve 4 Nm, Supinasyon/Pronasyon hareketler için 85°/85° ve 3 Nm olarak bildirilmiştir.



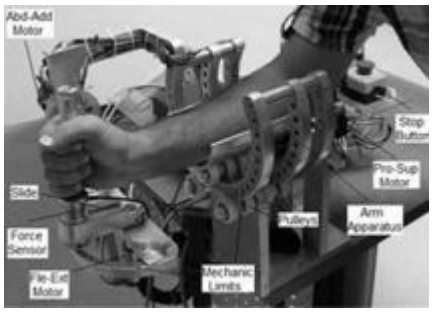
Şekil 2.7. Üretilen prototip cihaz (Rahman vd., 2011).

Allington vd. (2011) ön kol için Supinasyon/Pronasyon ve bilek için ise Fleksiyon/Ekstansiyon hareket fonksiyonlarının rehabilitasyonu için 2 serbestlik dereceli ve pnömatik eyleyicili SUE isimli bir robot tasarlamıştır. Robotun her çalışma ekseni 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 ile denetlendiği açıklanmıştır. Şekil 2.8'de gösterilen cihaz ile kısmi felçli bir hastanın bilek hareketlerinin rehabilitasyon sürecinin başarılı bir şekilde yapılabildiği açıklanmıştır. 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-sürülebilir özelliğini olumsuz yönde etkilediği bildirilmiştir.



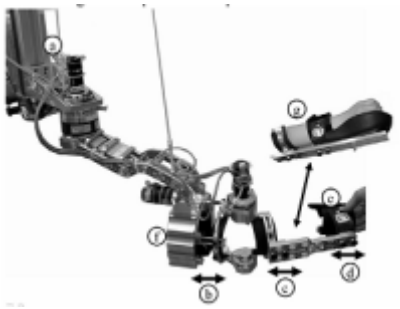
Şekil 2.8. Üretilen prototip cihaz (Allington vd., 2011).

Atlıhan vd. (2014) ise önkolun ve bileğin terapötik egzersiz uygulamalarının yapılabileceği Physiotherabot/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°/80° olup bu yönlerde 2.88 Nm dolaylarında tork desteği verdiği, Radyal /Ulnar hareketler için ise açı limitlerinin 30°/45° olup 3.46 Nm'ye kadar tork yardımında bulunduğu ve Pronasyon/ Supinasyon hareketler için ise 85°/85° açı limitlerinde 20.74 Nm'ye kadar yardımcı tork uygulayabildiği bildirilmiştir.



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

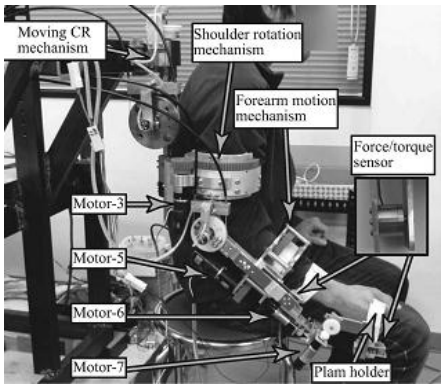
Nef ve Riener (2005) sürekli ve tekrarlı yapılan egzersizlerin nörolojik veya ortopedik doku bozukluğu olan hastaların hareket performanslarını önemli ölçüde geliştirdiğini belirtmiş ve bu iyileşmeyi göstermek için de ARMIN isimli bir rehabilitasyon robotu geliştirmiştir. Günlük kol aktivite egzersizlerinde kullanılmak için tasarlanmış olan 6 serbestlik dereceli bu robotun üzerinde konum ve kuvvet sensörleri yer almaktadır. Robot uzuvlarının ayarlanabilir olup kullanıcısına kolaylıkla uyarlanabilir olduğu açıklanmıştır. İyi bir performans için düşük eylemsizliğe ve sürtünmeye sahip boşluksuz mekanizmaların kullanılması gerektiği bildirilmiştir. 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. Konum kontrolü, empedans ve admitans gibi değişik kontrol tekniklerinin kullanımına yönelik çalışmaların sürdüğü belirtilmiştir. Şekil 2.10'da gösterilen robot Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için açı limitleri 45°/30° olup 3 Nm dolaylarında tork desteği sağlayabilmektedir.



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

Kiguchi ve Hayashi (2012), eğer rehabilitasyon robotu kullanıcısının hareket isteğini EMG verisi üzerinden gerçek zamanlı olarak kestirebilirse, robot üzerinden kullanıcısına etkili bir güç yardımında bulunulacağını fakat bununda kolay olmadığını nedenleriyle birlikte açıklamıştır. Bu zorluklar sırasıyla aynı hareket için EMG sinyalinin aynı kişilerde bile aynı formda alınamadığı, farklı kişilerde zaten bu biyolojik temelli sinyalin ciddi farklılıklar içerdiği, gerçek-zamanlı hareket isteği tahmininin yoğun sinyal işleme işlemlerinden ötürü kolay olmadığı ve belirli bir hareketin birçok kasa bağlı olması nedeniyle kas ölçümlerinden değişik hareketlerin ayrımının yapılmasının çok güç olduğu şeklinde açıklanmıştır. Şekil 2.11'de gösterilen robot kontrolünün EMG tabanlı bir empedans denetim mimarisi ile gerçekleştirildiği ifade edilmiş olup temel olarak yapılan denetim döngüsü şu şekildedir. Kaslardan ölçülen EMG sinyalleri ile kullanıcının eklemlerinde gerekli olan eklem torkları tahmin edilmektedir. Neuro-fuzzy modifiyeci ile de değişik uzuv duruşları için eklem torku tahmincisinin katsayıları değiştirilerek değişik eklem açılarında bile hassas bir şekilde tork tahminin yapılması gerçekleştirilmektedir. Tahmin edilen eklem torklarından 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 alınmaktadır. 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 bulunur ve Jacobian matris yardımıyla da bu kuvveti üretmek için robot eklemlerine düşen referans torklar hesaplanarak, tork denetim modunda çalışan motorların sürücü devrelerine kontrol sinyalleri gönderilmektedir.



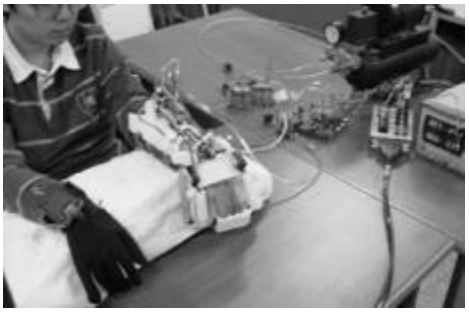
Şekil 2.11. Üretilen prototip cihaz (Kiguchi ve Hayashi, 2012).

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 yapılıp etkili bir kuvvet kontrollü gerçekleştirildiği belirtilmektedir. İlk önce EMG verilerinden 3 farklı sinyal işleme yöntemi ("Root-Mean-Square", "AutoRegressive" ve "Wave Lenght") ile öznitelik çıkarımı yapılmıştır. Daha sonra bu öznitelik çıkarımı yapılmış sinyaller ile destek vektör makinesi ("Support Vector Machine") yöntemi ile 5 farklı yüzdelik kuvvet şiddeti ve 4 farklı hareketi kapsayan toplam 20 sınıf için örüntü tanıma/sınıflandırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Gerçek zamanlı çalışan cihaz kontrol döngüsünün 250 ms içerisinde kapatıldığı belirtilmektedir. Şekil 2.12'de gösterilen tasarımda Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için 10 cm stroklu bir doğrusal eyleyici 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 frekansıyla ölçüldüğü belirtilmiştir. Tüm yapının ABS plastik malzeme ile hızlı prototipleme cihazında üretildiği ve cihazın toplam ağırlığının yaklaşık 500 gram olduğu bildirilmektedir.



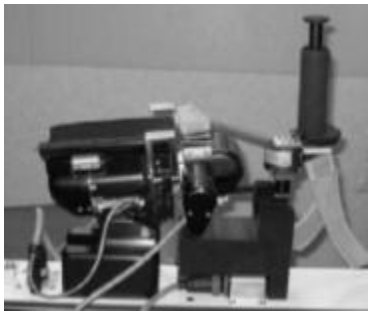
Şekil 2.12. Üretilen prototip cihaz (Khokhar vd., 2010).

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 yapılırken 2 adet elektrik motorlu doğrusal eyleyiciler yardımı ile de parmak hareketleri sağlanmaktadır. Şekil 2.13'te görüldüğü üzere ABS plastik malzemeden üretilen aktif ortez ile bilekte sadece 48°/42° 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 sırasıyla Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için 60°/60°, Radyal Deviasyon/Ulnar Deviasyon hareketler için 30°/45° ve Supinasyon/Pronasyon hareketler için 70°/70° olarak bildirilmiştir.



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

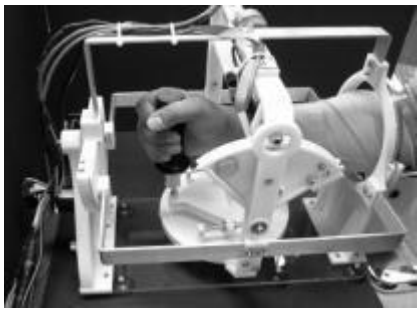
Squeri vd. (2014) tarafından Şekil 2.15'te gösterilen bilek rehabilitasyon cihazı geliştirilmiştir. Cihaz empedans kontrol mimarisi ile denetlenmekte olup Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için 70°/70° açı limitlerinde 0.9 Nm'ye kadar tork desteği, Radyal/Ulnar deviasyon hareketler için 40°/40° açı limitlerinde 3 Nm'ye kadar tork desteği ve Pronasyon/ Supinasyon hareketler için ise 57°/57° 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 kullanılabileceğini göstermektedir. Ayrıca kaslarının aşırı kasılımı (spastisite) sonucu meydana gelen kalıcı durum bozukluğunun (kontraktür) düzeltilmesi için bileği uzun süre hareketsiz bırakacak şekilde atel kullanımı ile bilek tedavisinde etkili sonuçların alınamadığı çünkü bu seferde günlerce hareketsiz bırakılan kaslarda gerileme (atrofi) oluştuğu açıklanmıştır. Bu yüzden bilek hareketlerinin sürekli ve tekrarlı bir şekilde yapılması için (yay, kablo ya da kauçuk bant içeren) dinamik atel kullanımının gerekliliği fakat bu dinamik atel kullanımı ile de hem arzulanan seviyede bir kuvvet ayarının yapılmasındaki zorluklara hem de tedavinin aşamasına göre sürekli ayarlanması gereken açı limitlerinin sağlanmasındaki zorluklara vurgu yapılarak sadece bilek için geliştirilmiş rehabilitasyon robotlarına neden ihtiyaç duyulduğu açıklanmaktadır.



Şekil 2.15. Üretilen prototip cihazi (Squeri vd. 2014).

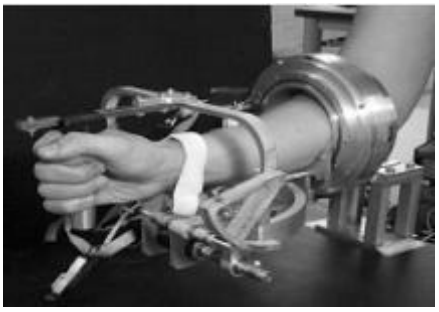
Martinez vd. (2013) tarafından yapılan güncel bir çalışmada ise 3 serbestlik dereceli Wrist Gimbal isimli felçli hastaların rehabilitasyonu için bir bilek dış iskelet robot geliştirilmiştir.

Hastalığın tedavisinde beyin ile felçli uzuv arasında yeni nöron hücreleri oluşturmak için sürekli ve tekrarlı hareketlerin yapılması gerekliliğinden bahsedilip, tedavi sürecinde hastaların sürekli terapistler ile birebir etkileşim halinde olmaları gerektiği ve hastaların zor şartlar altında rehabilitasyon merkezlerine gidip gelmeleri gerektiği açıklanmıştır. Robotik cihazlar ile hastaların evlerinde kimseye bağımsız olmadan rahat bir şekilde tedavi olabilecekleri açıklanıp, robotik rehabilitasyonun önemine vurgu yapılmıştır. Şekil 2.16'da gözüken 3 serbestlik dereceli robotun olabildiğince hafif olması için Alüminyum ve ABS Plastik malzemeden 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 kullanıcısına tüm yönlerdeki bilek hareketleri için sağlayabildiği eklem açısı ve tork limitleri sırasıyla Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için 90°/90° ve 1.76 Nm, Radyal Deviasyon/Ulnar Deviasyon hareketler için 30°/30° ve 1.76 Nm, Supinasyon/Pronasyon hareketler için 90°/90° ve 2.86 Nm olarak bildirilmiştir.



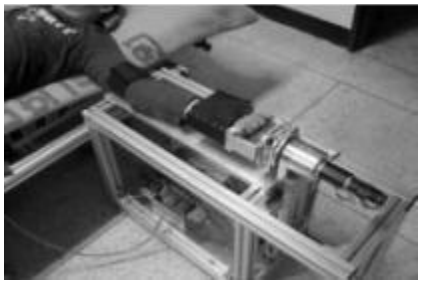
Şekil 2.16. Üretilen prototip cihaz (Martinez vd., 2013).

Pehlivan vd. (2013) tarafından yapılan bir çalışmada ise ön kol ve bilek rehabilitasyonu için bir dış iskelet robot geliştirilmiştir. Şekil 2.17'de gösterilen RiceWrist-S isimli bu robotun tork çıktısının, hareket kabiliyetinin ve konum kontrol performansının benzerlerine göre çok üstün olduğu ifade edilmiştir. Cihazın açı ve tork limitleri sırasıyla Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için 65°/65° ve 3.37 Nm, Radyal Deviasyon/Ulnar Deviasyon hareketler için 30°/35° ve 2.11 Nm, Pronasyon/ Supinasyon hareketler için ise 90°/90° ve1.69 Nm olarak açıklanmıştır.



Şekil 2.17. 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 sensörleri mevcut olup, kuvvetin 200 N, torkun ise 10 Nm seviyelerine kadar ölçülebildiği bildirilmiştir. Şekil2.18'de gösterilen robotik cihaz ile hastalara Pronasyon/Supinasyon yönlerinde rehabilitasyon hareketleri yaptırılmaktadır. Yapılan bu bilek hareketleri için referans tork değerlerinin yaklaşık 4.65 Nm, açı limitlerinin ise 46.3°/34.5°aralığında olduğu bildirilmiştir.



Şekil 2.18. Üretilen prototip cihaz (Kim vd., 2014).

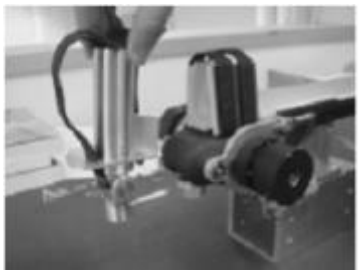
Yamamoto (2012), tekrarlı eklem hareketlerinin kas/sinir ya da beyin hasarlarının giderilmesinde kullanılan en etkili tedavi yöntemi olduğunu bildirmektedir. Ayrıca tedavi sürecinin bir terapist eşliğinde yürütülmesinin önemle gerektiği fakat gün geçtikçe hasta sayısındaki hızlı artışın mevcut terapist sayısınca artık karşılanamadığından bahsedilmektedir. 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 açıklanmaktadır. 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 2.19'da gösterilen sabit bir platforma bağlı olan tutamaç üzerinden servomotorlar yardımıyla gerçekleştirilmektedir. Cihazın pasif ve aktif olmak üzere iki modu olduğu belirtilmiştir. Pasif mod hasta isteği göz önüne alınmaksızın hastanın eline belirli hareketler yaptırırken, aktif

rehabilitasyon sürecinde ise hastanın yapmak istediği hareket kaslardan ölçülen myo-elektrik sinyaller vasıtasıyla algılanıp gerçekleştirilmektedir.



Şekil 2.19. Üretilen prototip cihaz (Yamamoto, 2012).

Williams vd. (2001) tarafından yapılan çalışmada MIT-MANUS isimli bir bilek rehabilitasyon robotu geliştirilmiştir. Cihazın Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler için açı limitleri 70°/65° olup 1.2 Nm dolaylarında tork desteği verdiği, Radyal Deviasyon/Ulnar Deviasyon hareketler için ise açı limitlerinin 15°/30° olduğu ve bu yönlerde ise bileğe yine 1.2 Nm'ye kadar tork desteği sağlayabildiği, Pronasyon/ Supinasyon hareketler için ise 90°/90° açı limitlerinde 1.69 Nm'ye kadar tork yardımında bulunduğu bildirilmiştir. Şekil 2.20'de gösterilen cihazın çok az bir reaksiyon kuvveti hissedilerek geri-sürülebilir olduğu vurgulanmıştır. Robot destekli nöro-rehabilitasyon ile kısmi felçli hastaların motor fonksiyonlarının geri kazanımına çok büyük olumlu etkiler yapıldığı klinik çalışmalardan gösterilmiştir. Ayrıca bu çalışmada bir rehabilitasyon robotunun geri-sürülebilir bir cihaz sınıfında olabilmesi için cihaz kullanıcısına yansıtılacak atalet ve direnç torkunun üst sınırları sırasıyla 45×10^{-4} kg.m^2 ve 0.2 Nm olarak belirtilmiştir.



Şekil 2.20. Üretilen prototip cihaz (Williams vd., 2001).

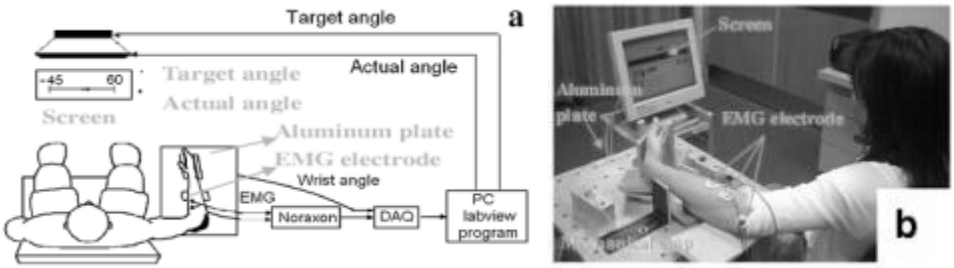
Gupta ve O'Malley (2006), Şekil 2.21'de gösterilen üst uzuvların rehabilitasyonunda kullanılabilecek MAHI isimli bir haptik robot geliştirmişlerdir. Robotun bilek ekleminde F/E yönlerinde ve R/U yönlerinde sağlayabileceği tork desteği en fazla 0.4 Nm olarak belirtilmiş olup, kullandıkları eyleyici teknolojisi ile sağlıklı bir kişinin normalde ihtiyaç duyacağı 4 Nm'lik

tork değerlerine çıkılmasının mümkün olmadığı belirtilmiştir. Mekanik aksamın üretiminde alüminyum malzeme kullanılmış olup cihazın toplam ağırlığı 4 kg civarındadır.



Şekil 2.21. Geliştirilen haptik cihaz (Gupta ve O'Malley, 2006).

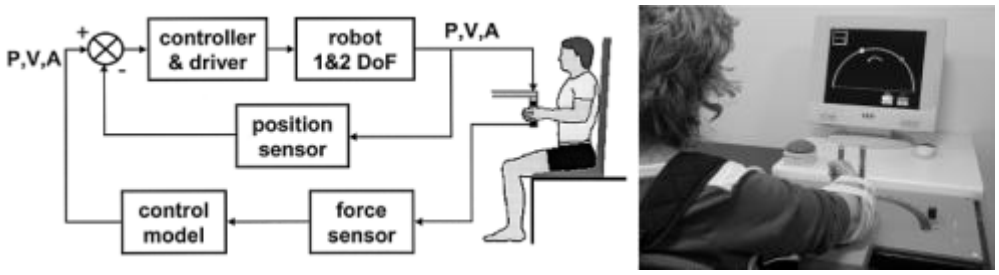
Song vd. (2013) tarafından yapılan bir çalışmada ise felçli hastaların aktif rehabilitasyon uygulamaları için myo-elektrik tabanlı bir bilek robotu geliştirilmiştir. Fleksiyon ve Ekstansiyon hareketlerde bileğe tork desteği verecek olan bu robot, Şekil 2.22'de görüldüğü üzere masa üstünde sabit bir platforma 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 üzeriden 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 sona ise 10-400 Hz arasından bir filtreleme işleminden geçirildiği ve sinyalin tam doğrultularak 100ms'lik veri pencerelerinde işleme tabi tutulduğu açıklanmıştır. EMG sinyalinin şiddetine göre hastanın bileğini ±60° açı limitlerinde ve 10°/s hızına kadar hareket ettirebildiği ve robotun ise hasta bileğine yaklaşık 2 Nm dolaylarına kadar tork desteğinde bulunabildiği açıklanmıştır.



Şekil 2.22. Sistemin blok diyagramı ve deney düzeneği (Song vd., 2013b).

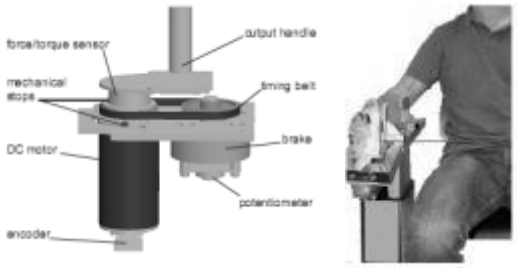
Colombo vd. (2005) tarafından yapılan çalışmada felçli hastaların bilek rehabilitasyonu için Şekil 2.23'te gösterildiği üzere admitans kontrol mimarisini kullanan ve sabit bir platforma bağlı mekatronik bir sistem geliştirilmiştir. Blok diyagramından görüleceği üzere hasta ile cihaz arasındaki etkileşim kuvveti ölçülerek cihazın izlemesi gereken hedef konum, hız ve ivme değerleri bir admitans model üzerinden elde edilmekte, daha sonra ise içteki döngü pozisyon sensörü ile kapatılarak cihazın konum 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 ±90° ve ± 500 °/s olduğu açıklanmıştır.



Şekil 2.23. Sistemin blok diyagramı ve deney düzeneği (Colombo vd., 2005).

Chapuis vd. (2010) ise bilek motor fonksiyonlarının geri kazanımına yönelik Şekil 2.24'te gösterilen ReFlex isimli bir cihaz geliştirmiştir. İnsan bileğinin en fazla 6-10 Nm dolaylarında tork üretebileceği açıklanmış fakat hem eyleyici teknolojisindeki yetersizliklerin hem de bu cihazın sadece felçli hastaların tekrarlı bilek hareketlerinde kullanılacak olmasından dolayı 1 Nm seviyesinde bir durağan tork (cihaz hızı sıfır iken üretilebilecek maksimum tork) değerinin nöro-rehabilitasyon uygulamaları için yeterli olacağı bildirilmiştir. Yapılan tasarımda, manevra kolunun bir kuvvet/tork sensörü üzerinden doğrudan bir DC motora bağlanmakta olduğu ve aynı zamanda bu motorunda bir dişli kayış üzerinden bir parçacık fren ("particle brake") sistemine bağlandığı görülmektedir. Böylelikle bu cihaz ile yaklaşık 3 Nm tork değerlerine kadar hasta eline bir karşı direnç torku sağlanabilmektedir. Aslında cihazın ±75° açı limitlerindeki F/E hareketler için hasta bileğine yardımcı olabileceği en çok tork desteği DC motorun verebileceği 0.47 Nm'lik sürekli tork değeridir.

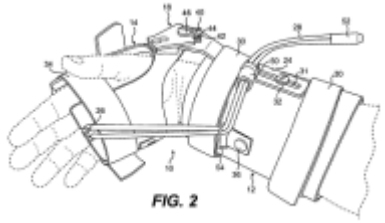


Şekil 2.24. Geliştirilen cihaz ve deney düzeneği (Chapuis vd., 2010).

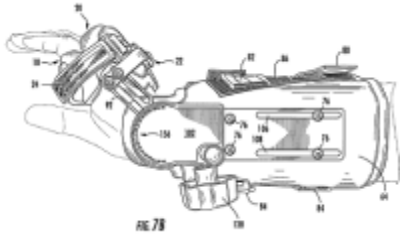
Luh (1999) ise EMG verisi üzerinden dirsekteki torku tahmin edebilecek bir yapay sinir ağ modeli eğitmiştir. Sırasıyla, 60°/s, 90°/s ve 180°/s hızlarda yapılan izokinetik hareketler esnasında 3kHz'lik frekansta EMG sinyalinin örneklendiği ve tam dalga doğrultmacından geçirildikten sonra 3 kHz'lik bir kesme frekansına sahip düşük geçirgen filtreleme işleminden

bahsedilmektedir. Eğitilen yapay sinir ağ modeli ile %95 doğrulukta dirsek eklemindeki torkun tahmin edilebildiği bildirilmektedir. Böylelikle EMG sinyali üzerinden eklemlerde ihtiyaç duyulan torkun yüksek doğruluk oranı ile tahmin edilebildiği görülmektedir. Srinivasan vd. (2012) tarafından yapılan bir çalışmada ise Flexor Carpi Ulnaris kası üzerinden toplanan EMG verisine karşılık bileğin fleksiyon hareket yaparken ürettiği torku tahmin edecek bir yapay sinir ağ modelinin gerçekleştirildiği de görülmektedir.

Proje konusu ile ilgili patent araştırmaları da yapılmış olup, Sieller vd. (2007) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada el bileğine sadece F/E yönlerinden hareket yaptıracak pasif bir ortez sistemi önerilmiştir. Şekil 2.25'te gösterilen bu ortezin sadece F/E yönlerinde hareket serbestisi olup, terapist bir kauçuk ipi gerdirerek hasta bileğine istenilen hareketleri yaptırmaktadır. Weltner vd. (2009) tarafından gerçekleştirilen başka bir patent çalışmasında ise el bileğini sadece F/E yönlerinde sabit açıda tutmak için Şekil 2.26'da gösterilen ortez tasarımı yapılmıştır. Bilek eklemine hizalanan eklem mafsalı bir sonsuz dişli yardımı ile döndürülmekte olup hasta bileğinin açısı çok hassas bir şekilde ayarlanabilmektedir.



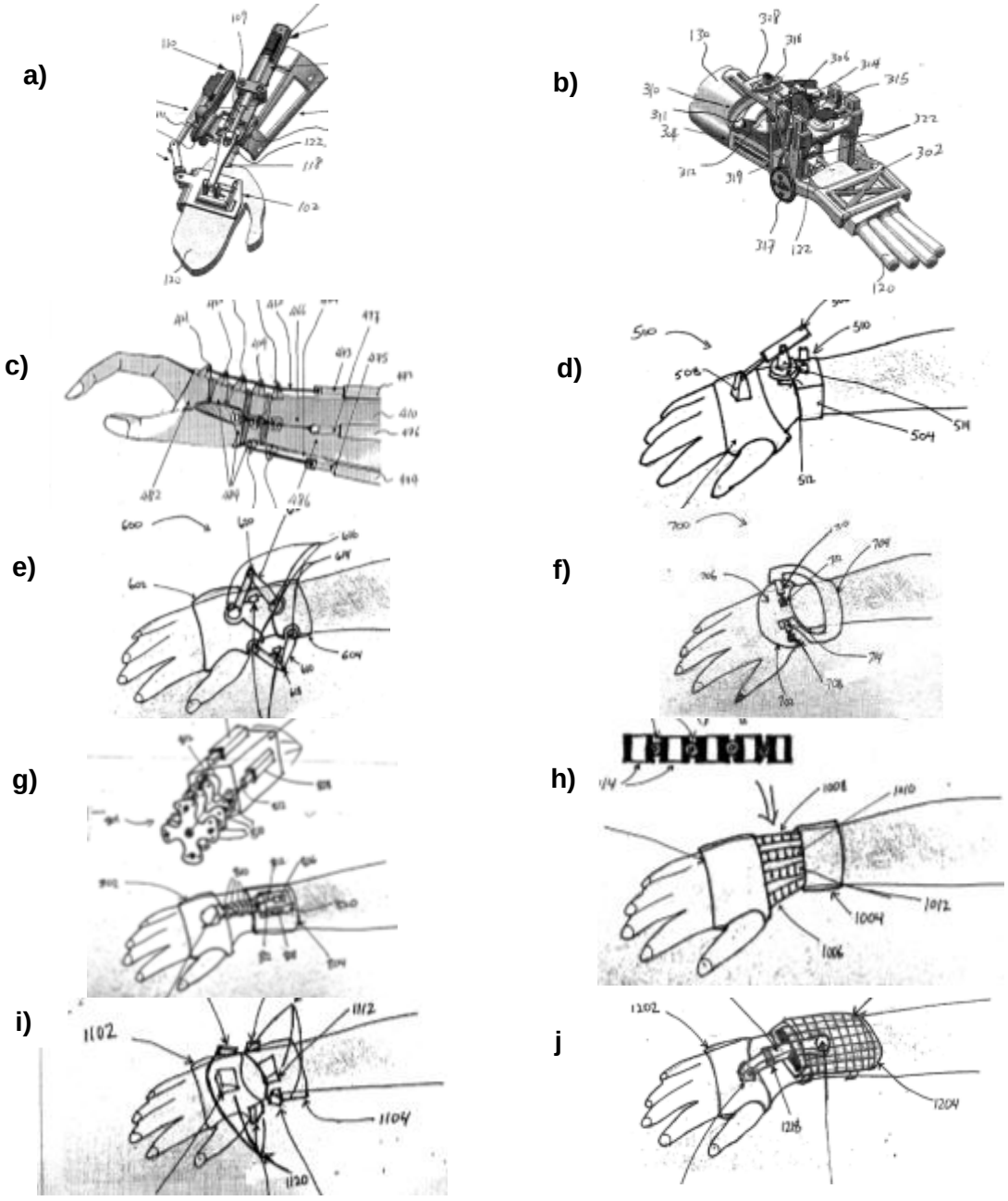
Şekil 2.25. US 7156819 B2 numaralı patent çalışması



Şekil 2.26.US 7473234 B1 numaralı patent çalışması

Menon vd. (2011) tarafından gerçekleştirilen başka bir çalışmada ise el bileği için çok çeşitli dış iskelet robot tasarımları ifşa edilmektedir. Şekil 2.27.a'da gösterilen ortez tasarımında iki adet doğrusal eyleyici (Firgelli Technologies L12-50-210-12-P) kullanılarak el bileğine F/E ve R/U yönlerinde hareket yaptırıldığı, Şekil 2.27.b'de gösterilen tasarımda ise el bileğindeki F/E yönündeki hareketin DC motora bağlı bir zincir dişli mekanizması ile sağlandığı, R/U hareketin ise ikinci bir DC motoruna ait dişli pinyonun yarım ay şeklindeki oluklu yapı içerisindeki diş profillerine olan teması ile sağlandığı, Şekil 2.27.c'deki tasarımda ise hem F/E

hem de R/U yönlerindeki hareketlerin doğrusal eyleyicilerin eş zamanlı yönlendirdiği bir kablolu tahrik sistemi üzerinden gerçekleştirildiği, Şekil 2.27.d'deki tasarımda ise F/E yönündeki hareketin yine bir doğrusal eyleyici ile gerçekleştirildiği fakat R/U yönündeki hareketin ise ufak bir motor vasıtasıyla doğrusal eyleyicinin bağlı bulunduğu dişli platformun döndürülmesiyle elde edildiği görülmektedir. Şekil2.27.e'de gösterilen kavramsal tasarımda ise sistemde F/E ve R/U yönlerindeki hareketlerin eklemli çubuklar arasına yerleştirilecek küçük boyutlu doğrusal eyleyiciler vasıtasıyla gerçekleştirilmesi planlanmıştır. Çubuklar birbirlerine dönel eklem ile bağlı olup, çubukların el ve ön koldaki destek elemanlarına küresel mafsallar ile bağlandıkları görülmektedir. Böylelikle doğrusal eyleyiciler ile çubuklar arasındaki açılar değiştirilerek söz konusu bilek hareketleri elde edilebilecektir. Şekil 2.27.f'de gösterilen tasarım örneğinde ise el üzerindeki ortezin küresel formda olduğu ve iki adet motorun çıkış şaftları ucuna bağlanmış tekerlerin sürtünme yolu ile bu küresel yapıya tork aktardığı bildirilmiştir. Eğer iki motorda aynı yönde dönerse motorların dönüş yönüne göre F/E hareketlerin sağlanabileceği ve motorların birbirlerine göre zıt yönde döndürülmesiyle de R/U hareketlerin elde edilmesi planlanmıştır. Şekil 2.27.g'de ise doğrusal eyleyici hareketleri, omurga şeklinde tasarlanmış bir yapı üzerinden el üzerindeki ortez parçasına aktarılarak bilekte arzulanan F/E ve R/U hareketlerin elde edilebileceği gösterilmektedir. Şekil 2.27.h'de ise çoklu şekilde piezo-elektrik ya da elektro-aktif-polimer tabanlı eyleyicilerin kullanıldığı bir kavramsal tasarım önerilmiştir. Bu söz konusu çoklu eyleyiciler çeşitli konfigürasyonlarda uzatılıp ya da kısaltılıp bilekte arzulanan F/E ve R/U hareketlerin elde edilmesinin mümkün olduğu belirtilmektedir. 2.27.i'da ise bir önceki kavramsal tasarımın benzer bir uygulaması bu sefer elektro mıknatısların kullanılması ile gerçekleştirilmektedir. Bu tasarımın en önemli özelliği, el de bulunan ortez parçası ile ön kolda bulunan ortez parçasının mekanik olarak hiç bir şekilde birbirlerine bağlantısı olmayıp, karşılıklı yerleştirilen elektro mıknatısların belirli bir düzen içerisinde birbirlerini çekmesi ya da itmesi sağlanarak el bileğinde F/E ya da R/U hareketlerin sağlanabilecek olmasıdır. Şekil 2.27.j'de gösterilen kavramsal tasarımda ise dönel bir mafsal ile ele bağlı olan çubuğun diğer ucunda ise ferromanyetik bir eleman yer almaktadır. Bu ferromanyetik elemanın ön kolda bulunan ve bir dizi şeklinde yerleştirilen elektromanyetik elemanların aktive edilmesiyle düzlemsel bir ortamda hareket ettirilmesi sağlanarak el bileğine F/E ve R/U hareketlerin yaptırılması düşünülmektedir. Bu patent çalışmasında belirtilen çoğu tasarımın günümüz eyleyici teknolojisi ile gerçekleştirilmesi pek mümkün değildir.



Şekil 2.27. US 2011/0282253 A1 numaralı patent çalışması.

Taranan patent ve literatür çalışmalarından görüldüğü üzere çoğu çalışma sabit bir platforma bağlı sistemler olup gündelik hayatta kullanıma uygun bir tasarım örneği bulunamamıştır. Ayrıca el bileğinde ihtiyaç duyulan maksimum tork desteğini (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 altında kalmıştır. Bunun temel nedeni çoğu dış iskelet robotta empedans kontrol mimarisinin kullanımından dolayı eyleyici sisteminin geri-sürülebilir olması

gerekliliği 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 (sabit bir platforma bağlı olmayan) bir bilek ortezi hem de cihaz denetiminin doğrudan ortez kullanıcısı tarafından sağlanabildiği bir aktif bilek ortez cihazı literatürde yer almamaktadır. Şimdiye kadar incelenen tüm cihazların teknik özellikleri (açı limitleri, tork limitleri, denetim mimarileri, malzemesi) karşılaştırma amacıyla Tablo 2.1'de sunulmaktadır.

Tablo 2.1.Literatür Taraması Çalışmalarının Karşılaştırılması.

Referans Çalışma	DOF	Açı limitleri	Tork [Nm]	Eyleyici/Tahrik Sistemi/Sensörler	Denetim Mimarisi	Malzemesi / Ağırlığı
Carroza vd. (2004)	F/E R/U	60°/60° 15°/30°	-	DC Motor / Kablo-kasnak	Empedans	Alüminyum
Perry vd. (2007)	F/E, R/U P/S	60°/55° 35°/35° 75°/75°	0.07 0.11 0.01	DC Motor / Kablo-kasnak/ Potansiyometre,Enkoder	Açık Çevrim Kontrol	3 kg
Masia vd. (2009)	F/E R/U P/S	70°/70° 35°/35° 80°/80°	1.85 2.24 5.18	Direct Drive DC Motor / Optik Enkoder	Empedans	
Gopura ve Kiguchi (2008)	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
Rahman vd. (2010)	F/E R U	60°/50° 20°/25°	0.5	Brushless DC Motor / Potansiyometre, Kuvvet Sensörü	Kayan Kip Kontrolü	Alüminyum
Rahman vd. (2011)	F/E R/U P/S	60°/50 20°/25 85°/85°	2 4 3	DC Motor / Harmonik Sürücü / Konum Sensörü	PID Konum Kontrolü	
Allington vd. (2011)	F/E P/S	90°/90° 90°/90°	2.7 2.7	Pnömatik Silindir/ Konum ve Basınç Sensörleri	Kayan Kip Kontrolü	Alüminyum / 0.56 kg
Atlıhan vd. (2014)	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	Alüminyum / 11 kg
Nef ve Riener (2005)	F/E	45°/30°	3	DC Motor / Harmonik Sürücü, Vidalı Mil / Konum ve Kuvvet Sensörü	PID Konum Kontrolü	Alüminyum
Kiguchi ve Hayashi (2012)	F/E R/U P/S	50°/60° 15°/30° 60°/80°	-	DC Motor / Kablo-kasnak / Konum ve Kuvvet Sensörü	EMG tabanlı Empedans	Alüminyum
Khokhar vd. (2010)	F/E U/R	60°/60° 30°/30°	2.2 5.4	Doğrusal Motor / Mikro Metal Dişli Motor	EMG	ABS plastik / 500 gram
Bae vd. (2012)	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	Brussless 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 Alüminyum
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	Alüminyum
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	-

Tablo 2.1 (devam)

Gupta ve O'Malley (2006)	F/E R/U	60°/60° 30°/30°	0.4 0.4	Doğrusal Motor / Optik Enkoder	Empedans	Alüminyum / 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

3.1 Hedef Sistem Özelliklerinin Belirlenmesi

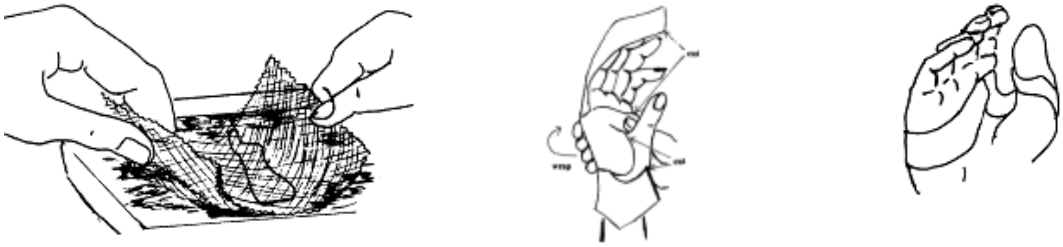
Taranan literatür çalışmalarında normal bir insan için belirlenen bilek açı limitleri fleksiyon hareket için 70 derece, ekstansiyon hareket için 60 derece, radyal sapma için 25 derece ve ulnar sapma içinde 35 derece olarak tespit edilmiştir. Proje çalışmaları kapsamında tasarlanacak olan cihazında F/E hareketler için yaklaşık 70° hareket kabiliyeti olması, R/U hareketler içinde 35°'lik hareket serbestisi olmasına karar verilmiştir. Böylelikle bilek ekleminin toplam serbestlik derecesi 2 (F/E ve R/U) olup proje çalışmaları kapsamında sadece F/E yönlerinde hastaya hareket desteği sağlanacaktır. Morse (2006) geliştirmiş olduğu bir deney düzeneği üzerinde sağlıklı kişilere 70°/60° 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 proje kapsamında tasarlanacak olan 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 yapılacaktır. Cihaz yüksek torklara çıkabildiği gibi yüksek hızlara da çıkabilmelidir. Bu yüzden 360°/s'lik bir hedef hız belirlenmiştir. Tasarlanacak olan aktif bilek ortezin her yaş grubundan kişilere uyarlanabilir olması için mekanik sistem uzuvlarının ayarlanabilir olması düşünülmüştür. Ayrıca aktif bilek ortezin 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, proje çalışmaları kapsamında geliştirilecek cihazın hem pasif hem de aktif rehabilitasyon modu olacaktır. 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 kullanılacak olan eyleyici, tahrik sistemi ve sensörlerin seçimini etkileyen en önemli faktör olacaktır.

3.2 Bilek Ortezi İçin Tasarım Araştırmaları

Literatürde yer alan tüm mevcut bilek ortez tasarım çalışmaları incelenmiş olup görüldüğü üzere tenisçi ve golfçü dirseği hastalıkların tedavisini sağlayacak ya da ilerlemesini önleyecek yüksek tork kapasitesine sahip, mobil, hafif ve EMG denetimli bir cihaz bulunmamaktadır. Proje konusu ile doğrudan ilgili patent çalışmaları da incelenmiş olup önerilen tasarımların hiç biri proje hedeflerini (hafif, mobil ve yüksek tork kapasitesine sahip olmayı) tek başına sağlayabilecek düzeyde olmadığı görülmektedir. Fakat tüm bu literatür ve patent çalışmaları proje çalışmaları kapsamında tasarımı yapılacak olan aktif bilek ortezi için önemli fikirler ve katkılar sağlamıştır. Yine proje konusu hakkında yapılan derinlemesine literatür çalışmalarından, hidrolik ve pnömatik eyleyicilerin proje 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. Çünkü geri-sürülebilir mekanizmaların yük altında konumlarını kaybetmemeleri için sürekli güç kaynağından enerji gereksinime ihtiyaç olduklarını fakat geri-sürülemeyen mekanizmaların ise güç kaynağı kapatılsa dahi mekanizmanın kendini geri yönde kilitlemesinden dolayı cihazın konumunu koruyacağını ve böylelikle enerji sarfiyatının önemli ölçüde azaltılabileceği vurgulanmıştır. Özellikle mobil çalışacak robotik sistemlerde enerji sarfiyatı açısından geri-sürülebilir olmayan mekanizmaların (yüksek iletim oranına sahip dişli kutusu) kullanımı önerilmiştir. Kazerooni (1995) ise geri-sürülebilir olmayan bir harmonik sürücüye (dişli oranı>100) tork sensörü ekleyerek kontrol sistemi üzerinden geri-sürülebilir özelliğinin kazandırılabileceğini göstermiştir. Bu literatür çalışması önerilen proje konusu için önem teşkil etmekte olup, yapılacak olan tasarım çalışmalarında yüksek tahvil oranına sahip motor dişli kutusu kullanımına 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 malzemeden 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 yapılıp 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 açılabilmektedir. Termoplastik malzemelerin diğer bir özelliği ise tekrardan ısıtıldıklarında yeniden şekil alabilmeleri olup, eğer bir hata ya da uyumsuzluk var ise bunların kolaylıkla giderilmesidir. Ayrıca ortezin deri üzerinde kaymaması için termoplastik malzemenin deri ile temas yapacağı yerler ince bir sünger ile kaplanacaktır.

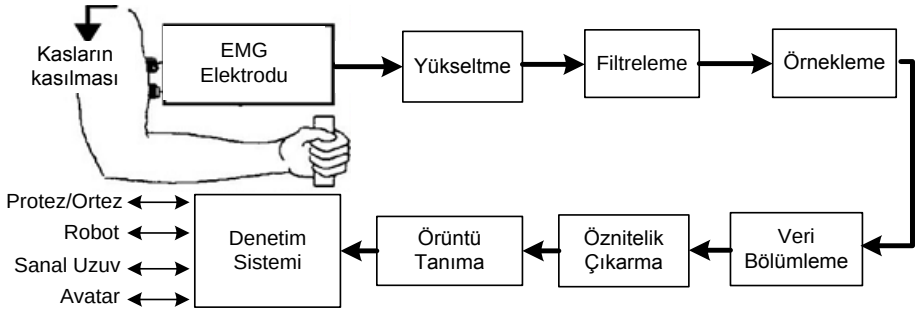


a) b) c)

Şekil 3.1. Termoplastik malzemeden 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 görülmüştür. Gopura vd. (2013) ise güncel bir çalışmada EMG denetimli yardımcı robotlarda en çok kullanılan kontrol yöntemlerini Dinamik Kas Modeli, ON-OFF kontrol, PID kontrol, Bulank 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. Hatta Admitans ve Empedans mimarisindeki kontrolcülerin performansı MATLAB/Simmechanics ortamında dinamik modeli oluşturulan aktif bilek ortezin üzerinde denenmiş olup gerçekleştirilen simülasyon çalışması sonuçları Bölüm 3.5.4 Simülasyon Model ve Denetim Analizleri kısmında sunulmuştur. Fakat önemle belirtmek gerekir ki, bu simülasyon çalışmaları sanki EMG sinyalinden bilek torkunun hatasız bir şekilde ölçülebildiği kabulü ile gerçekleştirilmiştir. İlk önce cihazın katı modeli ile insan ön kolu ve el ayası katı modelleri MATLAB/Simmechanics ortamına aktarılarak bütün sitemin dinamik modeli oluşturulmuştur. Böylelikle bilek eklem torku bu dinamik model üzerinden ölçülebilmekte olup herhangi bir EMG sinyaline ihtiyaç duyulmadan admitans/empedans kontrolcü tasarımları sanal bir ortamda gerçekleştirilmiştir. Fakat EMG tabanlı bir denetim

sistemi tasarımında hangi tür kontrolcü kullanılırsa kullanılsın kontrolcü performansı Şekil 3.2'de gösterildiği üzere doğrudan EMG sinyaline bağımlı olacağı için EMG sinyal işleme (Yükseltme/Filtreleme/Örnekleme/Veri Bölümleme/Öznitelik Çıkarma/Örüntü Tanıma) konularında ciddi bilgi birikimi ve çalışmaların yapılması gerekmektedir. EMG sinyalinin yükseltilmesi, filtrelenmesi, örneklenmesi ve veri bölümleme işlemleri EMG sensör kitleri ve Veri Toplama Kartı vasıtasıyla yapılacak olup, çeşitli denetim sistemi (empedans, admitans ya da bulanık mantık kontrolcü) tasarımından önce özellikle öznitelik çıkarma konusunda tecrübe kazanılmıştır. Bu konuda yapılan çalışmalar ise Bölüm 3.7 EMG Sinyal İşleme kısmında sunulmuştur. Elektronik donanım, kullanılan sensörler ve tahrik sistemi ile eyleyici seçimleri ise yapılacak olan tasarıma göre belirleneceği için tüm bunlar Bölüm 3.4 Detay Tasarım kısmında sunulmaktadır.

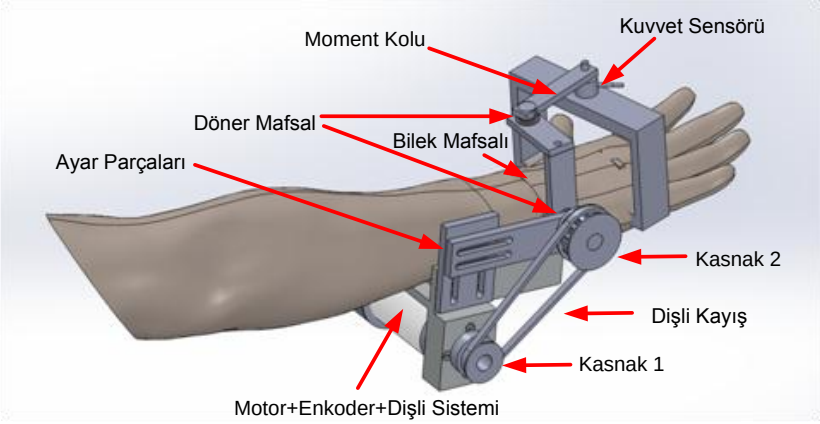


Şekil 3.2. Myo-elektrik (EMG) tabanlı denetim (Oskei ve Hu, 2007).

3.3 Kavramsal Tasarım

Kavramsal tasarıma başlamadan önce gerçek bir insanın ön kol ve el modeli SolidWorks® programına aktarılmış olup, el ile ön kol modelleri birbirlerine bir küresel mafsal ("spherical joint") ile bağlanmıştır. Tasarımlar doğrudan bu biyolojik model üzerinde gerçekleştirilmiştir. Böylelikle geliştirilen kavramsal tasarıma değişik pozlarda hareketler verilerek kullanıcı ile ortez arasında herhangi bir uyumsuzluğun olup olmadığı bilgisayar ortamında test edilmiştir. İlk önce Şekil 3.3'te gösterilen kavramsal (detay içermeyen) tasarım oluşturulmuştur. R/U hareketlerin, kuvvet ölçümünü etkilememesi için kuvvet sensörü el ayası üzerine dik açı oluşturacak şekilde bir moment kolu üzerinden bağlantısı yapılmıştır. Tasarlanan cihaz mekanizma açısından sınıflandırılması gerekirse Şekil 3.3'te görüleceği üzere toplamda 3 adet mafsal olup (2 adet döner mafsal, 1 adet küresel mafsal) **R-R-S** (**R**evolute-**R**evolute-**S**pherical) 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 kullanıcısında ciddi bir rahatsızlık oluşturması söz konusudur. Bu yüzden Şekil 3.3'te gösterilen kavramsal tasarım detay tasarımda modifiye edilmiştir.

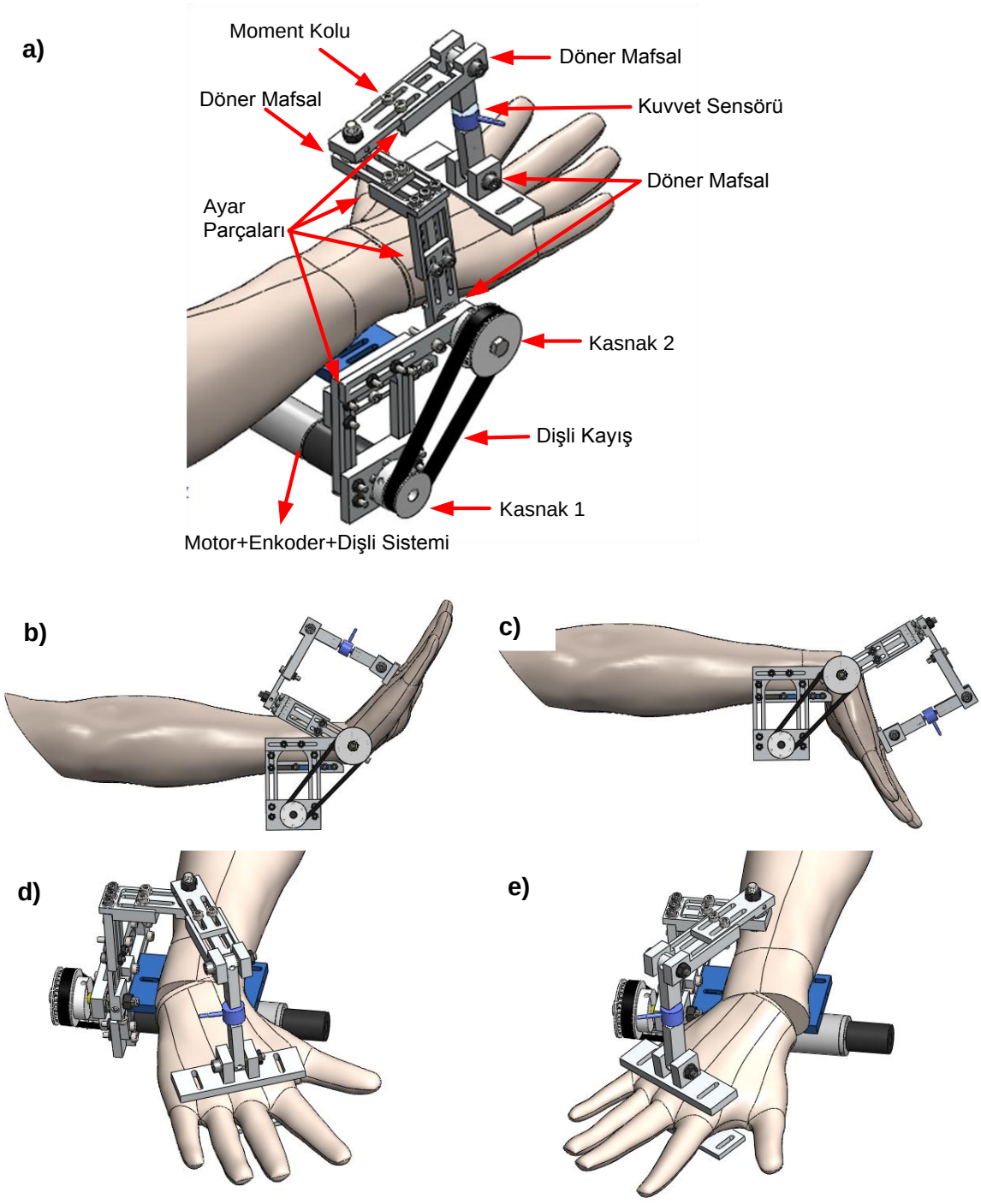


Şekil 3.3. Kavramsal tasarım.

3.4 Detay Tasarım

Bu bölüm oluşturulan kavramsal tasarım için detay tasarım faaliyetlerini içermektedir. Kinetik ve kinematik analizlerde kavramsal tasarımın 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 parçaların 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 verilip bunun kuvvet sensörü üzerinde birebir ölçülemediği olmuştur. Bu iki problemi aşmak için kavramsal tasarım revize edilmiştir. Şekil 3.4'te görüldüğü üzere kuvvet sensörünün Moment Koluna ve El Ayasına sabit olarak değilde döner mafsallar kullanarak bağlanmasına karar verilmiştir. Böylelikle cihazın mekanizma yapısı **R**-**R**-**S** türünden Şekil 3.4.a'da gösterildiği üzere **R-R-R-R-S** türü bir mekanizma yapısına çevrilmiştir. Kuvvet sensörünün bağlı olduğu uzuv artık hem doğrultusu boyunca iki kuvvet taşıyan bir uzuv olmakta hem de el ayasına sürekli 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 hesaplanabilecektir. Nihai tasarımda, *Kasnak 2* bilek mafsalı ile tam olarak çakışmasa bile herhangi bir kilitlenme olmadan motor torkunu belirlenen tahrik sistemi üzerinden bilek mafsalına aktarmaktadır. Fakat önemle belirtmek gerekir ki bilek mafsalı ile *Kasnak 2*'nin çalışma eksenlerinin tam çakışacak şekilde montajlanması, kuvvet sensörünün el ayası ile olan açısını bütün olası

bilek hareketleri için (Şekil 3.4.b'den Şekil 3.4.e'ye kadar gösterildiği üzere) sürekli 90°'de tutabilmesi için önemlidir. Tasarımın hafif ve dayanıklı olması için mekanik yapıda alüminyum malzeme kullanılmıştır. Motor, motor dişli kutusu, enkoder, kuvvet sensörü ve dişli kasnaklar hariç alüminyum parçalardan üretilen tüm mekanik yapının toplam ağılığı 180 gram'dır. Tasarımın neredeyse bütün uzuvları arasında ayar imkânı mevcut olup küçük bir çocuktan yetişkin bir bireye kadar kullanılma imkanı sunulmuştur.

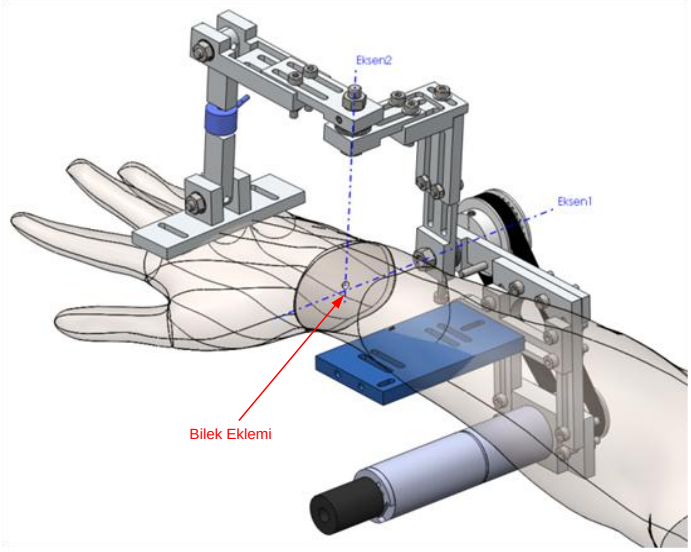


Şekil 3.4. Nihai Tasarım: a) 3D Görünüş, b) Ekstansiyon durumda, c) Fleksiyon durumda, d) Radyal Deviasyon durumunda, e) Ulnar Deviasyon durumunda.

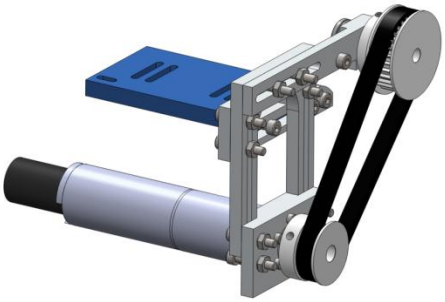
Şekil 3.5'te ayar parçalarının detaylı görselleri sunulmaktadır. Şekil 3.5.a'da gösterildiği üzere tüm ayar parçalarının esas kullanım amacı *Eksen 1* ve *Eksen 2*'nin *Bilek Eklemi* ile kesişmesini sağlamak ve kuvvet sensörünü el ayası üzerine 90°'lik bir açı ile bağlamaktır. Fakat önemle belirtmek 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 5mm mesafenin de kişiden kişiye değişebileceği kabulü yapılarak cihazın dönüş eklemlerini biyolojik bilek eklem türü ne şekilde olursa olsun (küresel mafsal ya da üniversal *(kardan)* mafsal) ortez kullanıcısına her daim tam uyumu sağlayacak şekilde tüm ayarlamaların kolaylıkla yapılabileceği bir tasarım gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.5.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 imkanı vermektedir. Şekil 3.5.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 yarık sayesinde ise bütün ortez sistemini ve dolayısıyla *Kasnak 2*'nin merkezini yatay eksende ±15 mm kaydırmak için kullanılmaktadır. Bu parça üzerinde bulunan iki küçük kare içine açılmış vida kanallarına bağlanan cıvatalar gevşek bırakıldığında Şekil 3.5.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 3.5.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 kullanılabilecek olmasıdır. Şekil 3.5.e'de gösterilen parça *Eksen 1* doğrultusu boyunca bir eksenel rulman ile desteklenerek *Kasnak 2*'den aldığı torku *Eksen 2* etrafında yine başka bir eksenel ve radyal rulmanların yardımıyla dönüş yapabilen *Moment Koluna* iletmektedir. *Eksen 1*, *Kasnak 2*'nin çalışma ekseni olup daha önce anlatılan ayar parçaların yardımı ile bilek eklemini görecek şekilde

ayarlanmaktadır. *Eksen 2* ise R/U yönlerindeki hareketlerin yapılmasına izin veren *Moment Kolunun* serbestçe dönüş yaptığı (radyal ve eksenel) rulman yataklarının çalışma eksenidir. Ortez kullanıcısı ile tam bir uyumun sağlanabilmesi için *Eksen 2*'ninde bilek eklemini 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 ekleminin küresel mafsal yerine bir üniversal (kardan) mafsal olma ihtimali düşünülerek oluşturulmuştur. Şekil 3.5.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 3.5.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.

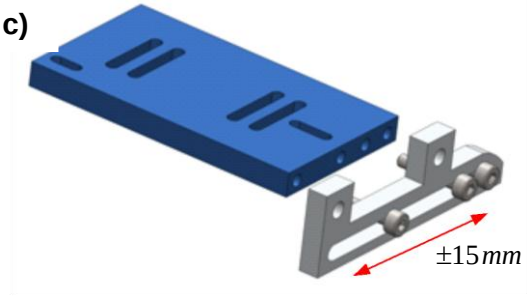
a)

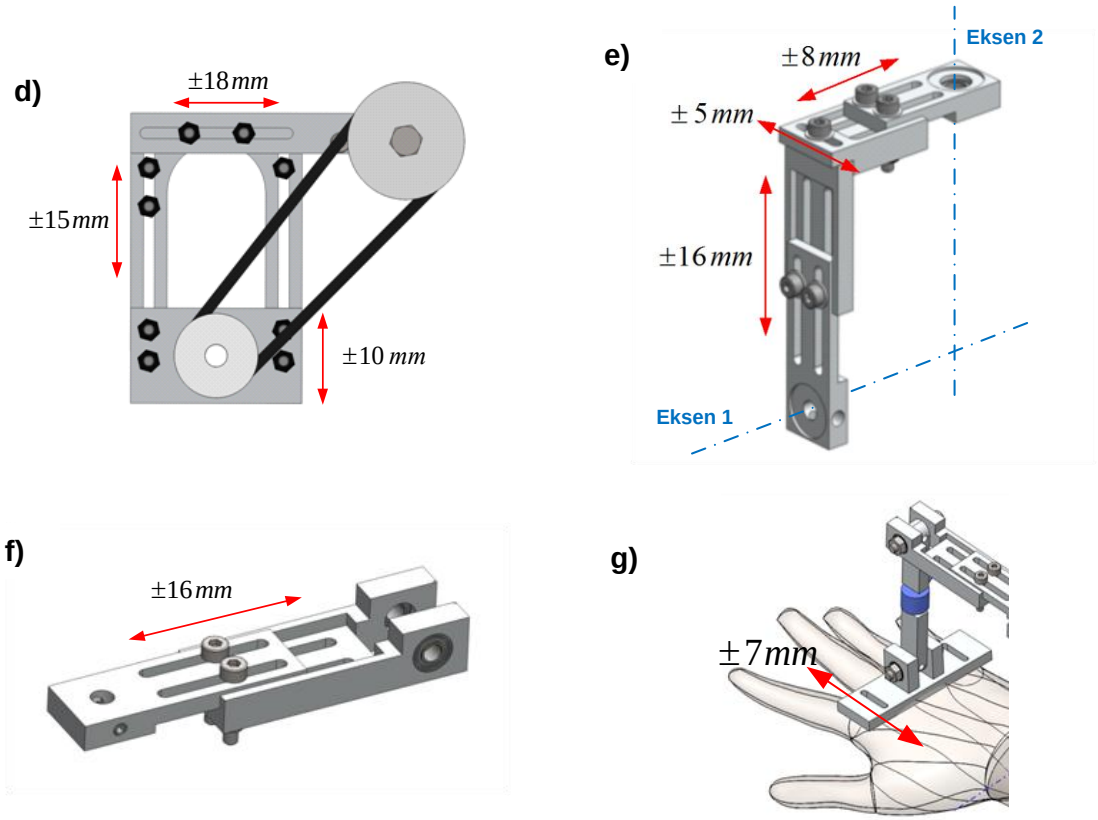


b)



c)



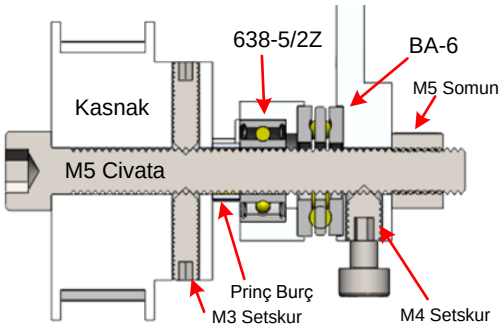


Şekil 3.5. Ayar parçalarının kullanımı ve dönme eksenlerinin çakıştırılması.

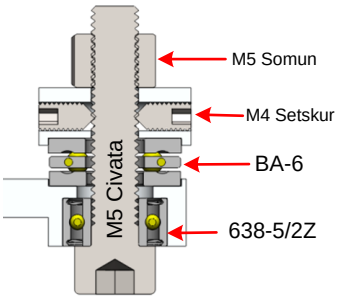
3.4.1 Makina Elemanlarının Belirlenmesi

Ortezin kişiye özel ayarlanabilir olması için çoğu ortez parçası birbirleri içinde kayabilmekte olup gerekli ayarlamalar yapıldıktan sonra artık kaymaların olmaması için cıvata somun ve pul üçlüsü ile birbirlerine sıkıca bağlanılmaktadır. Çok sayıda ayar parça mevcut olup cıvatalardan dolayı gereksiz ağırlık oluşturmamak için olabildiğince küçük çaplı ve boylu cıvata kullanımı gerçekleştirilmiştir. Korozyon oluşturmaması içinde paslanmaz çelik cıvatalar 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 içinde 2 adet M4 ve 2 adet M5 cıvata kullanımı gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan cihazda kritik öneme sahip iki adet dönme ekseni (*Eksen 1* ve *Eksen 2*) bulunmaktadır. Bu dönüş eksenleri üzerinde hem radyal hem de eksenel yükleri karşılamak için radyal ve eksenel rulman yataklamaları yapılmıştır. Rulmanlar SKF® ürünü olup minyatür rulman setinden gerekli radyal kuvvetleri karşılayacak 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

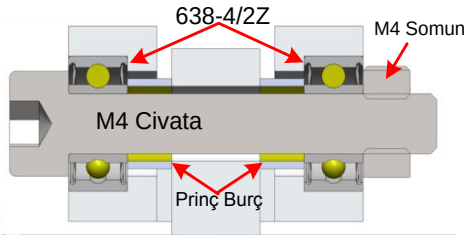
bileziklerinden dayanmaktadır. *Eksen 1* ve *Eksen 2*'deki radyal ve eksenel rulmanların iç bileziğinden M5 cıvatalar geçirilerek kasnağa dayalı pirinç burç ya da civata başlarından iç bileziklere eksenel yönde bası kuvvetleri uygulanarak radyal rulmanların yataklarından çıkmaları mekanik olarak engellenmiştir. Hem eksenel yükleri taşımak hem de yüksek moment aktarımı anlarında alüminyum malzemeden işlenmiş rulman yataklarının bozulmasını önlemek için dönüş yapan parçalar arasına eksenel rulmanlar yerleştirilmiştir. Şekil 3.6'da *Eksen 1*'in yataklanması, Şekil 3.7'de ise *Eksen 2*'in yataklanması detaylarıyla gösterilmektedir. Kuvvet sensörünü taşıyan uzuv ise sadece radyal yüklere maruz kalacağı için ve rulman yatağının daha minimal boyutlarda olması için 2'şer adet 638-4/2Z ürün kodlu minyatür rulmanlar ile Şekil 3.8'de gösterildiği gibi içlerinden M4 cıvatalar geçirilerek yataklanmıştır.



Şekil 3.6. *Eksen 1* yataklaması.



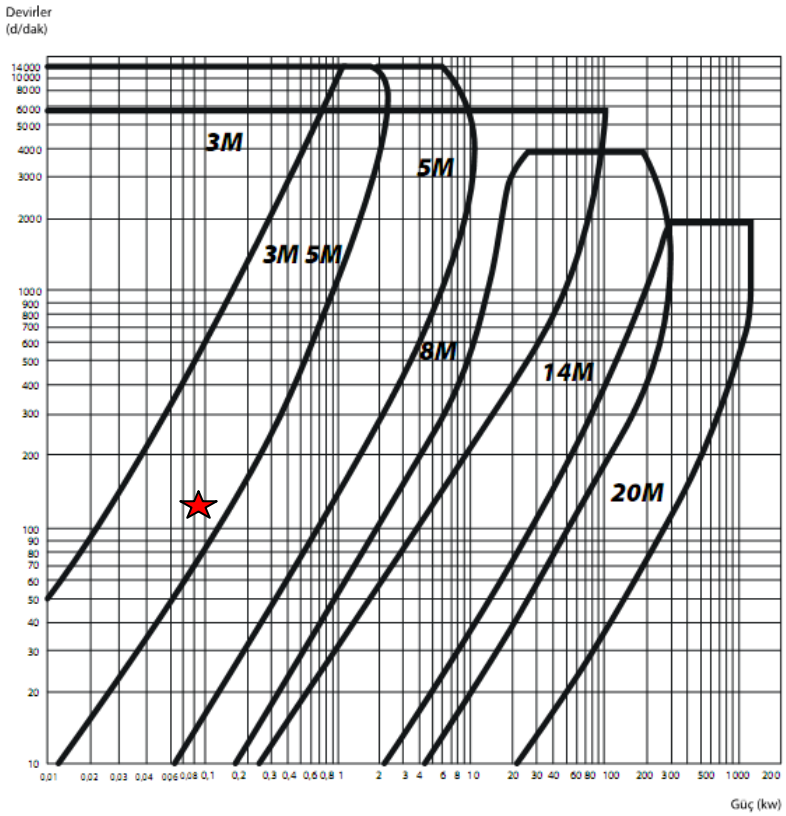
Şekil 3.7. *Eksen 2* yataklaması.



Şekil 3.8. Kuvvet sensörünü taşıyan uzvun yataklaması.

3.4.2 Tahrik Sisteminin Belirlenmesi

Dişli kasnak ve dişli kayış mekanizması hareket iletimini kapalı şekille 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 Dişli kasnak ve dişli kayış kullanımı uygun görülmüştür. Nihai tasarımda 2 adet dişli kasnak ve dişli kayış kullanılmaktadır. Bu dişli kasnakların oranı kullanılan motor/dişli kutusu kombinasyonuna göre belirlenmektedir. Dişli 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 3.9'da 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 3.9'dan 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 ağırlıkları 55 gram ve altı olan 3M serisi kasnaklar tercih edilmiştir. Elektrik motoru ve dişli kutusu konum olarak ön kolun altında yer alıp motor çıkış torkunu bilek mafsalına1:1, 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 belirtilen15 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 payı da düşünülerek 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.



Şekil 3.9. Yuvarlak diş profiline sahip dişli kayış-kasnakların hız-güç grafikleri.

Dişli kayış-kasnak sisteminin *3:1* iletim oranında çalışacağı göz önüne alınırsa, motor dişli kutusu çıkış milinin sağlaması gereken tork ve hızlar sırasıyla (10 / 3 =) *3.3 Nm* ve (60 × 3 =) *180 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 alınırsa 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 Tablo 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.

Tablo 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*

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. Proje çalışmaları kapsamında empedans ya da admitans türü kontrolcü tasarımları yapılacağı belirtilmişti. Empedans denetim mimarisinde bir tork kaynağı, admitans denetim mimarisinde ise bir hız kaynağına ihtiyaç duyulmaktadır. Maxon firmasına ait ESCON Module 50/5 isimli motor sürücü devresi seçilen motoru hız denetimi ya da tork denetimi modlarında sürebilecek özellikte olup proje çalışmalarında kullanılması uygun görülmüştür. Klasik motor sürücüler ile karşılaştırılırsa elektronik devrenin 12 gram ağırlığında ve çok küçük boyutlarda olması ayrı bir avantaj sunmaktadır.

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 yapılıp 9 mm uzunluğunda, 12 mm çapında, 8 gram ağırlığında ve ±200 N sınırlarında ölçüm kapasitesi olan bir yük hücresinin projede 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 (histerezis, tekrarlanabilirlik, sıcaklık vb.) ötürü okuma hatası 0.9% olarak bildirilmektedir. Seçilen kuvvet sensörü Burster® Model 8417 ve amplifikatörü ise Burster® Model 9235 olarak tanımlanmaktadır. Proje çalışmalarının en kritik kısmını EMG sinyal işleme oluşturduğu için, EMG sensör seçiminin çok dikkatli

yapılması gerekmektedir. Birçok farklı EMG sensör kitleri mevcut olup içlerinden fiyat olarak en makul olanı Thought Technology Ltd. (TT) firmasına ait olan *MyoScan Sensor T95503M*'in kullanımına karar verilmiştir. 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 bir sensör izolatör ("sensor isolator") devresinin kullanımı tavsiye edilmektedir. Sensörün beslemesi 9V'luk bir pilden yapılmakta olup çıkış voltajı 2.8V±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. Literatür taramalarında, EMG sinyal işleminin çoğunlukla 16 bit'lik çözünürlükte ve minimum 1000 Hz'de örneklenmesi tavsiyelerinden dolayı 16 bit'lik ADC'ye sahip bir veri toplama kartı (National Instruments *NI-6221*) kullanılmıştır. Aslında burada önemli olan ADC çeviricinin kaç bit olduğu değil EMG sensörünün maksimum 15 mV'luk bir çözünürlükte okunması gerektiğidir. EMG sensörü 2.8V±1V aralığında bir çıkış sinyali üretmektedir. Veri toplama kartının analog girişleri en düşük opsiyon olan ±5 Volt'luk sinyal girişi aralığına ayarlanırsa, okunacak EMG sinyalinin çözünürlüğü [+5V – (-5)V] / 2^{16} = 0.15 mV'luk bir değere karşılık gelmektedir. Daha sonra kuvvet ve EMG sensörleri aynı anda Veri Toplama Kartı üzerinde test edilirken 1000 Hz ve ötesi frekanslarda örnekleme işleminin gerçek zamanda yapılamadığı görülmüştür. İlk başta veri toplama kartına sadece 1 adet EMG sensörü bağlandığında çok yüksek frekanslarda (1000 Hz ve çok ötesinde) örnekleme ("*sampling*") işlemleri yapılabilirken, veri toplama kartına 2 adet EMG sensörü bağlandığında örnekleme frekansında 1000 Hz'in ötesine geçilemediği, daha sonra, 2 adet EMG sensörü ve 1 adet Kuvvet sensörü aynı anda bağlanıldığında ise en çok 500 Hz'e kadar örnekleme yapılabildiği görülmüştür. Satın alınan veri toplama kartı "*low cost M series"* türünde bir donanım olup, kartın devre diyagramı incelendiğinde sadece tek bir ADC çipi bulunduğu ve karta bağlanan analog sinyallerin bir multiplexer üzerinden sırayla ADC çipine gönderildiği, böylelikle neden karta bağlanan analog sinyal sayısı arttığında örnekleme frekansında düşüşler yaşandığı anlaşılmıştır. Bu sorunu aşmak için EMG sensörlerinin *NI-6221* kartı üzerinden örneklenmesine, kuvet sensörünün ise 14 bit'lik bir ADC'ye sahip ikinci bir veri toplama kartı (Humusoft *MF-624*) üzerinden örneklenmesine karar verilmiştir.

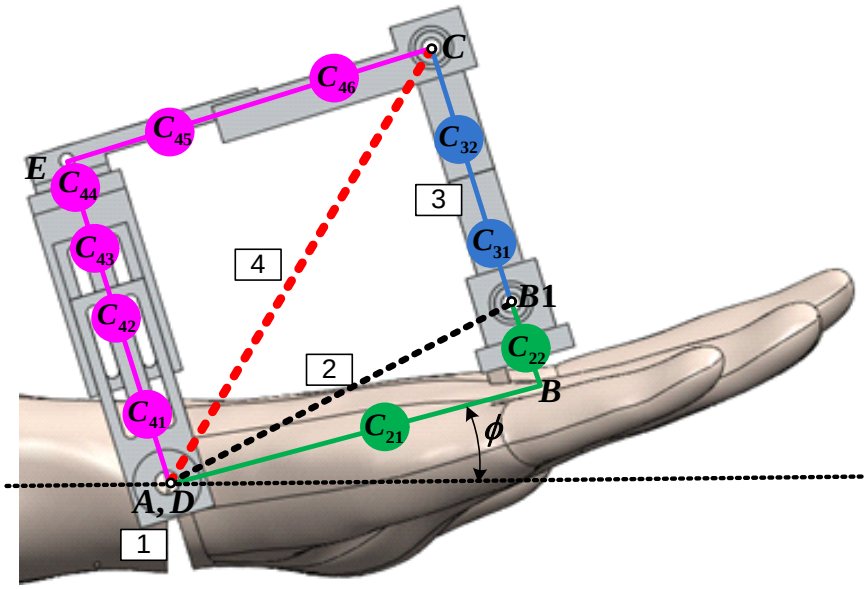
3.5 Analizler

Projenin temel hedefi sadece F/E yönlerinde hareket desteği vermek olduğundan tüm hareket analizlerinde R/U hareketler göz ardı edilecektir. 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 3.10'da gösterilmiş olup, mekanizma tekniğine göre parçalar numaralandırılırsa; ön kol bir zemin görevi yapmakta olup *1* numaralı uzuv olmakta, bilek eklemi ise bir döner mafsal (*A* mafsalı) olarak kabul edilip, ön kol ile el ayasını (*2* numaralı uzvu) birbirlerine bağlamaktadır. Kuvvet sensörünü taşıyan çubuk (*3* numaralı uzuv) ise *B1* mafsalı ile el ayasına, C mafsalı ile de *Moment Koluna* bağlı bulunmaktadır. *Moment Kolu* ise *4* numaralı uzuv olup *D* mafsalından yataklanarak tahrik mekanizmasına (dişli kayış ve motor sistemine) bağlı bulunmaktadır.

Dikkat edileceği üzere A ve D mafsalı 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 yapılabilsin 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 modifiye edilerek Şekil 3.10'da 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. kütlenin ağırlık merkezini (yani el ayasının ağırlık merkezini) temsil etmektedir. Böylelikle Şekil 3.10 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'Alambert prensibi kullanılarak dinamik kuvvet analizi gerçekleştirilmektedir.



Şekil 3.10. Aktif bilek ortezinin 4 çubuk mekanizması olarak gösterimi.

3.5.1 Konum Analizi

Şekil 3.10'da gösterilen ϕ açısı el ayasının yatay düzlem ile yaptığı açıyı belirtmektedir. *SolidWorks*® programından mafsal noktaları arasındaki mesafeler ölçüldüğü için *AB, AB1, B1C ve AE* gibi mesafeler bilinmektedir. Analizlerde ***A*** mafsalı mutlak sıfır noktası kabul edilip $(x_A = 0 \; ve \; y_A = 0)$ konum vektörü denklem (3.1)'de verilmektedir.

$$\mathbf{r_A} = [x_A \quad y_A \quad 0] = [0 \quad 0 \quad 0] \tag{3.1}$$

B noktası için konum vektörünün oluşturulması;

$$x_B = AB.\cos(\phi) \;\; ; \;\; y_B = AB.\sin(\phi) \tag{3.2}$$

$$\mathbf{r_B} = [x_B \quad y_B \quad 0] \tag{3.3}$$

B1 mafsalı için konum vektörünün oluşturulması;

$$x_{B1} = AB1.\cos(\phi + \angle \mathrm{B1AB}) \;\; ; \;\; y_{B1} = AB1.\sin(\phi + \angle \mathrm{B1AB}) \tag{3.4}$$

$$\mathbf{r_{B1}} = [x_{B1} \quad y_{B1} \quad 0] \tag{3.5}$$

C mafsalı için konum vektörünün oluşturulması;

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

$$\mathbf{r_C} = [x_C \quad y_C \quad 0] \tag{3.7}$$

E noktası için konum vektörünün oluşturulması;

$$x_E = AE.\cos(\phi + \pi/2) \;\; ; \;\; y_E = AE.\sin(\phi + \pi/2) \tag{3.8}$$

$$\mathbf{r_E} = [x_E \quad y_E \quad 0] \tag{3.9}$$

D mafsalı için konum vektörünün oluşturulması;

$$x_D = 0 \; ; y_D = 0 \tag{3.10}$$

$$\mathbf{r_D} = [0 \quad 0 \quad 0] \tag{3.11}$$

3.5.2 Hız ve İvme Analizi

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

$$\mathbf{v_A} = [0 \quad 0 \quad 0] \; ; \; \mathbf{a_A} = [0 \quad 0 \quad 0] \tag{3.12}$$

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

$$\boldsymbol{\omega_2} = [0 \quad 0 \quad \omega_2] \; ; \boldsymbol{\alpha_2} = [0 \quad 0 \quad \alpha_2] \tag{3.13}$$

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

$$\mathbf{v_{B1}} = \boldsymbol{\omega_2} \times \mathbf{r_{B1}} \tag{3.14}$$

$$\mathbf{a_{B1}} = \boldsymbol{\alpha_2} \times \mathbf{r_{B1}} - \boldsymbol{\omega_2}^2 . \mathbf{r_{B1}} \tag{3.15}$$

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

$$\mathbf{v_D} = [0 \quad 0 \quad 0] \; ; \; \mathbf{a_D} = [0 \quad 0 \quad 0] \tag{3.16}$$

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

$$\boldsymbol{\omega_3} = [0 \quad 0 \quad \omega_3] \; ; \boldsymbol{\alpha_3} = [0 \quad 0 \quad \alpha_3] \tag{3.17}$$

$$\boldsymbol{\omega_4} = [0 \quad 0 \quad \omega_4] \; ; \boldsymbol{\alpha_4} = [0 \quad 0 \quad \alpha_4] \tag{3.18}$$

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.

$$\mathbf{v_C} = \mathbf{v_{B1}} + \boldsymbol{\omega_3} \times (\mathbf{r_C} - \mathbf{r_{B1}}) = \boldsymbol{\omega_4} \times \mathbf{r_C} \tag{3.19}$$

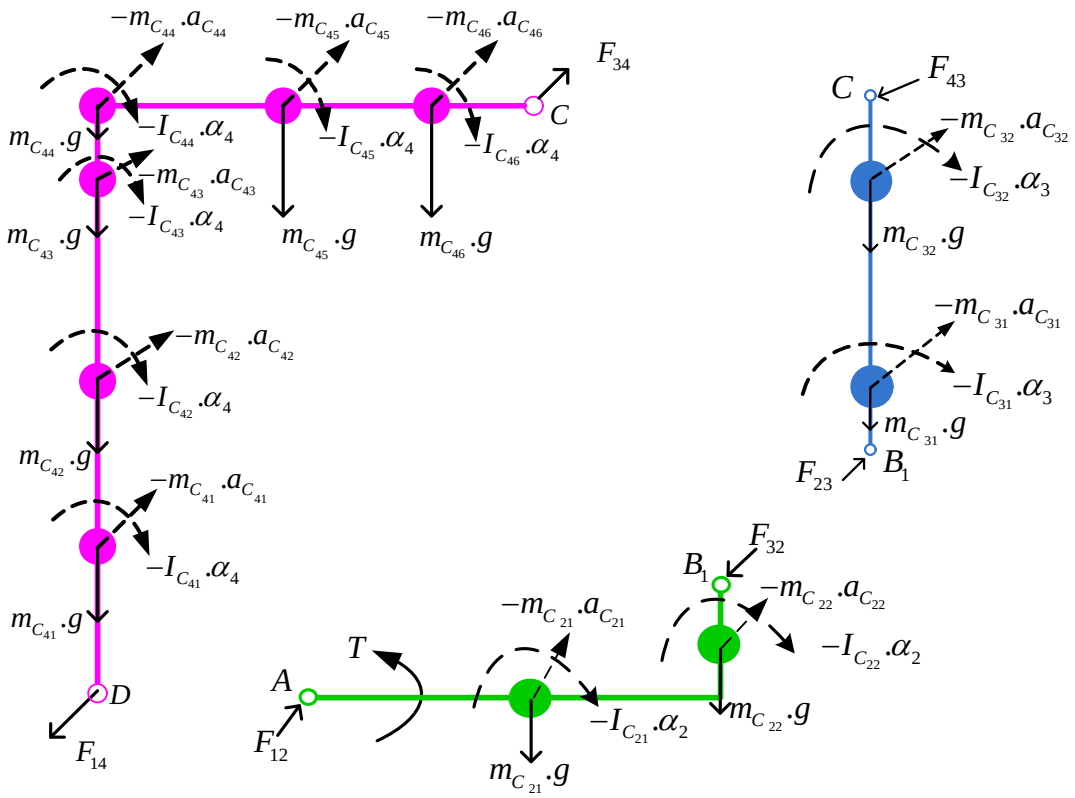
C mafsalı ivmesi ise denklem (3.20)'de gösterilen vektörel bir denklem olup iki denklem ve iki bilinmeyen (α_3 ve α_4) içermektedir. Dolayısıyla α_3 ve α_4 buradan kolaylıkla çözülür.

$$\mathbf{a_C} = \mathbf{a_{B1}} + \boldsymbol{\alpha_3} \times (\mathbf{r_C} - \mathbf{r_{B1}}) - \boldsymbol{\omega_3}^2 . (\mathbf{r_C} - \mathbf{r_{B1}}) = \boldsymbol{\alpha_4} \times \mathbf{r_C} - \boldsymbol{\omega_4}^2 . \mathbf{r_C} \tag{3.20}$$

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 3.11'de 2,3 ve 4 numaralı uzuvlar için serbest cisim diyagramları çizilmiş olup sonrasında ise her uzuv için kuvvet ve moment denklemleri ifade edilmektedir.



Şekil 3.11. Serbest cisim diyagramları.

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

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

$$\begin{aligned}\sum M_A{}^{(2)} &= T + (r_{B1} - r_A) \times F_{32} + (r_{C_{21}} - r_A) \times m_{C_{21}}.g + (r_{C_{22}} - r_A) \times m_{C_{22}}.g - (r_{C_{21}} - r_A) \times m_{C_{21}}.a_{C_{21}} \\ &\quad - (r_{C_{22}} - r_A) \times m_{C_{22}}.a_{C_{22}} - I_{C_{21}}.\alpha_2 - I_{C_{22}}.\alpha_2 = 0\end{aligned} \tag{3.22}$$

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

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

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

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

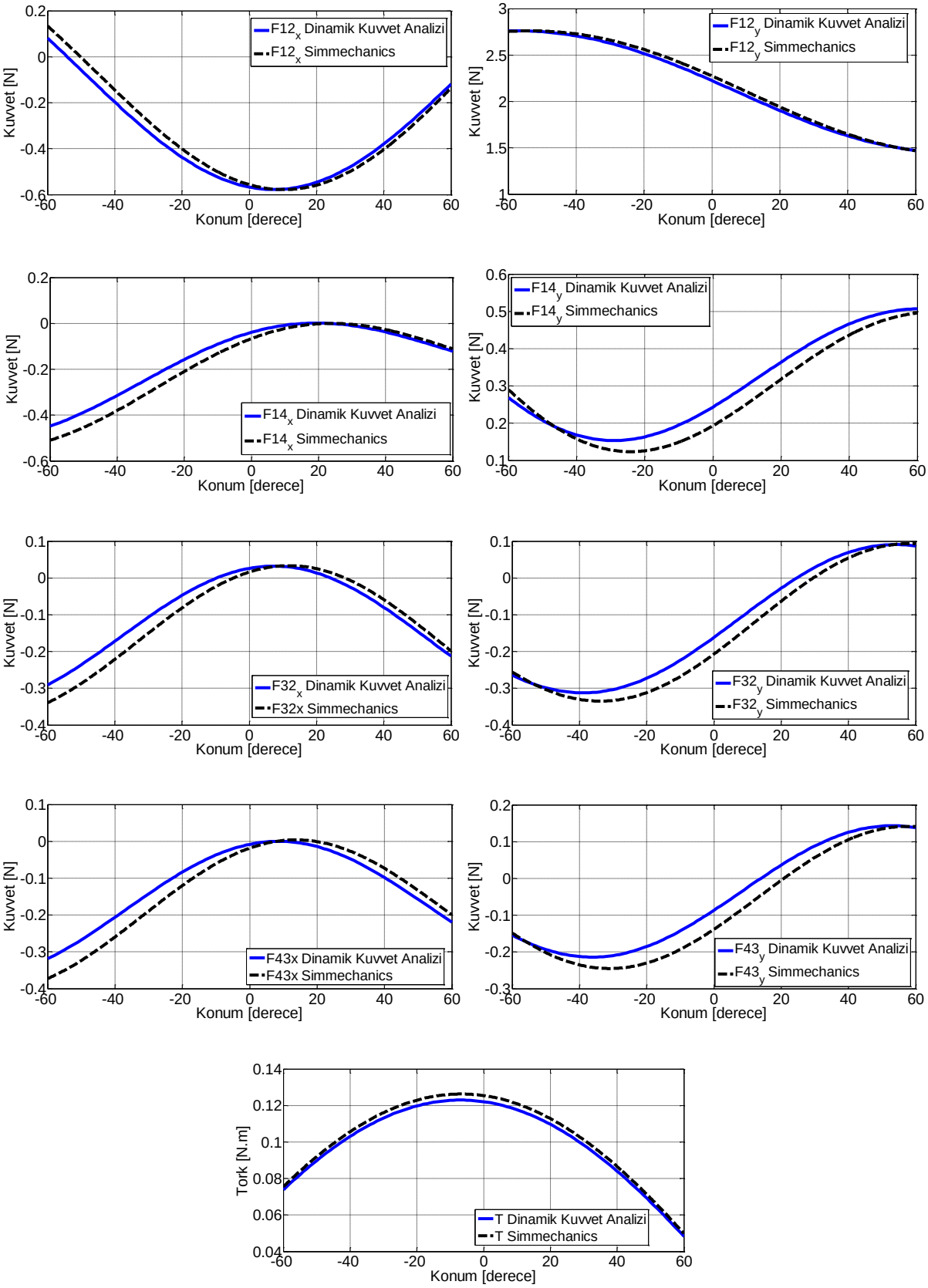
$$\sum F^{(4)} = F_{34} + F_{14} + \sum_{k=1}^{6} \left[m_{C_{4k}}.g - m_{C_{4k}}.a_{C_{4k}} \right] \tag{3.25}$$

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

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-1** bölümünde programın kodları sunulmuştur. Örnek durum senaryosunda, el ayasının sabit bir hızda (400°/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 3.12'de sunulmaktadır. Sabit bir hızda (400°/s) el bileğini ortez cihazı giyili iken -60°'den +60°'ye geçirmek için bileğimizin üretmesi gereken Tork seviyesinin maksimum 0.12 Nm dolaylarına kadar çıktığı görülmektedir.

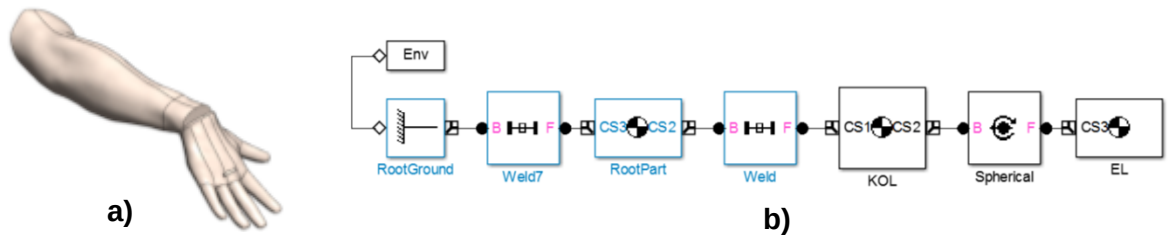
Şekil 3.12'de sunulan grafiklere dikkat edilirse Dinamik Kuvvet Analizi çözümleri yanında *MATLAB®/Simmechanics* model sonuçları da gösterilmektedir. İki farklı çözümü sunmaktaki amaç hem D'Alembert prensibi ile çözümü yapılan dinamik kuvvet analizinin doğruluğunu hem de Bölüm 3.5.4'te detaylarıyla açıklanacak 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 küsurat hatalarından kaynaklanıyor olabileceğidir. Dinamik kuvvet analizinde açısal hız girişi sabit kabul edilmiş olup herhangi bir açısal ivme değeri verilmemiştir. 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 irdelenecektir.



Şekil 3.12. 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 mafsal kuvvetlerinin çözümlenmesinde ve sürücü uzvun bu hareket profilini sağlaması için üretmesi gereken Tork değerinin hesaplanmasında kullanılabilecek olup (*aslında bir ters-dinamik problem çözümlemesi yapılmaktadır*), ileride tasarımı yapılacak olan kontrol sistemlerinin (PID, Admitans, Empedans ve Bulanık Mantık türü farklı denetleyicilerin) performans denemelerinde kullanılması mümkün değildir. Bunun yerine hem ters-dinamik (*hareketler bilinmekte, kuvvetler/torklar çözdürülmekte*) hem de ileri-dinamik (*kuvvetler/torklar bilinmekte, hareketler çözdürülmekte*) çözümlemelerin rahatça yapılabileceği bir platformun *MATLAB®/Simmechanics* ortamında oluşturulması, proje çalışmalarına çok önemli katkılar sağlayacaktır. İlk önce SolidWorks® programında Şekil 3.13.a'da gösterilen bir insana ait ön kol ve el ayası oluşturulmuştur. Oluşturulan katı modelde, bilek ekleminin bir küresel mafsal 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'te birbirlerine montajlanmış halde çizilen parçalar Simmechanics ortamında Şekil 3.13.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. Ayrıca ön kol ile el ayasının birbirlerine küresel mafsal 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 mafsal) kutusu silinip yerine *Revolute* (döner mafsal) bloğu eklenecektir.



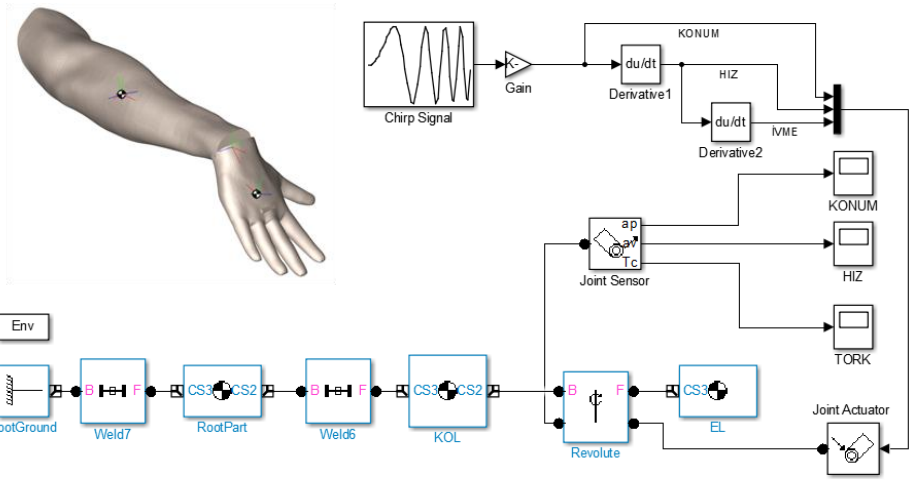
Şekil 3.13. Simmechanics model oluşturma: a) SolidWorks ortamında oluşturulan katı model, b) Simmechanics model karşılığı.

Döner ekleme çevrilen el bileği Şekil 3.14'te 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 3.14**'**te 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 3.15'te 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 kullanıcısına 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 şekilde 66.9×10^{-4} kg.m^2 olarak hesaplanmıştır.

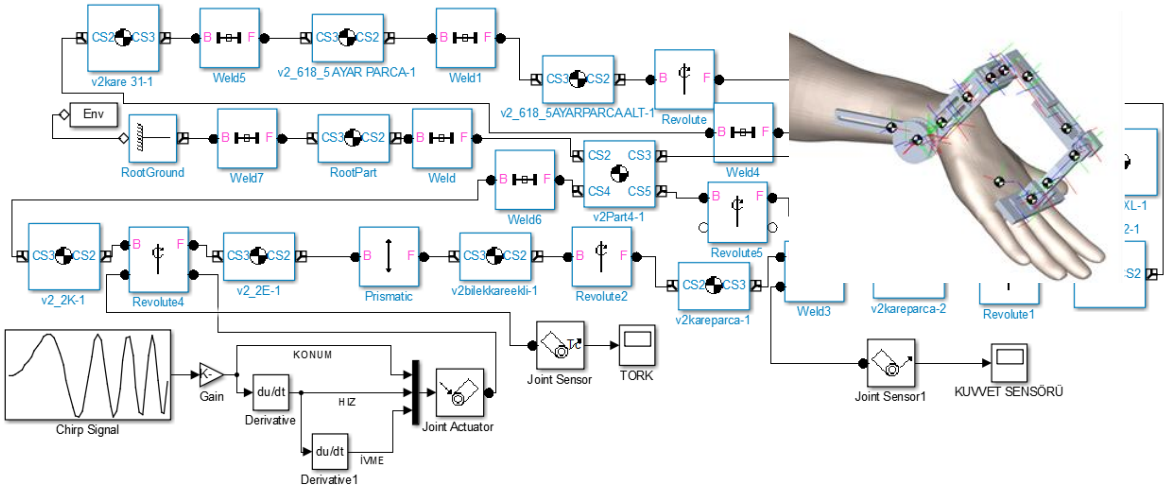
$$\frac{1}{2}.I_{Kasnak2_Eş}.\omega^2 = \frac{1}{2}\left[I_{Kasnak2}.\omega^2 + I_{Kasnak1}.3^2.\omega^2 + I_{motor\ dişli\ kutusu}.3^2.\omega^2 + I_{motor}.(104.3)^2.\omega^2 \right] \tag{3.27}$$

Williams vd. (2001) geri-sürülebilir sistemlerde izin verilen yansıtılabilir atalet momentinin maksimum sınır değerini ("maximum reflected inertia for back-driveability") 45×10^{-4} 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 ($66.9\times10^{-4}\approx45\times10^{-4}$) bir ölçüde eyleyici ve tahrik sisteminin başarılı bir şekilde seçildiğinin göstergesidir. Motor ve tahrik sistemi ile birlikte komple cihazın geri-sürülebilirlik 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 oluşturacağının belirlenmesidir.

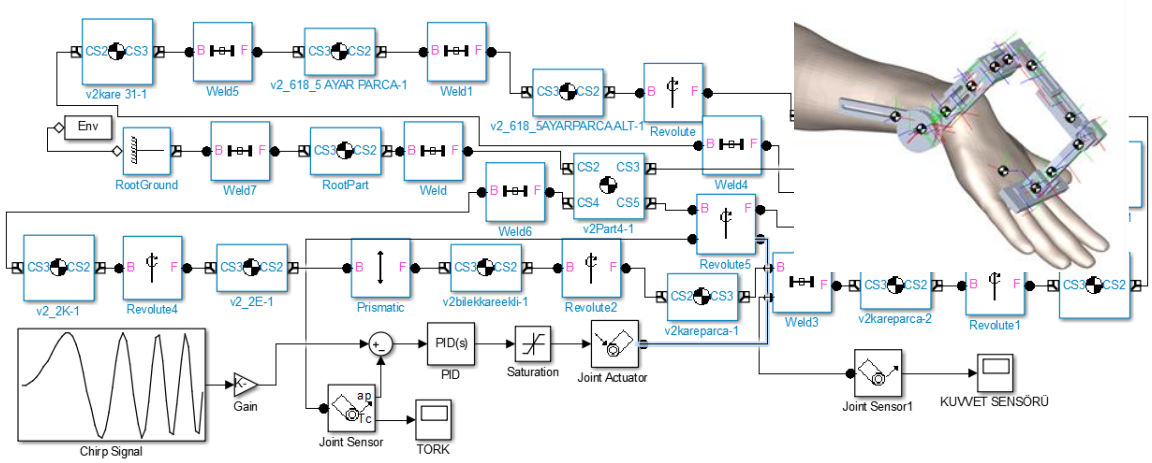
Son olarak bir de ortezin aktif olarak çalışacağı bir Simmechanics modeli kurulmuştur. Şekil 3.16'da gösterilen bu modelde ise motor sisteminin tahrik ettiği *Kasnak 2'*nin mafsalı bir *PID* kontrolcüsü ile denetlenerek tanımlanan hareket yörüngesi gerçekleştirilmektedir. Yani tanımlanan hareket yörüngesi 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 3.17.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 girişi verilip ortezin ve el-kol sisteminin tüm hareket davranışı (konum, hız ve ivmeler) çözdürülmektedir. Aslında bir *İleri Dinamik Problem Çözümlemesi* yapılmaktadır. Kurulan bu Simmechanics modelde kişi 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 3.18'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 3.17.a'da gösterilen "Chirp" sinyal yapısında bir konum profili giriş sinyali olarak uygulanmaktadır. Bu tanımlanan hareket profilinde artan bir hız (bknz. Şekil 3.17.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 ($0°/s^2$ - $2000°/s^2$) 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 3.17.a'da tanımlanan hareket profilini gerçek koşullarda 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 3.14. "*Ortezsiz"* isimli Simmechanics model.



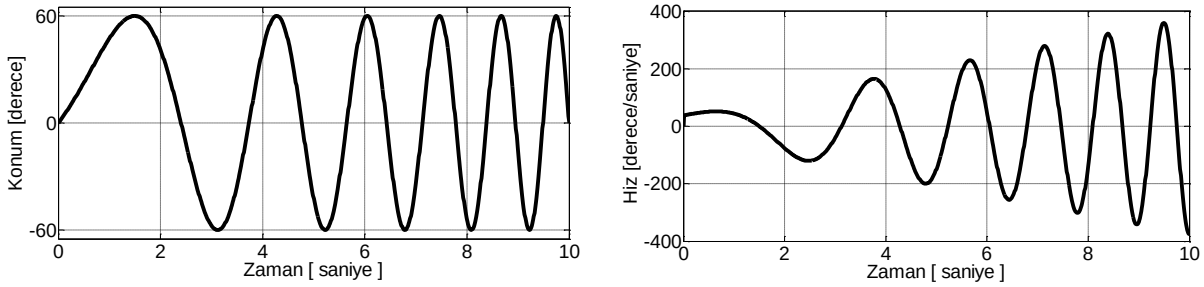
Şekil 3.15.*"Ortez Giyili Pasif"* isimli Simmechanics model.



Şekil 3.16."*Ortez Giyili Aktif"* isimli Simmechanics model.

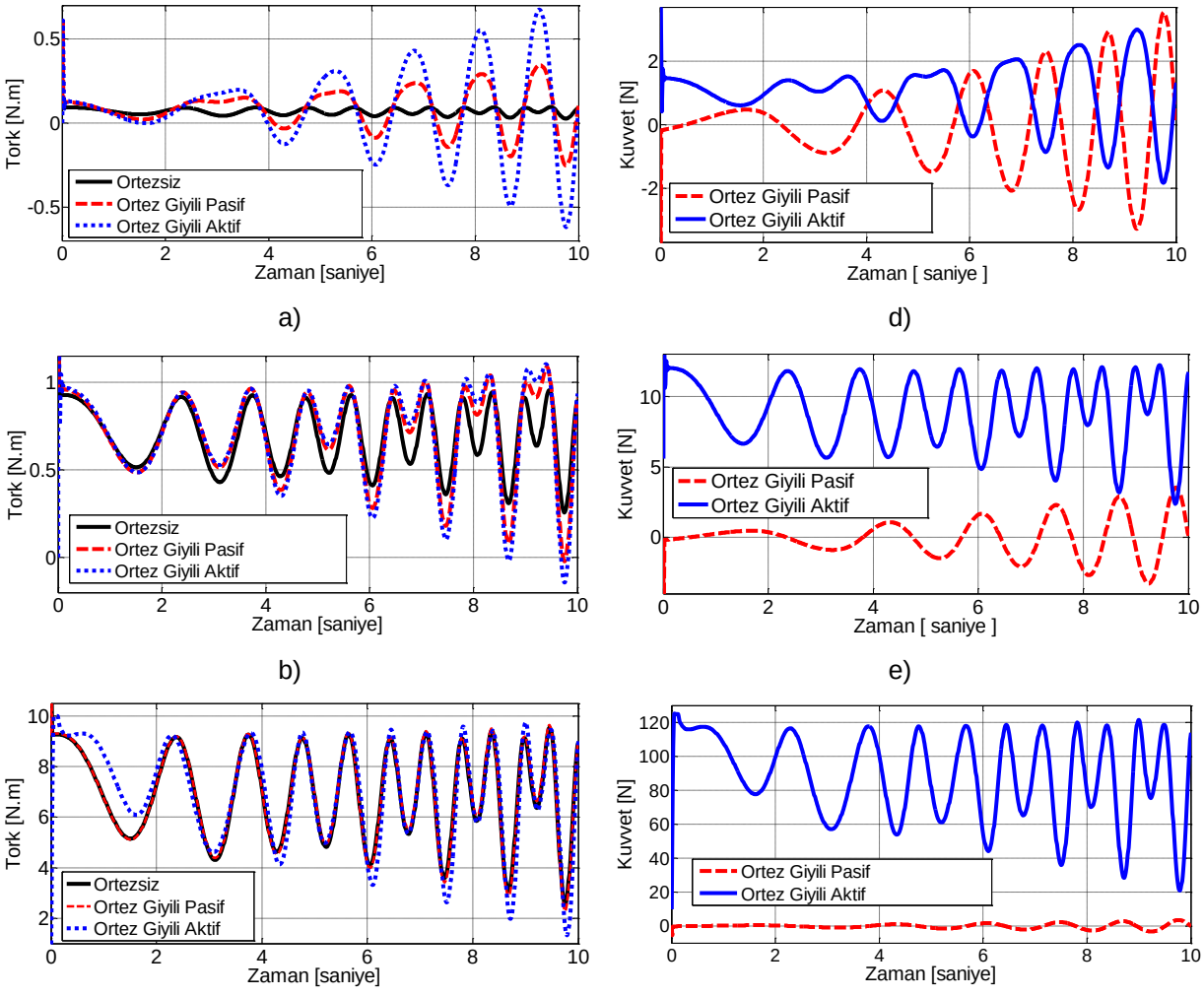
Simmechanics analiz sonuçları Şekil 3.18'de sunulmuş olup Şekil 3.18.a'da görüldüğü üzere ortezsiz bir durumda kişinin günlük işlerde (el ayası yüksüz olup kendi ağırlığındayken yani 0.17 kg'lık bir yük için) yaklaşık 0.12 Nm dolaylarında bir bilek torkuna ihtiyaç duyduğunu,1.7 kg'lık bir yükleme koşulunda (bknz. Şekil 3.18.b) ise 1 Nm seviyelerinde bir Tork değerine ihtiyaç olduğu,17 kg'lık yük altında yani en ağır çalışma koşullarında ise (bknz. Şekil 3.18.c) insan bileğinde yaklaşık 10 Nm'lik bir tork değerine ihtiyaç duyduğu 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 (*≈0.2 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-sürülebilir özelliğinin sağlanabilmesi çok zor olup, bu analiz sonuçları tasarım sürecinin başarıyla gerçekleştirildiğinin bir göstergesidir. Yapılan analizlerde tork değerleri yanı sıra kuvvet sensörüne iletilen kuvvet değerleri de 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 3.18.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 yardımında 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) çarpıldığında motor sisteminin dişli kayış üzerinden bileğe aktardığı Tork değerleri 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

minimum düzeylerde, tüm işi aktif ortez sistemi yapacağı vakit ise kuvvet sensöründen ölçülen değer aktarılan motor kuvvetine denk düşmektedir. Böylelikle kuvvet sensörü üzerinden kasların ne kadar kasıldığının ve kullanıcının hangi yöne ne kadarlık bir tork desteğine ihtiyacı olduğunun anlaşılması pek mümkün değildir.



a) b)

Şekil 3.17. Referans yörünge; a) konum, b) hız.



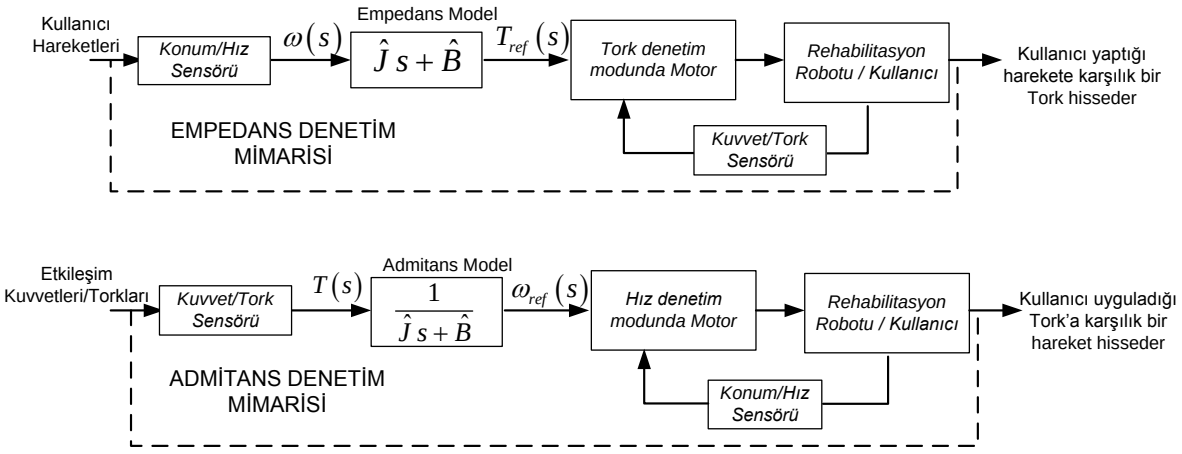
a) d)

b) e)

c) f)

Şekil 3.18. Simmechanics analiz sonuçları; Tork Grafikleri: a) 0.17 kg., b) 1.7 kg., c) 17 kg., Hız Grafikleri: d) 0.17 kg ., e) 1.7 kg, f) 17 kg.

Genellikle rehabilitasyon robotlarında hastanın gerçekleştirdiği hareketlere karşı bir takım kuvvetler hissetmesi istenir. *Admitans* ve *Empedans* türü kontrolcüler özellikle haptik cihazların denetimi için geliştirilmiş olup, rehabilitasyon robotlarında da en sık kullanılan denetim mimarileridir. Literatür çalışmalarından görülmüştür ki geri-sürülebilir cihazlarda daha çok empedans türü kontrolcü kullanılırken, tahrik sistemi geri-sürülebilir olmayanlarda ise admitans türü kontrolcüler tercih edilmektedir. Proje çalışmaları kapsamında tasarlanan aktif bilek ortez cihazı geri-sürülebilir bir kategoride olduğu için hem empedans hem de admitans türü denetim mimarilerinin uygulanması mümkündür. Admitans türü denetim mimarisinde rehabilitasyon robotu ile kullanıcı arasındaki etkileşim kuvveti ölçülmekte ve admitans kontrolcünün transfer fonksiyonundan bir hız referans değeri hesaplanmaktadır. Bu yüzden robot ile kullanıcı arasında bir kuvvet sensörü olmalıdır. Daha sonrasında ise bir hız kaynağına ihtiyaç duyulacağından sistemdeki motor kapalı çevrim hız denetim moduna alınarak robotun kontrolü gerçekleştirilir. Empedans türü kontrolcü ise admitans kontrolcünün tersi olup, giriş sinyali olarak cihazın/kullanıcının (cihaz ve kullanıcı bir bütündür aslında) hızını giriş olarak kabül etmekte ve bir empedans model üzerinden bir tork referansı üretmektedir. Daha sonrasında ise bir tork kaynağına ihtiyaç duyulmakta olup genellikle kullanılan motor kapalı çevrim tork denetim moduna alınarak robotun denetimi sağlanmaktadır. Şekil 3.19'da klasik rehabilitasyon robotlarında kullanılan *Admitans* ve *Empedans* türü kontolcülerin temel blok diyagramları verilmektedir.

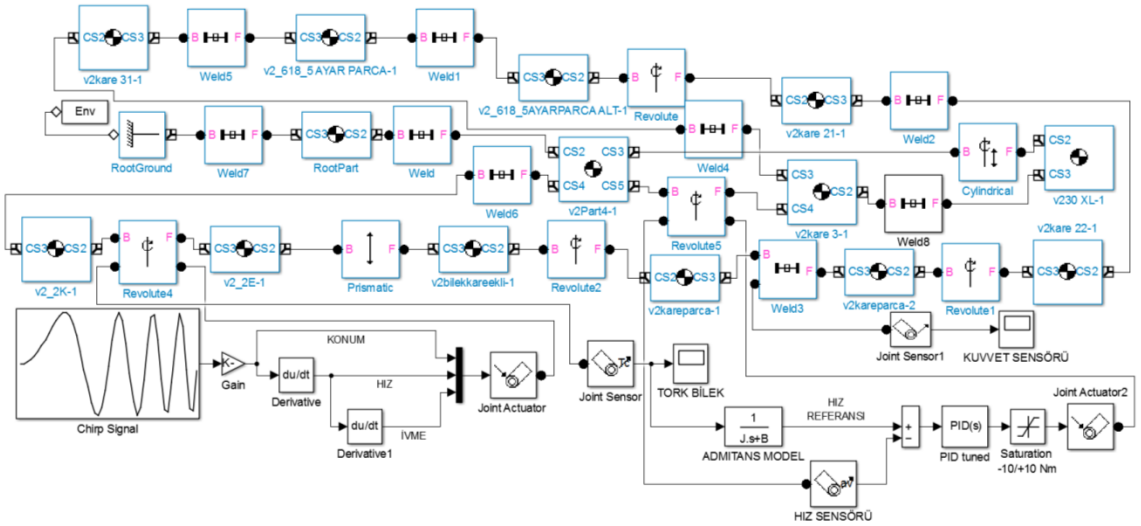


Şekil 3.19. Empedans ve admitans kontrolcülerin blok diyagramları.

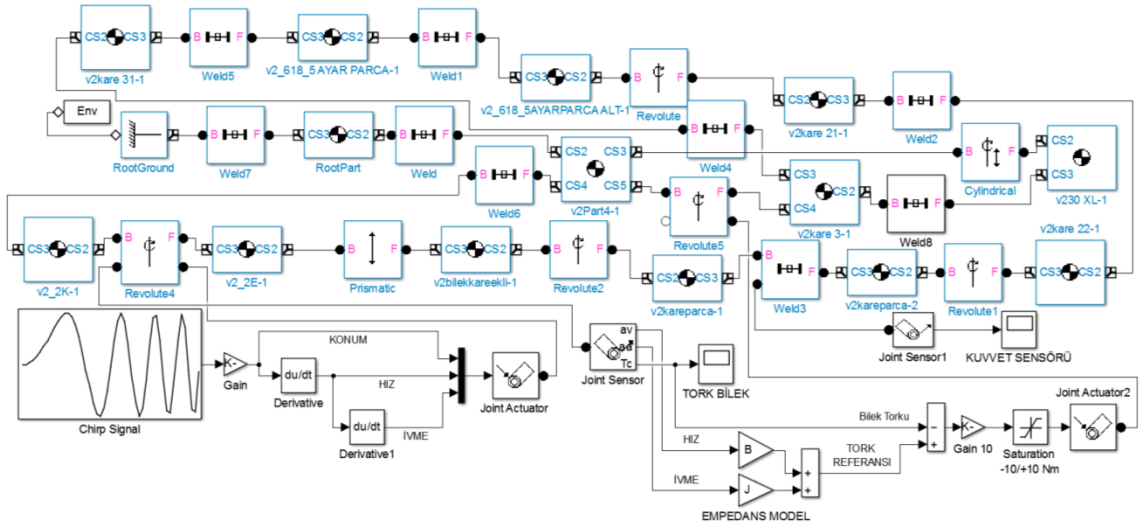
Bu iki denetim mimarisine ait blok diyagramlarda belirtilen model parametreleri istenilen değerlere ayarlanarak cihaz kullanıcısı için bir atalet momentinin ve bir viskoz sürtünmenin yer aldığı sanal bir ortam oluşturulmaktadır. İlk başta düşük atalet momenti (J) ve viskoz sürtünme katsayıları (B) kullanılarak hastaların uzuvlarını rahatça hareket ettirmeleri

sağlanır. İlerleyen zamanlarda hastaların motor fonksiyon becerileri ve kas kuvvetleri geliştikçe, J ve B katsayı değerleri yavaş yavaş artırılarak daha zorlu sanal ortamlarda rehabilitasyon uygulamaları gerçekleştirilmektedir. Proje kapsamında üretilen aktif bilek ortez cihazı, kısmi felçli hastalara hem pasif rehabilitasyon hem de aktif rehabilitasyon imkanı sunacak düzeydedir. Projenin asıl hedefi ve amacı ise günlük hayatta yüksek bilek torku gerektirecek işleri yapmak zorunda kalan kimselerin el bileğine gerekli tork desteğini sağlayabilmektir. Bu yüzden klasik rehabilitasyon robotlarında kullanılan Empedans ve Admitans denetim mimarileri proje hedeflerine ulaşmak için doğrudan kullanılamamaktadır. Çünkü projenin temel hedefi ve amacı hastalara sanal bir ortamda bir şeylerin hissettirilmesi değil tam tersi bilek eklemine tork desteği sağlanarak cihaz kullanıcısının özellikle 10 Nm Tork gerektiren ağır bilek işlemlerini düşük bilek torku ile yapabilmesini sağlamaktır. Bunun içinde öncelikle bilek torkunun ölçülmesi gerekmekte olup bununda kuvvet sensörü üzerinden gerçekleştirilemediği Şekil 3.18'de sunulan grafiklerin yorumlanmasında açıklanmıştı. Bu yüzden söz konusu projede EMG sensörlerinin kullanımı ile bilek torkunun belirlenmesi hem projenin en önemli/kritik/can alıcı noktasını oluşturacaktır hem de tasarlanan cihazın kontrolünün doğrudan ortez kullanıcısı tarafından yapılmasını sağlayacaktır. EMG sensörü olmadan ise cihazın sadece pasif rehabilitasyon uygulamalarında kullanımı mümkündür. EMG verisi üzerinden bilek torkunu tahmin edecek modeller geliştirmeden önce Simmechanics model üzerinde doğrudan bilek torkunu ölçme imkanı olduğu için *Admitans* ve *Empedans* denetim mimarilerinin simülasyon ortamında performans testleri yapılmıştır. Bu gerçekleştirilen simülasyon çalışmasındaki amaç Şekil 3.17'de verilen hareket profilini, yine 3 değişik yükleme durumu (0.17 kg / 1.7 kg / 17 kg) için bilek ekleminde olabildiğince minimum düzeyde tork ihtiyacı ile yerine getirebilmektir. Aslında öyle bir sanal ortam oluşturulmalıdır ki; kullanıcı bu zorlayıcı hareketleri yaparken bilek ekleminde tork (dolayısıyla ön kol kaslarında kuvvet) ihtiyacı minimum düzeyde olmalıdır. Bunun içinde *empedans* ve *admitans* modellerde gösterilen *J* ve *B* parametreleri olabildiğince küçük değerlere ayarlanmalıdır. Şekil 3.19'dan görüleceği üzere *empedans* denetim mimarisinde bu parametrelerin 0 olarak seçilmesi mümkün iken *admitans* denetim mimarisinde ise bu matematiksel olarak imkansız olup, simülasyonda kararsızlık oluşturmayacak şekilde mümkün olan en küçük değerlere (*J=0.00005 kg.m^2*, *B=0.0005 N.s/m*) ayarlanmışlardır. Şekil 3.20'de *admitans denetim mimarisi*, Şekil 3.21'de ise *empedans denetim mimarisi* oluşturulan Simmechanics model üzerinde uygulanmış olup, yine 3 farklı yükleme durumu için analizler gerçekleştirilmiştir. Hatırlanırsa böylesi bir hareket profili esnasında kişinin bileğinde; 0.17 kg'lık bir yük için 0.12 Nm,1.7 kg'lık yük için 1 Nm ve 17 kg'lık bir yük için ise 10 Nm dolaylarında tork üretmesi gerekmekteydi. Şekil 3.22.a-b-c'den görüleceği üzere, *admitans* ve *empedans* denetim mimarileri ile artık bilekte ihtiyaç

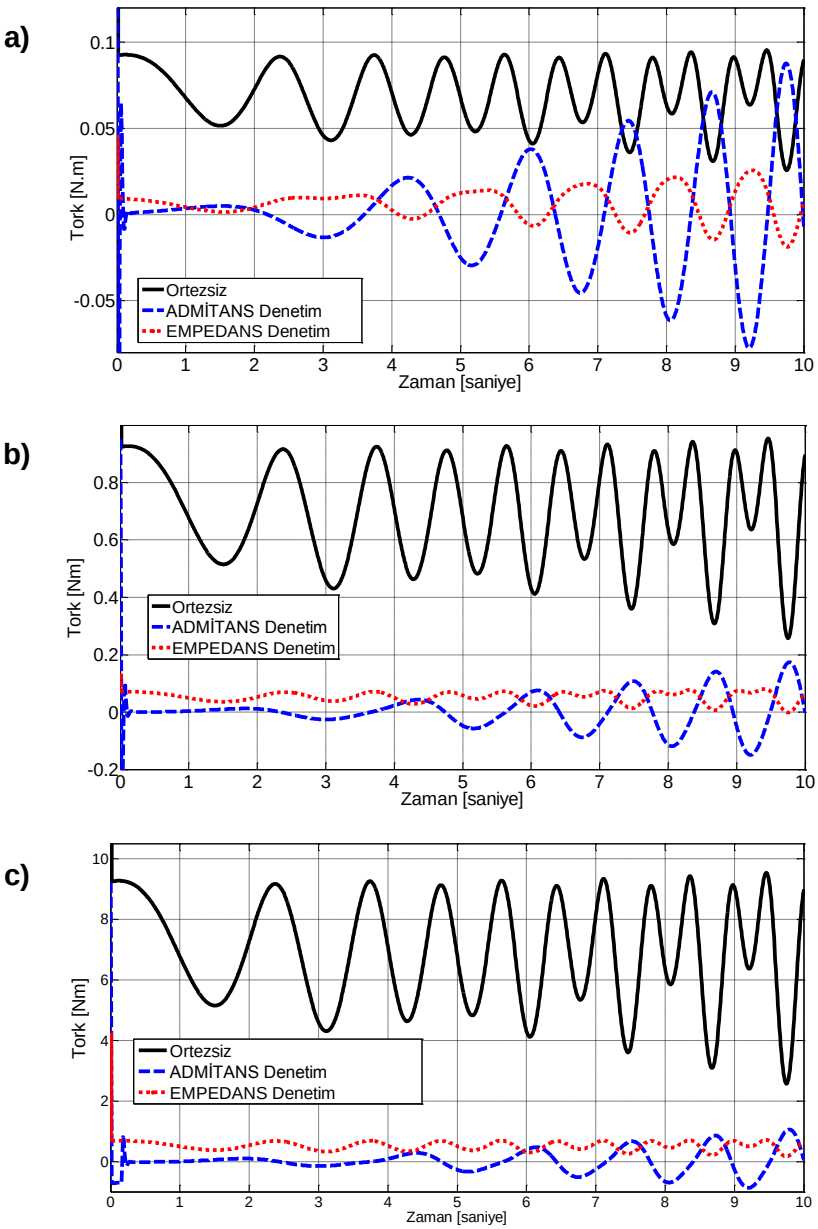
duyulacak tork sevilerinde ***"Ortezsiz"*** duruma göre önemli düşüşler olmaktadır. Özellikle Şekil 3.22**.c**'de belirtilen 17 kg'lık yük koşulu altında ortezsiz bir kişi, tanımlanan bilek hareketlerini gerçekleştirmek için 10 Nm seviyelerinde bilek torku üretmesi gerekirken, *empedans* ya da *admitans* denetim mimarisinde çalışacak olan aktif bilek ortezini kullandığı takdirde aynı işi yaklaşık 1 Nm dolaylarında bilek torku ile gerçekleştirebilecektir. Önemle belirtmek gerekir ki; tüm bu analiz sonuçları simülasyon çalışmalarından türetilmiş olup, bilek torkunun hatasız bir şekilde ölçülebildiği varsayımı ile yapılmıştır. Fakat gerçek hayatta bilek torkunu hatasız ve mükemmel bir şekilde ölçmek mümkün olmayıp, bilek torkunu EMG sinyallerinden tahmin edecek yapay sinir ağ modellerine ihtiyaç duyulacaktır.



Şekil 3.20. Admitans denetim mimarisinin Simmechanics model üzerinde uygulaması.



Şekil 3.21. Empedans denetim mimarisinin Simmechanics model üzerinde uygulaması.

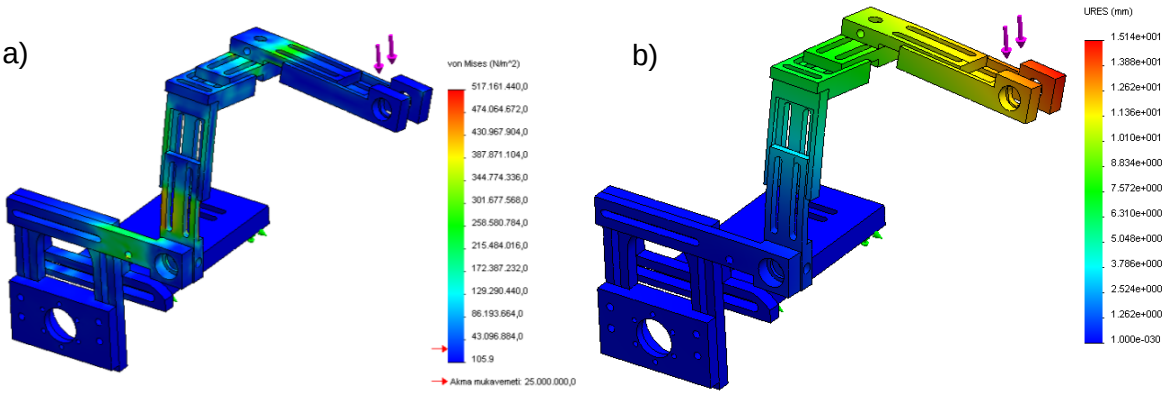


Şekil 3.22. Admitans ve empedans denetleyicilerin farklı yükler için performansları: a) 0.17 kg, b) 1.7 kg, c) 17 kg.

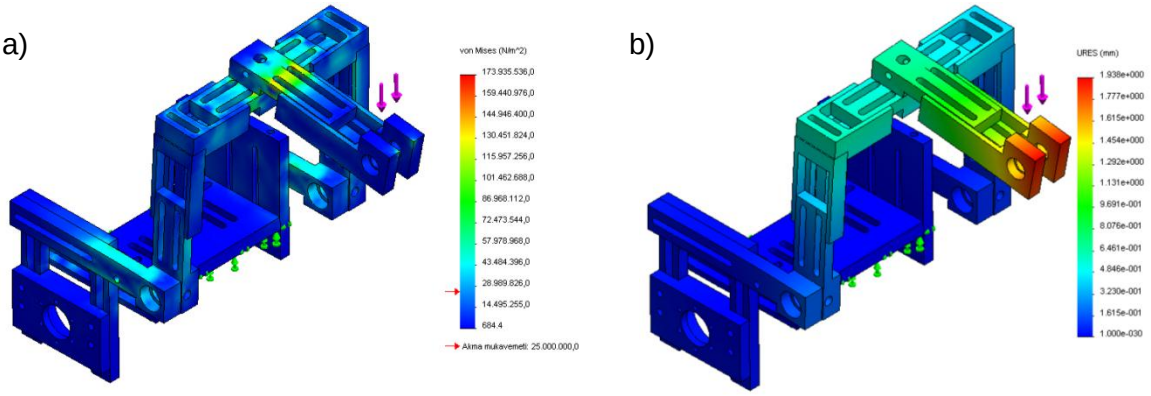
3.5.5 Statik Kuvvet Analizi

Kavramsal olarak tasarlanan, malzeme seçimi ve boyutlandırılması yapılan nihai tasarımın prototip üretimine geçilmeden önce bir de statik kuvvet analizi gerçekleştirilmiştir. Aktarılacak 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 3.18.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 sabitlenmiş olup *125 N* değerindeki statik yük moment koluna dik doğrultuda uygulanmıştır. *SolidWorks®/Simulation* programı vasıtasıyla gerçekleştirilen *Gerilim* [N/m^2] ve *Yer Değiştirme* [mm] analiz sonuçları Şekil 3.23'de gösterilmektedir. Maksimum yükleme koşullarında yapılan analiz sonuçlarından, mekanik yapı üzerinde birden fazla bölgede malzemenin akma mukavemet değerinin aşıldığı (bknz. Şekil 3.23.a) ve kuvvetin uygulandığı moment kolunda ise yaklaşık *15 mm*'lik bir sehim oluştuğu görülmüştür (bknz. Şekil3.23.b). 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 malzemesinin yaygın olarak kullanıldığı literatür çalışmalarında görülmüştü. Analize sokulan alüminyum parçaların ağırlığı yaklaşık *150 gram* olup, alüminyum yerine paslanmaz çelik kullanımında ise bu ağırlık yaklaşık 3 katına çıkarak *450 gram* seviyelerine yaklaşacaktır. Motor sistemi ve termoplastikten yapılan ortez yapının da ağırlıkları göz önüne alınırsa cihazın toplam ağırlığının 1 *kg*'ın üstüne çıkması proje hedefleri açısından istenmeyen bir durumdur. Malzemeyi değiştirmeden mekanik yapının tüm boyutları 1.5 kat artırılmış, fakat *gerilim* ile *yer değiştirme* analiz sonuçlarında ancak 50%'lik bir iyileşme sağlanmıştır. Alüminyum malzeme kullanımı ile maksimum yükleme koşullarında tasarımın mukavemet açısından güvenli bölgede yer alması ancak hem boyutları 50% artırmak hem de çift köprülü bir tasarım ile mümkün olabilmiştir. Şekil 3.24'te sunulan statik analiz sonuçları incelenirse, böyle bir tasarım ile neredeyse bütün yapı elemanları gerilim açısından malzeme akma değeri limitleri altında çıkmakta ve maksimum yer değirme miktarının ise 15 mm'den 1.9 mm seviyelerine düştüğü görülmektedir. Fakat bu tasarımda yaklaşık 386 gram ağırlığında gelmekte olup, hem hafif değil hem de boyut olarak iri, hantal ve kullanışsız gözükmektedir. Bu yüzden ağırlık kıstasına önem verilip, orijinal tasarımın boyutlarında herhangi bir değişikliğe gidilmeden üretim ve imalat aşamasına geçilmiştir.



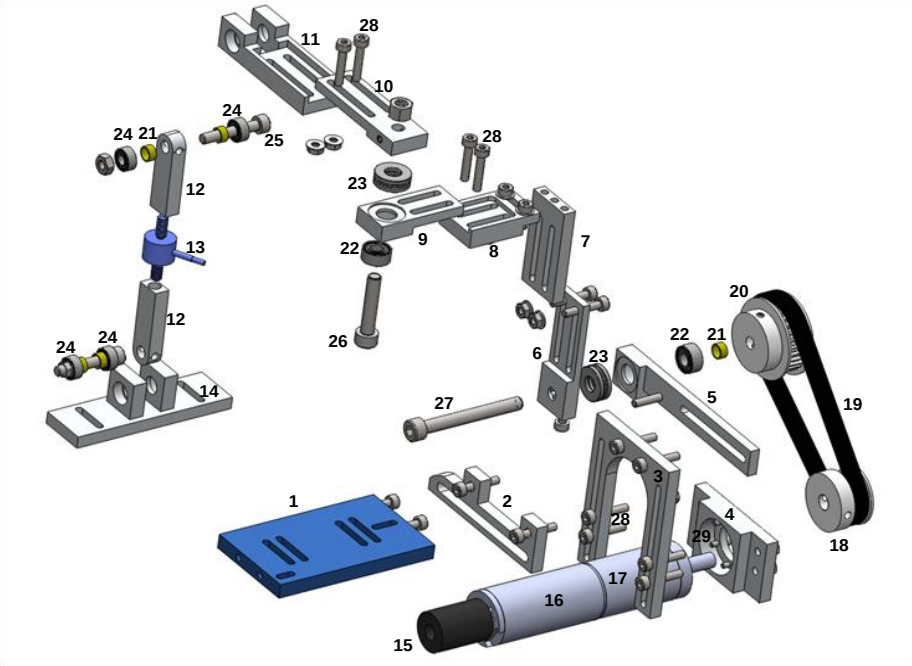
Şekil 3.23. Statik analiz sonuçları: a) Gerilim, b) Yer değiştirme.



Şekil 3.24. Tasarım değişikliği ile yapılan statik analiz sonuçları: a) Gerilim, b) Yer değiştirme.

3.6 Aktif Bilek Ortez Üretimi

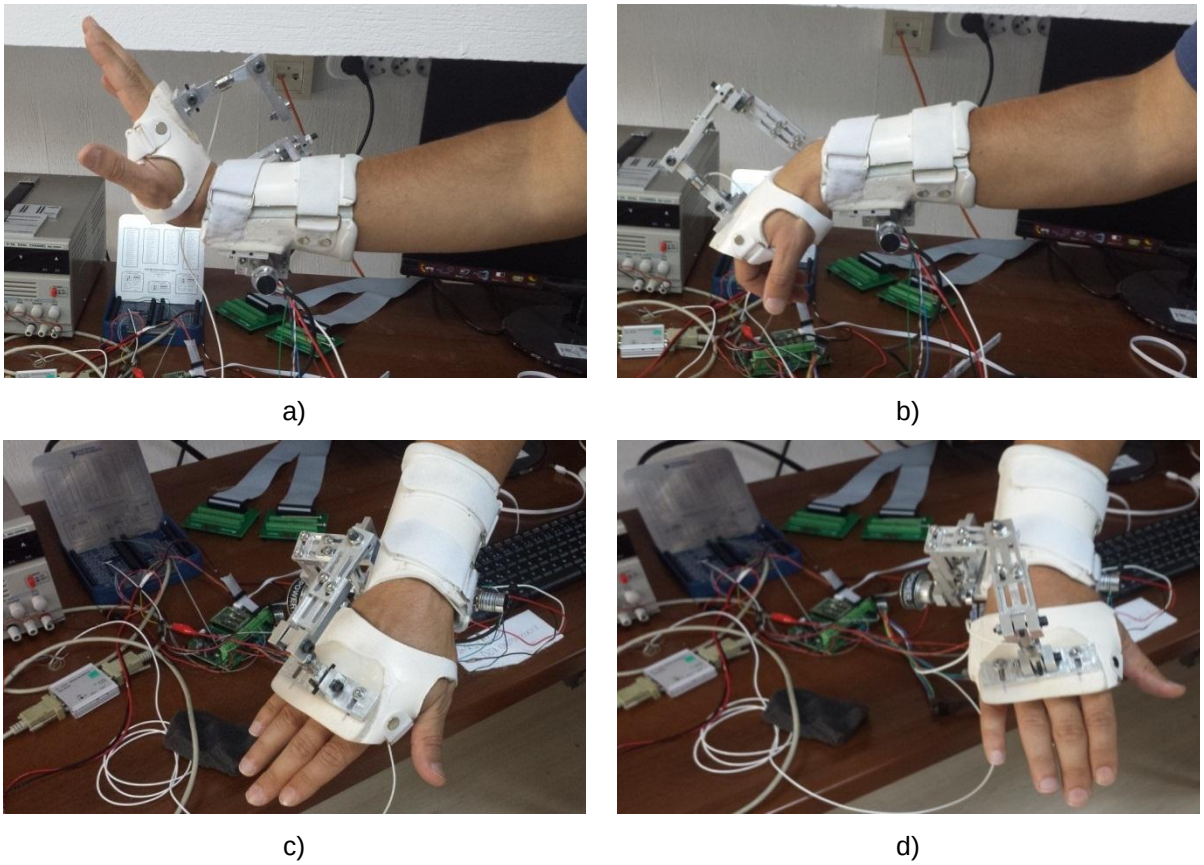
Tasarımı yapılan aktif bilek ortezin tüm teknik ve montaj resimler oluşturulmuş ve imalat planları hazırlanmıştır. Şekil 3.25 aktif bilek ortezin patlatılmış montaj halini göstermekte olup, parça ve malzeme listesi Tablo 3.2'de sunulmaktadır. İmalat planına göre her bir parça üretildikten sonra medikal 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 3.26'da 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. Aktif bilek ortezi üzerinde yer alan sensörlerin ve eyleyici sisteminin montajı da başarıyla gerçekleştirilmiş olup, daha sonra tüm elektrik-elektronik ekipmanların (güç kaynağının, konum, kuvvet ve EMG sensörlerinin, motor sürücü kartının ve veri toplama kartının) kablo bağlantıları yapılarak tüm elektrik-elektronik cihazların düzgün çalıştığı ve gerekli sinyallerin bilgisayar ortamına sorunsuz aktarılması sağlanmıştır.



Şekil 3.25. Aktif bilek ortezinin patlatılmış montaj görüntüsü.

Tablo 3.2. Aktif bilek ortezinin 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 Cıvata	2	M4 x 25mm
26	Inbus Cıvata	1	M5 x 25mm
27	Inbus Cıvata	1	M5 x 45mm
28	Inbus Cıvata	16	M3 x 16mm
29	Inbus Cıvata	6	M2 x 6mm



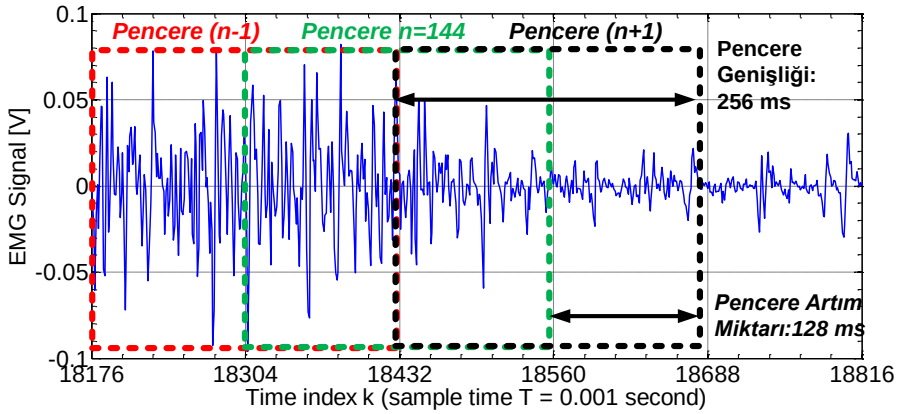
a) b)

c) d)

Şekil 3.26. Cihazın ön kol ve al ayasına bağlanarak değişik hareketler için görünümü:
a) Ekstansiyon, b) Fleksiyon, c) Ulnar Sapma, d) Radyal Sapma.

3.7 EMG Sinyal İşleme

EMG denetimli bir cihazın 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* proje çalışmaları kapsamında belirlenecektir. 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. *Pencere artım* miktarı ise sinyal işlemeye tabi tutulan verileri içeren ardışık pencereler arasında geçen süreyi bildirmektedir. Örnek vermek gerekirse, Şekil 3.27'de proje çalışmaları kapsamında gerçek zamanlı olarak ölçülen bir EMG verisinin pencere genişliğinin 256 ms ve pencere artım miktarının 128 ms olduğu koşullar altında veri bölümleme işleminde her pencerenin bir önceki pencere ile %50 örtüşecek şekilde nasıl oluştuğunu göstermektedir. En uygun pencere genişliğinin ve pencere artım miktarının ne olması gerektiği hakkında literatürde kesin bir bilgi bulunmamakta olup, proje çalışmaları kapsamında değişik pencere genişliği ve pencere artım miktarları denenerek bunun öznitelik çıkarma performansına olan etkileri araştırılacaktır.



Şekil 3.27. Veri bölümleme işlemi.

Phinyomark vd. (2012) literatürde en çok kullanılan zaman tabanlı ve frekans tabanlı yöntemleri detaylarıyla açıklamaktadır. Bu yöntemler aşağıda sırasıyla incelenmiş olup gerçek zamanlı ("*real-time*") sinyal işleme uygulamalarında kullanılmak üzere oluşturulan *MATLAB M-File* kodları ise EK-2'de sunulmaktadır.

3.7.1 Sinyal İşleme Yöntemleri

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.

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

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

$$OMD = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} |x_i| \tag{3.29}$$

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.

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

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

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.

$$E\dot{I}D = \sum_{i=1}^{N-1} \left[f[(x_i - x_{i-1}) \times (x_i - x_{i+1})] \right] \qquad (3.31)$$
$$\mathrm{f}(x) = \begin{cases} 1, & x \geq eşik\ değeri\ ise \\ 0, & değilse \end{cases}$$

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

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

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

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

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 gösterse de (bu yüzden OK yöntemi literatürde en sık kullanılan yöntemlerden biri olmuştur) bu çalışmada *v=4* alınıp OK yöntemi ile olan farkı ortaya konulacaktır.

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

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

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

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

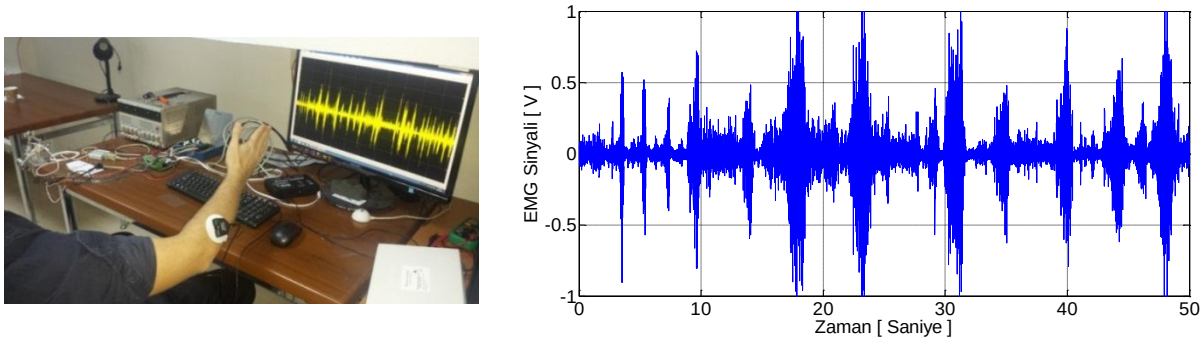
$$OF = \sum_{j=1}^{M} f_j P_j \,/\, \sum_{j=1}^{M} P_j \tag{3.36}$$

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

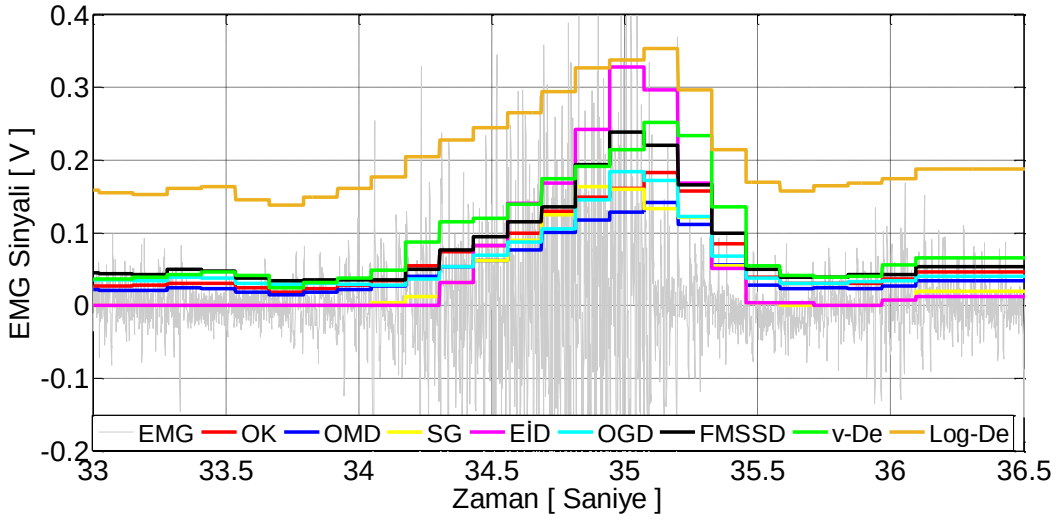
$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j \equiv \sum_{j=MDF}^{M} P_j \equiv \frac{1}{2}\sum_{j=1}^{M} P_j \tag{3.37}$$

3.7.2 Sinyal İşleme Testleri

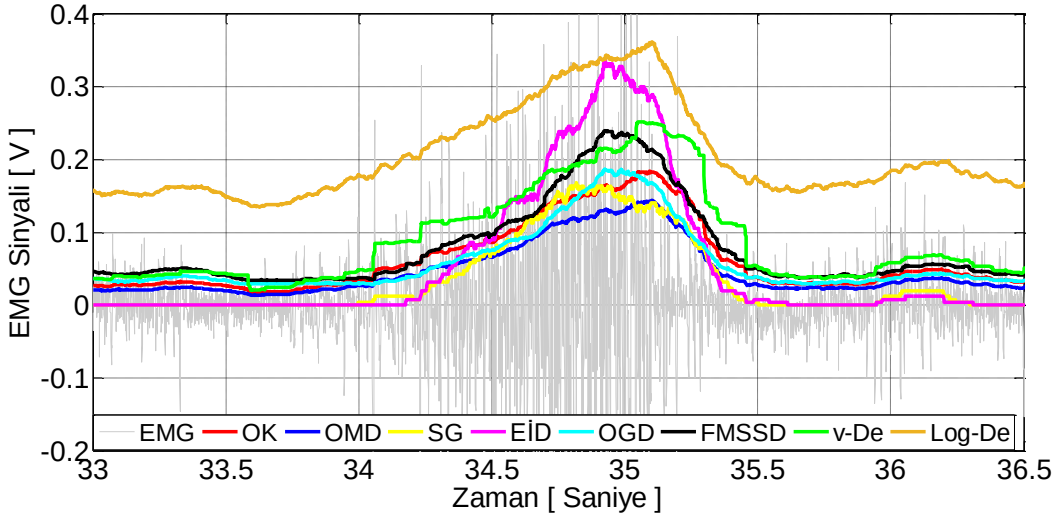
EMG sensörü Şekil 3.28.a'da gösterildiği üzere Extensor Carpi Radialis kası üzerine denk gelecek şekilde yapıştırılmıştır. Daha sonra 50 saniye boyunca el bileğine bir takım germe ve bükme hareketleri yaptırılarak Şekil 3.28.b'de gösterilen ham EMG verisi 1000 Hz'lik örnekleme frekansında ölçülürken 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 3.29 ve Şekil 3.30'da gösterilmektedir. 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. 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 3.31'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 3.31'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.



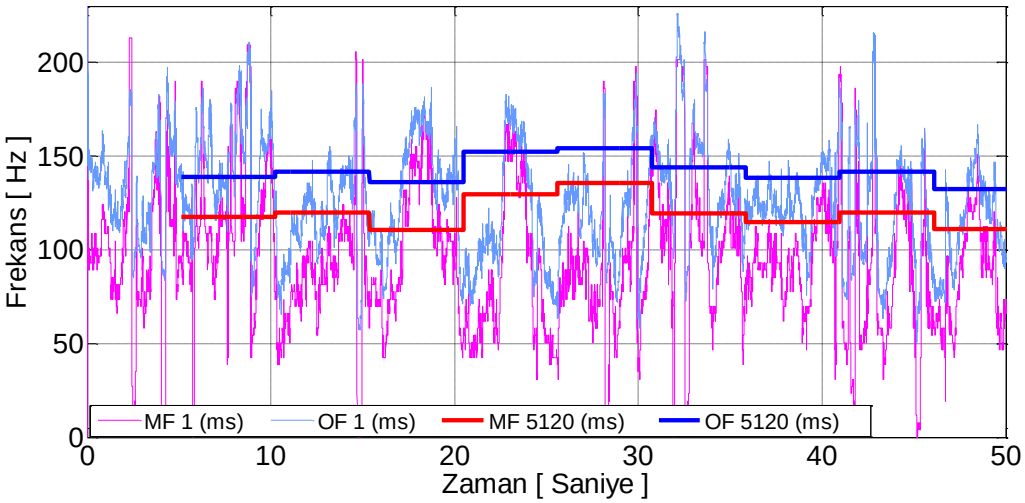
Şekil 3.28. Sinyal işleme görüntüleri: a) EMG verisi toplama, b) Toplanan ham EMG sinyali.



Şekil 3.29. Öznitelik çıkarım yöntemlerin karşılaştırılması (pencere artım miktarı: 128 ms).



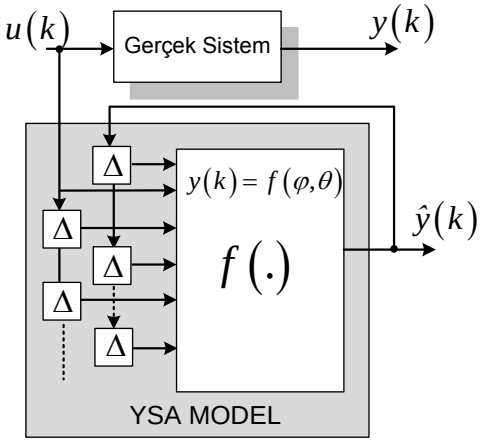
Şekil 3.30. Öznitelik çıkarım yöntemlerin karşılaştırılması (pencere artım miktarı: 1 ms).



Şekil 3.31. Frekans tabanlı öznitelik çıkarım yöntemlerin karşılaştırılması.

3.8 Yapay Sinir Ağı Modelleri

Yapay sinir ağ (YSA) modelleri kapalı kutu model ("black-box model") olarak bilinmekte olup, bu kapalı kutu modellere bir takım giriş sinyalleri verilerek bir takım çıkış sinyalleri öğretilmeye çalışılır. Daha sonra bu kapalı kutu modele daha önce hiç görmediği giriş sinyalleri verilse bile yüksek doğrulukta çıkış sinyallerinin tahmin edilmesi beklenir. Bu kapalı kutu modellerin birçok farklı mimaride yapısı bulunmakta olup genel bir fonksiyon olarak hepsi $\hat{y}(k) = f(\boldsymbol{\varphi}(k), \boldsymbol{\theta})$ şeklinde ifade edilmektedir. Şekil 3.32'de gösterildiği üzere gerçek bir sistemin modelini oluşturmak için kullanılırlar. Burada k ayrık-zaman indisi olup örnekleme frekansı (T) ile çarpılırsa gerçek zamana dönüşüm $t=kT$ eşitliği ile sağlanmaktadır. Fonksiyon $f(.)$ Borel ölçülebilir sürekli bir fonksiyondur. $\varphi(k)$ ise regresyon vektörü olup, $\boldsymbol{\varphi}(k)=[\, u(k), u(k-1), u(k-2),..., \hat{y}(k-1), \hat{y}(k-2), ...]^T$, gerçek sisteme olan giriş sinyali ve bu sinyalin zaman gecikmelerini ("time-delay") içerdiği gibi arzu edilirse önceki (geçmiş) zamana ait çıkış sinyallerini de giriş elemanları olacak biçimde içerebilir.



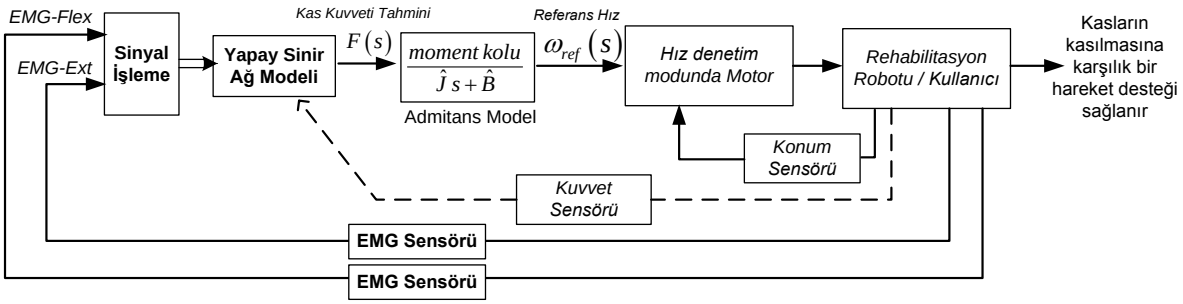
Şekil 3.32. Genel bir YSA modeli.

Genellikle regresyon vektöründe kullanılacak olan sinyallerin zaman gecikmelerinin mertebesi (Δ sayısı) mümkün olan maksimum sayıda artırılarak tüm dinamik etkilerin giriş vektöründe yer alması istenir. **θ** ise YSA modelin eğitim işlemi sonucu bulunacak olan model parametreleri olup (nöronlar arası ağırlık katsayıları) denklem (3.38)'in çözülmesi ile bulunur. Denklem (3.38) aslında bir optimizasyon problemi olup *N* adet hatanın karelerinin toplamını minimize edecek **θ** parametreleri *Levenberq-Marquardt* algoritması ile çözülmektedir (Nelles, 2001).

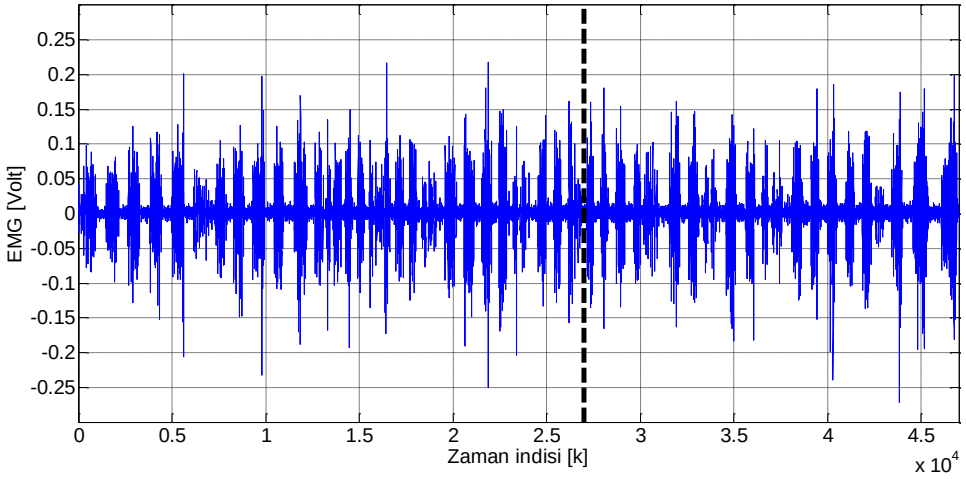
$$\boldsymbol{\theta} = \arg\min_{\boldsymbol{\theta}} \left\{ \sum_{k=1}^{N} \left(y(k) - \hat{y}(k) \right)^2 \right\} \tag{3.38}$$

Proje çalışmaları kapsamında tasarlanan cihazda kuvvet sensörü ortez üzerinde yer almakta olup kasların zorlanmasından ziyade bilek hareketleri esnasında ortez ile kullanıcı eli arasındaki etkileşim kuvvetlerini ölçmektedir. Hatta Bölüm 3.5.4'te gerçekleştirilen simülasyon çalışmalarında bu durum detaylıca irdelenmiş olup EMG sensörlerinin kullanımı ile ihtiyaç duyulan bilek torkunun belirlenmesinin projenin en önemli/kritik/can alıcı noktasını oluşturacağı açıklanmıştı. Dolayısıyla bu bölümün amacı ön kol kaslarının bilekte oluşturduğu torku tahmin edebilecek yapay sinir ağ modellerinin eğitimidir. Cihaz üzerinde tork sensöründen ziyade kuvvet sensörü vardır. Dolayısıyla ön kol kaslarının kasılması sonucu toplanan EMG verisine karşılık el ayasında üretilen kuvvet değerini tahmin edebilecek YSA modelleri eğitilebilir. Daha sonra bu tahmini kuvvet değeri sabit olan moment kolu mesafesi (el ayası uzunluğu) çarpımı ile de bilek torku hesaplanabilir. Dolayısıyla bir Admitans Model üzerinden Şekil 3.33'de görüldüğü üzere referans hız hesaplanıp aktif bilek ortezin sürülmesi planlanmaktadır.

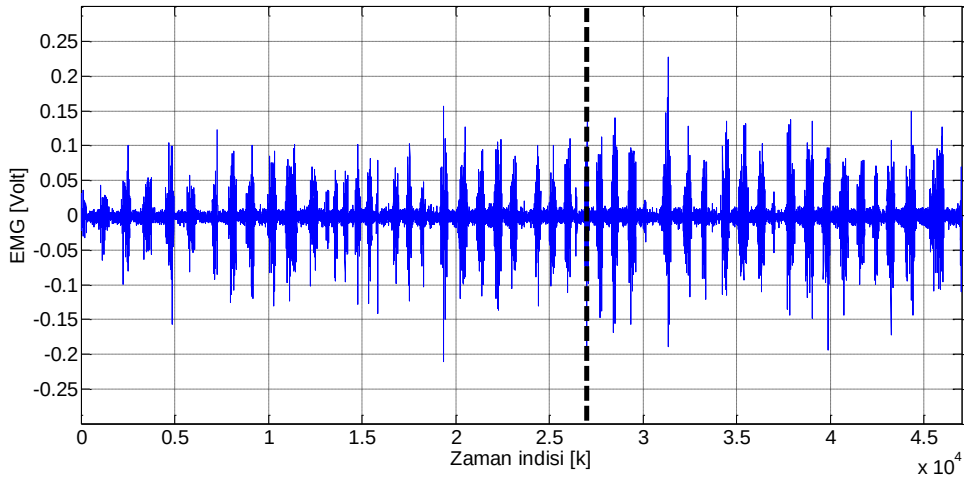
Yapay sinir ağ modellerinin eğitim ve doğrulama testlerini gerçekleştirmek için giriş-çıkış verileri toplanırken el ayasında hiçbir yük bulunmamakta olup cihaz Şekil 3.19'da gösterilen Admitans denetim modunda çalıştırılmaktadır. Örnekleme frekansı 1000 Hz olup 47 saniyelik zaman süresince veriler toplanmıştır. Dolayısıyla her bir toplanan verinin boyutu 47000 adet olmaktadır. Veri toplama işlemi sırasında cihaz kullanıcısından rastgele hareketler yapması istenmiş olup bu esnada Flexor Carpi Radialis (FCR) ve Extensor Carpi Radialis (ECR) kaslarından toplanan EMG verileri sırasıyla Şekil 3.34 ve Şekil 3.35'te gösterilmektedir. EMG verileriyle eş zamanlı olarak toplanan konum, hız ve kuvvet verileri ise sırasıyla Şekil 3.36, Şekil 3.37 ve Şekil 3.38'de sunulmaktadır. Önemle belirtmek gerekir ki; toplanan verinin ilk 27000'lik kısmı eğitim amaçlı kullanılacak olup son 20000'lik kısmı ise doğrulama amaçlı kullanılacaktır.



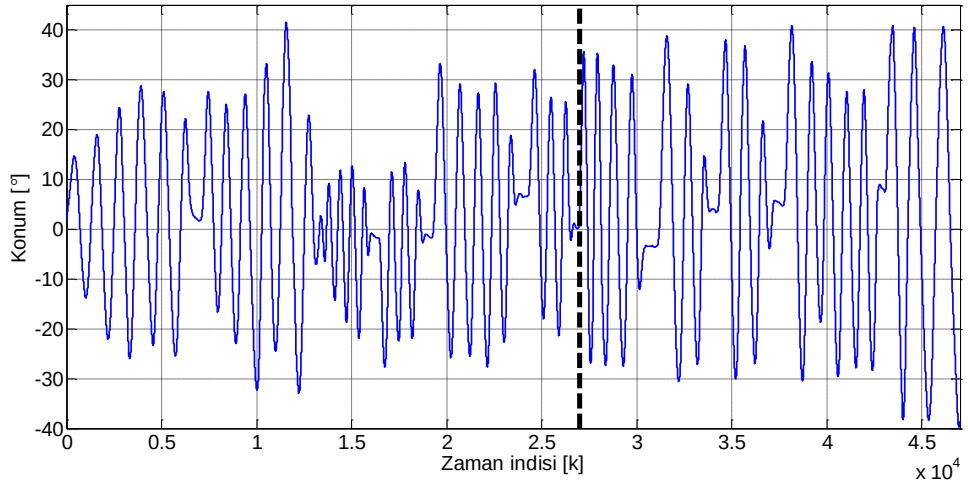
Şekil 3.33. EMG tabanlı admitans denetim mimarisi.



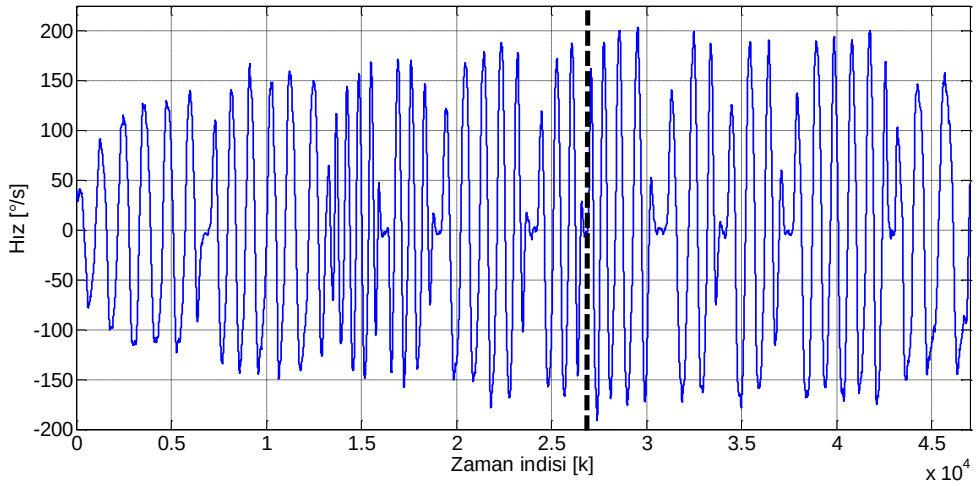
Şekil 3.34. YSA eğitimi ve doğrulaması için kullanılan FCR kasına ait EMG verisi.



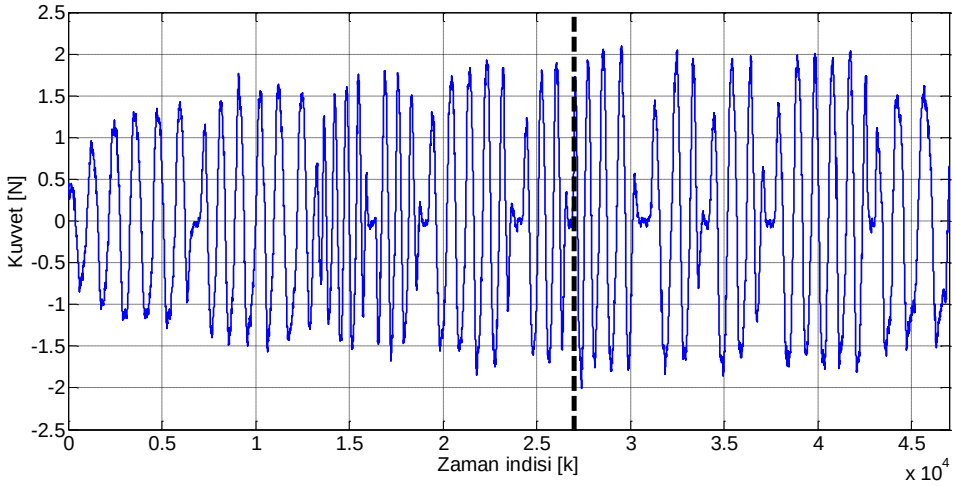
Şekil 3.35. YSA eğitimi ve doğrulaması için kullanılan ECR kasına ait EMG verisi.



Şekil 3.36. YSA eğitimi ve doğrulaması için kullanılan konum verisi.



Şekil 3.37. YSA eğitiminde ve doğrulamasında kullanılan konum verisinin hız profili.

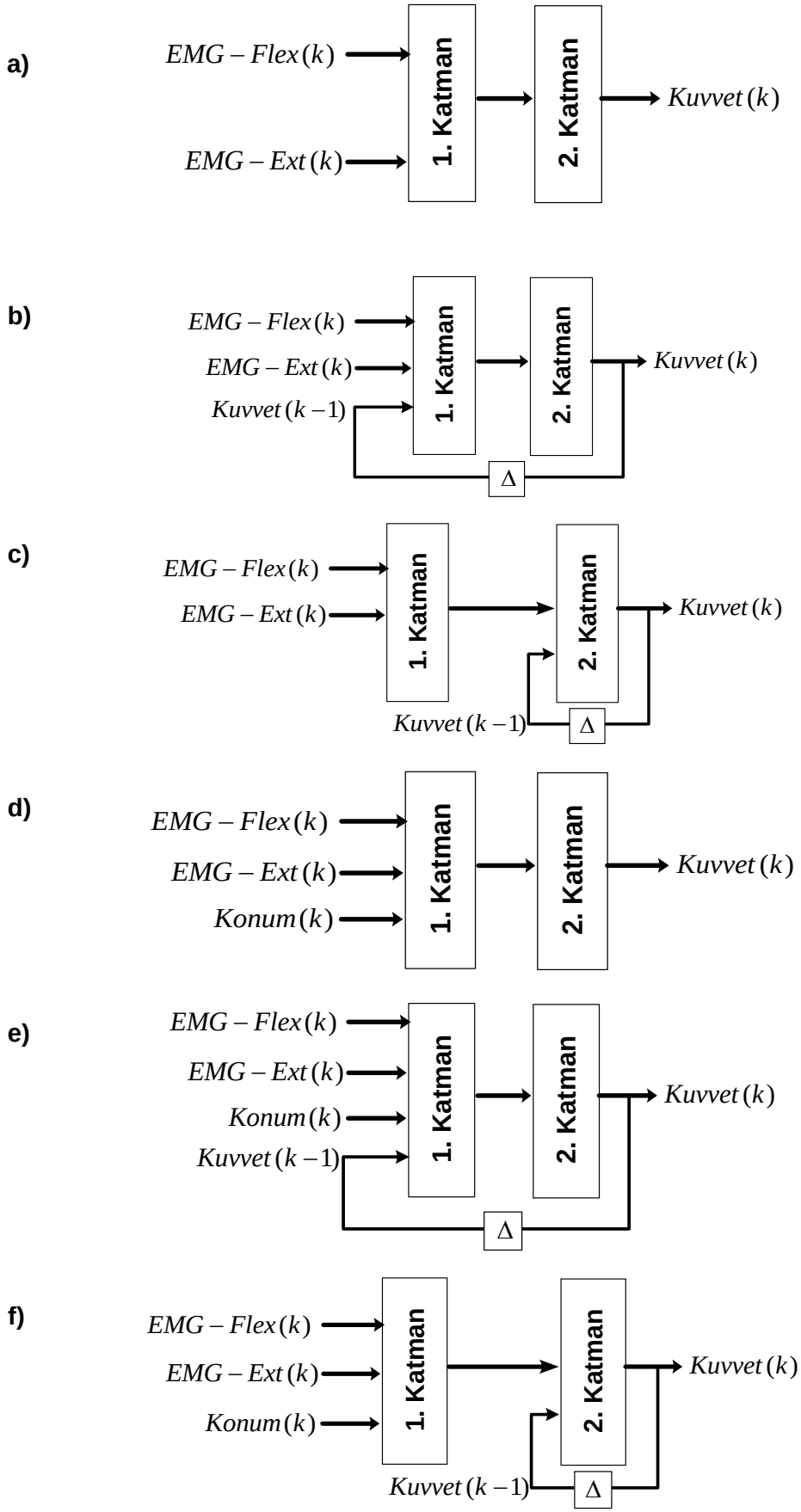


Şekil 3.38. YSA eğitimi ve doğrulaması için kullanılan kuvvet verisi.

Eğitilen YSA modeller 2 katmanlı tasarlanmış olup 1. katmandaki nöronların aktivasyon fonksiyonları tanjant-sigmoid, 2. Katmanında yer alan nöronun aktivasyon fonksiyonu için ise doğrusal (lineer) bir fonksiyon kullanılmıştır. EMG sinyallerinin işlenmesinde ne kadarlık bir pencere genişliğinin kullanılacağı veya hangi öznitelik çıkarım yönteminin daha iyi sonuç vereceği tam anlamıyla bilinmemektedir. Bu nedenle ilk önce değişik uzunlukta pencere genişliklerinde (256 ms, 128 ms, 64 ms, 32 ms) ve farklı zaman tabanlı öznitelik çıkarma yöntemleri (*OK, OMD, SG, EİD, OGD, FMSSD, v_De, Log_De*) kullanılarak YSA modelinin eğitim ve doğrulama performansları incelenecektir. Ayrıca YSA modellerin eğitim ve doğrulama performans sonuçları kullanılacak olan YSA modelin mimari yapısına da bağlı olmaktadır.

Bilindiği üzere ileri-beslemeli YSA'lar ("feed-forward neural networks") daha çok statik (durağan) sistemlerin modellemesinde kullanılırken çıkış katmanından farklı katmanlara yapılan geri-beslemeli YSA'lar ("recurrent neural networks") ise özellikle dinamik sistemlerin modellenmesinde kullanıldıkları bilinmektedir. Dolayısıyla bu çalışma kapsamında farklı pencere genişlikleri altında hem değişik öznitelik çıkarma yöntemleri hem de Şekil 3.39'da gösterilen 6 farklı mimaride tasarlanmış olan YSA modeller denenecektir. Daha sonra en iyi sonuç veren YSA mimarisinin üzerine gidilerek ilk önce EMG sinyallerinde gecikme oluşturarak ilgili YSA modelin kuvvvet tahmini başarısını artıracak yönde giriş vektörünün boyutu artırılacaktır. En sonunda ise ele alınan YSA modelin nöron sayıları değiştirilerek en iyi kuvvet tahmininde bulunacak YSA model elde edilmeye çalışılacaktır. Bütün bu kombinasyonlar göz önüne alındığında kuvvet tahmini yapacak 200'den fazla YSA modeli oluşturulmuştur. Literatürde EMG sinyalleri üzerinden kas kuvveti tahmininin yaklaşık %85 başarı oranı ile yapılabildiği bilinmekte olup, bu bölümün temel amacı da en az %85 başarı oranıyla kuvvet tahmininde bulunabilecek YSA modellerin elde edilmesidir.

Önemle belirtmek gerekir ki; YSA modellerin eğitim ve doğrulama testi sonuçları hataların karesinin ortalaması ("mean square error") yerine 0-1 arası normalize edilmiş ortalama karekök hata ("normalized root mean square error") cinsinden verilmiştir. Böylelikle hesaplanan hata değerleri ilgili YSA modelin eğitim ve doğrulama performansı hakkında doğrudan bilgi verecektir. Örnek vermek gerekirse bir YSA modelinin eğitim hatası 0.2 ve doğrulama hatası 0.3 olarak hesaplanmış olsun. Bu sonuçlardan ilgili YSA modelinin eğitim verisini %80 başarı ile öğrenebildiğinin ve daha önce hiç görmediği doğrulama verisi üzerinde ise %70 başarı performansı ile kuvvet tahmini yapabildiğinin anlaşılması gerekir.



Şekil 3.39. Kuvvet tahmini için kullanılan 6 farklı YSA model mimarileri.

3.8.1 Pencere genişliği 256 ms için YSA eğitim ve doğrulama çalışmaları

İlk önce sinyal işleme için pencere genişliği (PG) 256 ms ve pencere artım miktarı 1 ms olucak şekilde Şekil 3.39.a'da gösterilen 2 girişli ve 1. Katmanda 10 nöron bulunan bir ileri-beslemeli YSA modeli kullanılmıştır. Giriş sinyalleri Şekil 3.34 ve Şekil 3.35'te gösterilen 47 saniyelik EMG sinyallerinin ilk 27 saniyelik kısmı (1 : 27000) olup çıkış sinyali olarak ise Şekil 3.38'de gösterilen kuvvet verisinin ilk yine ilk 27 saniyelik kısmının (1 : 27000) öğrenilmesi istenmiştir. Tablo 3.3'te bu YSA modeller için hesaplanan eğitim hataları, eğitim süresi ve doğrulama verisi için hesaplanan doğrulama hataları verilmiştir. Eğitim için kullanılan iterasyon sayısı 100 olup eğitim süresi yaklaşık 30 saniye sürmüştür. 8 farklı öznitelik çıkarım yöntemi kullanılarak eğitilen YSA modellerine ait eğitim hataları incelendiğinde en iyi eğitim performansının %82.9 (=100×[1-0.171]) başarı oranı ile *Log-De* yönteminde elde edildiği görülmüştür. Eğitim işleminden sonra Şekil 3.34 ve Şekil 3.35'te gösterilen EMG sinyallerinin son 20 saniyelik kısmı (27001 : 47000) kullanılarak Şekil 3.38'de gösterilen kuvvet verisinin son 20 saniyelik kısmı (27001:47000) için doğrulama testi yapılmıştır. Doğrulama testinde yine en iyi başarı performansı %70.5 (=100×[1-0.295]) başarı oranı ile yine *Log-De* yöntemi ile sağlanabildiği görülmüştür.

Tablo 3.3. İki girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 256 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.204	0.182	0.213	0.227	0.213	0.237	0.229	0.171
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	1000							
Eğitim Süresi (s)	30							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.37	0.316	0.406	0.409	0.320	0.367	0.364	0.295

Sonrasında Şekil 3.39.b'de gösterilen iki girişli ve 1. katmana geri-beslemeli yapıda bir YSA model kullanılarak elde edilen sonuçlar Tablo 3.4'te sunulmuştur. Yine eğitimler 100 iterasyon için yapılmış olup bu sefer eğitim süreleri yaklaşık 50 saniye civarında sürmüştür. Eğitim süresinin artmasının en büyük nedeni YSA modelde mevcut olan geri beslemenin nöronlar arasındaki bağlantı katsayılarının bulunması için optimizasyon algoritmasına getirdiği ek hesaplama yüküdür. En iyi eğitim sonucu %80.2 başarı oranı ile *OK* yöntemi ile sağlanırken en iyi doğrulama sonucu %70.8 ile yine *Log-De* ile elde edilmiştir. Burada ilginç olan en iyi eğitim sonucu veren *OK* yönteminin doğrulama testinde %66.1 gibi düşük bir başarı oranı ile kuvvet tahmininde bulunabiliyor olmasıdır. Doğrulama performansı açısından bu YSA model ile bir önceki YSA modelin hemen hemen aynı seviyelerde oldukları görülmektedir. Bir sonraki eğitim için Şekil 3.39.c'de gösterilen iki girişli fakat YSA model

çıktısının 2. katmana geri beslendiği bir mimari kullanılmıştır. Yine 8 farklı öznitelik yöntemi için YSA modeller 100 iterasyonluk eğitilmiş olup eğitim süreleri yaklaşık 37 saniye sürmüştür. En iyi eğitim ve doğrulama performansı Tablo 3.5'ten görüldüğü üzere sırasıyla %82.9 ve %71.7 olarak yine *Log-De* yönteminde elde edilmiştir.

Tablo 3.4. İki girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 256 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k), Kuvvet(k-1)							
Çıkış	Kuvvet (k)							
Eğitim Hatası	0.198	0.182	0.216	0.225	0.219	0.241	0.228	0.237
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	50							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.339	0.312	0.346	0.312	0.332	0.439	0.361	0.292

Tablo 3.5. İki girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 256 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k)							
Çıkış	Kuvvet (k)							
Eğitim Hatası	0.201	0.180	0.213	0.226	0.216	0.236	0.229	0.171
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	37							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.364	0.316	0.339	0.312	0.316	0.357	0.354	0.283

Şimdiye kadar elde edilen en iyi başarı performansı (en yüksek %71.7) literatürde açıklanan değerlere (%85) uzak olup daha iyi sonuç almak için YSA modellerine giriş olarak EMG sinyali dışında el bileğinin konum bilgisi de eklenmiştir. Yine ilk önce ileri-beslemeli bir YSA model ile (bknz. Şekil 3.39.d) eğitim ve doğrulama çalışmaları yürütülmüş olunup sonuçlar Tablo 3.6'da sunulmuştur. Bu sefer en iyi eğitim ve başarı performansı sırasıyla %92.8 ve %87.2 seviyelerinde *OMD* yöntemiyle elde edilmiştir. Fakat Log-De yönteminin sonuçları da OMD yöntemiyle yaklaşık aynı seviyelerde olduğu görülmüştür. Regresyon vektörüne konum sinyalinin eklenmesi ile başarı performansı istenilen seviyelere yükselmiştir. Bir sonraki YSA model ise Şekil 3.39.e'de gösterilen üç girişli ve 1. katmana geri-beslemeli bir yapı olup sonuçlar Tablo 3.7'de sunulmaktadır. 100 iterasyonluk eğitimler bu sefer yaklaşık 60 saniye sürmekte olup en iyi eğitim sonucu %93.2 ile OMD yönteminden elde edilirken en iyi doğrulama performansı ise %87.2 ile *EİD* yöntemiyle elde edilmiştir. Denemesi yapılan son yapı ise Şekil 3.39.f'de gösterilen üç girişli ve 2. katmana geri beslemeli YSA modeli olup bu

sefer en iyi eğitim performansının yine %92.8 ile *OMD* yöntemiyle elde edildiği fakat en iyi doğrulama performansının ise %87.6 başarı seviyesi ile *EİD* yöntemiyle hesaplandığı görülmektedir (bknz. Tablo 3.8).

Tablo 3.6. Üç girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 256 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k), Konum(k)							
Çıkış	Kuvvet (k)							
Eğitim Hatası	0.1	0.072	0.1	0.096	0.082	0.109	0.146	0.078
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	35							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.158	0.128	0.147	0.147	0.166	0.278	0.218	0.129

Tablo 3.7. Üç girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 256 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k), Konum(k)							
Çıkış	Kuvvet (k)							
Eğitim Hatası	0.098	0.068	0.095	0.093	0.083	0.103	0.125	0.078
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	60							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.166	0.135	0.259	0.128	0.269	0.3	0.180	0.130

Tablo 3.8. Üç girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 256 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k), Konum(k)							
Çıkış	Kuvvet (k)							
Eğitim Hatası	0.088	0.072	0.098	0.095	0.085	0.103	0.110	0.077
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	47							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.152	0.127	0.154	0.124	0.166	0.158	0.180	0.131

Doğrulama testinde en yüksek başarı oranı *EİD* yöntemi ile üç girişli ve 2. katmana geri-beslemeli YSA model ile sağlandığı görülmüştür. İlgili YSA modelinin başarı performansını daha da iyileştirmek için EMG sinyallerinin gecikme mertebeleri (*k-i*) kademeli olarak

artırılmıştır. Pencere genişliği 256 ms olduğu için en büyük gecikme (*k-256*)'ya kadar oluşabilmektedir. Elde edilen sonuçlar Tablo 3.9'da sunulmuştur. Tablo 3.9'un ilk sütununda sunulan YSA model aslında Tablo 3.8'de *EİD* yöntemiyle elde edilmiş YSA olup öznitelik çıkarım yöntemi sabit tutulmakta ve sadece EMG sinyallerinin zaman gecikme mertebeleri (*k-i*) kademeli olarak artırılarak eğitim ve doğrulama başarı performans sonuçları incelenmektedir. Öncelikle kullanılan Δ miktarı arttıkça eğitim sürelerinin de ciddi ölçüde arttığı görülmektedir. En iyi doğrulama testi performansı başarı seviyesi %87.9 (=100×[1-0.121]) ile Tablo 3.9'un 3. sütununda bulunan ve regresyon vektörünün $\boldsymbol{\varphi}(k)=[EMG\text{-}Flex(k), EMG\text{-}Flex(k-32), EMG\text{-}Flex(k-64), EMG\text{-}Ext(k), EMG\text{-}Ext(k-32), EMG\text{-}Ext(k-64), Konum(k)]^T$ şeklinde oluşturulmasıyla elde edilmiştir. Son olarak 1. katmandaki nöron sayısı değiştirilerek daha iyi bir sonuç elde edilmeye çalışılmıştır. Bunun için 1. katmanda bulunan mevcut nöron sayısının yarısı ve iki katı için sonuçlar karşılaştırılmış ve Tablo 3.10'dan görüldüğü üzere ideal nöron sayısının 10 olduğu görülmüştür. Sonuç olarak pencere genişliği 256 ms için eğitilen YSA modellerden en iyi doğrulama performansı %87.9 başarı oranı ile 7 girişli 2. katmana *Kuvvet (k-1)* geri-beslemeli ve 1. katman nöron sayısı 10 olan bir YSA model ile elde edilmiştir.

Tablo 3.9. En iyi YSA modelin zaman gecikmesine bağlı performansı (PG: 256 ms).

Gecikme mertebesi (k-i)	i=0	i=0,32	i=0, 32, 64	i=0, 32, 64,128	i=0,32,64,128,256
Öznitelik Çıkarımı	EİD				
Girişler	EMG-Flex(k-i), EMG-Ext(k-i), Konum(k)				
Çıkış	Kuvvet(k)				
Eğitim Hatası	0.095	0.076	0.084	0.068	0.062
Eğitim Verisi	1:27000				
İterasyon	100				
Eğitim Süresi (s)	47	68	94	105	130
1.Katman Nöron Sayısı	10				
Doğrulama Verisi	27001:47000				
Doğrulama Hatası	0.124	0.144	0.121	0.154	0.145

Tablo 3.10. En iyi YSA modelin nöron sayısına bağlı performansı (PG: 256 ms).

1.Katman Nöron Sayısı	5	10	20
Öznitelik Çıkarımı	EİD		
Girişler	EMG-Flex(k,k-32,k-64), EMG-Ext(k,k-32,k-64), Konum(k)		
Çıkış	Kuvvet(k)		
Eğitim Hatası	0. 082	0.084	0. 056
Eğitim Verisi	1:27000		
İterasyon	100		
Eğitim Süresi (s)	42	94	250
Doğrulama Verisi	27001:47000		
Doğrulama Hatası	0.124	**0.121**	0.384

3.8.2 Pencere genişliği 128 ms için YSA eğitim ve doğrulama çalışmaları

Bu sefer öznitelik çıkartma yönteminde kullanılan pencere genişliği (PG) 128 ms ve pencere artım miktarı ise yine 1 ms olarak ayarlanmış olup Şekil 3.39'da gösterilen tüm YSA modellerin performansları yeniden hesaplanmıştır. Böylelikle YSA model performansına pencere genişliğinin bir etkisinin olup olmayacağı belirlenmeye çalışılacaktır. Tablo 3.11, Tablo 3.12, Tablo 3.13, Tablo 3.14, Tablo 3.15 ve Tablo 3.16 sırasıyla Şekil 3.39.a, Şekil 3.39.b, Şekil 3.39.c, Şekil 3.39.d, Şekil 3.39.e ve Şekil 3.39.f'de gösterilen YSA modellere ait elde edilmiş sonuçları göstermektedir.

Tablo 3.11. İki girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 128 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.161	0.152	0.166	0.158	0.153	0.163	0.178	0.148
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	30							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.218	0.240	0.206	0.194	0.206	0.343	0.240	0.187

Tablo 3.12. İki girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 128 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.139	0.118	0.169	0.139	0.152	0.166	0.150	0.126
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	48							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.212	0.229	0.206	0.224	0.212	0.224	0.25	0.206

Tablo 3.13. İki girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 128 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.131	0.119	0.145	0.145	0.141	0.152	0.148	0.113
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	36							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.25	0.224	0.278	0.240	0.3	0.324	0.255	0.206

Tablo 3.14. Üç girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 128 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k), Konum(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.133	0.118	0.135	0.118	0.109	0.119	0.154	0.117
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	35							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.173	0.166	0.173	0.142	0.166	0.166	0.206	0.142

Tablo 3.15. Üç girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 128 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k), Konum(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.079	0.072	0.098	0.073	0.092	0.114	0.106	0.073
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	60							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.131	0.123	0.144	0.103	0.145	0.154	0.158	0.143

Tablo 3.16. Üç girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 128 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k), Konum(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.064	0.06	0.082	0.073	0.066	0.076	0.086	0.065
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	47							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.126	0.112	0.142	0.120	0.147	0.146	0.166	0.113

Bu tablolar incelendiğinde iki girişli YSA modellerin en iyi doğrulama testi performansı *Log-De* yöntemini kullanan ileri-beslemeli bir YSA tarafından %81.3 başarı oranı ile sağlanırken, üç girişli YSA modellerin en iyi doğrulama performansının %89.7 (=100×[1-0.103]) ile üç girişli 1. katmana geri beslemeli ve *EİD* öznitelik çıkarım yöntemini kullanan bir YSA ile elde edildiği görülmüştür. Daha sonra bu en iyi YSA modelin zaman gecikmesine bağlı performansı Tablo 3.17'de gösterildiği üzere incelenmiş olunup ek bir iyileşme oluşmamıştır. Hatta gecikme miktarı arttıkça başarı performansının kötüleştiği de görülmüştür. Son olarak en iyi YSA modelin bu sefer de nöron sayısına bağlı performansı Tablo 3.18'de gösterildiği üzere incelenmiş olup en iyi performans sonucunun yine 1. katmanda 10 nöron kullanımı ile gerçekleştiği görülmektedir.

Tablo 3.17. En iyi YSA modelin zaman gecikmesine bağlı performansı (PG: 128 ms).

Gecikme mertebesi (k-i)	i=0	i=0, 32	i=0, 32, 64	i=0, 32, 64, 128
Öznitelik Çıkarımı	EİD			
Girişler	EMG-Flex(k-i), EMG-Ext(k-i), Konum(k)			
Çıkış	Kuvvet(k)			
Eğitim Hatası	0.073	0.074	0.073	0.067
Eğitim Verisi	1:27000			
İterasyon	100			
Eğitim Süresi (s)	60	98	180	200
1.Katman Nöron Sayısı	10			
Doğrulama Verisi	27001:47000			
Doğrulama Hatası	0.103	0.103	0.194	0.187

Tablo 3.18. En iyi YSA modelin nöron sayısına bağlı performansı (PG: 128 ms).

1.Katman Nöron Sayısı	5	10	20
Öznitelik Çıkarımı	EİD		
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k), Konum(k)		
Çıkış	Kuvvet(k)		
Eğitim Hatası	0. 079	0.073	0. 076
Eğitim Verisi	1:27000		
İterasyon	100		
Eğitim Süresi (s)	27	60	141
Doğrulama Verisi	27001:47000		
Doğrulama Hatası	0.108	**0.103**	0.114

3.8.3 Pencere genişliği 64 ms için YSA eğitim ve doğrulama çalışmaları

Pencere genişliği (PG) 64 ms olucak şekilde 6 farklı YSA modelin performansları Tablo 3.19, Tablo 3.20, Tablo 3.21, Tablo 3.22, Tablo 3.23 ve Tablo 3.24'te sunulmuştur. İki girişli YSA modellerde en iyi doğrulama testi performansı %81.3 başarı oranı ile *OGD* yöntemini kullanan ileri-beslemeli bir YSA tarafından elde edilirken üç girişli YSA modellerde en iyi doğrulama testi performansı ise %87.6 başarı oranıyla *EİD* yöntemini kullanan 2. katmana geri-beslemeli bir YSA tarafından elde edilmiştir. Daha sonra bu en iyi üç girişli YSA modelin zaman gecikmesine bağlı performansı Tablo 3.25'te gösterildiği üzere incelenmiştir. Pencere genişliği 64 ms olduğu için en büyük gecikme (*k-64*)'e kadar oluşabilmektedir. EMG sinyallerinin zaman gecikme mertebeleri (*k-i*) kademeli olarak artırıldığında en iyi sonuç regresyon vektörünün $\boldsymbol{\varphi}(k)$=[*EMG-Flex(k), EMG-Flex(k- 32), EMG-Ext(k), EMG-Ext(k- 32), Konum(k)*]^T şeklinde oluşturulmasıyla %88.1 olarak elde edilmiştir. Bu 5 girişli, 10 nöronlu ve 2. katmandan geri beslemeli YSA modelin en son nöron sayısına göre doğrulama performans sonuçları Tablo 3.26'da gösterilmekte olup, 10 nöron yerine 5 nöron kullanımında başarı performansının % 88.6 seviyelerine kadar çıktığı görülmektedir.

Tablo 3.19. İki girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 64 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.246	0.243	0.248	0.226	0.209	0.213	0.251	0.244
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	245							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.255	0.245	0.245	0.218	0.187	0.224	0.265	0.260

Tablo 3.20. İki girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 64 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.122	0.124	0.188	0.142	0.216	0.130	0.175	0.209
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	45							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.212	0.2	0.229	0.26	0.218	0.283	0.235	0.25

Tablo 3.21. İki girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 64 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.127	0.12	0.151	0.148	0.134	0.141	0.142	0.122
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	35							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.229	0.224	0.265	0.412	0.24	0.235	0.265	0.224

Tablo 3.22. Üç girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 64 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k), Konum(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.221	0.199	0.217	0.198	0.18	0.188	0.230	0.201
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	1000							
Eğitim Süresi (s)	285							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.265	0.229	0.24	0.2	0.18	0.194	0.296	0.224

Tablo 3.23. Üç girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 64 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k), Konum(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.096	0.072	0.199	0.09	0.097	0.078	0.093	0.188
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	60							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.132	0.125	0.235	0.134	0.13	0.14	0.155	0.218

Tablo 3.24. Üç girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 64 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k), Konum(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.075	0.064	0.092	0.083	0.073	0.073	0.087	0.074
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	45							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.14	0.136	0.141	0.124	0.145	0.173	0.143	0.13

Tablo 3.25. En iyi YSA modelin zaman gecikmesine bağlı performansı (PG: 64 ms).

Gecikme mertebesi (k-i)	i=0	i=0, 32	i=0, 32, 64
Öznitelik Çıkarımı	EİD		
Girişler	EMG-Flex(k-i), EMG-Ext(k-i), Konum(k)		
Çıkış	Kuvvet(k)		
Eğitim Hatası	0.083	0.071	0.066
Eğitim Verisi	1:27000		
İterasyon	100		
Eğitim Süresi (s)	45	67	94
1.Katman Nöron Sayısı	10		
Doğrulama Verisi	27001:47000		
Doğrulama Hatası	0.124	**0.119**	0.122

Tablo 3.26. En iyi YSA modelin nöron sayısına bağlı performansı (PG: 64 ms).

1.Katman Nöron Sayısı	5	10	20
Öznitelik Çıkarımı	EİD		
Girişler	EMG-Flex(k,k-32), EMG-Ext(k,k-32), Konum(k)		
Çıkış	Kuvvet(k)		
Eğitim Hatası	0. 079	0.071	0. 071
Eğitim Verisi	1:27000		
İterasyon	100		
Eğitim Süresi (s)	30	67	164
Doğrulama Verisi	27001:47000		
Doğrulama Hatası	**0.114**	0.119	0.129

3.8.4 Pencere genişliği 32 ms için YSA eğitim ve doğrulama çalışmaları

Pencere genişliği (PG) 32 ms olacak şekilde yine 6 farklı mimarideki YSA modelin performansları Tablo 3.27, Tablo 3.28, Tablo 3.29, Tablo 3.30, Tablo 3.31 ve Tablo 3.32'de sunulmuştur. İki girişli YSA modellerde en iyi doğrulama testi performansı %80.6 başarı oranı ile *FMSSD* yöntemini kullanan 1. katmana geri-beslemeli bir YSA tarafından elde edilmiştir. Üç girişli YSA modellerde en iyi doğrulama testi performansı ise %86.8 başarı oranıyla *EİD* yöntemini kullanan 2. katmana geri-beslemeli bir YSA tarafından elde edilmiştir. Daha sonra bu en iyi üç girişli YSA modelin zaman gecikmesine bağlı performansı Tablo 3.33'te gösterildiği üzere tekrar incelenmiştir. Pencere genişliği 32 ms olduğu için en büyük gecikme (*k-32*)'ye kadar oluşabilmektedir. Regresyon vektörünün $\boldsymbol{\varphi}(k)$=[*EMG-Flex(k), EMG-Flex(k-32), EMG-Ext(k), EMG-Ext(k- 32), Konum(k)*]^T şeklinde oluşturulmasıyla başarı performansının %87.1 seviyesine kadar çıktığı görülür. Bu 5 girişli, 10 nöronlu ve 2. katmandan geri beslemeli YSA modelin en son nöron sayısına göre doğrulama performans sonuçları Tablo 3.34'te gösterilmekte olup, 10 nöron yerine 5 nöron kullanımında başarı performansının en fazla % 88.8 seviyesine kadar çıkabildiği görülmektedir.

Tablo 3.27. İki girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 32 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.299	0.3	0.304	0.280	0.261	0.262	0.298	0.304
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	9							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.296	0.312	0.308	0.265	0.224	0.224	0.3	0.308

Tablo 3.28. İki girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 32 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.132	0.126	0.264	0.243	0.186	0.134	0.291	0.125
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	22							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.212	0.224	0.27	0.245	0.224	0.194	0.224	0.212

Tablo 3.29. İki girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 32 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.134	0.132	0.158	0.155	0.143	0.144	0.136	0.132
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	17							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.648	0.328	0.235	0.867	0.497	0.642	0.235	0.224

Tablo 3.30. Üç girişli ileri-beslemeli YSA modeller (PG: 32 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k), Konum(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.269	0.268	0.284	0.265	0.243	0.244	0.272	0.272
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	11							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	30000:50000							
Doğrulama Hatası	0.292	0.287	0.296	0.255	0.224	0.212	0.3	0.283

Tablo 3.31. Üç girişli 1. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 32 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k), Konum(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.164	0.106	0.149	0.108	0.125	0.1	0.109	0.123
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	28							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.236	0.154	0.180	0.166	0.304	0.166	0.136	0.2

Tablo 3.32. Üç girişli 2. katmana geri-beslemeli YSA modeller (PG: 64 ms).

Öznitelik Çıkarımı	OK	OMD	SG	EİD	OGD	FMSSD	v-De	Log-De
Girişler	EMG-Flex(k), EMG-Ext(k), Konum(k)							
Çıkış	Kuvvet(k)							
Eğitim Hatası	0.079	0.082	0.101	0.093	0.088	0.083	0.087	0.086
Eğitim Verisi	1:27000							
İterasyon	100							
Eğitim Süresi (s)	22							
1.Katman Nöron Sayısı	10							
Doğrulama Verisi	27001:47000							
Doğrulama Hatası	0.134	0.139	0.152	0.132	0.292	0.212	0.138	0.166

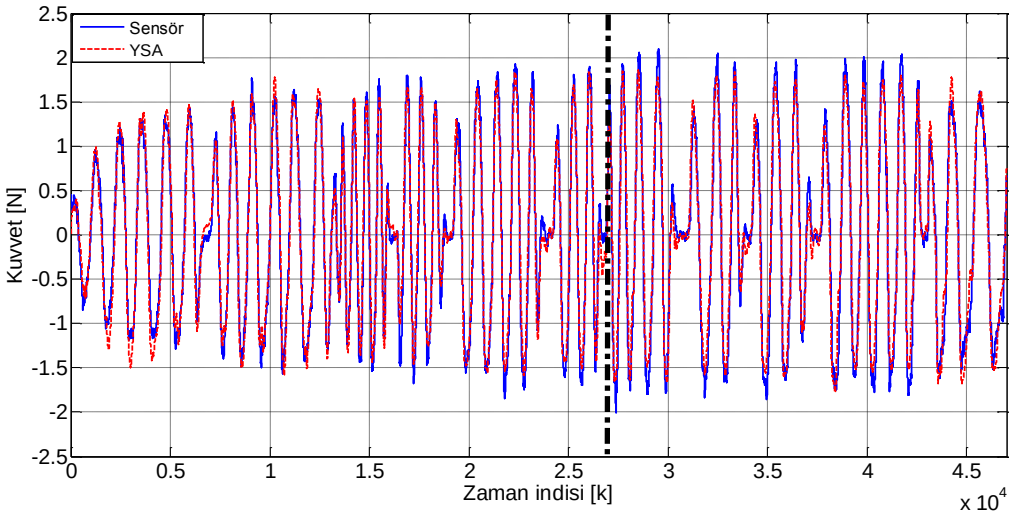
Tablo 3.33. En iyi YSA modelin zaman gecikmesine bağlı performansı (PG: 32 ms).

Gecikme mertebesi (k-i)	i=0	i=0, 32
Öznitelik Çıkarımı	EİD	
Girişler	EMG-Flex(k-i), EMG-Ext(k-i), Konum(k)	
Çıkış	Kuvvet(k)	
Eğitim Hatası	0.093	0.077
Eğitim Verisi	1:27000	
İterasyon	100	
Eğitim Süresi (s)	22	68
1.Katman Nöron Sayısı	10	
Doğrulama Verisi	27001:47000	
Doğrulama Hatası	0.132	0.129

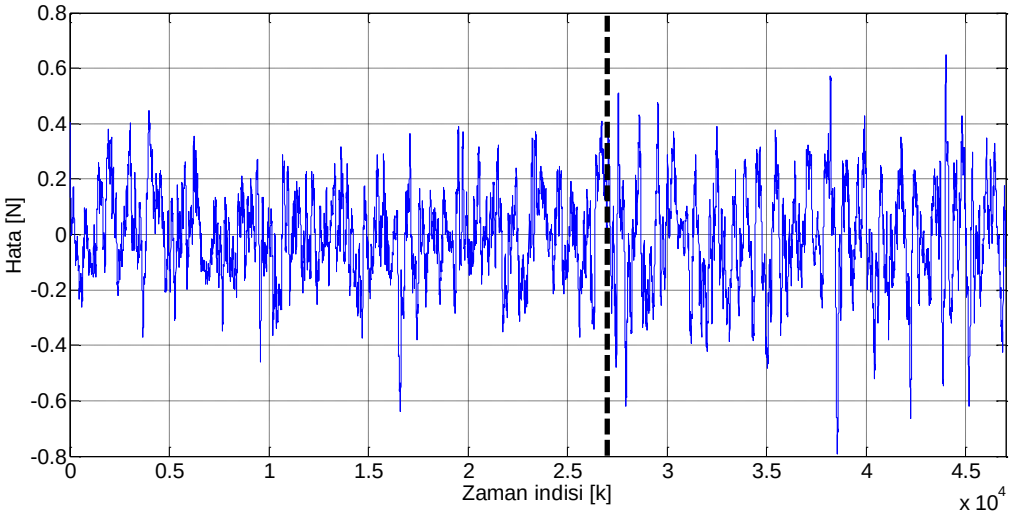
Tablo 3.34. En iyi YSA modelin nöron sayısına bağlı performansı (PG: 32 ms).

1.Katman Nöron Sayısı	5	10	20
Öznitelik Çıkarımı	EİD		
Girişler	EMG-Flex(k,k-32), EMG-Ext(k,k-32), Konum(k)		
Çıkış	Kuvvet(k)		
Eğitim Hatası	0.081	0.077	0. 07
Eğitim Verisi	1:27000		
İterasyon	100		
Eğitim Süresi	30	68	156
Doğrulama Verisi	27001:47000		
Doğrulama Hatası	**0.112**	0.129	0.278

Sonuç olarak Bölüm 3.8'de değişik pencere genişlikleri kullanılarak ve tüm zaman tabanlı öznitelik çıkarım yöntemleri farklı mimari yapıdaki YSA modeller üzerinde denenerek (özellikle giriş sinyallerinde gecikmeler ve 1. katman nöron sayıları da değiştirilerek) en iyi kuvvet tahmininde bulunacak YSA modeller oluşturulmuştur. En fazla %89.7 doğrulukta kuvvet tahmininde bulunabilecek bir YSA modeli elde edilmiştir. Şekil 3.40'da hem kuvvet sensöründen ölçülen değerler hem de bu YSA model tarafından tahmin edilen değerler gösterilmektedir. Söz konusu YSA modelin tahmin hataları ise Şekil 3.41'de gösterilmiştir. Yaklaşık ±2N değer aralığında bulunan 47000'lik veri boyunca hataların ortalama karekök değeri 0.1719 N olarak hesaplanmıştır.



Şekil 3.40. Kuvvet sensöründen ölçülen ve YSA model tarafından tahmin edilen değerler.



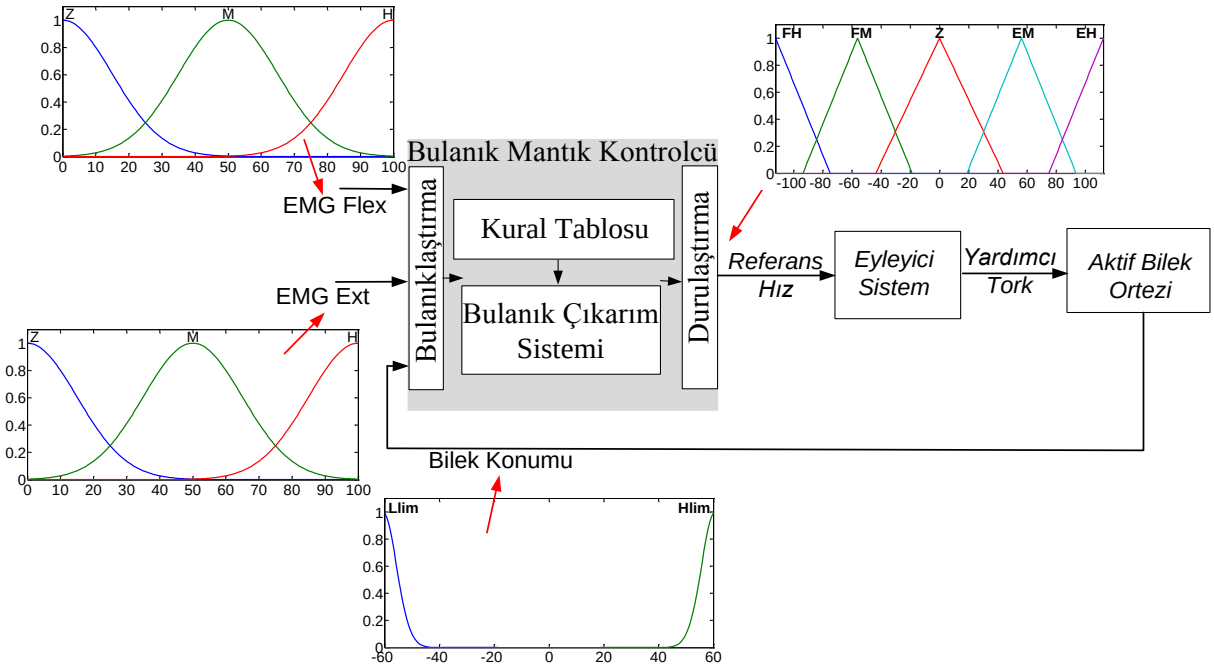
Şekil 3.41. Eğitim ve doğrulama verisi boyunca YSA modelin yapmış olduğu hatalar.

3.9 Bulanık Mantık Kontrolcü Tasarımı

Aktif bilek ortezi kullanıcı isteği doğrultusunda bileğe fleksiyon ve ekstansiyon yönlerinde tork desteği sağlamalıdır. Admitans kontrol algoritmasında olduğu gibi bu hareket isteği 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 proje kapsamında kullanılacak motor hem tork hem de hız modunda sürülebilmektedir. Eğer motor hız kontrolü moduna alınırsa geriye sadece motor sürücüye hız referansını çıkmak kalacaktır ve motor sürücü sistemi de 10 Nm'ye kadar yükleri istenilen hızlarda sürebilecektir. Sonuç olarak sadece bu hareketin hangi yönde ve hangi hızlarda yapılması gerektiğine karar verilmelidir. Tabi ki 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 edilmesidir. Bunun için kolda ki ekstansör ve fleksör kaslara bağlanan 2 adet EMG sensöründen gelen elektromiyografi sinyalleri (EMG-Flex ve EMG-Ext) 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 tablosu, bulanık çıkarım sistemi ve durulaştırma olarak adlandırılan dört ana süreçten oluşmaktadır. Şekil 3.42'de Bulanık Mantık Kontrolcüsünün biraz önce bahsedilen 4 ana operasyonu 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 Kontrocüsünde kullanılan tüm üyelik fonksiyonları Şekil 3.42'de gösterilmektedir.



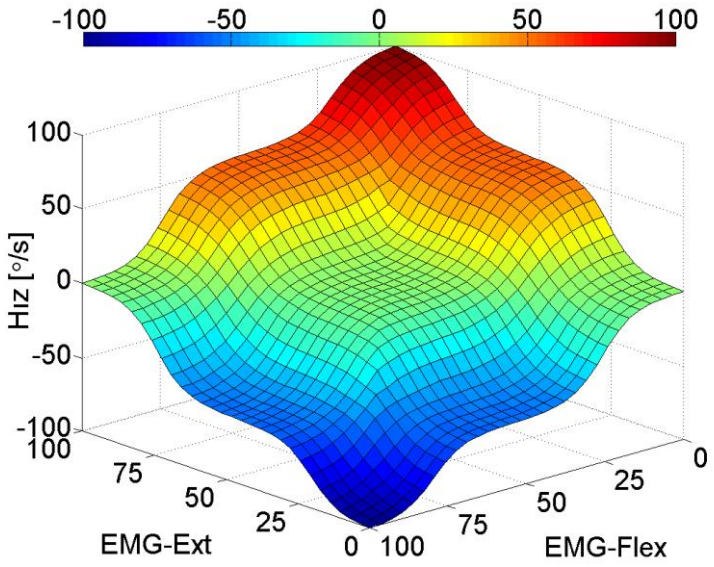
Şekil 3.42.Bulanık mantık kontrolcüsünün çalışma yapısı.

EMG sinyalleri Z (Zero: 0%), M (Medium: 50%), ve, H (High, 100%) isimleri ile sınıflandırılmıştır. Bilek pozisyonu Llim (Low limit: -60º) ve Hlim (High limit: 60º) olarak sınıflandırılmıştır. Bileğin Fleksiyon/Ekstansiyon yönünde ki referans hız değeri yani kontrolcü çıkışı ise 5 adet üçgen şekilli üyelik fonksiyonu kullanılarak sınıflandırılmıştır; FH (Flexion High: -100º/s), FM (Flexion Medium: -50º/s), Z (Zero: 0º/s), EM (Extension Medium: 50º/s), ve, EH (Extension High: 100º/s). Kural tablosu Tablo 3.35'te verilen 15 adet kuraldan oluşmaktadır. İlk üç kural ekstansiyon ve fleksiyon kasları eşit seviyede etkinleştiğinde 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 bir bulanık çıkarım sistemi ile Kural Tablosunda yazılmış tüm 15 dilsel ifade sentezlenerek girişlerin çıkışlarla eşleşmesi sağlanmaktadır.

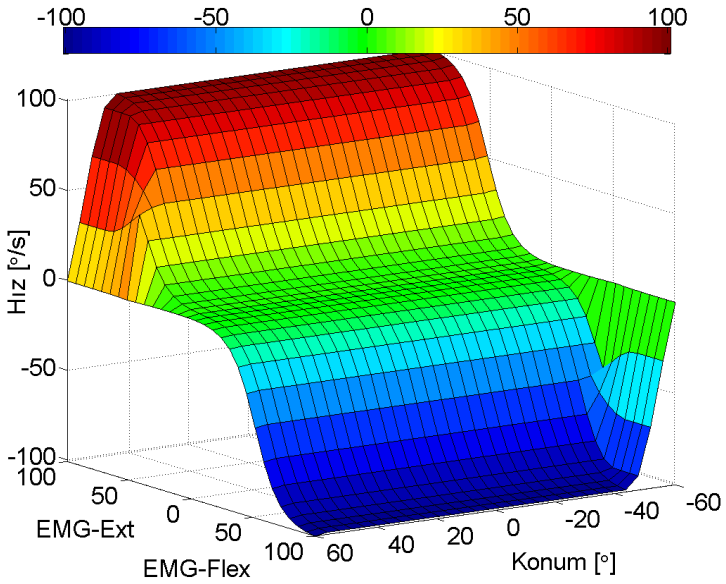
Tablo 3.35 Bulanık mantık kural tablosu

No	Kurallar
1	**Eğer** EMG-Flex = (Z) **ve** EMG-Ext = (Z), **ise** Hız ⇒ (Z)
2	**Eğer** EMG-Flex = (M) **ve** EMG-Ext = (M), **ise** Hız ⇒ (Z)
3	**Eğer** EMG-Flex = (H) **ve** EMG-Ext = (H), **ise** Hız ⇒ (Z)
4	**Eğer** EMG-Flex = (M) **ve** EMG-Ext = (Z) **ve** Konum != (Llim), **ise** Hız ⇒ (FM)
5	**Eğer** EMG-Flex = (H) **ve** EMG-Ext = (M) **ve** Konum != (Llim), **ise** Hız ⇒ (FM)
6	**Eğer** EMG-Flex = (H) **ve** EMG-Ext = (Z) **ve** Konum != (Llim), **ise** Hız ⇒ (FH)
7	**Eğer** EMG-Flex = (Z) **ve** EMG-Ext = (M) **ve** Konum != (Hlim), **ise** Hız ⇒ (EM)
8	**Eğer** EMG-Flex = (M) **ve** EMG-Ext = (H) **ve** Konum != (Hlim), **ise** Hız ⇒ (EM)
9	**Eğer** EMG-Flex = (Z) **ve** EMG-Ext = (H) **ve** Konum != (Hlim), **ise** Hız ⇒ (EH)
10	**Eğer** EMG-Flex = (M) **ve** EMG-Ext = (Z) **ve** Konum = (Llim), **ise** Hız ⇒ (Z)
11	**Eğer** EMG-Flex = (H) **ve** EMG-Ext = (M) **ve** Konum = (Llim), **ise** Hız ⇒ (Z)
12	**Eğer** EMG-Flex = (H) **ve** EMG-Ext = (Z) **ve** Konum = (Llim), **ise** Hız ⇒ (Z)
13	**Eğer** EMG-Flex = (Z) **ve** EMG-Ext = (M) **ve** Konum = (Hlim), **ise** Hız ⇒ (Z)
14	**Eğer** EMG-Flex = (M) **ve** EMG-Ext = (H) **ve** Konum = (Hlim), **ise** Hız ⇒ (Z)
15	**Eğer** EMG-Flex = (Z) **ve** EMG-Ext = (H) **ve** Konum = (Hlim), **ise** Hız ⇒ (Z)

Şekil 3.43'te 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 3.44 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.



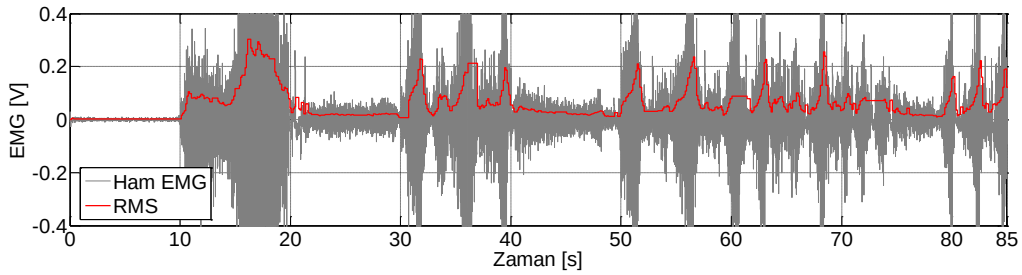
Şekil 3.43. Kasların aktivasyon yüzdesine göre BMK çıktısı.



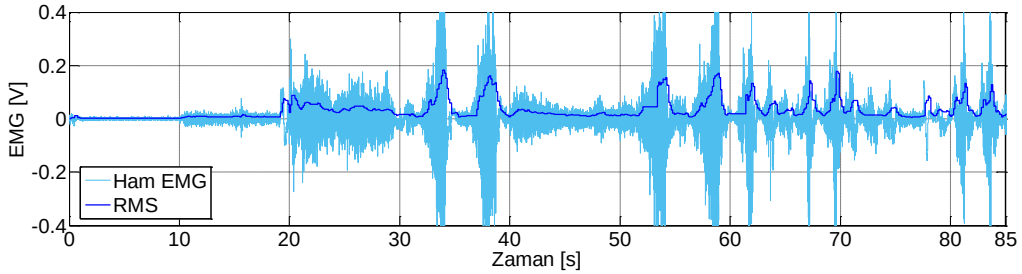
Şekil 3.44. Kasların aktivasyon yüzdesine ve konum sinyaline göre BMK çıktısı.

3 girişli bir BMK tasarlandıktan sonra kontrolcünün doğru çalışıp çalışmadığını anlamak için gerçek zamanlı testlerden 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. Yüzey EMG elektrotları Fleksiyon/Ekstansiyon bilek hareketlerinden sorumlu Flexor Carpi Radialis (FCR) ve Extensor Carpi Radialis (ECR) kasları üzerinde yapıştırılarak Şekil 3.45 ve Şekil

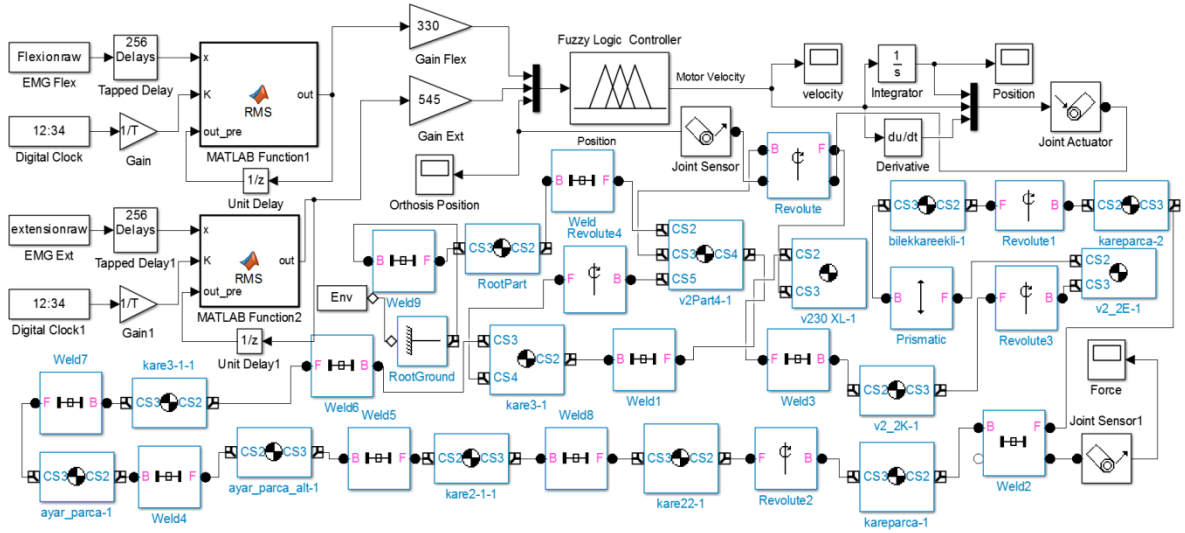
3.46'da gösterilen ham EMG verileri ve aynı zamanda OK yöntemi ile sinyallerin zarf eğrileri oluşturulmuştur. Tasarlanan BMK'nın MATLAB®/Simmechanics ortamında geliştirilen simülasyon model üzerine eklenmiş hali ise Şekil 3.47'de gösterilmektedir.



Şekil 3.45. FCR kasından ölçülen EMG sinyali ve OK ("RMS") yöntemi ile öznitelik çıkarımı.



Şekil 3.46. ECR kasından ölçülen EMG sinyali ve OK ("RMS") yöntemi ile öznitelik çıkarımı.

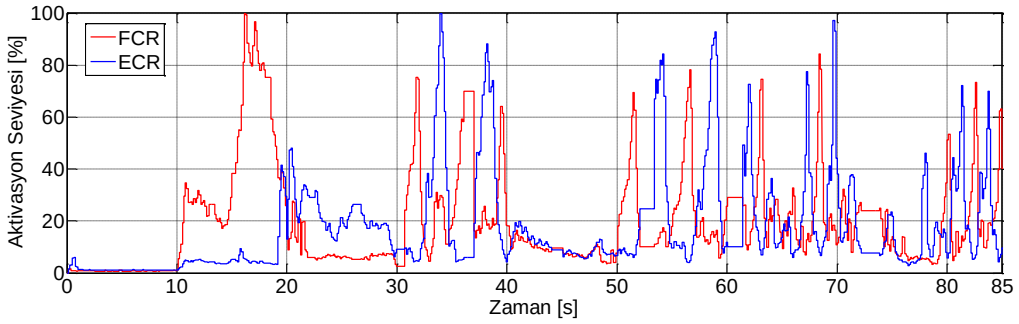


Şekil 3.47. BMK için oluşturulan simülasyon modeli.

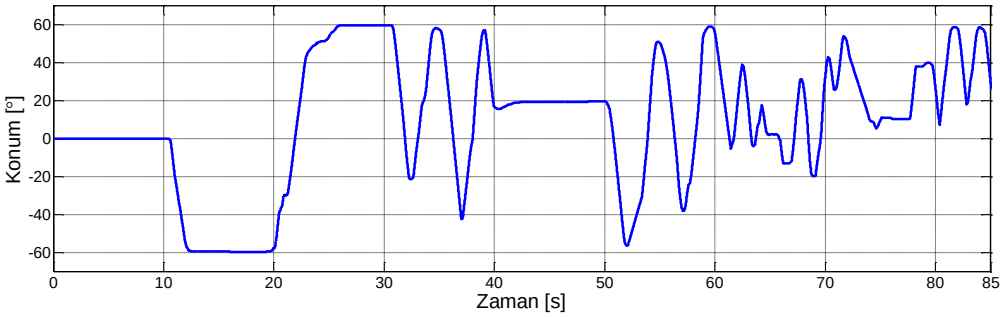
Görüldüğü üzere simulasyon model ilk olarak ham EMG sinyalleri kabul eder ve daha sonra OK öznitelik çıkarma yöntemi ile EMG sinyallerinin ortalama gücü hesaplanır. EMG sinyalinin OK değeri çok düşük genliğe sahip olduğundan (bknz. Şekil 3.45 ve Şekil 3.46) bu değerler BMK sistemine doğrudan giriş sinyali olarak kullanılamaz.

Cihaz kullanıcısı gayesinin bulanık çıkarım sistemi tarafından doğru teşhis edilmesi için hesaplanan OK değerleri %0-%100 arasına denk gelecek şekilde ayarlanması gerekir. Bunun için FCR sinyalinin OK değerleri 330, ECR sinyalinin OK değerleri ise 545 ile çarpılarak BMK sistemine giriş yapılmıştır. Şekil 3.48 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 üretilen referans hız üzerinden referans pozisyon ve referans ivme değerleri hesaplanarak 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 gerçekleştirilmektedir.

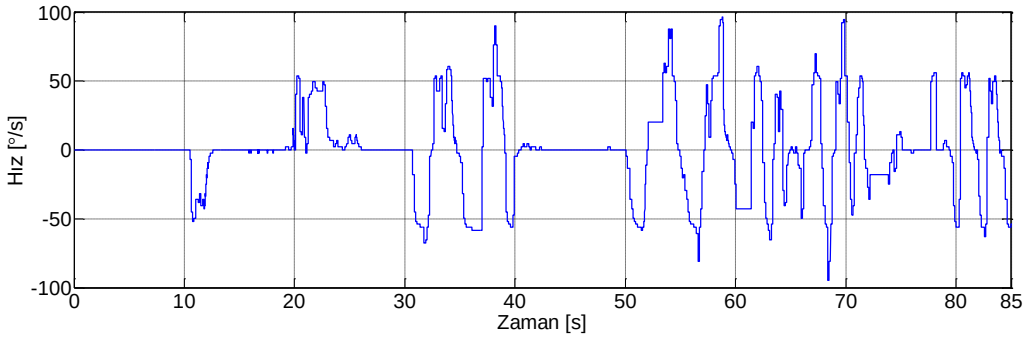
Toplamda 85 saniyelik bir benzetim çalışması yürütülmüş olup Şekil 3.49'da bilek konumu, Şekil 3.50'de ise bilek hızı sonuçları gösterilmektedir. Burada önemle belirtmek gerekir ki, pozitif bir hız değeri ekstansiyon türünde bir bilek hareketine denk düşmekte iken negatif bir hız değeri ise fleksiyon 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. Grafiklere 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°) 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 Tablo 3.35'te yazılan kurallara uygun olarak çalışmaktadır.



Şekil 3.48. Kasların aktivasyon seviyesi.



Şekil 3.49. BMK ile denetlenen simülasyon modelden ölçülen bilek konumu.



Şekil 3.50. BMK ile denetlenen simülasyon modelden ölçülen bilek hızı.

Sonuç olarak EMG tabanlı bir BMK tasarlanmış olup gerçek bir EMG verisi kullanılarak cihazın simülasyon modeli üzerinde de doğruluğu test edilmiştir. Bundan sonra 4. Bölümde hem EMG tabanlı Admitans kontrolcünün (bknz. Bölüm 4.4.1) hem de EMG tabanlı BMK kontrolcünün (bknz. Bölüm 4.4.2) gerçek-zamanlı testleri yapılarak kurgulanmış olan tüm bu yöntemlerin gerçek zamanlı performans testleri gerçekleştirilecektir.

4. BULGULAR

Bu bölümde proje çalışmaları kapsamında geliştirilen cihazın farklı çalışma modlarındaki performans testleri gerçekleştirilmiştir. Testlerin daha sağlıklı gerçekleştirilip ve yorumlanabilmesi için ilk önce bir deney düzeneği imal edilmiştir. Bu deney düzeneğini yapmakta ki temel amaç cihaz giyili değilken ve cihaz giyili iken hem aynı yükleme ve hareket koşullarını sağlamak hem de bu koşulları yine farklı denetim mimarileri için aynı şekilde oluşturabilmektir. Ayrıca hatırlanırsa sağlıklı bir insanın 10 Nm dolaylarında bilek torku üretebileceği ve böylesi bir tork değerinin cihaz tarafından sağlanması halinde ise sistemin mekanik uzuvları üzerinde 125 N'luk bir kuvvet akışı olacağı önceki bölümlerde açıklanmıştı. Hatta Bölüm 3.5.5'te cihaza 125 N'luk bir kuvvet uygulandığında cihazda mekanik kırılmaların olacağı ve cihaza 50 N'dan fazla yükleme yapılmaması gerektiği gerçekleştirilen sonlu elemanlar analizinden gösterilmişti. Dolayısıyla üretilen cihazın tahrik sistemi kilitlenerek ve üzerine maksimum bilek torku uygulanarak cihaz kullanıcısının maksimum bilek torkuna denk düşen kas EMG seviyelerinin ölçülmesi cihaza mekanik zarar vereceği yüzünden tercih edilmemektedir. Fakat bu maksimum bilek torkuna denk düşen EMG sinyal seviyesi değerleri ön kol kaslarının maksimum aktivasyon seviyelerini gösterecek olması yüzünden belirlenmesi gerekmektedir. Bu gereksinimin giderilmesi imal edilen deney düzeneği ile mümkün olmuştur. Bölüm 4.1.1'de bu imal edilen deney düzeneği üzerinde ilk önce sağlıklı bir kişinin izometrik testleri yapılarak ilgili kişinin bileğinde elde edebileceği maksimum tork değeri ve bu esnada ön kol kaslarından ölçülen EMG sinyalleri kayıt altına alınmıştır. Daha sonra Bölüm 4.1.2'de deney düzeneği üzerinde aynı kişinin farklı yükler ve dirençler altında izotonik testleri gerçekleştirilmiştir. Böylelikle sağlıklı bir insanın farklı yüklemeler altında ön kol kaslarında oluşan EMG sinyallerinin seviyeleri belirlenmiştir. Tasarlanan cihazın ilk önce pasif rehabilitasyon mod performansı Bölüm 4.2'de gösterilmiş olup Bölüm 4.3'te ise cihazın klasik rehabilitasyon robotlarında en sık kullanılan admitans kontrolcü tabanlı değişken dirençli egzersiz özellikleri sunulmuştur. Bölüm 4.4'te ise projenin esas hedefini sağlamaya yönelik aktif yardımcı testler farklı yükleme koşulları altında sırasıyla EMG tabanlı admitans kontrolcü ve bulanık mantık kontrolcü modlarında gerçekleştirilmiştir. Böylelikle farklı yükleme koşulları altında cihaz aktif değil iken kol kaslarının aktivasyon yüzdeleri ile cihaz aktif iken aynı yüklerin sürülmesi esnasında oluşan kol kaslarının aktivasyon yüzdeleri karşılaştırmalı olarak sunularak cihazın çalışma performansı detaylıca incelenmiştir.

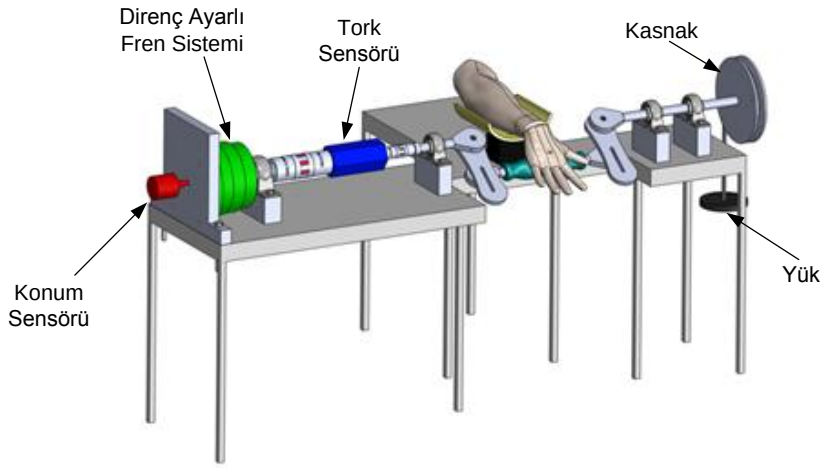
4.1 Deney Düzeneği

İmal edilen deney düzeneği Şekil 4.1.a'da 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 4.1.b'de 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 bilinmesiyle oluşturulan 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 de kayıt altına alınabilmektedir.



(a)



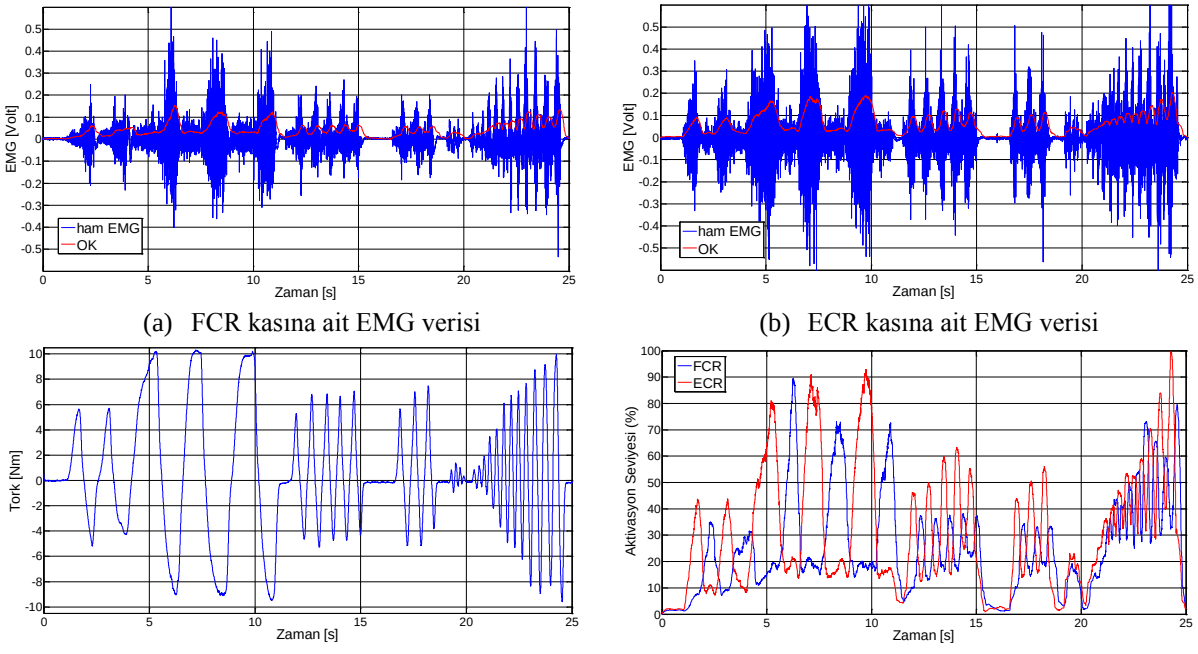
(b)

Şekil 4.1. Deney Düzeneği; a) Gerçek Görünüm b) Katı Model Görünüm

4.1.1 İzometrik Testler

İzometrik egzersizlerde kişi bilek eklemini sabit bir pozisyona getirerek hareket etmeksizin statik (durağan) kas çalışmaları yapmaktadır. Fiziksel olarak bir iş yapılmamış olmasına

karşın kas içinde bir kuvvet oluşumu söz konusudur. Özellikle tenisçi/golfçü dirseğinden muzdarip bir garsonun gün boyunca ağır tepsiler taşıdığı düşünülürse bu gibi durumlarda ön kol kaslarının ne kadar zorlandığı ilgili deney düzeneği üzerinde görülmek istenmiştir. İzometrik bir testi gerçekleştirmek için deney düzeneğinde ki fren sisteminin direnç ayarı en yüksek değerine ayarlanarak şaftın 0°'de kilitlenmesi sağlanmış ve daha sonra bu sabit şaft konumunda deneyi gerçekleştiren kişiden şafta değişik seviyelerde (az, orta, yüksek) ve özellikle uygulayabileceği en yüksek seviyede bilek torkunu uygulaması istenmiştir. Bu tork değerlerini üretebilmek için kişinin FCR ve ECR kaslarında üretmiş olduğu ham EMG sinyal değerleri ve sinyallerin ortalama karekök (OK) değerleri sırasıyla Şekil 4.2.a ve Şekil 4.2.b'de sunulmaktadır. Ham EMG sinyallerinin ortalama karekök değerleri pencere genişliği 256 ms ve pencere artım miktarı 1 ms alınarak elde edilmiştir. Şekil 4.2.c'de sunulan Tork grafiğinden görüleceği üzere deneyi gerçekleştiren kişi ekstansiyon yönde maksimum 10 Nm civarında bilek torku üretebilirken fleksiyon yönünde üretebildiği bilek torku maksimum 9Nm civarında olmuştur. Ayrıca bu değerler FCR kası için 590 ve ECR kası için ise 490 sabitleriyle çarpılarak tüm değerler 0-100 arasında normalize edilmiş ve Şekil 4.2.d'de gösterildiği üzere söz konusu kasların aktivasyon seviyeleri hesaplanmıştır. Bu izometrik test sonuçlarını yorumlamak gerekirse kişi 10 Nm seviyesinde maksimum bilek torkunu oluşturabilmesi için ilgili kasını tüm gücü ile (%100) aktive etmekte ve bu esnada kastan ölçülen EMG seviyesi yaklaşık 0.5 V civarında olmaktadır.



(a) FCR kasına ait EMG verisi

(b) ECR kasına ait EMG verisi

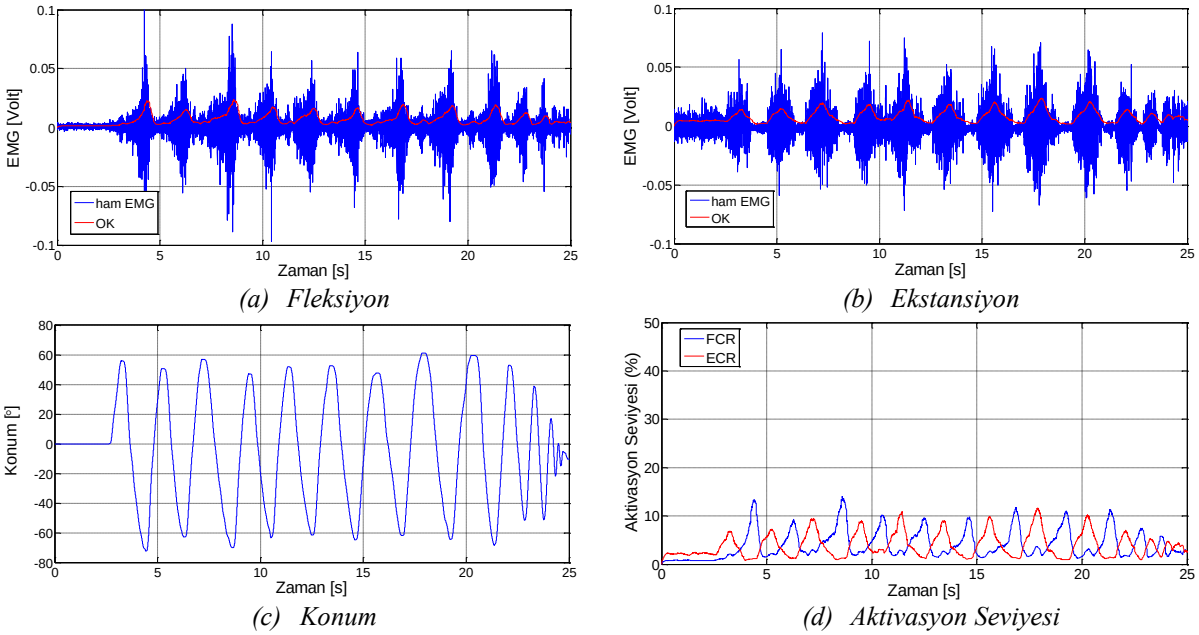
(c) Tork

(d) Aktivasyon Seviyesi

Şekil 4.2. İzometrik test sonuçları.

4.1.2 İzotonik Testler

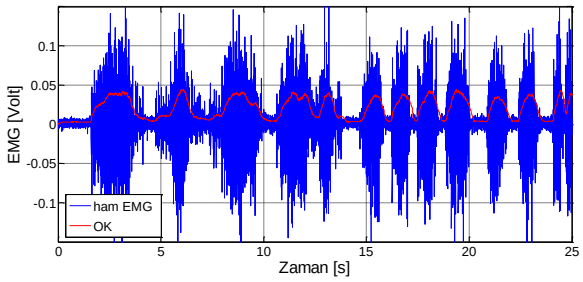
İzotonik testlerde kas kasılmasında artan kas kuvvetine bağlı olarak harekete izin verilir fakat tüm bu hareket sabit bir yük altında yapılır. İzotonik egzersizler tipik olarak dambıl gibi serbest ağırlıklarla yapıldığı için bu deney düzeneğinde de şaftın diğer ucuna bir kasnak üzerinden sabit ağırlık asılarak ilgili koşul oluşturulmuştur. Önemle belirtmek gerekir ki, söz konusu izotonik testlerde şaftın diğer ucunda bulunan direnç ayarlı fren sistemi tamamen devre dışında bulunmakta olup hiç bir şekilde direnç torku oluşturmamaktadır. İlk önce hiç bir ağırlık asmadan kişinin serbestçe el bileğini hareket ettirmesi istenmiş olup bu serbest hareket esnasında ölçülen FCR ve ECR kaslarına ait EMG sinyalleri ile hareket profili ve kas aktivasyon seviyeleri Şekil 4.3'te sunulmaktadır. Görüleceği üzere insan bileği serbest hareket yapmakta iken EMG sinyal seviyeleri yaklaşık 0.05 V seviyelerinde olup kas aktivasyon yüzdeleri ise %10 seviyesindedir. Daha sonra deney düzeneğindeki kasnağa FCR kasına yük bindirecek şekilde 10 N'luk bir ağırlık asarak Şekil 4.4'te gösterilen sonuçlar elde edilmiştir. Görüleceği üzere bu 10 N'luk yük sadece FCR kasını zorlamakta olup ilgili kasın aktivasyon seviyesi %25 civarındadır (bknz. Şekil 4.4.d). ECR kasına herhangi bir yükleme gerçekleştirilmediği için ECR kas aktivasyon seviyesi %10'un altında kalmıştır. Şekil 4.5'te ise FCR kasına 30 N'luk bir yükleme yapıldığında kas aktivasyon seviyelerinin %50 seviyelerine kadar çıktığını ve yine ECR kasına yük binmediği için kas aktivasyon seviyesinin %10'un altında kaldığı görülebilir. Şekil 4.6'da gösterilen sonuçlarda ise FCR kasına en son 50 N'luk bir yükleme yapılıp gerçekleştirilen bilek hareketleri sonucunda ilgili kasın maksimum %70 seviyelerine kadar aktive olduğu gözlemlenmiştir. Dikkat edilirse ECR kasına yük bindirilmediği için kas aktivasyon seviyesi yine %10'nun altında gerçekleşmiştir.



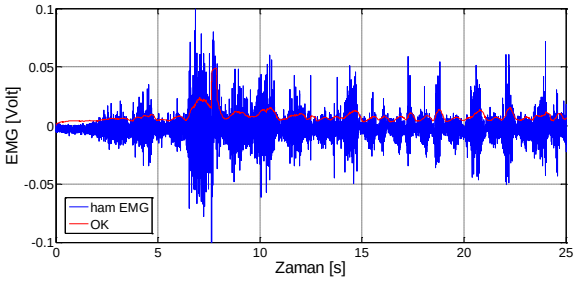
(a) Fleksiyon *(b) Ekstansiyon*

(c) Konum *(d) Aktivasyon Seviyesi*

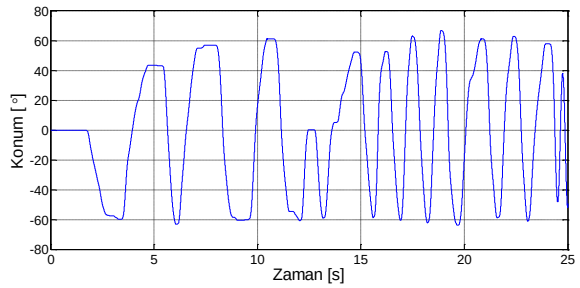
Şekil 4.3. Yüksüz durumda gerçekleştirilen izotonik test.



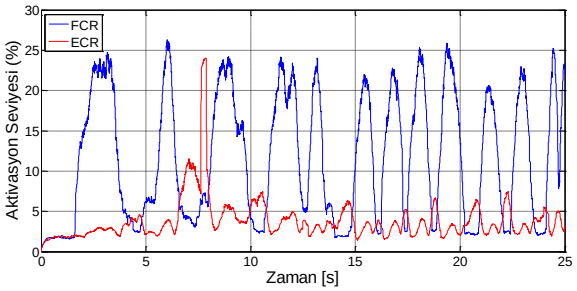
(a) Fleksiyon



(b) Ekstansiyon

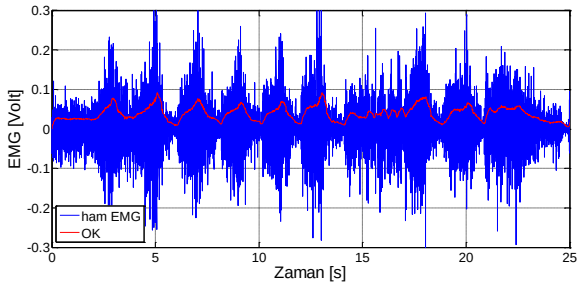


(c) Konum

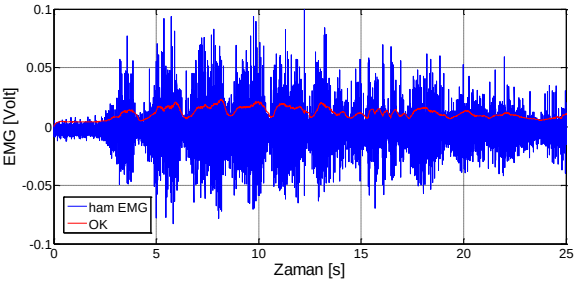


(d) Aktivasyon Seviyesi

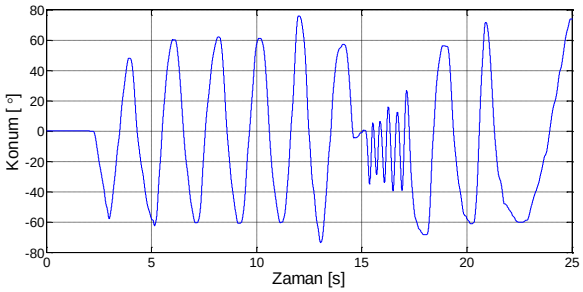
Şekil 4.4. FCR kasına 10 N yükleme durumunda gerçekleştirilen izotonik test.



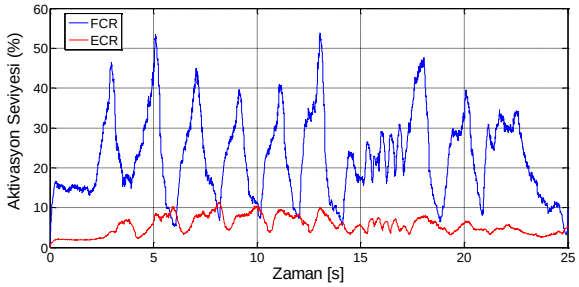
(a) Fleksiyon



(b) Ekstansiyon

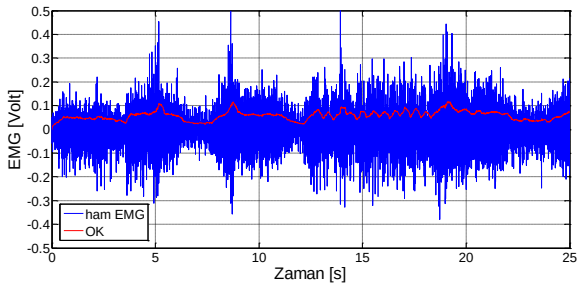


(c) Konum

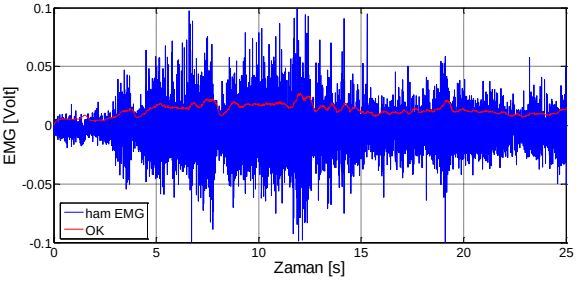


(d) Aktivasyon Seviyesi

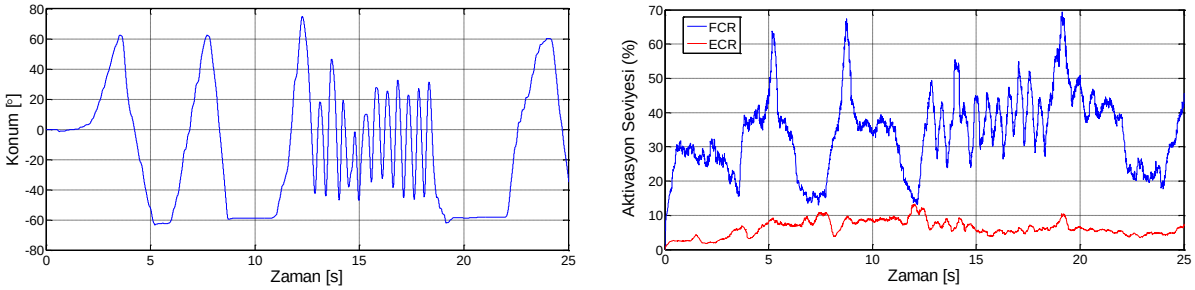
Şekil 4.5. FCR kasına 30 N yükleme durumunda gerçekleştirilen izotonik test.



(a) Fleksiyon



(b) Ekstansiyon

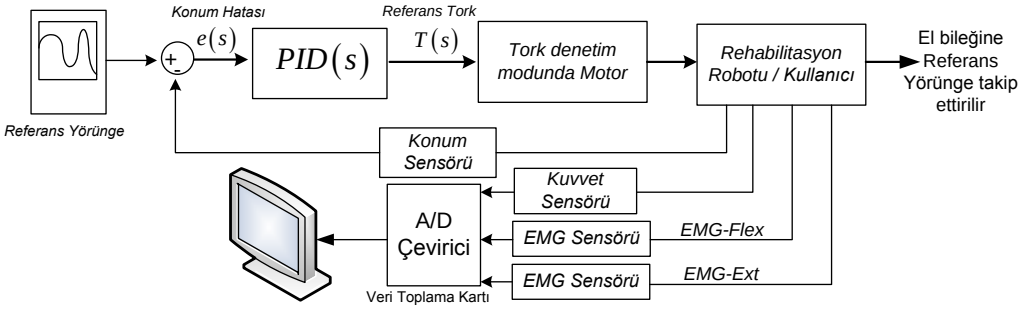


(c) Konum *(d) Aktivasyon Seviyesi*

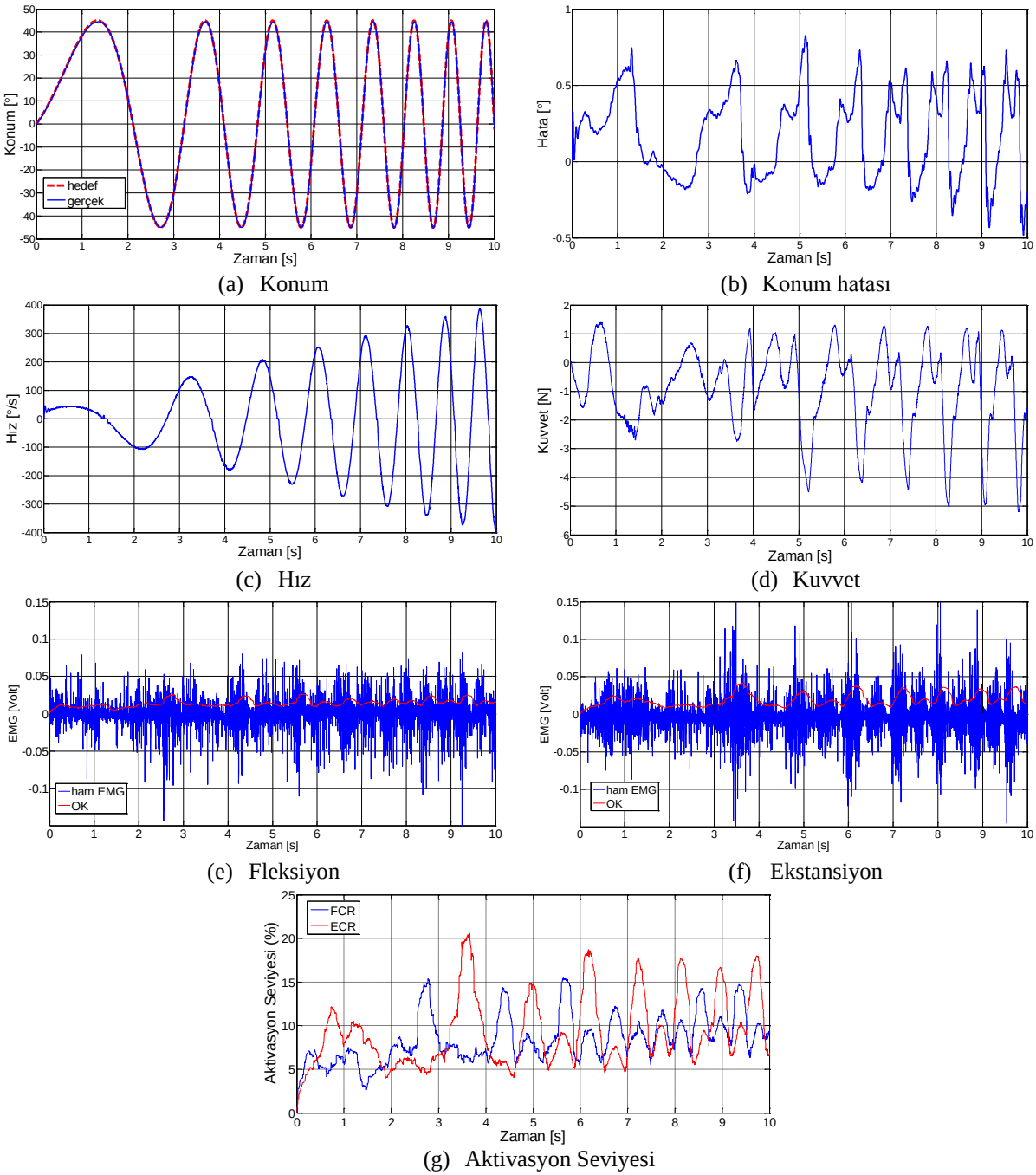
Şekil 4.6. FCR kasına 50 N yükleme durumunda gerçekleştirilen izotonik test.

4.2 Pasif Rehabilitasyon Testleri

Deney düzeneğinden bağımsız şekilde cihazın ilk olarak pozisyon kontrol testleri gerçekleştirilmiştir. Böylelikle hem cihazın kullanıcı elini istenilen bir yörünge boyunca (özellikle 400°/s gibi yüksek hızlara çıkıldığında) ne kadarlık bir hata payı ile sürebildiği görülmüş hem de ileride bu cihazın pasif rehabilitasyon uygulamalarında kullanılabilmesi için kontrol algoritması oluşturulmuştur. Cihaz kullanıcısı bu modda tamamen pasif durumda olduğu için söz konusu rehabilitasyon işlemi pasif olarak adlandırılmıştır. Pasif rehabilitasyon özellikle kısmi ya da tam felçli hastaların tedavilerinde sıklıkla kullanılmakta olup temel amaç bir hareketi sıklıkla ve tekrarlı bir şekilde yaptırarak hastanın merkezi sinir sisteminde bulunan motor nöronların uyarılmasını ve kaybedilen fonksiyonların yavaş yavaş geri kazanılmasını sağlamaktır. Böylelikle bu cihazda pasif denetim moduna alınarak ileride hastalara arzulanan bir yörünge boyunca ve istenilen sayıda F/E bilek hareketlerini yaptırabilecektir. Şekil 4.7'de görüldüğü üzere konum kontrolcüsü için bir *PID* (*Proportional Integral and Derivative*) denetleyici tasarlanmış olup ilgili katsayılar sırasıyla *P* için 800, *I* için 10 ve *D* için ise 5 olarak ayarlanmıştır. Cihazın motor sürücüsü tork denetim moduna alınmış olup referans yörünge ile cihaz konumu arasındaki hata bir PID denetleyiciden geçirilerek cihazın arzulanan yörüngeyi minimum hata ile takip etmesi sağlanmaktadır. Ayrıca kuvvet sensörü ve EMG sensörleri üzerinden de ölçümler alınarak testler esnasında kullanıcı eline aktarılan kuvvetler ve kullanıcının ön kol kaslarının EMG seviyeleri gözlemlenmektedir. İlk önce Şekil 4.8'de gösterilen "Chirp" sinyal yapısında bir referans konum profili ile el bileğine ±45° arasında 10 saniye boyunca 7-8 kez önce yavaş frekanslardan (0.1 Hz) başlayarak daha sonra ise hızlı frekanslara (1 Hz) kadar F/E hareketler yaptırılmaktadır. Konum hatası bu süre zarfında minimum -0.48° ve maksimum +0.82° olarak ölçülüp tüm hareket boyunca oluşan hataların ortalama karekök değeri ise 0.33° olarak hesaplanmıştır. Cihaz ve el bileği hızının ise 10. saniyede yaklaşık 400°/s hızlarına kadar çıktığı görülmektedir. Şekil 4.8.d ise el ayası ile cihaz arasında oluşan etkileşim kuvvetlerini göstermekte olup bu kuvvetin maksimum mutlak değerinin 5 N dolaylarına kadar çıktığı görülmüştür. Bu esnada FCR ve ECR kaslarının yaklaşık %15 seviyelerinde aktive olduğu hesaplanmıştır.



Şekil 4.7. Pasif rehabilitasyon uygulamaları için geliştirilen denetim mimarisi.



(a) Konum (b) Konum hatası

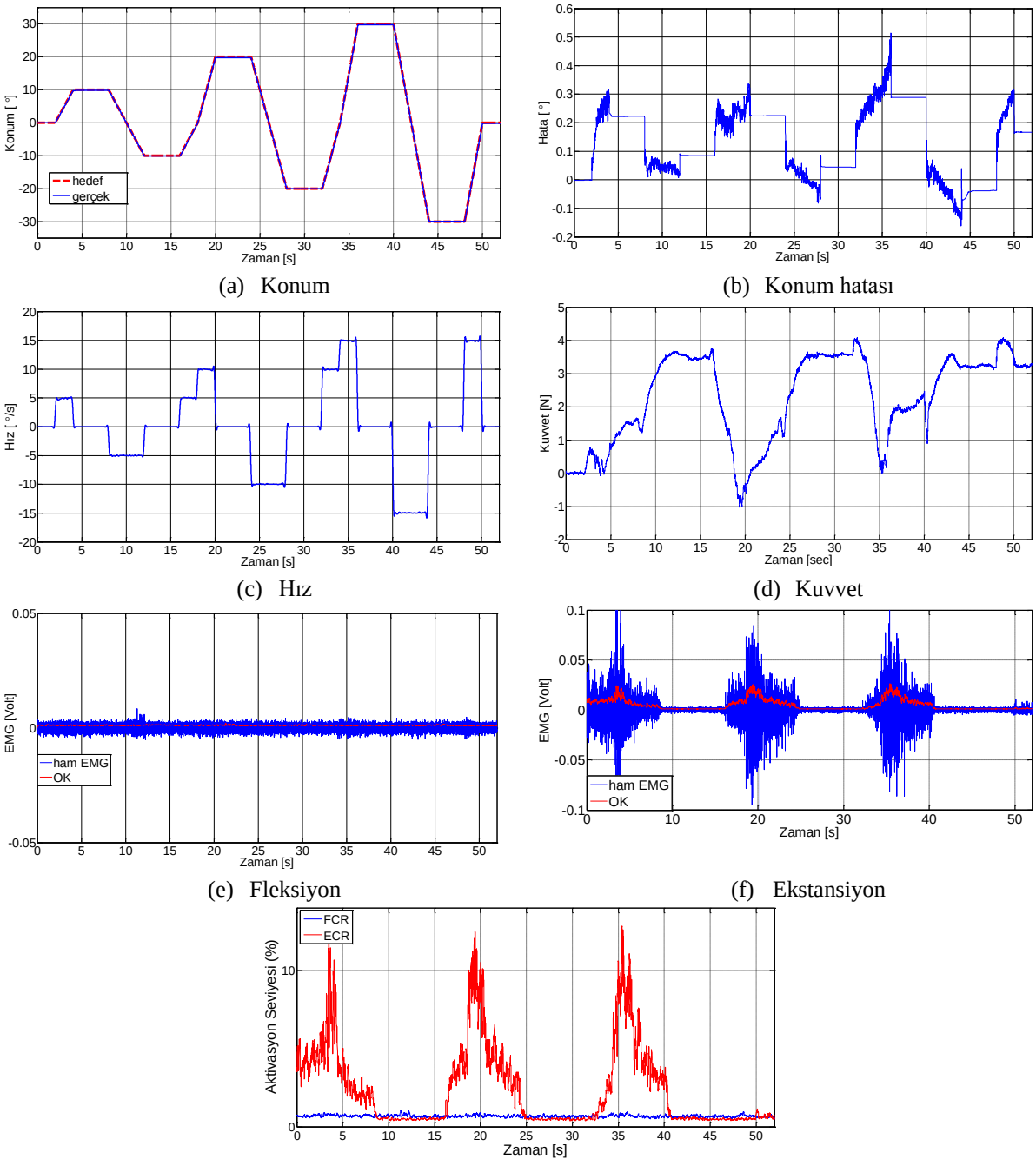
(c) Hız (d) Kuvvet

(e) Fleksiyon (f) Ekstansiyon

(g) Aktivasyon Seviyesi

Şekil 4.8. Pasif rehabilitasyon uygulamaları Test 1.

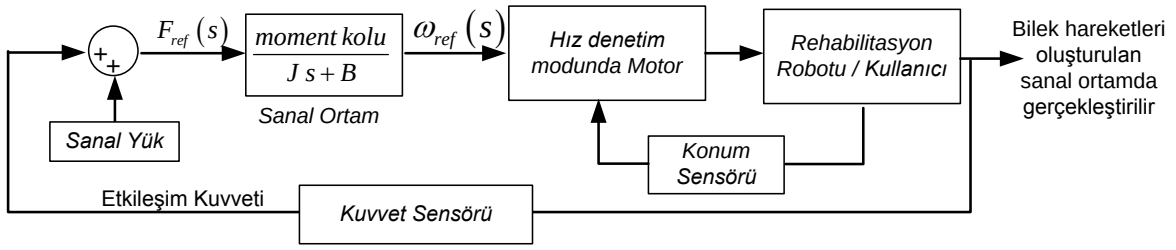
İkinci bir test olarak ise el bileğine Şekil 4.9.a'da gösterilen trapez konum profil takibi yaptırılmıştır. Böylesi bir hareket profilinde oluşan konum hatalarının minimum değeri -0.16° olup maksimum değeri ise 0.51° şeklinde gerçekleşmiştir. 52 saniyelik hareket profili boyunca oluşan konum hatalarının ortalama karekök değeri ise 0.17° olarak hesaplanmıştır. Etkileşim kuvvetleri daha ziyade pozitif değerde olup ECR kasının %10 seviyelerde çalıştırıldığı FCR kasının ise neredeyse hiç çalıştırılmadığı gözlemlenmiştir.



Şekil 4.9. Pasif rehabilitasyon uygulamaları Test 2.

4.3 Dirençli Egzersizler

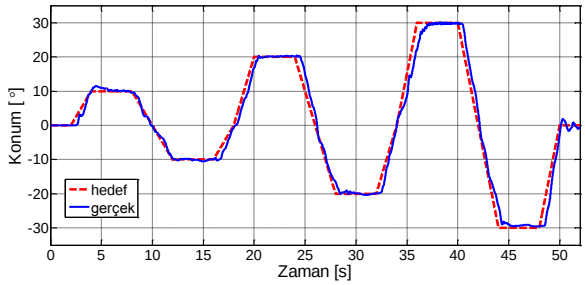
Rehabilitasyon robotları kullanılarak genelde hastaya belirli bir direnç kuvveti hissettirilir ve bu direnç kuvvetleri altında hastanın önceden tanımlanmış bir hareket profilini takip etmesi istenir. Cihazın dirençli egzersiz modu için Şekil 4.10'da gösterilen admitans model tabanlı bir denetim mimarisi tasarlanmış ve ilgili parametrelerin (*J*, *B* ve *Sanal Yük*) ayarlanması ile cihaz kullanıcısı için sanal bir ortam oluşturulmaktadır. Bu ayarlanabilir parametreler sırasıyla atalet (J), viskoz sürtünme (B) ve sanal yükün yer çekimi ağırlığıdır. Egzersizler sırasında kullanıcıya kendi hareketleri ve izlemesi gereken hedef yörünge bilgisayar ekranında gösterilmektedir. Cihaz kullanıcısı hedef yörüngeyi takip etmeye çalışırken yörüngeden sapma hataları, cihaz ile kullanıcısı arasındaki etkileşim kuvvetleri, cihazın hızı ve FCR ile ECR kaslarından ölçülen EMG verileri kayıt altına alınmaktadır.



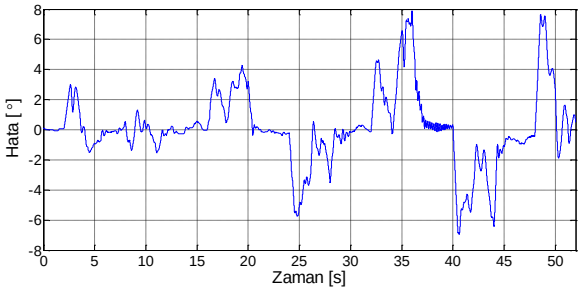
Şekil 4.10. Dirençli egzersizler için geliştirilen denetim mimarisi.

4.3.1 Düşük Dirençli Test

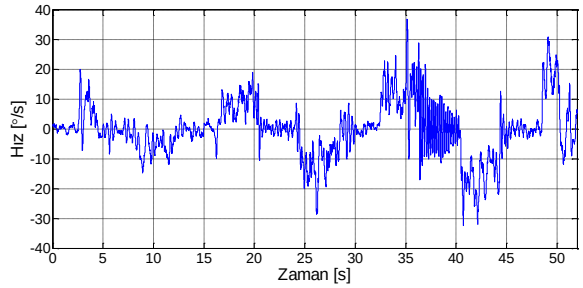
Düşük dirençli test için ilgili parametreler; J $=5\times10^{-5}$ [kg.m^2], B=5×10^{-4} $[N.m/(°/s)]$, *moment kolu* = 0.05 [m] ve *Sanal Yük* = 0 [N] değerlerine ayarlanmıştır. Bu değerler robotun kontrol sisteminde kararsızlık yaratmayacak şekilde seçilebilecek minimum J ve B parametre değerleridir. Moment kolu değeri (5-8 cm arası) ise sabit olup kişinin yaklaşık el ayası uzunluğudur. Bu kullanılan parametre değerleri ile eklemde hissedilen eylemsizlik ve viskoz sürtünme etkisi mümkün olan minimum seviyelere indirilmiştir. Böylelikle cihaz kullanıcısı çok düşük kas kuvvetleri ile F/E bilek hareketleri yapabilmektedir. Şekil 4.11'de düşük dirençli egzersiz test sonuçları sunulmuş olup görüleceği üzere ölçülen etkileşim kuvvetlerinin seviyesi ±0.8 [N] arasında değişmekte olup kullanıcının cihazı neredeyse hissetmediği rahatlıkla söylenebilir. Referans yörüngeye göre ölçülen konum hatalarının minimum değeri -6.93°, maksimum değeri 7.89°, tüm yörünge boyunca hataların ortalama karekök değeri ise 2.44° olarak hesaplanmıştır. FCR ve ECR kaslarının aktivasyon seviyeleri ise %10'nun altında olup ön kol kaslarının neredeyse hiç çalıştırılmadan hedef yörünge takibinin başarıyla yapıldığı görülmektedir.



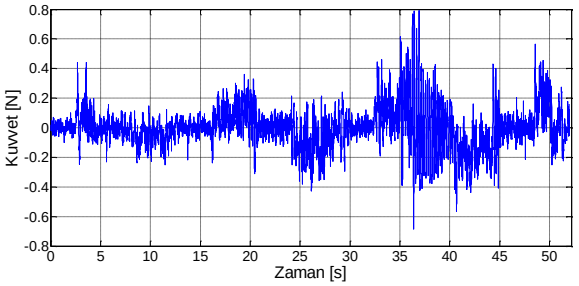
(a) Konum



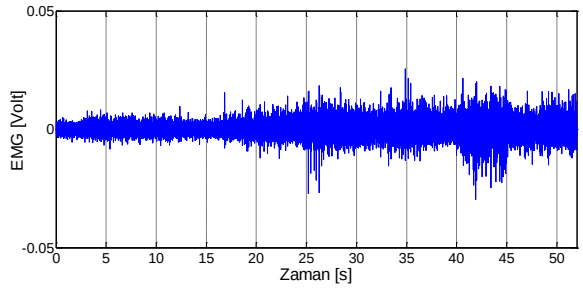
(b) Konum hatası



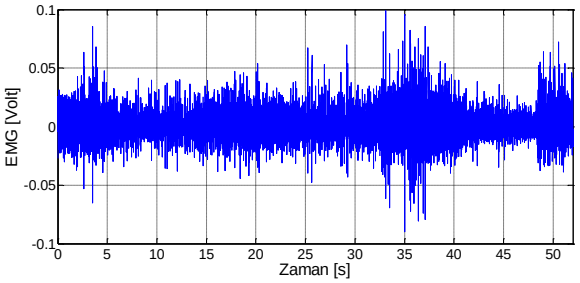
(c) Hız



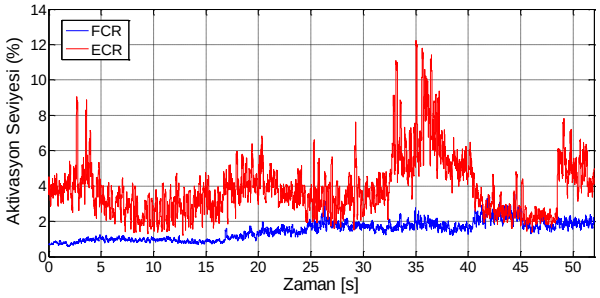
(d) Kuvvet



(e) Fleksiyon



(f) Ekstansiyon



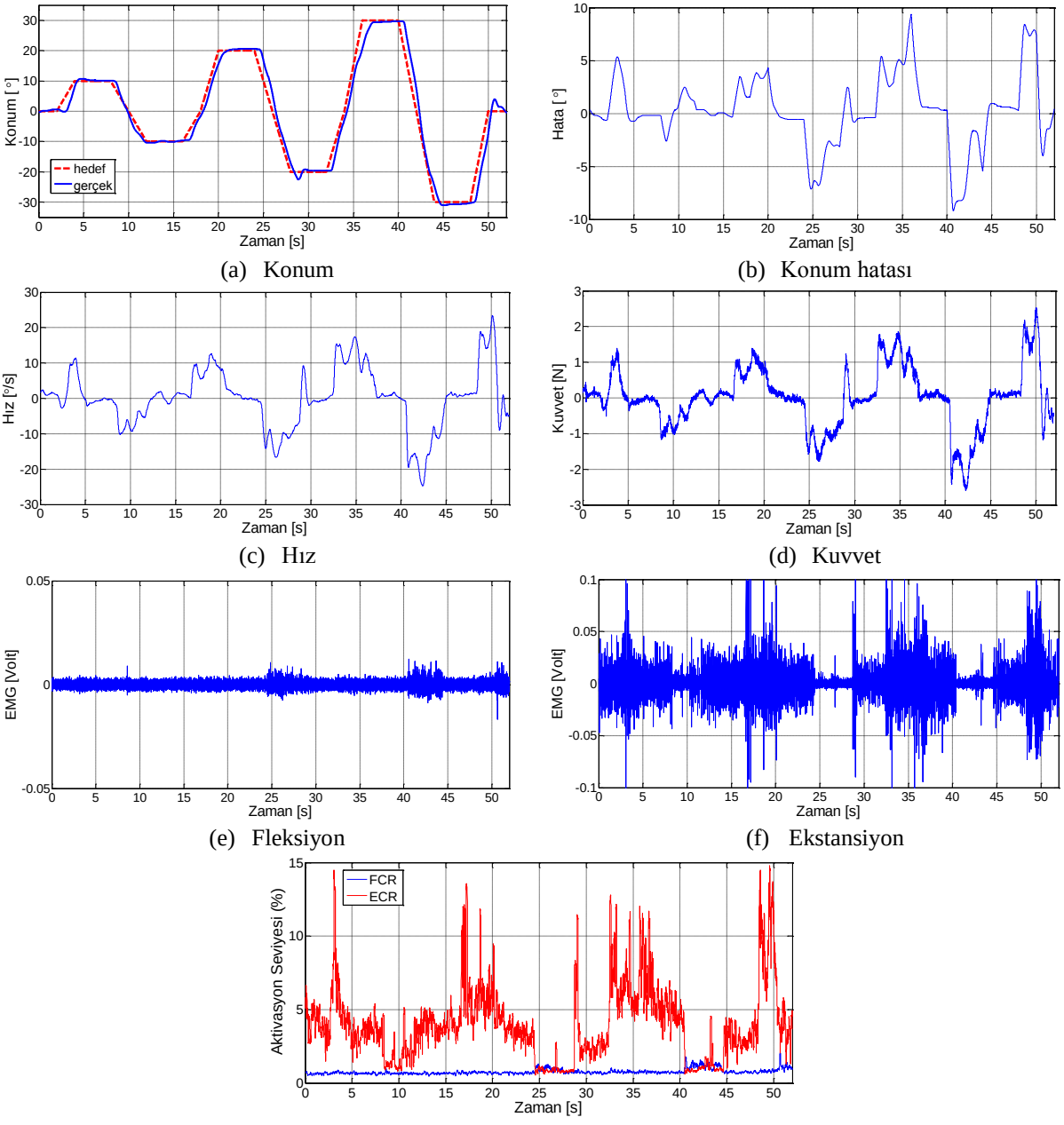
(g) Aktivasyon Seviyesi

Şekil 4.11. Düşük dirençli egzersiz sonuçları.

4.3.2 Orta Dirençli Test

Orta dirençli test için ilgili parametreler; J = $5 \times 10^{-4}\,[kg.m^2]$, B= $5 \times 10^{-3}\,[N.m/(°/s)]$ *moment kolu* = 0.05 [m] ve *Sanal Yük* = 0 [N] değerlerine ayarlanmıştır. Test sonuçları Şekil 4.12'de gösterilmektedir. Cihaz kullanıcısı artık elinde bir direnç hissetmeye başlamış olup söz konusu referans yörüngeyi takip ederken etkileşim kuvvetlerinin değeri görüldüğü üzere ±2 [N] arasında değişmeye başlamıştır. Referans yörüngeye göre ölçülen konum hatalarının minimum değeri -9.19°, maksimum değeri 9.41°, tüm yörünge boyunca hataların ortalama

karekökü ise 3.27° olarak hesaplanmıştır. FCR kas aktivasyon seviyesi %1-2 seviyelerinde olup ECR kasının aktivasyon seviyesinin ise %15'lere kadar çıktığı görülmektedir.



(a) Konum (b) Konum hatası

(c) Hız (d) Kuvvet

(e) Fleksiyon (f) Ekstansiyon

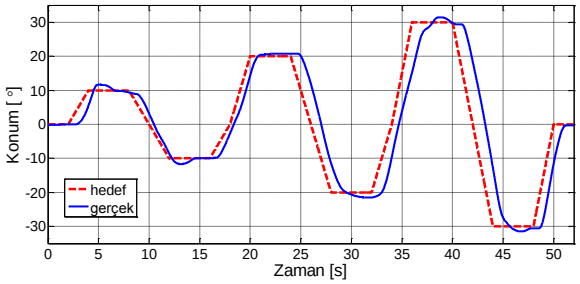
(g) Aktivasyon Seviyesi

Şekil 4.12. Orta dirençli egzersiz sonuçları.

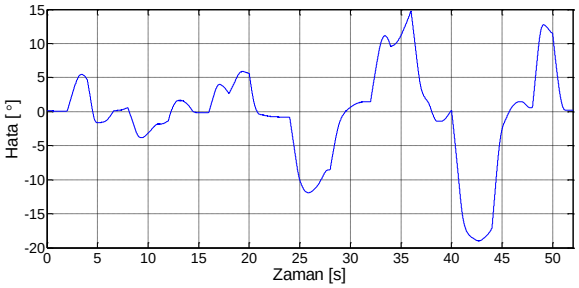
4.3.3 Yüksek Dirençli Test

Yüksek dirençli test için ilgili parametreler; J = $5 \times 10^{-3}\,[kg.m^2]$, B= $5 \times 10^{-2}\,[N.m/(°/s)]$ *moment kolu* = 0.05 [m] ve *Sanal Yük* = 0 [N] değerlerine ayarlanmıştır. Şekil 4.13'te sunulan sonuçlardan görüleceği üzere cihaz kullanıcısı artık el ayasında ciddi seviyede bir direnç kuvveti hissetmekte olup söz konusu referans yörüngeyi takip ederken etkileşim kuvvetlerinin değeri bu sefer ±20 [N] arasında değişmektedir. Referans yörüngeye göre ölçülen konum hatalarının minimum değeri -18.98°, maksimum değeri 14.74°, tüm yörünge boyunca

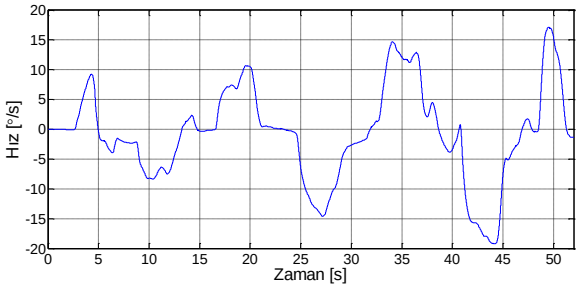
hataların ortalama karekökü ise 6.91° olarak hesaplanmıştır. FCR kasının aktivasyon seviyesi %30, ECR kasının aktivasyon seviyesinin ise %40'lara kadar çıktığı görülmektedir.



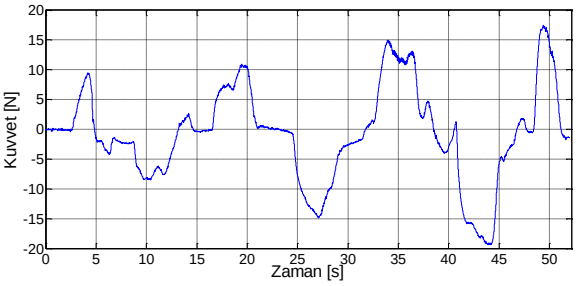
(a) Konum



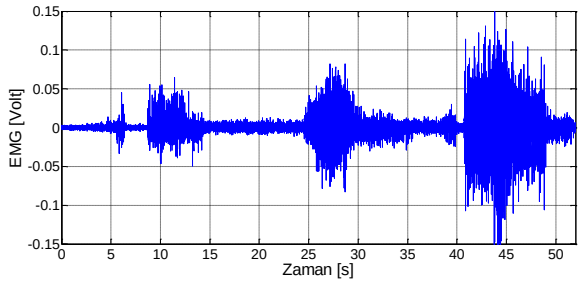
(b) Konum hatası



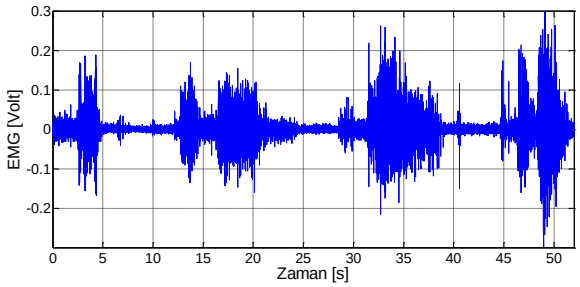
(c) Hız



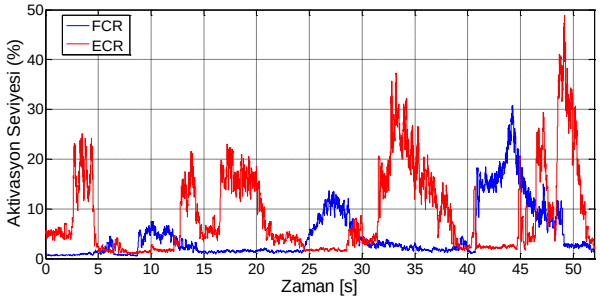
(d) Kuvvet



(e) Fleksiyon



(f) Ekstansiyon



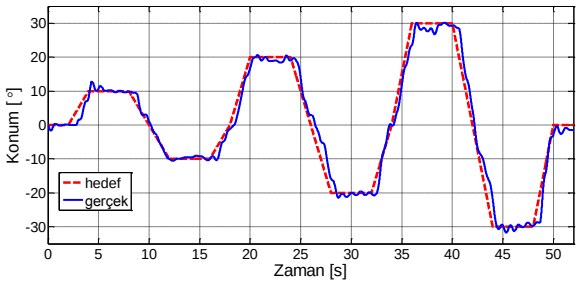
(g) Aktivasyon Seviyesi

Şekil 4.13. Yüksek dirençli egzersiz sonuçları.

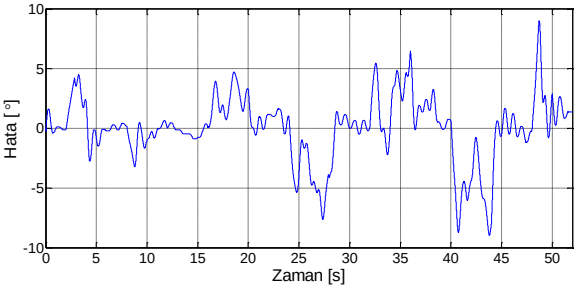
4.3.4 Sanal Yük Dirençli Test

Orta dirençli test parametre değerleri kullanılarak bu sefer Sanal Yük değeri +10 [N] olarak değiştirilmiştir. Böylelikle cihaz kullanıcısının el ayasına ECR kasını çalıştıracak yönde yaklaşık 1 kg'lık bir sanal yükleme yapılmıştır. Şekil 4.14'te sunulan sonuçlardan görüldüğü üzere kuvvet değerleri artık 10±2 [N] şeklinde değişmektedir. Referans yörüngeye göre ölçülen konum hatalarının minimum değeri -8.98°, maksimum değeri 9.01°, tüm yörünge boyunca hataların ortalama karekökü ise 2.71° olarak hesaplanmıştır. FCR kas aktivasyon

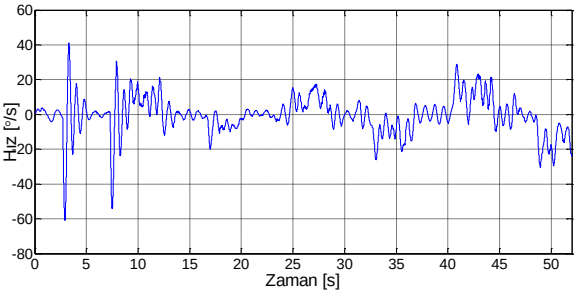
seviyesi %2 seviyelerinde olup ECR kası ise sürekli 10 [N]'luk sanal bir yüke maruz kalması nedeniyle yaklaşık %25 seviyelerinde sürekli aktive edilmektedir.



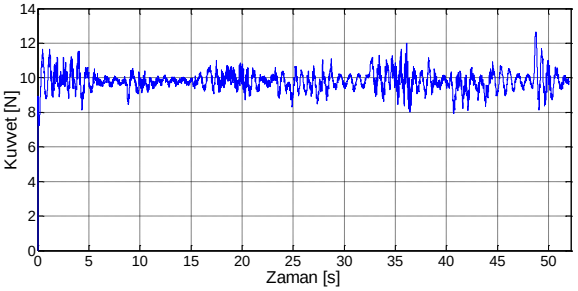
(a) Konum



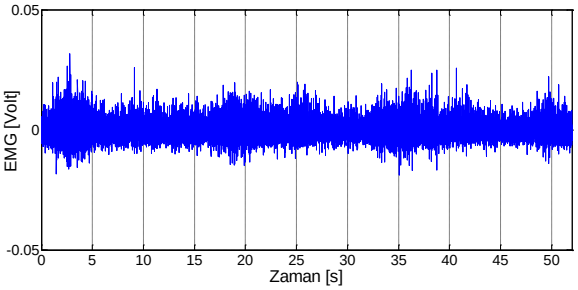
(b) Konum hatası



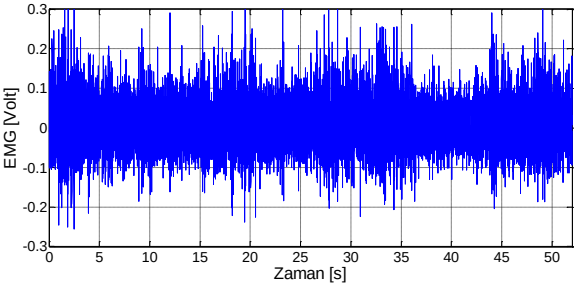
(c) Hız



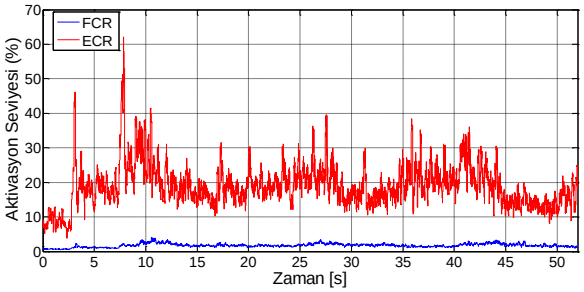
(d) Kuvvet



(e) Fleksiyon



(f) Ekstansiyon



(g) Aktivasyon Seviyesi

Şekil 4.14. Sanal yük dirençli egzersiz sonuçları.

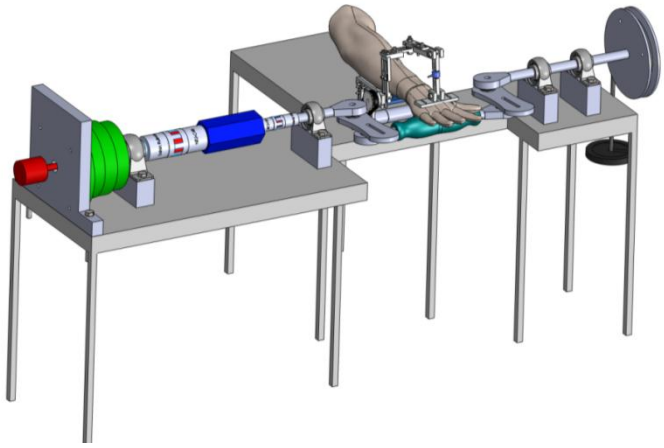
4.4 Aktif Yardımcı Testler

Cihazın testleri Şekil 4.15'de gösterildiği üzere el ayasına farklı yükler alınarak yapılabilirdi 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 4.16'da 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 4.16'da gösterildiği üzere FCR kasını zorlayacak şekilde bağlanmış olup test sonuçlarında özellikle FCR kasında oluşan aktivasyon seviyelerinde yaşanacak düşüşler analiz edilecektir.



Şekil 4.15. Cihazın yük altında deneme çalışmaları.



Şekil 4.16. Cihazın deney düzeneği kullanılarak yük altında testlerinin yapılması.

Bölüm 4.4'te 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 ip ucuna 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 4.16'da gösterildiği üzere yüksüz (0N), 10N, 20N ve 30N yükleme koşullarında ve aynı hareket profili cihaz çalışmaz iken ve çalışır iken takip edilerek cihazın performansı açıkça ortaya konulacaktır. Ayrıca yörünge takibinin başarı performansı ise denklem (4.1)'de gösterilen R^2 değeri ile hesaplanacaktır.

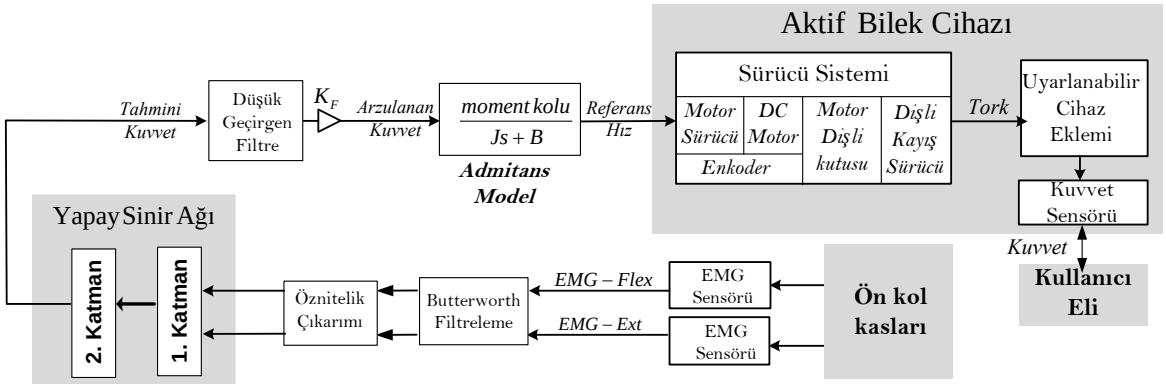
$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{k=1}^{N}[Hedef(k) - Gerçek(k)]^2}{\sum_{k=1}^{N}\left[Hedef(k) - \frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N} Hedef(k)\right]^2} \qquad (4.1)$$

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

4.4.1 EMG tabanlı Admitans Kontrolcü

Bölüm 3.9'da ön kol kaslarından ölçülen EMG verisini kullanarak el bileğinde ihtiyaç duyulan kuvvet tahminini yapacak değişik yapıda birçok yapay sinir ağ (YSA) modelleri eğitilip doğrulama testleri gerçekleştirilmişti. Özellikle YSA modellerin 1. katmandaki nöron sayıları, giriş sinyal yapıları ve sinyal işleme yöntemleri değiştirilerek en iyi kuvvet tahminini yapacak YSA modeller elde edilmişti. Bu bölümde ise eğitilen YSA'lardan en iyi sonuç veren birkaçı kullanılarak cihazın gerçek-zamanlı performans sonuçları özellikle FCR kasına yapılacak olan farklı yüklemeler altında gösterilmektedir. İlk önce Şekil 4.17'de gösterildiği üzere sadece iki girişli (EMG-Flex(k,k-32) ve EMG-Ext(k, k-32)), 10 nöronlu, ileri beslemeli ve öznitelik çıkarımı için de pencere genişliği 128 ms alınarak Ortalama Karekök (OK) yönteminin kullanıldığı bir YSA model ile admitans denetim mimarisi oluşturulmuştur. Bu denetim mimarisinden görüleceği üzere ilk önce ön kola bağlı EMG sensörlerinden ölçüm alınmakta ve literatür araştırmalarında önerildiği şekilde 20 Hz - 450Hz arası geçirme frekansı olan bir Butterworth Filtre kullanılarak EMG sensörü üzerindeki gereksiz bilgi içeren gürültünün filtrelenmesi sağlanmaktadır. Daha sonra seçilen bir öznitelik çıkarma yöntemi (OK, OMD, SG, EİD, OGD, FMSSD, v_De, Log_De) ile ham EMG sinyali biçimlendirilmektedir. Biçimlendirilmiş bu sinyallerin kullanılması ile kuvvet tahmini yapılmaktadır. YSA modellinin çıkış sinyali ±1 N arası normalize edilmiş bir değer olup ilk önce bir K_F katsayısı (= 8) ile yükseltilmekte sonrasında ise yaklaşık 1 Hz değerinde kesme frekansına sahip bir düşük gerçirgen filtreleme operasyonundan geçirilmektedir. Böylelikle referans kuvvet (arzulanan kuvvet) değerinde istenmeyen titreşimler baskılanarak cihazın

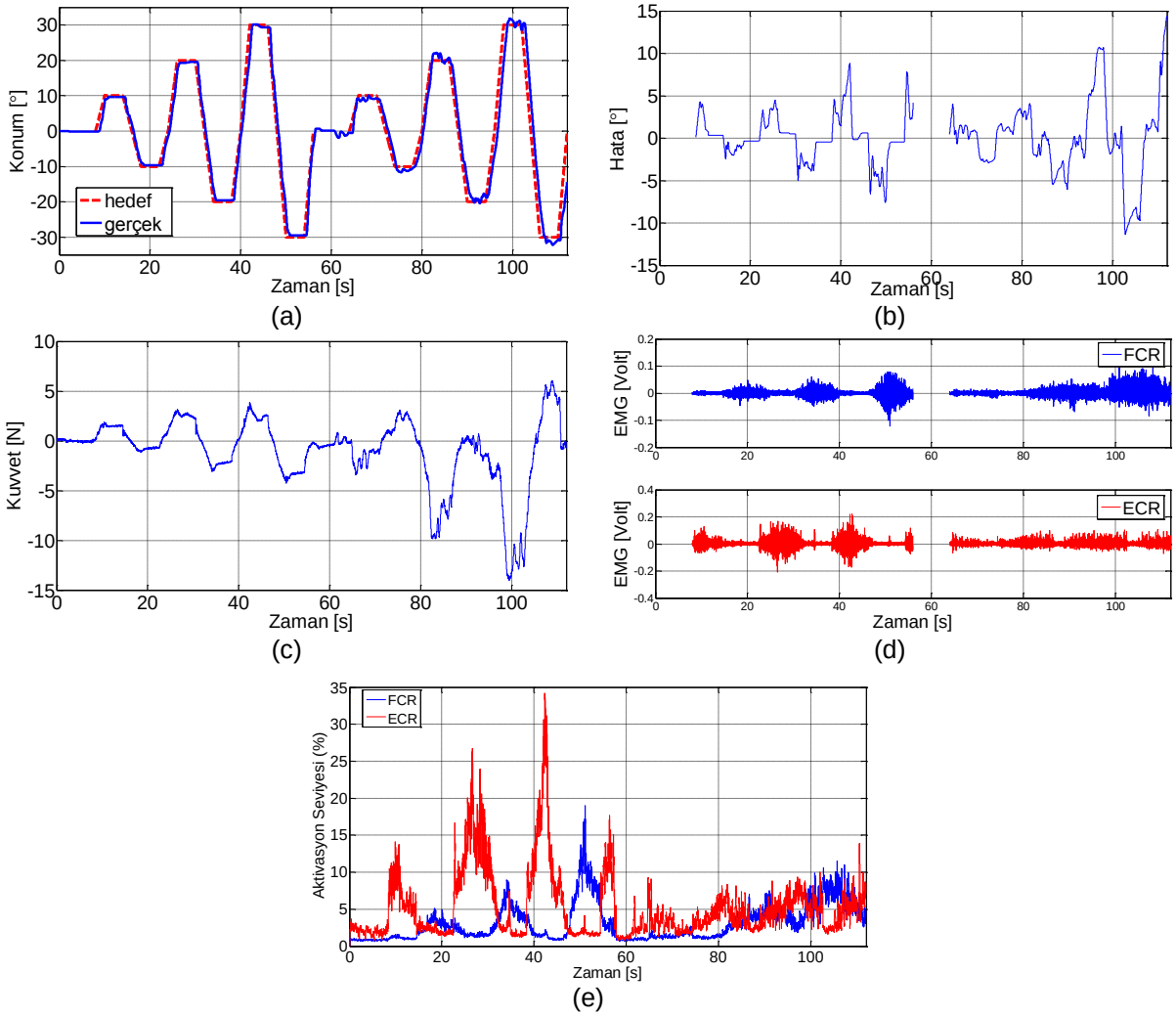
minimum titreşim ile sürülmesi sağlanabilmektedir. Yapılan deneylerde düşük geçirgen filtre kullanılmaması durumunda cihazın titreşime girerek kararsız bir çalışma moduna girdiği görülmüştür. Bu yüzden tahmini kuvvet değerinin makul bir kesme frekansına sahip bir düşük geçirgen filtrelemeden geçirilmesi büyük önem arzetmektedir. Daha sonra arzulanan bu kuvvet değeri admitans modelin transfer fonksiyonundan geçirilerek motor sürücüye gönderilecek olan referans hız değeri elde edilmektedir. Admitans modelde kullanılan parametrelerin değerleri $J = 5 \times 10^{-5}\,[kg.m^2]$, $B = 9 \times 10^{-3}\,[N.m/(°/s)]$ $moment\ kolu$ = 0.05 [m] olarak ayarlanmıştır.



Şekil 4.17. İki girişli YSA modeli kullanılarak oluşturulan admitans denetim mimarisi.

Cihaz ilk önce yüksüz durumda test edilmiş olup Şekil 4.18.a'da ilgili hedef yörüngenin cihaz kullanıcısı tarafından izlenilmesi durumunda oluşan hareket profili sunulmaktadır. Hedef yörüngeye göre ölçülen konum hataları ise Şekil 4.18.b'de gösterilmektedir. Şekil 4.18.c'de ise gerçek zamanlı olarak kuvvet sensöründen ölçülen değerler gösterilmektedir. Önemle belirtmek gerekir ki kuvvet sensörü bası kuvvetlerinde pozitif değer vermekte olup çeki kuvvetlerinde negatif değer vermektedir. Şekil 4.18.d ise FCR ve ECR kaslarından ölçülen ham EMG verilerini göstermektedir. Şekil 4.18.e ise FCR ve ECR kaslarının yüzdelik olarak aktivasyon seviyelerini göstermektedir. Önemle belirtmek gerekir ki; takip edilmesi gereken referans yörünge sadece 8-56 ile 64-112'inci saniyeler arasında olduğundan hata analizi sadece bu saniyeler aralığında hesaplanmaktadır. Daha önce bahsedildiği üzere 8-56 arası cihazı kapalı 64-112 arası cihaz aktif durumdadır. Tablo 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 %97.68 başarı oranı ile takip edilebilirken cihaz aktive edildikten sonra hedef yörünge %93.22 seviyesinde takip edilebilmektedir. Fakat 64-112. saniyeler arasında cihazın kullanıcısına kuvvet desteğinde bulunarak kas aktivasyon seviyelerinde düşüş oluşturduğu da açıkça görülmektedir. Çünkü cihaz aktive edilmeden önce (8-56. saniyeler arası) ekstansiyon (ECR) kasının kasılması ile pozitif yönde gidilmek

istendiğinde kullanıcı cihazın kendi direnç yükünü de sürmek zorunda olduğu için kuvvet sensöründe bası kuvvetler oluşturarak kuvvet sensöründen pozitif değerler ölçülmekteydi. Fakat cihaz aktive edildikten sonra (64-112. saniyeler arası) ekstansiyon (ECR) kasının kasılması ile pozitif yönde gidilmek istendiğinde cihaz kullanıcısına kuvvet desteğinde bulunmaya başlamakta ve kuvvet sensöründen artık negatif değerlerin ölçüldüğü açıkça görülmektedir. Yine benzer şekilde cihaz aktive edilmeden önce (8-56. saniyeler arası) fleksiyon (FCR) kasının kasılması ile negatif yönde gidilmek istendiğinde kullanıcı cihazın kendi direnç yükünü de sürmek zorunda olduğu için kuvvet sensöründe çeki kuvvetler oluşmakta ve negatif değerler ölçülmekteydi. Fakat cihaz aktive edildikten sonra ise (64-112. saniyeler arası) fleksiyon (FCR) kasının kasılması ile negatif yönde gidilmek istendiğinde artık cihaz kullanıcısına kuvvet desteğinde bulunmaya başlamakta ve kuvvet sensöründen pozitif değerlerin ölçüldüğü açıkça görülmektedir. Cihazın başarı ile çalıştığı ayrıca Şekil 4.19.e'de sunulan kaslara ait aktivasyon seviyelerinin 60. saniyeden sonra ciddi oranda düşmesi ile de anlaşılmaktadır. Tablo 4.1'de ilgili testin sayısal değerleri verilmiştir.

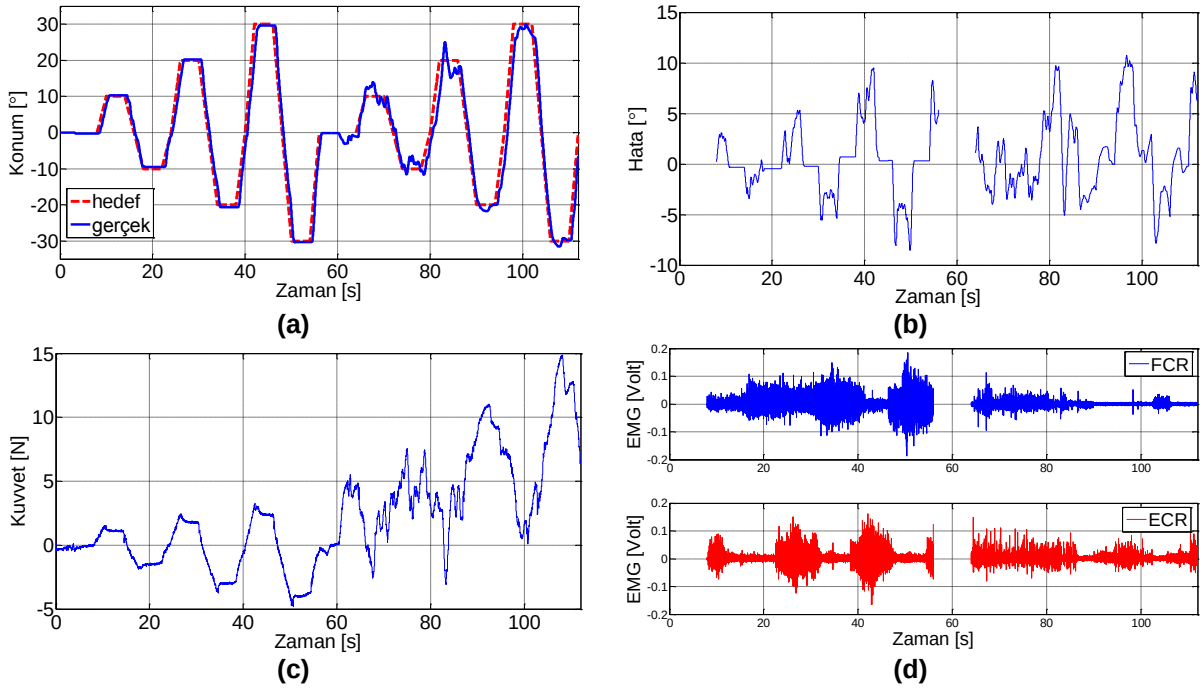


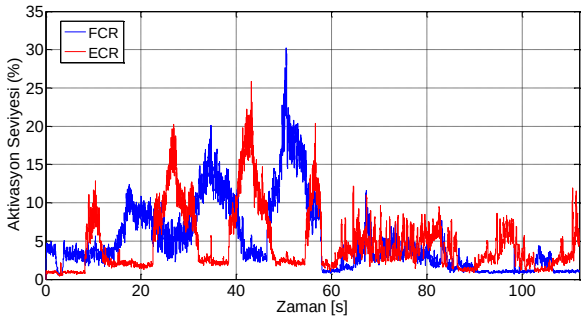
Şekil 4.18. İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün yüksüz durum için testi.

Tablo 4.1 İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün yüksüz durum için test sonuçları.

Çalışma modu	min Hata	max Hata	Ortalama Hata	R^2	max FCR	max ECR
Cihaz KAPALI [8 – 56. saniyeler]	-7.549°	8.806°	2.687°	0.9768	%19	%34
Cihaz AÇIK [64-112. Saniyeler]	-11.333°	14.404°	4.591°	0.9322	%11	%14

Bir sonraki aşamaya geçilerek deney düzeneğindeki kasnağa bağlı ipe 5 N'luk bir yük asılarak 4 Adımdan oluşan test tekrar edilmiştir. Şekil 4.19'de test sonuçları gösterilmektedir. Tablo 4.2'de ise bu test sonuçlarına ait sayısal değerler verilmektedir. Test sonuçlarından görüleceği üzere cihaz aktive edilmeden önce hedef yörünge %96.57 başarı oranı ile takip edilebilirken cihaz aktive edildikten sonra hedef yörünge %94.62 seviyesinde takip edilebilmektedir. Fakat 64-112. saniyeler arasında cihazın kullanıcısına kuvvet desteğinde bulunarak kas aktivasyon seviyelerinde ciddi düşüş oluşturduğu da açıkça görülmektedir. Çünkü 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 %30 seviyelerine kadar aktive edildiği görülmektedir. Fakat cihaz devreye alındıktan sonra aynı hedef yörüngenin FCR kası en fazla %11.5 seviyelerinde aktive edilerek izlenebildiği görülmektedir. Yine cihaz aktive edildikten sonra ECR kasının aktivasyon seviyesinde benzer düşüşler gerçekleşmektedir. Yani cihaz devreye alındıktan sonra yük tamamen cihazın eyleyici sistemi tarafından taşınmaktadır. Hatta Şekil 4.19.c incelendiğinde 60. saniyeden sonra cihazın 5 N yükü taşımaya başlamasından ötürü kuvvet sensöründen gelen değerler de artık 5N etrafında dalgalanmaktadır.





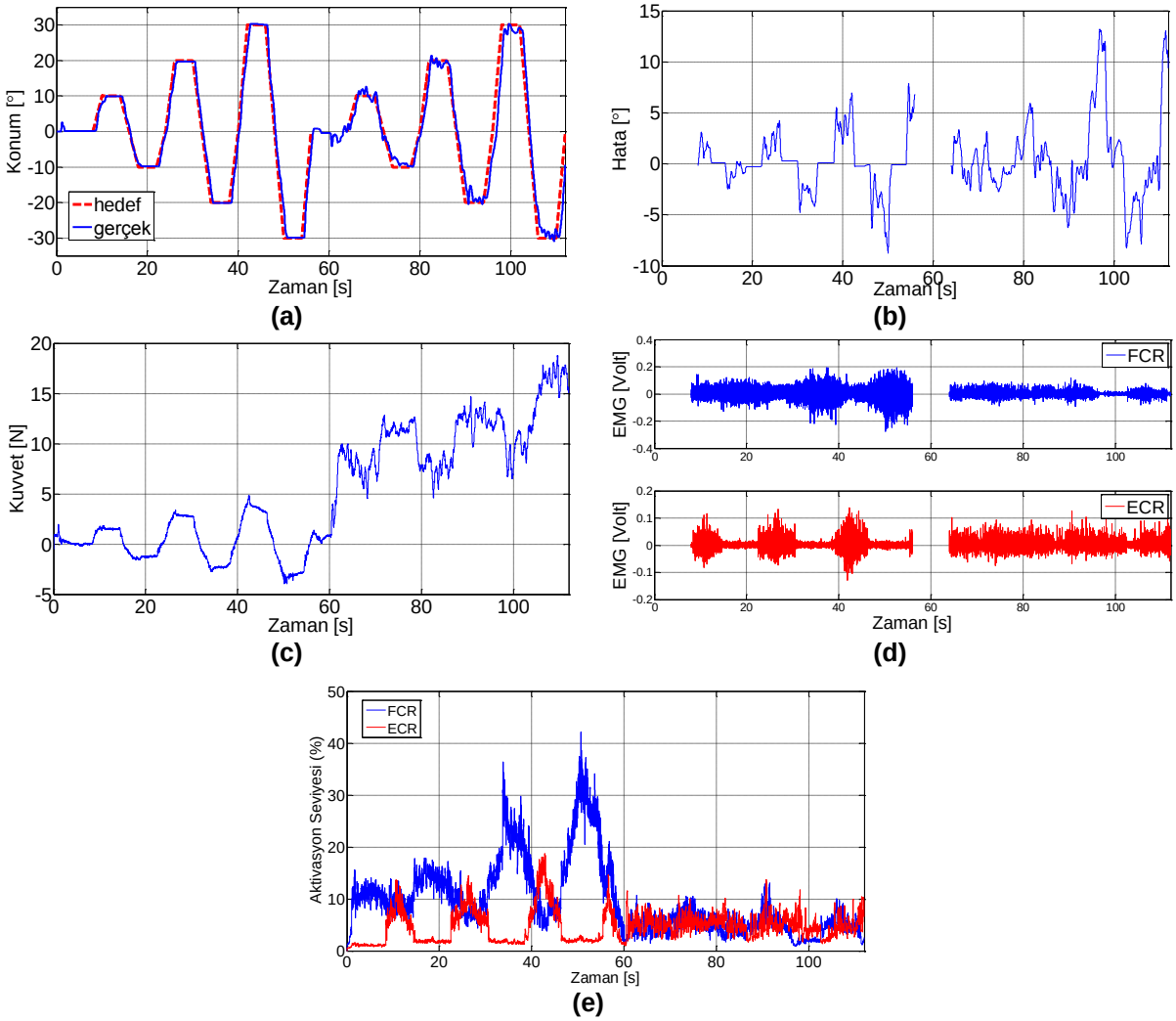
(e)

Şekil 4.19. İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün 5 N yükleme altında testi.

Tablo 4.2 İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün 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]	-8.498°	9.473°	3.267°	0.9657	%30	%26
Cihaz AÇIK [64-112. Saniyeler]	-7.822°	10.744°	4.0918°	0.9462	%11.5	%12

Daha sonra deney düzeneğindeki kasnağa bağlı ipe bu sefer 10 N'luk bir yük asılarak FCR kasına bindirilen yük seviyesi iyice artırılmıştır. Yine 4 adımdan oluşan test protokolü uygulanmış olup test boyunca toplanan veriler Şekil 4.20'de gösterilmektedir. Tablo 4.3'te ise test sonuçlarına ait hesaplanan sayısal değerler verilmektedir. Elde edilen sonuçlar Bölüm 3.5.4'de gerçekleştirilen simülasyon çalışmalarıyla (bknz. Şekil 3.18'deki "Ortez Giyili Pasif" ve "Ortez Giyili Aktif" kuvvet verileri) tutarlı olup cihaz çalışmaz iken bütün yük cihaz kullanıcısının ön kol kasları ile taşınmakta ve bu esnada ön kol kaslarından yüksek seviyede EMG verisi ölçülmektedir. Ayrıca kuvvet sensöründen ölçülen değerler ise sadece cihazı geri sürmeye yetecek olan ±4 N seviyesinde olmaktadır. 60. saniyeden sonra (bknz. Şekil 4.20.c) cihaz devreye alındığı an tüm yükün cihaz tarafından karşılanmakta olduğu kuvvet sensöründen okunan değerin 10N seviyelerine çıkmasıyla anlaşılmaktadır. Ayrıca aşırı yük altında bulunan FCR kasıda rahatlamış olup bunun sonucunda ölçülen EMG sinyal değerlerinde neredeyse 1/4 oranında (%42'den %13'e) düşüş gerçekleşmektedir. Şekil 4.20.e incelenirse ECR ve FCR kasları cihaz çalıştırılmadan önce %20-%40 seviyelerinde aktive edilirken cihaz çalıştırıldıktan sonra bütün kaslar neredeyse %10 seviyesi altında aktive edilerek verilen hedef yörünge %94.4 başarı oranıyla takip edilmiştir.

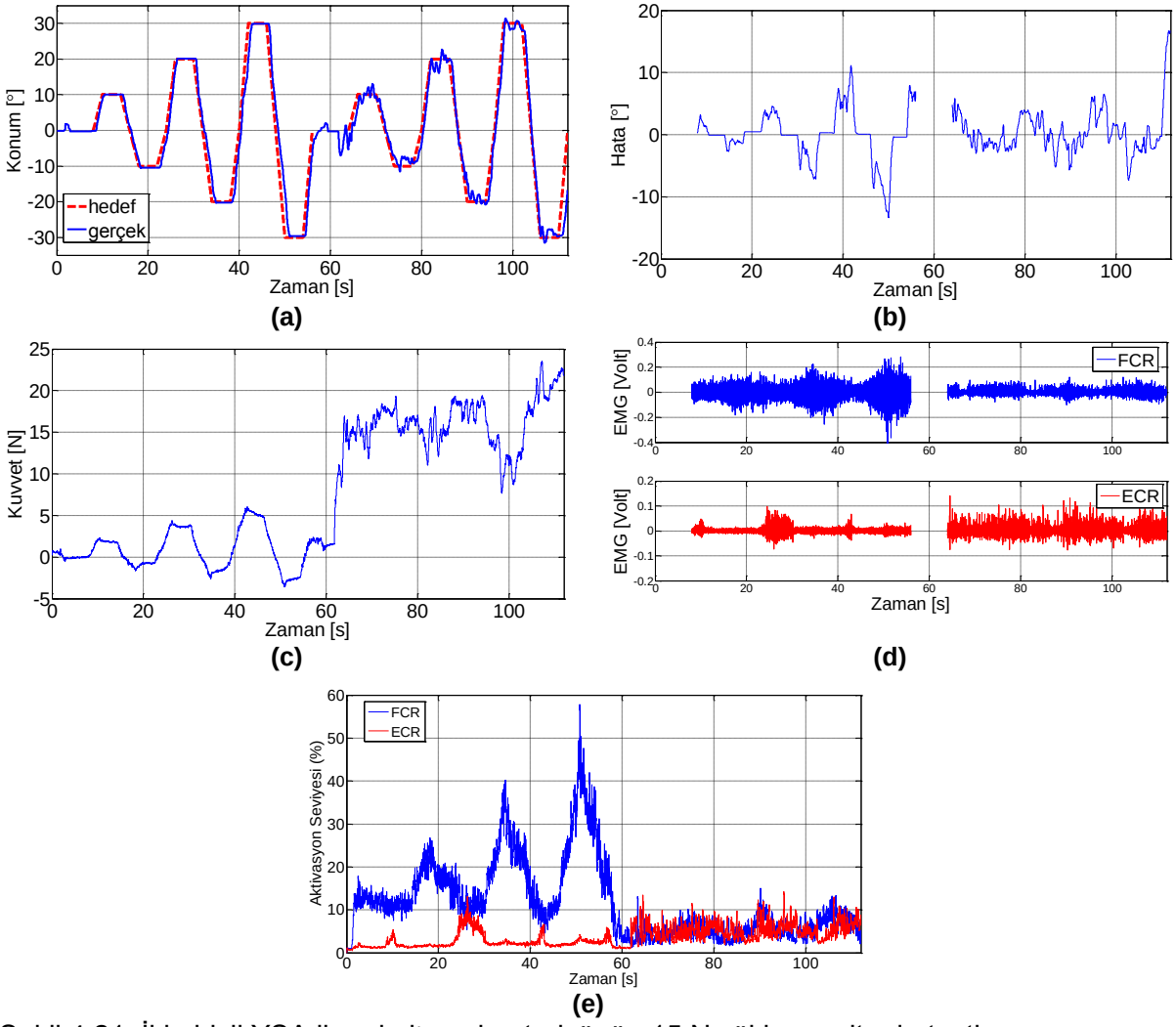


Şekil 4.20. İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün 10 N yükleme altında testi.

Tablo 4.3 İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün 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]	-8.757°	7.882°	2.557°	0.9790	%42	%19
Cihaz AÇIK [64-112. Saniyeler]	-8.218°	13.191°	4.174°	0.9440	%13	%13

Son olarak FCR kasına 15 N'luk bir yükleme durumunda elde edilen sonuçlar Şekil 4.21'de sunulmuş olup Tablo 4.4'te ise test sonuçlarının sayısal değerleri verilmektedir. Sonuçlardan görüleceği üzere cihaz kapalı ve açık için kullanıcı verilen hedef yörüngeyi hemen hemen aynı başarı performansı (%95) seviyelerinde takip edebilmektedir. FCR kası cihaz kapalı iken %58 seviyelerine kadar zorlanmakta olup cihaz devreye girdiği an maksimum zorlanma seviyesi %15'i geçmemiştir. ECR kasından ölçülen EMG sinyali incelendiğinde cihaz aktive edildikten sonra ilgili kasa çok daha fazla iş düşüyormuş gibi gözükse de söz konusu kasın aktivasyon seviyesi %10 dolaylarındadır. İzotonik testlerden hatırlanırsa %10 aktivasyon seviyesi el bileğinin yüksüz hareket etme koşuluna denk gelmektedir.



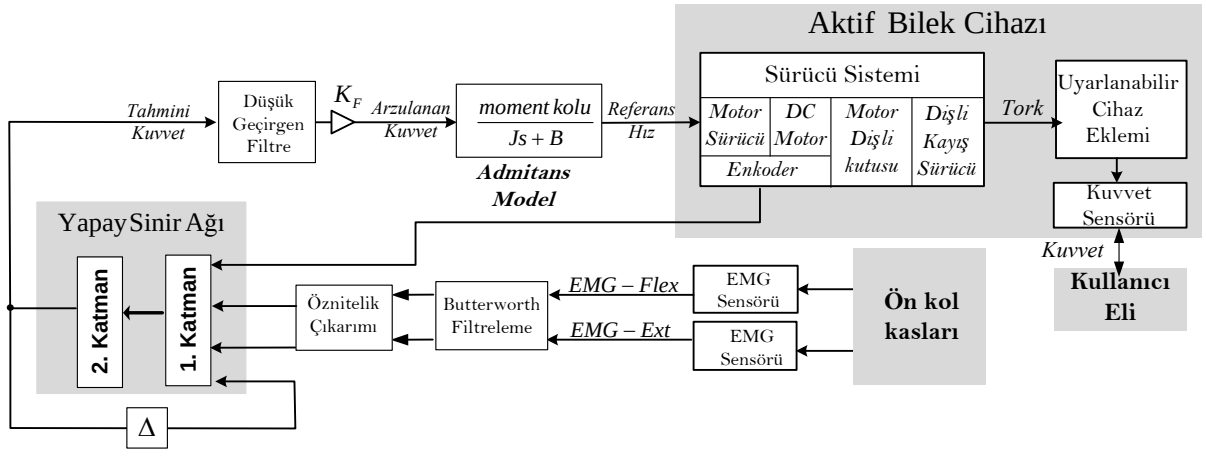
Şekil 4.21. İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün 15 N yükleme altında testi.

Tablo 4.4 İki girişli YSA ile admitans kontrolcünün 15 N yükleme altında test sonuçları.

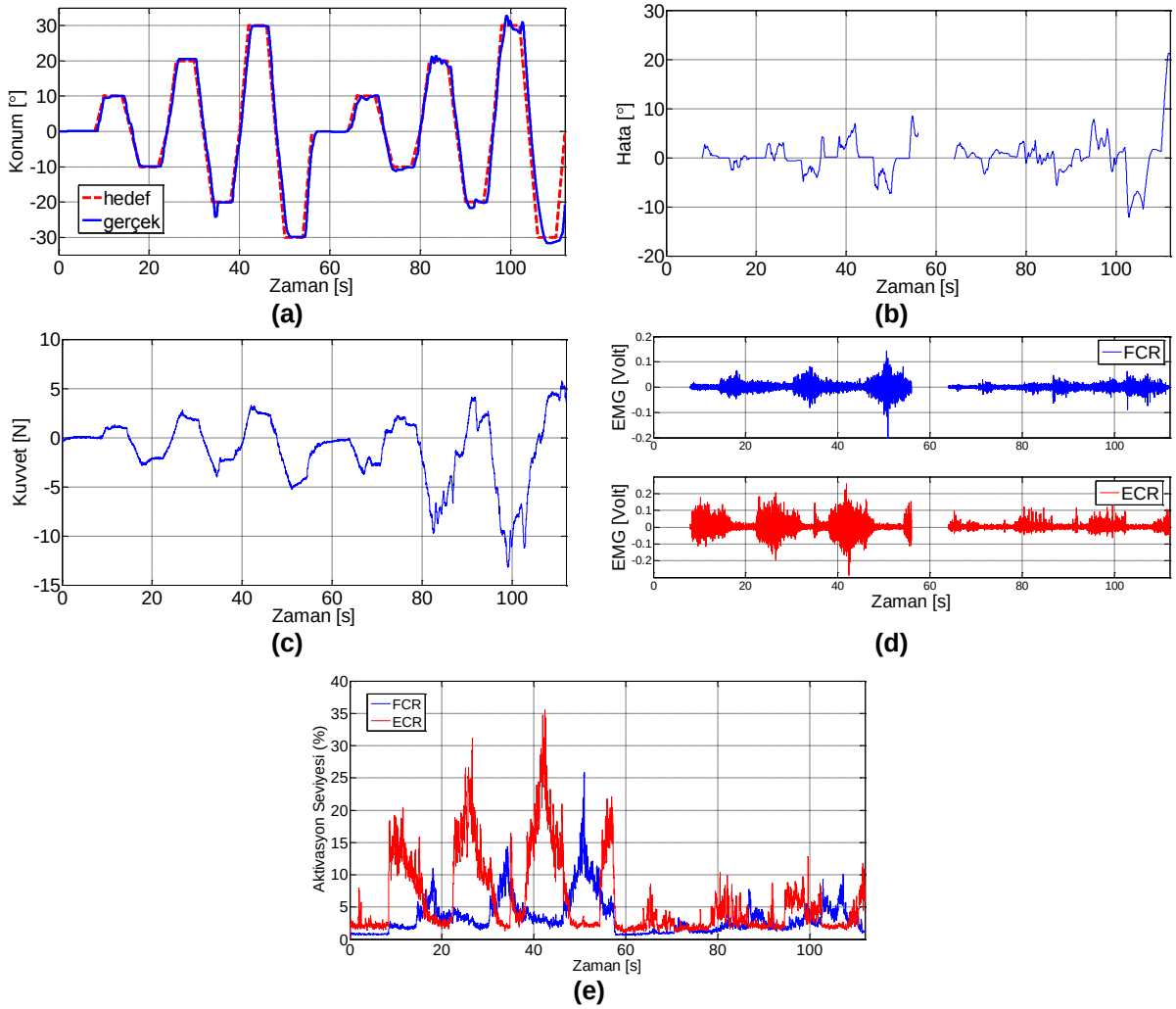
Çalışma modu	min Hata	max Hata	Ortalama Hata	R^2	max FCR	max ECR
Cihaz KAPALI [8 – 56. saniyeler]	-13.384°	11.114°	3.931°	0.9503	%58	%13
Cihaz AÇIK [64-112. Saniyeler]	-7.278°	16.733°	3.621°	0.9579	%15	%13

4 farklı yükleme koşulunda gerçekleştirilen test sonuçlarından görülmüştür ki cihaz proje hedeflerini sağlayacak şekilde başarı ile çalışmaktadır. El ayasına alınan yükün ön kol kaslarını zorlamadan sürülebildiği gerçekleştirilen testlerde açıkça gösterilmektedir. Fakat 60.saniyeden sonra takip edilmeye çalışılan hedef yörüngeden sapmalar incelenirse cihazın ufak bir titreşim problemi olduğu da görülmektedir. Özellikle yük altında sabit bir referans yörünge takibi yapılmak istendiğinde (bknz. Şekil 4.19.a, Şekil 4.20.a, Şekil 4.21.a) cihaz kullanıcısının el bileği açısını sabit tutmakta zorlandığı görülmektedir. Bu problemi çözmek için daha iyi kuvvet tahmininde bulunan 3 girişli (EMG-Flex(k,k-32), EMG-Ext(k,k-32) ve

Konum(k)), 10 nöronlu, 1. katmana Kuvvet(k-1) geri beslemeli ve öznitelik çıkarımı için de pencere genişliği 128 ms alınarak Sıfır Geçiş (SG) yönteminin kullanıldığı bir YSA modeli ile başka bir admitans denetim mimarisi oluşturulmuştur. Şekil 4.22'de gösterilen gerçek-zamanlı denetim mimarisinin Şekil 4.17'de gösterilen kontrol döngüsünden tek farkı kullanılan YSA modelinin yapısı olup fazladan 3. giriş olarak bilek konum sinyalini kabul etmektedir. Bu denetim mimarisinde kullanılan parametrelerin değerleri ise sırasıyla; K_F katsayısı (= 12), düşük geçirgen filtrenin kesme frekansı 3 Hz, $J = 5 \times 10^{-5}\,[\mathrm{kg.m^2}]$, B= $0.02[\mathrm{N.m/(°/s)}]$ olarak alınmıştır. Butterworth filtrenin geçirme frekansları ve moment kolu mesafesi bir önce ki denetim mimarisinde kullanılan değerlerdir. Dikkat edilirse *B* sanal viskoz sürtünme parametre değeri neredeyse 2 kat (0.009'dan 0.02'ye) artırılmış olup özellikle sabit hedef takibinde titreşimlerin sönümlenmesi öngörülmektedir. Bu yeni denetim mimarisi ile aynı testler önce yüksüz sonra ise FCR kasına sırasıyla 5N, 10N ve 15N yük bindirilerek tekrarlanmış olup test sonuçlarının grafikleri sırasıyla Şekil. 4.23, Şekil 4.24, Şekil 4.25 ve Şekil 4.26'da gösterilirken bu testlerin sayısal analiz sonuçları ise yine sırasıyla Tablo 4.5, Tablo 4.6, Tablo 4.7 ve Tablo 4.8'de sunulmaktadır. Sayısal sonuçlar incelenirse her ne kadar hedef yörünge takibi için hatalarda herhangi bir iyileşme olmasa bile sabit hedef yörüngenin çok daha az titreşimli bir hareket profili ile izlenebildiği açıkça görülmektedir. Sanal viskoz sürtünme parametre (*B)* değeri daha fazla artırılıp titreşimler tamamen sönümlenebilir fakat bu durumda cihaz hızı oldukça yavaşlamakta olup hedef yörüngenin takibini zorlaştırmakta ve sayısal sonuçların da çok daha kötüleşmesine yol açmaktadır. Üç girişli YSA model kullanılarak gerçekleştirilen test sonuçlarından da görülmüştür ki cihaz aktive edildikten sonra FCR kasına binen yük tamamen aktif bilek ortezi tarafından karşılanmakta olup kullanıcı neredeyse FCR kasını hiç zorlamadan yükü arzu ettiği şekilde sürebilmektedir.



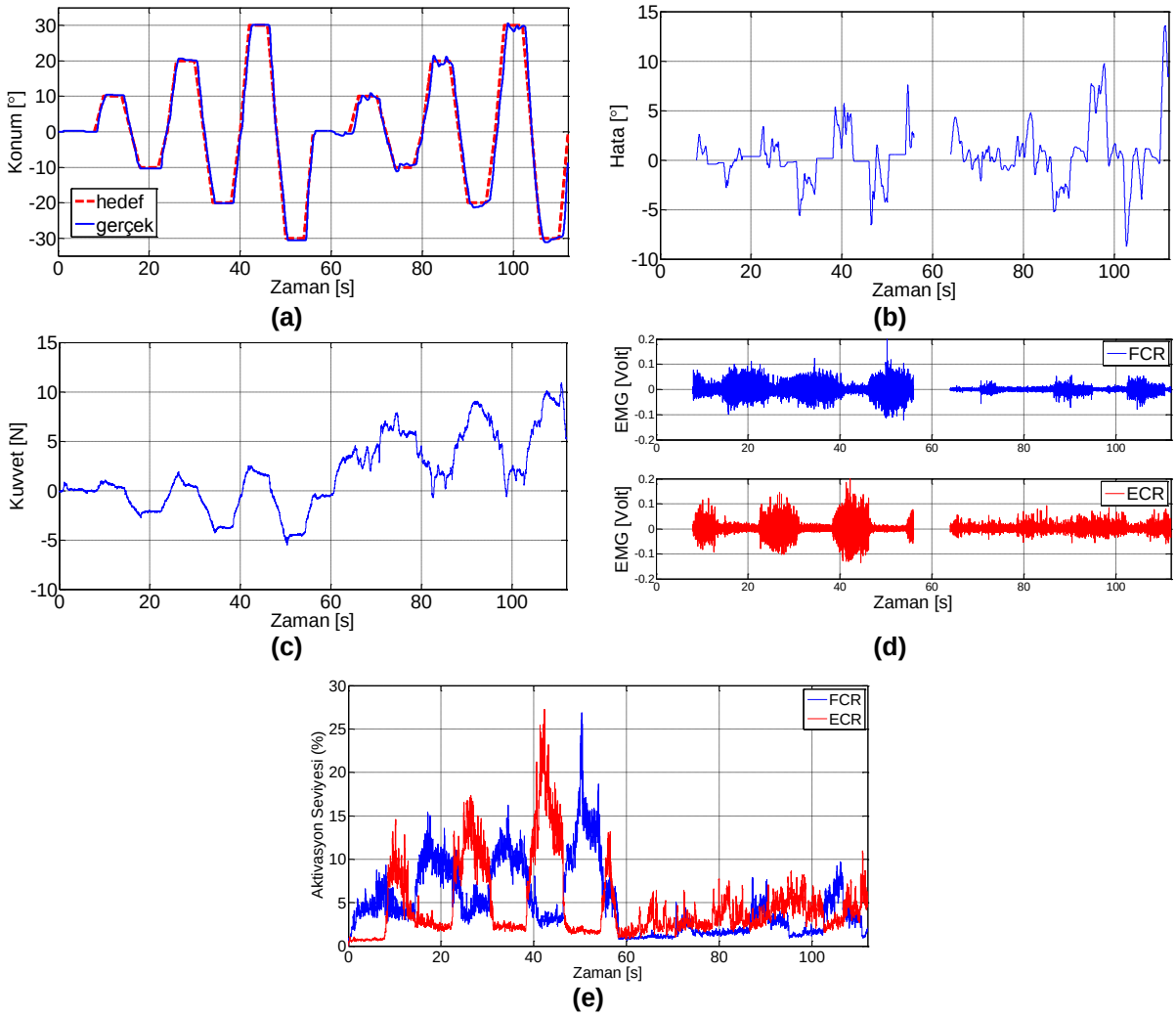
Şekil 4.22. Üç girişli YSA modeli kullanılarak oluşturulan admitans denetim mimarisi.



Şekil 4.23. Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün yüksüz durum için testi.

Tablo 4.5 Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün yüksüz durum için test sonuçları.

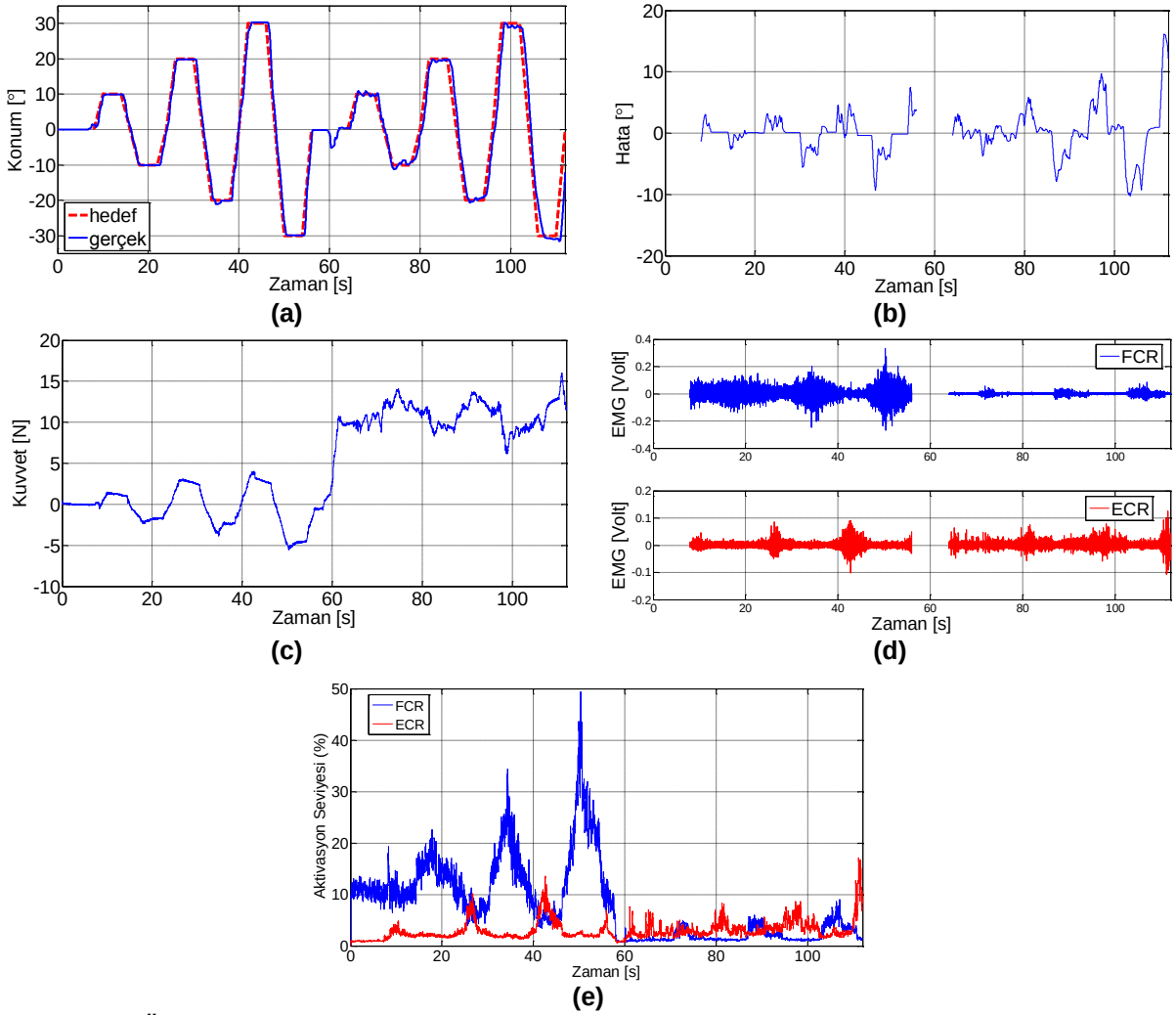
Çalışma modu	min Hata	max Hata	Ortalama Hata	R^2	max FCR	max ECR
Cihaz KAPALI [8 – 56. saniyeler]	-7.317°	8.506°	2.585°	0.9785	%26	%35
Cihaz AÇIK [64-112. Saniyeler]	-12.067°	21.335°	4.541°	0.9337	%10	%13



Şekil 4.24. Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün 5 N yükleme altında testi.

Tablo 4.6 Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün 5 N yükleme altında test sonuçları.

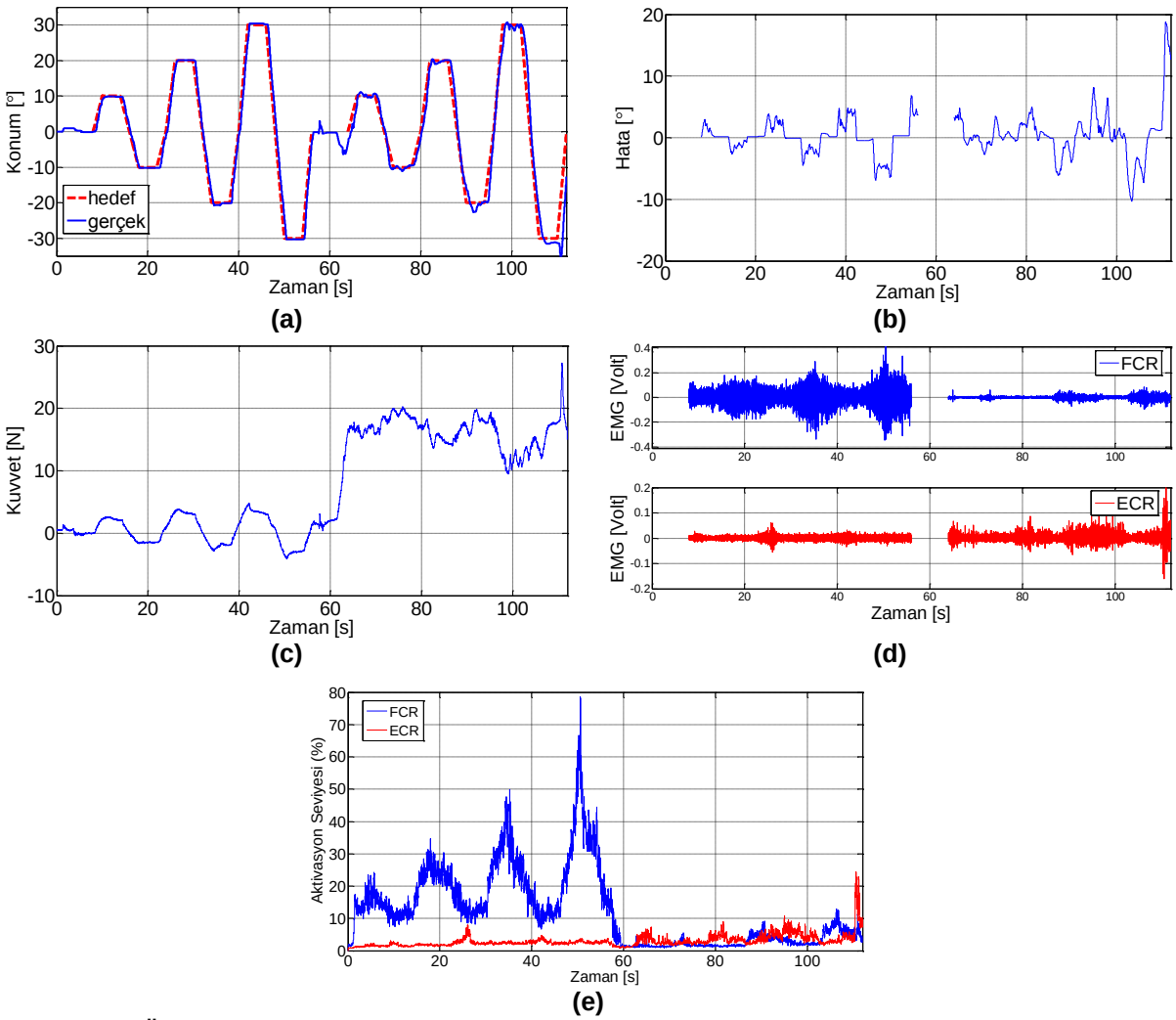
Çalışma modu	min Hata	max Hata	Ortalama Hata	R^2	max FCR	max ECR
Cihaz KAPALI [8 – 56. saniyeler]	-6.512°	7.588°	2.033°	0.9867	%27	%27
Cihaz AÇIK [64-112. Saniyeler]	-8.699°	13.583°	3.488°	0.9609	%10	%11



Şekil 4.25. Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün 10 N yükleme altında testi.

Tablo 4.7 Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün 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]	-9.315°	7.494°	2.220°	0.9842	%49	%13
Cihaz AÇIK [64-112. Saniyeler]	-10.252°	16.161°	4.376°	0.9384	%8	%16



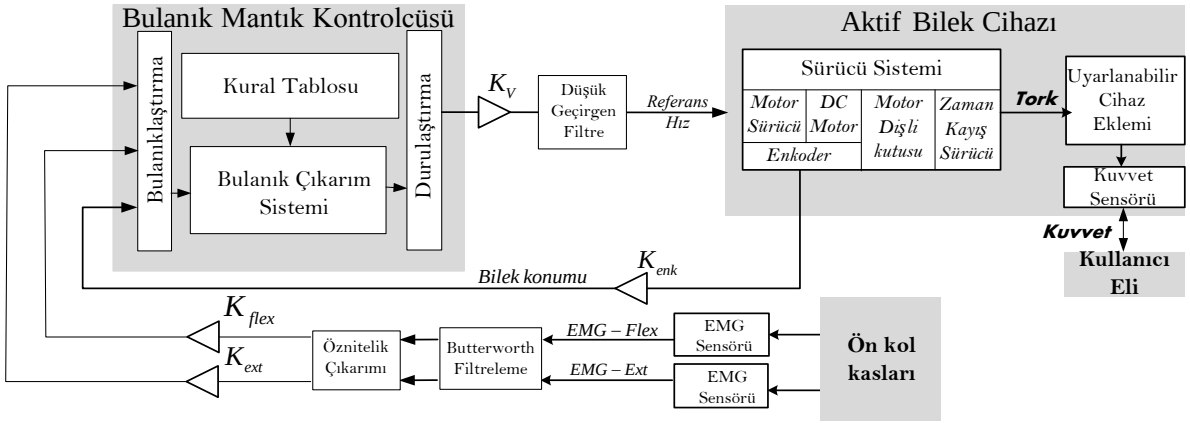
Şekil 4.26. Üç girişli YSA ile admitans kontrolcünün 15 N yükleme altında testi.

Tablo 4.8 Üç girişli YSA ilde admitans kontrolcünün 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]	-6.914°	6.858°	2.345°	0.9823	%78	%8
Cihaz AÇIK [64-112. Saniyeler]	-10.347°	18.779°	4.053°	0.9472	%12	%23

4.4.2 Bulanık Mantık Kontrolcü

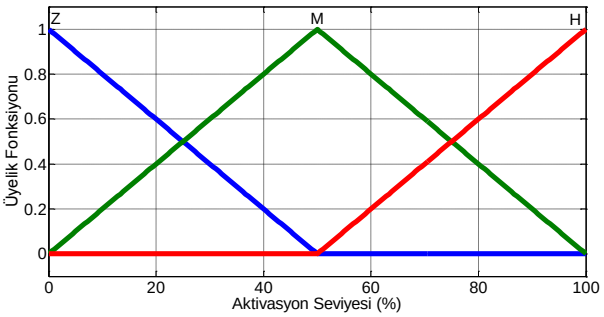
Bulanık mantık kontrolcünün (BMK) gerçek-zamanlı test çalışmaları bu bölümde gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.27'de EMG tabanlı bir BMK sistemi gösterilmektedir. Görüleceği üzere, fleksiyon ve ekstansiyon kaslarından alınan ham EMG sinyalleri önce 20Hz'den 450Hz'e kadar frekans geçirme aralığı olan bir "Butterworth" filtresinden geçirilmektedir. Öznitelik çıkarım yöntemlerinden Sıfır Geçiş (SG) yöntemi 256 ms'lik pencere genişliğinde kullanılarak kasların kasılma şiddeti algılanmaya çalışılmaktadır. Yine bu sinyallerin BMK'de giriş olarak kullanmak için 0 ile 100 arasında normalize etmek gerekmektedir. Şekil 4.27'de gözüken K_{flex} ve K_{ext} değerleri 300 olarak ayarlanarak işlenmiş 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°/s) belli bir katsayı (K_V) ile çarpılmaktadır. Deneme testlerinde izlenecek referans yörüngenin hız profili düşük olup bu katsayı şimdilik 1 olarak ayarlanmıştır. İleri de daha yüksek hız gerektiren uygulamalarda bu değer artırılabilmektedir. Yine titreşimleri önlemek için BMK çıkışı olan referans hız değeri motor sürücü sistemine gönderilmeden önce düşük geçirgen filtreden geçirilmiştir. Bu filtrenin kesme frekansı değeri ise 3 Hz olarak ayarlanmıştır.



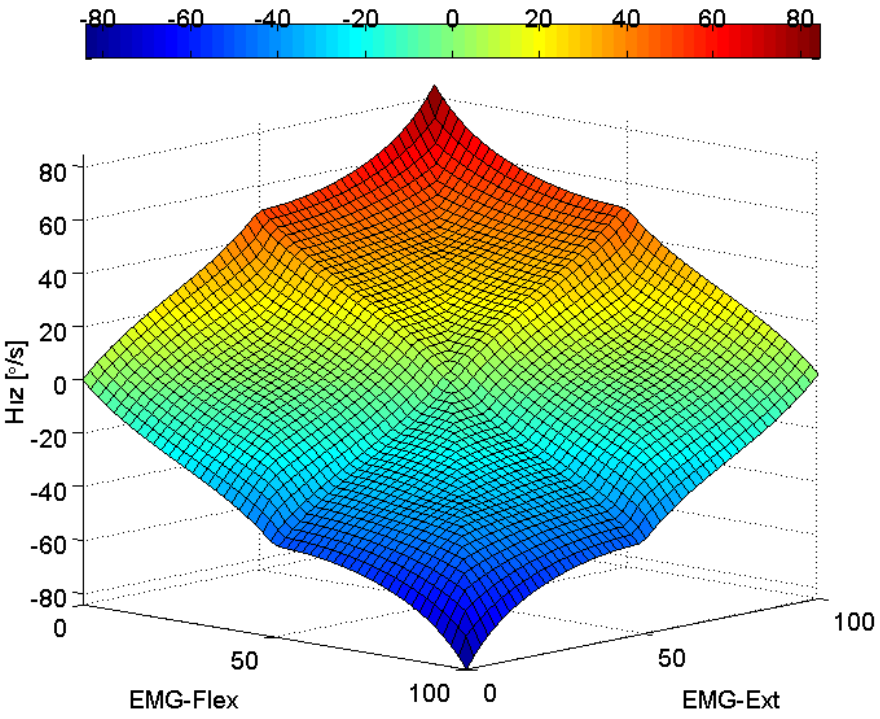
Şekil 4.27. EMG tabanlı bulanık mantık kontrolcüsü.

BMK'de yer alan kurallar Bölüm 3.9'da detaylarıyla açıklanmış olan 15 kuralın aynısıdır. Sadece daha önce EMG sinyallerinin bulanıklaştırılmasında kullanılmış olan 3 adet Gauss şekilli üyelik fonksiyonların (bknz. Şekil 3.42) yerine Şekil 4.28'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 4.29'da gösterildiği üzere değişmiştir. Benzer şekilde kasların aktivasyon yüzdesine ve konum sinyaline göre güncellenen BMK çıkış grafiği ise Şekil 4.30'da görüldüğü üzere

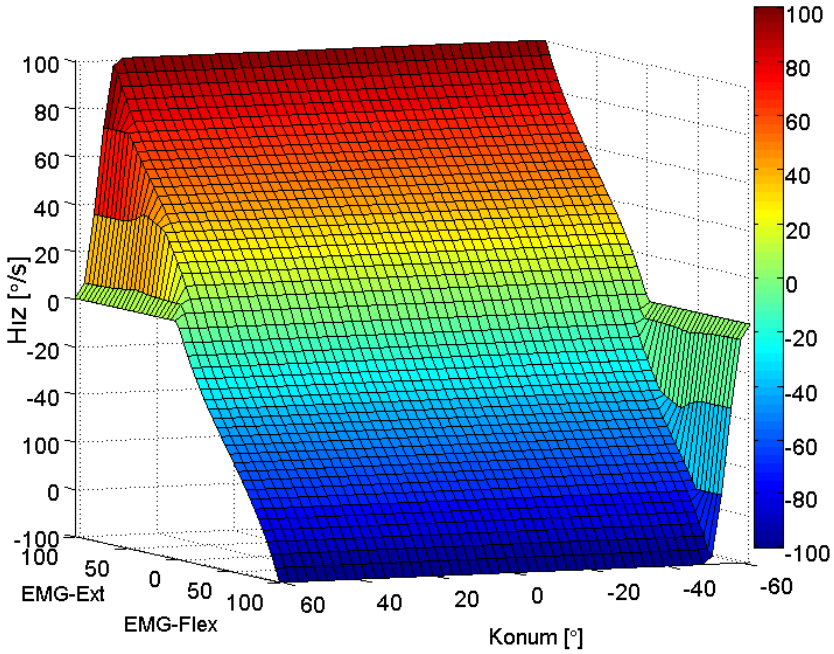
yapısını değiştirmiştir. Eğer bu grafikler sırasıyla Şekil 3.43 ve Şekil 3.44'te gösterilen bir önceki halleri ile karşılaştırılırsa biçimlerinin çok daha doğrusal (lineer) bir yapıya dönüştürüldüğü söylenebilir. Böylelikle EMG sinyalinde ki artış ile daha doğrusal şekilde bir hız artışı meydana gelecektir.



Şekil 4.28. EMG sinyalleri için kullanılan üyelik fonksiyonları.

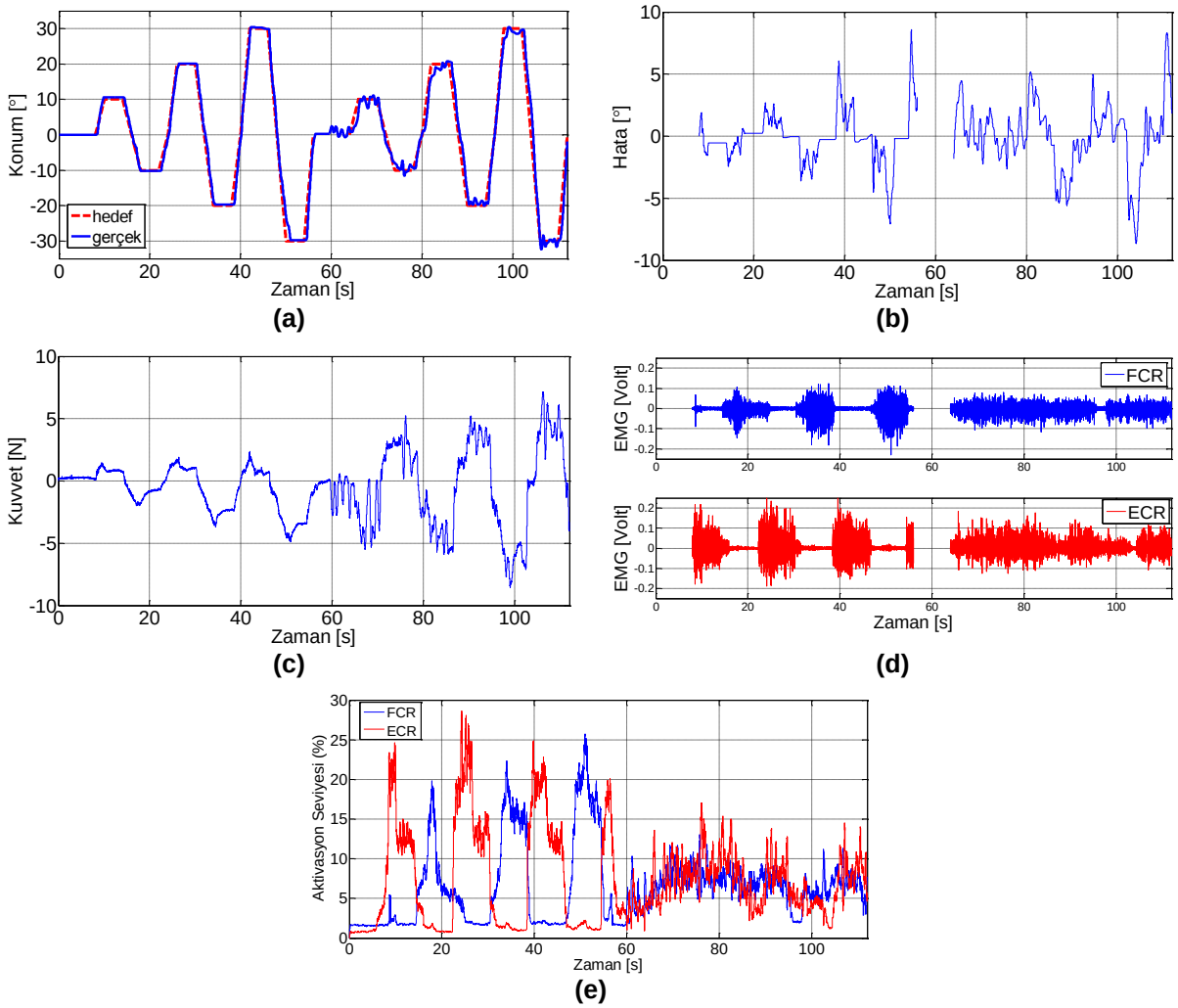


Şekil 4.29. Kasların aktivasyon yüzdesine göre BMK çıktısı.



Şekil 4.30. Kasların aktivasyon yüzdesine ve konum sinyaline göre BMK çıktısı.

Cihaz ilk önce yüksüz durumda test edilmiş olup Şekil 4.31.a'da ilgili hedef yörüngenin cihaz kullanıcısı tarafından izlenilmesi durumunda oluşan hareket profili gösterilmektedir. Hedef yörüngeye göre ölçülen konum hataları ise Şekil 4.31.b'de gösterilmektedir. Şekil 4.31.c'de ise gerçek zamanlı olarak kuvvet sensöründen ölçülen değerler gösterilmektedir. Şekil 4.31.d ise FCR ve ECR kaslarından ölçülen ham EMG verilerini göstermektedir. Şekil 4.31.e ise FCR ve ECR kaslarından ölçülen ham EMG verilerin ortalama karekök yöntemi ile hesaplanan yüzdelik aktivasyon seviyelerini göstermektedir. Daha önce bahsedildiği üzere 8-56. saniyeler arası cihazı kapalı, 64-112. saniyeler arası cihaz aktif durumdadır. Tablo 4.9'da 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 edilebilmektedir. Cihaz aktive edildikten sonra ön kol kaslarının aktivasyon seviyelerinde neredeyse yarı yarıya düşüşler görülmektedir. Yani açıkça kasların yapması gereken işi aktif bilek ortezi başarıyla yerine getirmektedir.



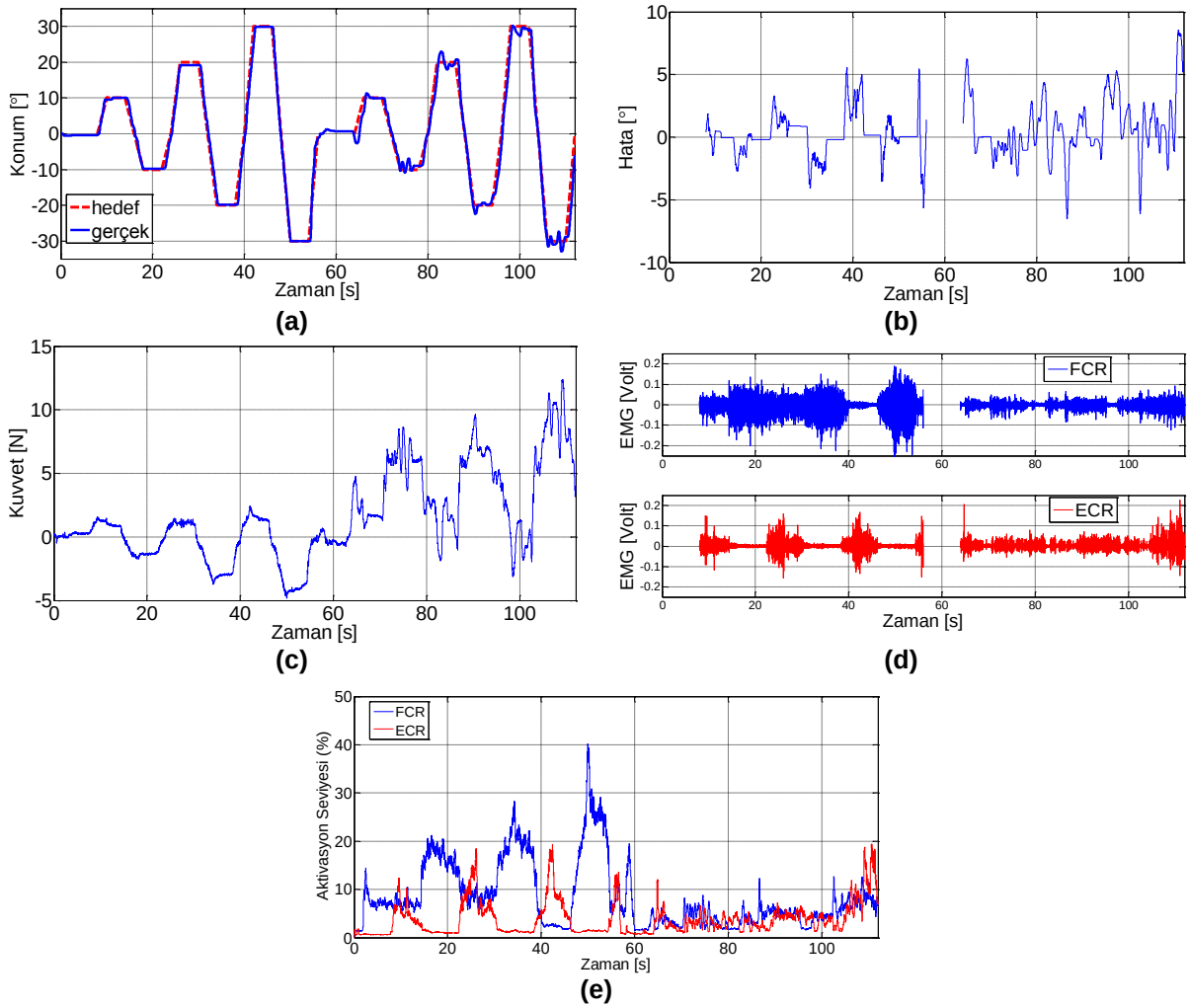
Şekil 4.31. Bulanık mantık kontrolcünün yüksüz durum için testi.

Tablo 4.9 Bulanık mantık kontrolcünün 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 protokolü tekrar edilmiştir. Şekil 4.32'de test sonuçları gösterilmektedir. Tablo 4.10 ise bu test sonuçlarına ait sayısal değerler sunulmaktadır. 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 edilmiştir. 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. Hâlbuki cihaz devreye alındıktan sonra aynı hedef yörüngenin FCR kası en fazla %13 seviyelerinde aktive edilerek izlenebildiği görülmektedir.



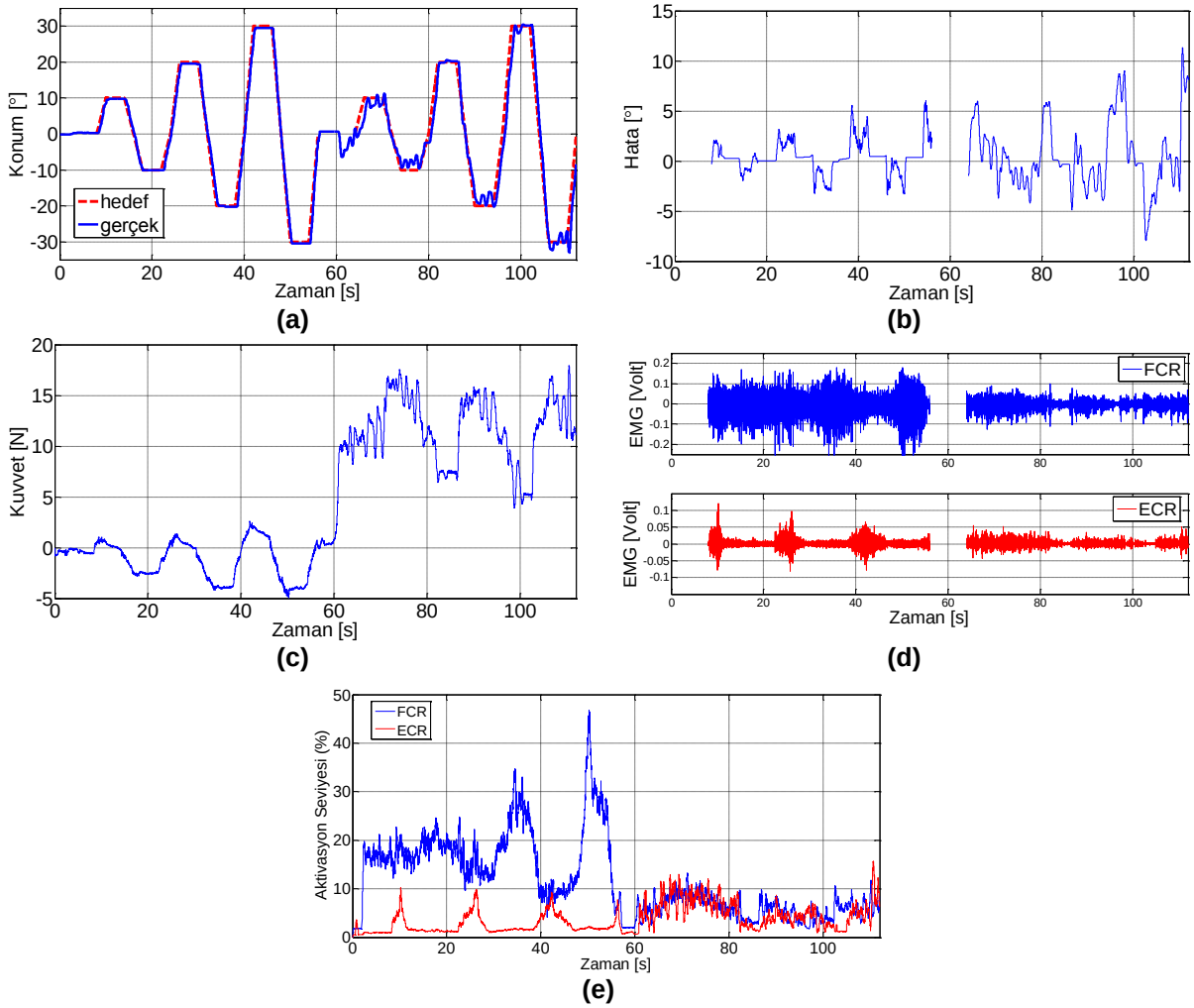
Şekil 4.32. Bulanık mantık kontrolcünün 5 N yükleme altında testi.

Tablo 4.10 Bulanık mantık kontrolcünün 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 4.33 ve Tablo 4.11'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 artık cihaz tarafından taşındığı açıkça görülmektedir. Ayrıca ilk 60 saniye boyunca FCR kası sürekli %20-%40

dolaylarında aktive edilerek yük sürülmekte iken 60. Saniyeden sonra FCR kası neredeyse %10 aktivasyon seviyesinin altında kalarak aynı yükün başarıyla sürülmesi sağlanmıştır. ECR kası ise yük altında olmadığı için bu kasın aktivasyon değeri 112 saniye boyunca hemen hemen %10 seviyelerinde kalmıştır.



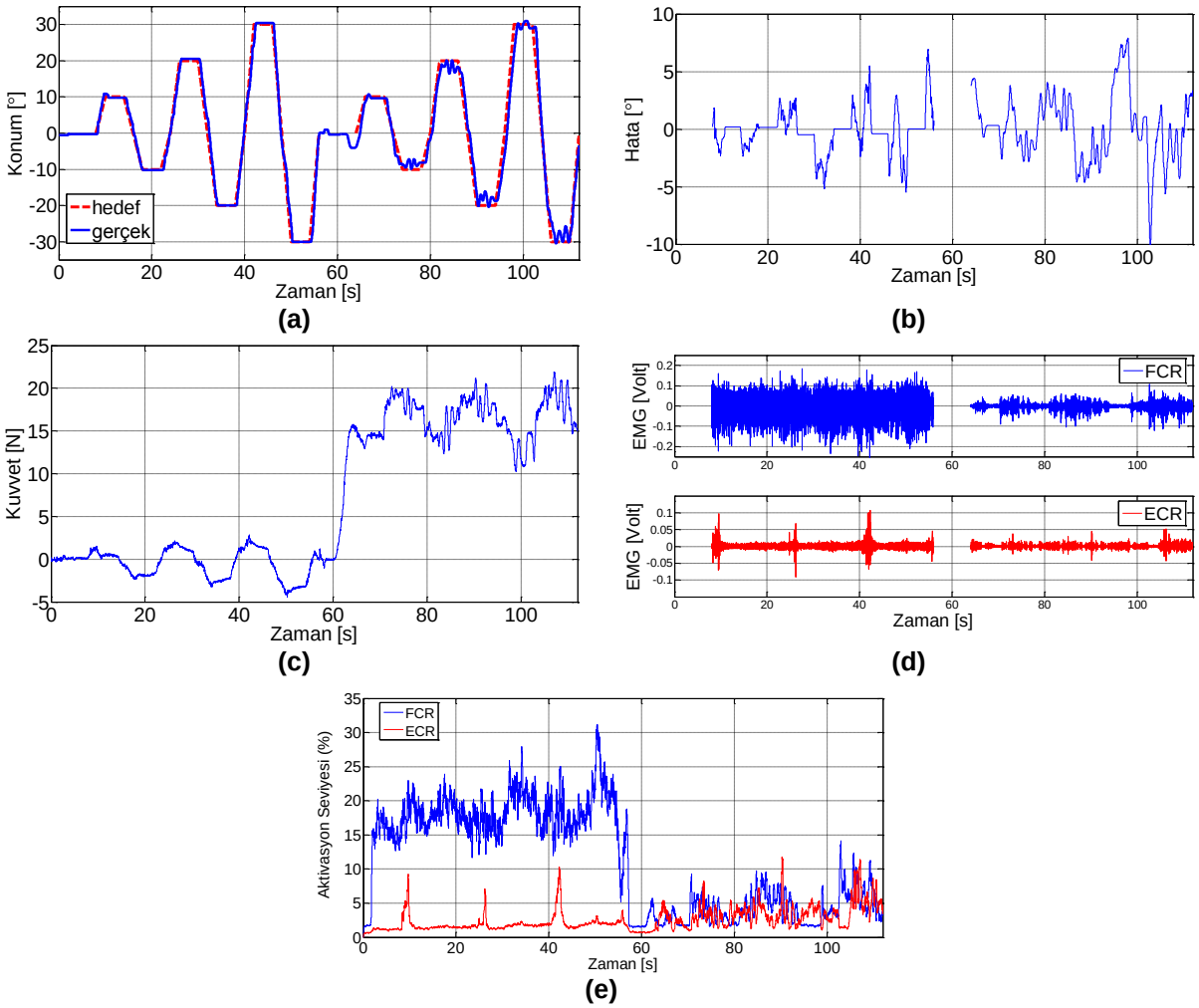
Şekil 4.33. Bulanık mantık kontrolcünün 10 N yükleme altında testi.

Tablo 4.11 Bulanık mantık kontrolcünün 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'luk bir yükleme durumunda verdiği sonuçlar ise Şekil 4.34'te sunulmuş olup Tablo 4.12'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 aktif moda geçirildiğinde 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 4.34. Bulanık mantık kontrolcünün 15 N yükleme altında testi.

Tablo 4.12 Bulanık mantık kontrolcünün 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 projede el bileği hareketlerinde kullanıcısına özellikle yük altında hareket desteği sağlayacak bir aktif bilek ortezin tasarımı, analizi, üretimi, kontrol mimarisi tasarımı ve sağlıklı bir kişi üzerinde performans testleri 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 kullanıcısına ek bir direnç yükü getirmeyecek şekilde (geri-sürülebilir özellikte) tasarlanmıştır. 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 belirlenmiştir. Böylelikle hangi kasın ne kadar çalıştığı ya da ne kadarlık bir yük altında olduğu görülebilmekte ve ilgili kası rahatlatmak adına cihaz kullanıcısının bileğine sağlanacak hareket desteğinin yönü ve seviyesi belirlenebilmektedir. Bu hareket desteğinin seviyesi ve yönünü belirlemek için sırasıyla yapay sinir ağları ve bulanık mantık modelleri oluşturulmuştur. Özellikle farklı öznitelik çıkarım yöntemleri ile işlenen ham EMG verileri kullanılarak en iyi kuvvet tahmini yapacak farklı yapıda yapay sinir ağ modelleri eğitilmiştir. Yaklaşık %90 doğrulukta kuvvet tahmininde bulunabilen birçok yapay sinir ağ modeli başarıyla elde edilmiştir. Tabi burada elde edilen yapay sinir ağ modelleri o anki cihaz kullanıcısına özgü olup cihazın farklı bir kişi üzerinde kullanılacak olması durumunda yapay sinir ağ eğitiminin tekrar edilmesi gerekmektedir. Çünkü cihaz performansına etkiyen en önemli parametre ham EMG sinyallerinden öznitelik çıkarım yöntemi ile hesaplanan kas aktivasyon seviyeleridir. EMG sinyal yapısının kişiden kişiye göre değişen bir sinyal olması cihazın kullanıcısına özgü olarak ayarlanmasını gerektirmektedir. Hatta aynı kişi bir ertesi gün cihazı kullanmak istediği takdirde eğer EMG elektrotları aynı bölgeye yapıştırılmaz ise ilgili ayarların yeniden yapılması gerekmektedir. Yapay sinir ağ modellerinin eğitim süresi yaklaşık 1 dakika sürmekte olup cihaz kullanıcısı üzerindeyken bu eğitimler gerçekleştirilmektedir. Ayrıca cihazın simülasyon ortamında sırasıyla admitans kontrolcü ve bulanık mantık kontrolcü tasarımları yapılarak gerçek testlere geçilmeden önce cihazın sanal ortamda çalışma performansları incelenmiştir. Böylelikle cihazın kontrol sisteminde kullanılması düşünülen yöntemlerin doğrulama çalışmaları yapıldıktan sonra gerçek-zamanlı test uygulamaları sorunsuz bir şekilde yürütülmüştür.

Bilek rehabilitasyon robotları genellikle kısmi felçli hastaların rehabilitasyonunda kullanılmakta olup daha çok pasif rehabilitasyon olarak adlandırılan bir süreç ile hasta bileğine önceden tanımlanmış hareket sınırları içerisinde belirli tekrar sayısında bilek hareketleri yaptırılarak hastanın kaybetmiş olduğu hareket eyleminin yavaş yavaş geri kazandırılması amaçlanmaktadır (1. mod). Hasta bir sonraki tedavi sürecinde ise direnç ayarlı bir yüke karşı bileğini hareket ettirmeye çalışarak kas/tendon yapısına güç kazandırma egzersizlerini yerine getirmektedir (2. mod). Bu proje kapsamında geliştirilen cihaz ise bu iki mod dışında 3. mod olarak doğrudan ön kol kaslarından ölçülen EMG sinyalleri ile de denetlenebilmekte olup kişinin günlük hayatında el bileğine gelen yüksek seviyedeki yükleri ön kol kaslarına çok fazla ihtiyaç duymadan (kas yorgunluğu oluşturmadan) sürebilmesine yardımcı olmaktadır. Böylelikle literatürde tenisçi ve golfçü dirseği olarak tanımlanmış hastalıkların önlenmesine ve tedavisine yönelik geliştirilen ilk mobil cihaz olma özelliğini bulundurmaktadır. Yürütülen proje kapsamında cihazın 3 ayrı mod için performans testleri gerçekleştirilmiş olup başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Cihazın özellikle 3. modu için yoğun EMG sinyal işleme algoritmaları dışında yapay sinir ağları ve bulanık mantık gibi doğrusal olmayan (“non-linear”) modellerin gerçek-zamanlı olarak icra edilmesi gerekmektedir. Bütün bu gerçek zamanlı yürütülen algoritmalar ancak iki adet veri toplama kartının (NI-6221 ve Humusoft MF-624) masaüstü bir bilgisayara (Intel Core i7, SDRAM 16 GB) uyumu ile sağlanabilmiştir. Elektronik donanım kısmının da mobil hale dönüştürülmesi için çalışmalar devam etmekte olup ilk denemelerde *Atmel ATmega 2560* ve *Microchip PIC 16F877A* gibi mikroişlemcilerin tüm kontrol sisteminin tamamen mobil hale çevrilmesi için yetersiz kaldıkları görülmüştür. Cihaz son durumu itibariyle masaüstü bir bilgisayara bağımlı olarak çalışır vaziyette olup elektronik donanımın mobil olması dışında projede öngörülen tüm hedefler başarıyla sağlanmıştır.

Cihazın performans sonuçlarını daha iyi sunabilmek için öncelikle bir deney düzeneği imal edilmiş ve sağlıklı bir insanın ön kol kaslarını bütün gücüyle aktive etmesiyle el bileğinde statik olarak en fazla 10 Nm dolaylarında bir bilek torku üretebildiği gerçekleştirilen izometrik test çalışmasında gösterilmiştir. İzometrik testten sonra kişinin FCR ve ECR kaslarına herhangi bir direnç uygulamadan el bileğini serbestçe hareket ettirmesi durumunda kas aktivasyon seviyelerinin %10 civarında olduğu görülmüştür. Yani kişinin el bileğini yük altında olmaksızın hareket ettirdiğinde kasların yaklaşık %10 seviyesinde aktive olduğu tespit edilmiştir. Daha sonra FCR kasına sırasıyla 10 N, 30 N ve 50 N yüklemeleri yapılarak farklı ağırlıklar altında izotonik testler tamamlanmıştır. Bu farklı yüklemeler altında el bileğinde rastgele hareketler yapılarak neredeyse 400°/s hızlarına kadar çıkılmış ve FCR kasının sırasıyla %25, %50 ve %70 seviyelerine kadar aktive edildiği gözlemlenmiştir.

Cihazın 1. çalışma modu olan pasif iyileştirme testleri kapalı çevrim konum kontrolü mimarisinde tasarlanan bir PID kontrolcüsü tarafından gerçekleştirilmiştir. Cihazın frekansı giderek artan bir sinüs referans yörüngeyi (400°/s hız değerlerine çıkılarak) ortalama 0.33°'lik bir hata ile takip ettiği görülmüştür. Sonrasında cihazın 2. çalışma modu olan dirençli egzersiz modu için admitans model tipli bir kontrolcü tasarımı yapılmıştır. Bu modelde yer alan atalet (J), viskoz sürtünme (B) ve sanal yük parametreleri istenilen değerlere ayarlanarak cihazı kullanan kişiye arzulanan seviyede (düşük, orta ve yüksek seviyeli) dirençli egzersiz testleri başarıyla yaptırılmıştır. Cihazın 3. çalışma modunda ise EMG tabanlı bir admitans kontrolcü tasarımı ve EMG tabanlı bulanık mantık kontrolcü tasarımı ile cihazın esas proje hedeflerini sağlamaya yönelik testleri gerçekleştirilmiştir. Bu testlerde açıkça gösterilmiştir ki; cihaz kullanıcısı cihaz çalışmaz iken belirli bir yükü yüksek kas aktivasyon seviyeleri ile sürmek zorunda kalırken cihaz devreye alındığı an kas aktivasyon seviyeleri yaklaşık %10 seviyelerinde kalarak aynı yük sürülebilmektedir. İzotonik testlerden hatırlanırsa %10'luk kas aktivasyon seviyesi sağlıklı bir kişinin el bileğini yüksüz bir durumda serbestçe hareket ettirmesine denk düşmekteydi. Sonuç olarak cihaz kullanıcısı eline aldığı yükleri ön kol kaslarına yük bindirmeden başarıyla sürebilmektedir. Cihaz aktive edildikten sonra yük sürüşleri titreşimli bir biçimde yapılıyor olarak gözükse de hedef yörünge takibinin denklem (4.1) kullanımı ile hesaplanan başarı performansı yaklaşık %95 seviyelerinde gerçekleşmektedir.

Öneriler

Söz konusu proje ile ilgili ileride yapılabilecek çalışmalar aşağıda maddeler halinde belirtilmiştir:

- Uygun bir donanım platformunun belirlenmesi ile cihazın kontrolcü kısmının tamamen mobil hale getirilmesi.
- Sağlık Bakanlığından Etik Onay Belgesinin alınması ve cihazın tenisçi ve golfçü hastaları üzerinde denenerek iyileşme sonuçlarının gözlemlenmesi.
- Bu çalışma her ne kadar tenisçi/golfçü dirseği hastaları için geliştirilmiş olsa da cihazın pasif rehabilitasyon ve dirençli aktif rehabilitasyon uygulama modları da olup ilgili hastalar üzerinden 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 Rehabilition 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 preventine 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

Gunasekara, J.M.P., Gopura, R.A.R.C., Jayawardane, T.S.S. , Lalitharathne, S.W.H.M.T.D. 2012 " Control Methodologies for Upper Limb Exoskeleton Robots", IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII), Fukuoka, Japan December 16-18.

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.

Menon, C., Bozena, K., Gang, X.Z. 2011. Wrist Exoskeleton. Patent No: US 20110282253 A1

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-Backdrıvable Serıes Elastıc Actuator For Use In A Prosthetıc Elbow ", MyoElectric Controls/Powered Prosthetics Symposium, August 17-19, New Brunswick, Canada.

Sieller, R.T., Hopkins, R.B. 2007. Flexion and extansion device. Patent No: US 7156819B2

Song, R., Tong, K., Hu X., Zhou W. 2013. " 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

Weltner T.R., Curley, R.D., Ingersoll, M.T. 2009. Brace with worm gear. Patent No: US 7473234B1

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.

EK 1 – 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 açıların 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_12x);plot(-60:1:60,Tork);% Grafiklerin Çizdirilmesi
plot(-60:1:60,F_32x);plot(-60:1:60,F_32x);
plot(-60:1:60,F_43x);plot(-60:1:60,F_43x);
plot(-60:1:60,F_14x);plot(-60:1:60,F_14x);
```

EK 2- 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 formulü 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 formulü 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); % (x_{i+1}-x_i) 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); % (x_{i+1}- x_i) 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 formulü uygulanmakta
else
out = out_pre; % 128 ms kadar fonksiyon çıktısını sabit tutmakta
end

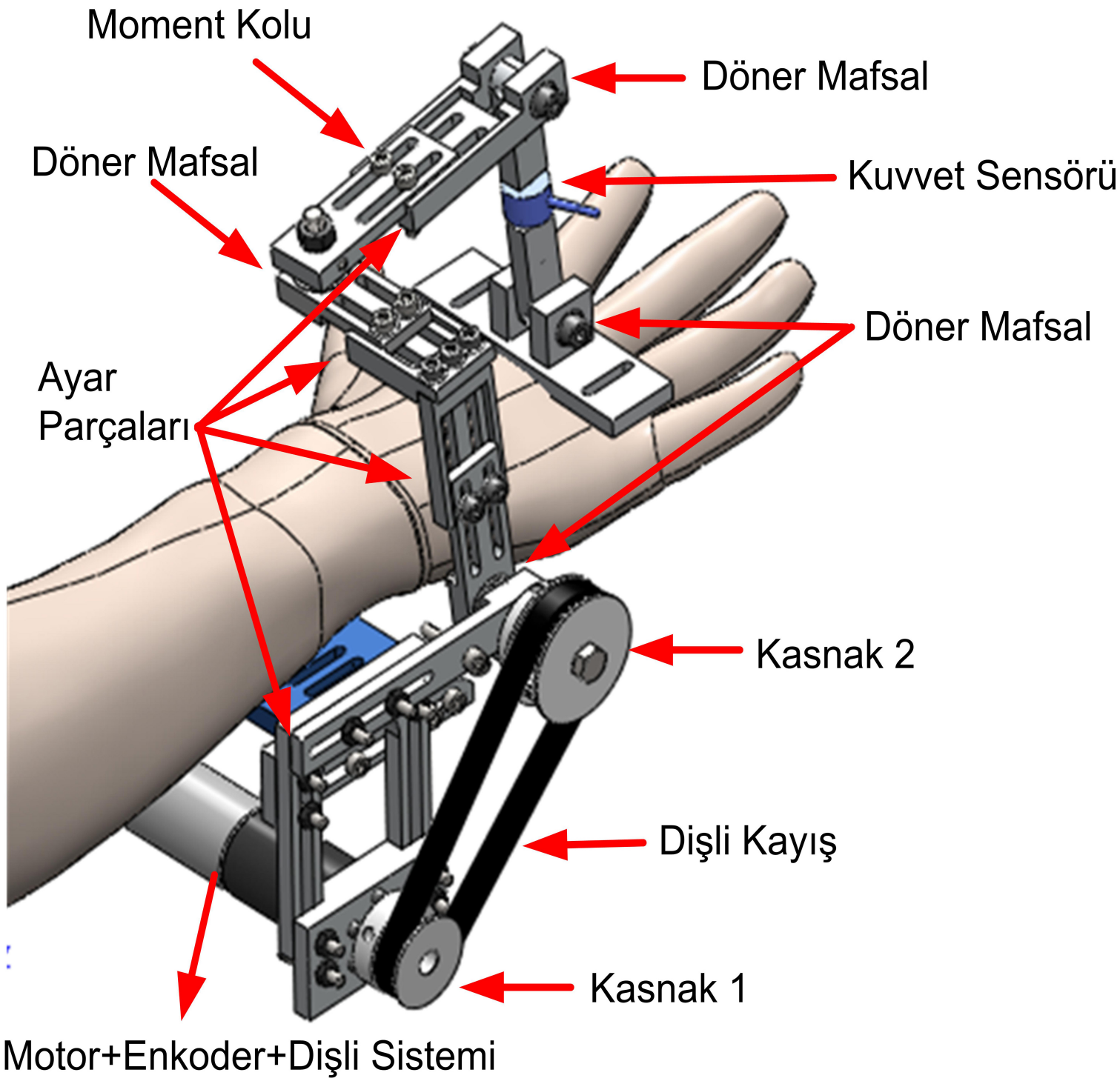

function out =FMSSD(x,K,out_pre)
if (mod(K,128)==0) % Pencere artım miktarı 128 ms olarak ayarlanmakta
e = diff(x);
  out = sqrt(sum(e.^2)/(256-1)); % FMSSD formulü uygulanmakta
else
out = out_pre; % 128 ms kadar fonksiyon çıktısını sabit tutmakta
end
```

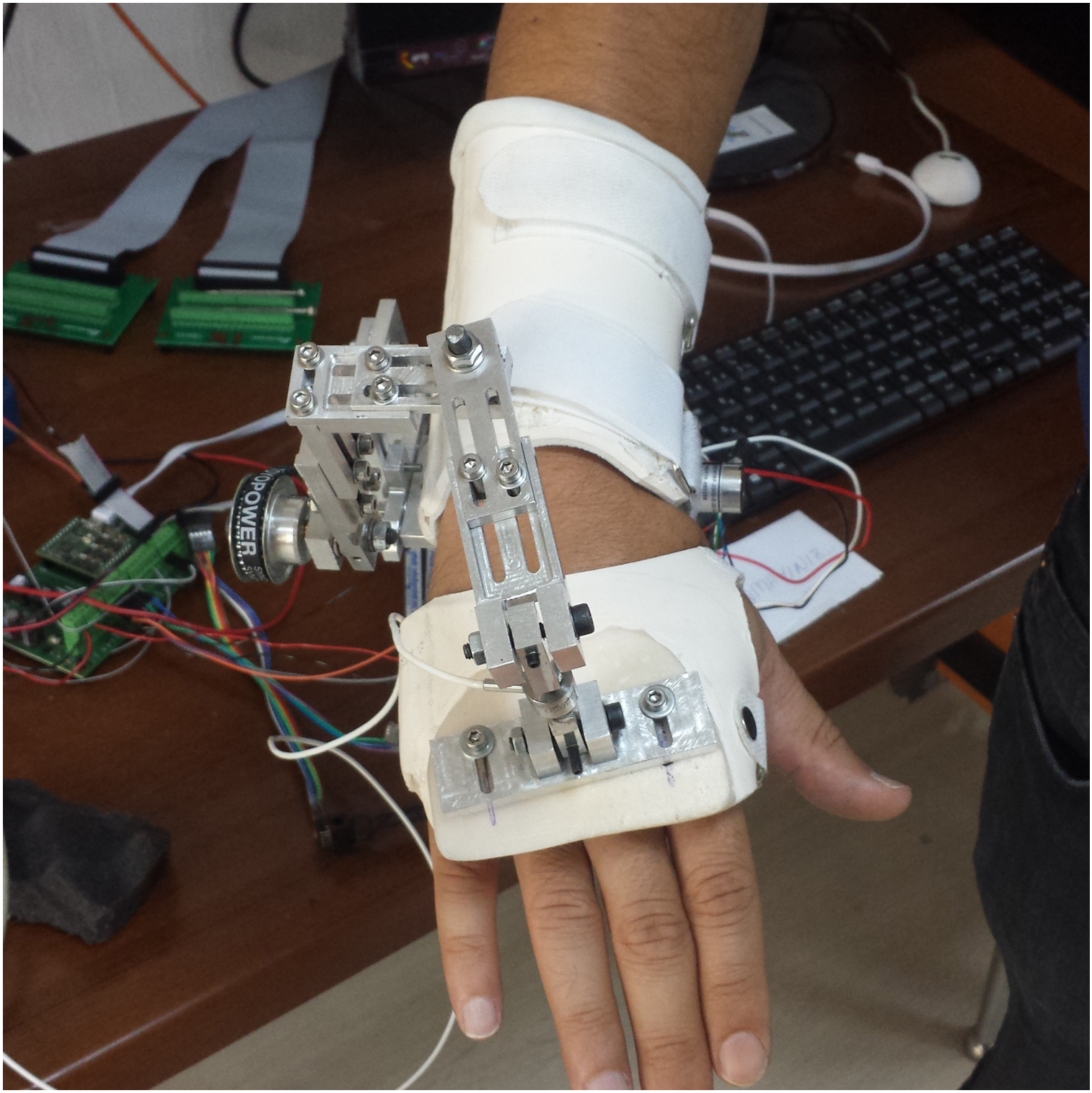
```
function out = v_De(x,K,out_pre)
if (mod(K,128)==0) % Pencere artım miktarı 128 ms olarak ayarlanmakta
   out = (mean(x.^4)).^0.25;
else
     out = out_pre; % 128 ms kadar fonksiyon çıktısını sabit tutmakta
end


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
```


Moment Kolu
Döner Mafsal
Döner Mafsal
Kuvvet Sensörü
Döner Mafsal
Ayar
Parçaları
Kasnak 2
Dişli Kayış
Kasnak 1
Motor+Enkoder+Dişli Sistemi


POWER

TÜBİTAK
PROJE ÖZET BİLGİ FORMU

Proje Yürütücüsü:	Yrd. Doç. Dr. ERGİN KILIÇ
Proje No:	114M890
Proje Başlığı:	Aktif Bir Bilek Ortez Tasarımı Ve Denetimi
Proje Türü:	3001 - Başlangıç AR-GE
Proje Süresi:	20
Araştırmacılar:	ÖZGÜR BAŞER
Danışmanlar:	
Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi:	SÜLEYMAN DEMİREL Ü. MÜHENDİSLİK F. MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ B.
Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri:	01/12/2014 - 01/10/2016
Onaylanan Bütçe:	82945.0
Harcanan Bütçe:	56559.23
Öz:	Proje çalışması 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 kullanabilecekleri 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 kullanılması düşünülmektedir. Gerçekleştirilen projenin özgünlüğü, mesleğinden ötürü tekrarlı bilek hareketleri yapmak zorunda olan kimselerin dirsek bölgelerinde oluşan tendon yırtığı hastalıkların önlenmesi veya tedavisi için kullanılabilecek, 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 kullanıcısına özel uyarlanabilir olması gerçekleştirilen projenin diğer yenilikçi yönlerini oluşturmaktadır. Proje çalışmaları kapsamında bir insan-makine etkileşimi oluşturulmuş ve tasarlanan mekanik yapının kontrolü için yapay sinir ağları ve bulanık mantık gibi çeşitli denetim yöntemleri kullanılmıştır. İnsan-makine etkileşimi temel olarak ön kol kaslarından ölçülen EMG sinyalleri üzerinde sağlanmaktadır. İlk önce birtakım sinyal işleme algoritmaları ile ne kadarlık hareket desteğine ihtiyaç duyulacağı belirlenmekte ve daha sonra ise cihazın eyleyici sistemi devreye girerek kasları rahatlatacak tork desteği bileğe aktarılmaktadır. Böylelikle proje çalışmaları kapsamında farklı EMG tabanlı denetim mimarilerinin oluşturulması ile nöro-müsküler bir sistemin mekanik bir yapıyı sezgisel olarak kontrol etmesi sağlanmıştır. Proje çıktısı ürünün bilhassa meseleği gereği gün içerisinde yük altında çok sık tekrarlı bilek hareketleri yapmak zorunda kalan kimseler tarafından kullanılması beklenilmektedir.
Anahtar Kelimeler:	Bilek ortezi, EMG sinyal işleme, yapay sinir ağları, bulanık mantık, robotik rehabilitasyon.
Fikri Ürün Bildirim Formu Sunuldu Mu?:	Hayır
Projeden Yapılan Yayınlar:	1- Mechanical Design and Control of an Active Wrist Orthosis (Makale - Diğer Hakemli Makale), 2- Real-time feature extraction from EMG signalsEMG Sinyallerinden Gerçek-Zamanlı ÖznitelikÇıkarımı (Bildiri - Ulusal Bildiri - Sözlü Sunum), 3- Mobil Bir Aktif Bilek Ortez Tasarımı ve Denetimi (Bildiri - Ulusal Bildiri - Sözlü Sunum), 4- Mechanical Design and Control of an Active Wrist Orthosis (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Sözlü Sunum),

TÜBİTAK