

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**PARALEL MEKANİZMALI AYAK BİLEĞİ REHABİLİTASYON ROBOTU
ÜZERİNDE KONTROL STRATEJİLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ VE
UYGULANMASI**

DOKTORA TEZİ

Elektrik Yük. Müh. Mustafa Şinasi AYAS

**MART 2017
TRABZON**



KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**PARALEL MEKANİZMALI AYAK BİLEĞİ REHABİLİTASYON ROBOTU ÜZERİNDE
KONTROL STRATEJİLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ VE UYGULANMASI**

Elektrik Yüksek Mühendisi Mustafa Şinasi AYAS

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

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 23 / 01 / 2017

Tezin Savunma Tarihi : 03 / 03 / 2017

Tez Danışmanı : Prof. Dr. İsmail Hakkı ALTAŞ

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında
Mustafa Şinasi AYAS Tarafından Hazırlanan**

**PARALEL MEKANİZMALI AYAK BİLEĞİ REHABİLİTASYON ROBOTU
ÜZERİNDE KONTROL STRATEJİLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ VE UYGULANMASI**

başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 31 /01/2017 gün ve 1687 sayılı
kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda
DOKTORA TEZİ
olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan : Prof. Dr. Tülay YILDIRIM

Üye : Prof. Dr. İsmail Hakkı ALTAŞ

Üye : Prof. Dr. Levent GÜMÜŞEL

Üye : Doç. Dr. Sırma YAVUZ

Üye : Doç. Dr. Halil İbrahim OKUMUŞ



**Prof. Dr. Sadettin KORKMAZ
Enstitü Müdürü**

ÖNSÖZ

Bu tez, Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Elektrik Mühendisliği Bilim Dalı Doktora Programı'nda hazırlanmıştır.

Bu tez çalışmasında paralel mekanizmalı bir ayak bileği rehabilitasyon robotu geliştirilerek kontrol stratejileri belirlenmiş ve bu stratejilerin uygulamaları üzerinde çalışılmıştır.

Akademik hayata başladığım dönemden itibaren bilimsel desteği ve yönlendirici fikirleriyle bana yardımcı olan ve yol gösteren danışmanım Prof. Dr. İsmail Hakkı ALTAŞ'a, ve yine tez çalışmam süresince değerli katkılarından ötürü değerli hocalarım Prof. Dr. Levent GÜMÜŞEL'e ve Doç. Dr. Halil İbrahim OKUMUŞ'a teşekkür ederim.

Tez çalışmam süresince BİDEB 2211-C Yurt İçi Doktora Burs Programı ve BİDEB 2214-A Yurt Dışı Araştırma Burs Programı kapsamında maddi olarak beni destekleyen Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK)'a teşekkür etmeyi bir borç bilirim. Ayrıca, tez çalışmamı da maddi olarak desteklediği için TÜBİTAK'a (Proje No: 114E025) tekrar teşekkür ederim.

Tüm eğitim-öğretim hayatımda benden hiçbir desteği esirgemeyen aileme, sevgili eşim Selen AYAS'a ve kızım Nehir AYAS'a teşekkürü bir borç bilirim.

Bu tezin bundan sonraki çalışmalara fayda sağlaması temennisiyle.

Mustafa Şinasi AYAS

Trabzon 2017

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Doktora Tezi olarak sunduğum “Paralel Mekanizmalı Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotu Üzerinde Kontrol Stratejilerinin Geliştirilmesi ve Uygulanması” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Prof. Dr. İsmail Hakkı ALTAŞ’ın sorumluluğunda tamamladığımı, verileri/örnekleri kendim topladığımı, deneyleri/analizleri ilgili laboratuvarlarda yaptığımı/yaptırdığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 03/03/2017



Mustafa Şinasi AYAS

İÇİNDEKİLER

| | <u>Sayfa No</u> |
|---|-----------------|
| ÖNSÖZ | III |
| TEZ ETİK BEYANNAMESİ..... | IV |
| İÇİNDEKİLER..... | V |
| ÖZET | VII |
| SUMMARY | VIII |
| ŞEKİLLER DİZİNİ | IX |
| TABLolar DİZİNİ..... | XIV |
| SEMBOLLER DİZİNİ..... | XV |
| 1. GENEL BİLGİLER..... | 1 |
| 1.1. Giriş..... | 1 |
| 1.2. Rehabilitasyon Robotlarının Motivasyonu | 1 |
| 1.3. Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotları | 3 |
| 1.3.1. Giyilebilir Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotları..... | 6 |
| 1.3.2. Platform Tabanlı Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotları | 6 |
| 1.4. İnsan Ayak Bileği ve Rehabilitasyon Egzersizleri..... | 9 |
| 1.5. Tez Kapsamında Tasarlanan Denetleyiciler | 14 |
| 1.5.1. PID Denetleyici..... | 14 |
| 1.5.2. Kesir Dereceli PID Denetleyici..... | 15 |
| 1.5.3. Bulanık Mantık Denetleyici..... | 17 |
| 1.5.4. Tekrarlamalı Denetleyici | 21 |
| 1.6. Optimizasyon Algoritmaları | 27 |
| 1.6.1. Parçacık Sürü Optimizasyon Algoritması | 27 |
| 1.6.2. Guguk Kuşu Arama Algoritması | 28 |
| 1.7. Tezin Kapsamı | 31 |
| 2. YAPILAN ÇALIŞMALAR..... | 32 |
| 2.1. Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotu..... | 32 |
| 2.2. Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotunun Kinematik Analizi | 35 |
| 2.2.1. Ters Kinematik Analiz | 36 |
| 2.2.2. İleri Kinematik Analiz..... | 37 |
| 2.3. Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotunun Kontrol Stratejileri..... | 43 |
| 2.4. Doğrusal Eyleyicinin Modellenmesi | 44 |

| | | |
|----------|---|-----|
| 2.5. | Denetleyici Tasarımı | 47 |
| 2.5.1. | PID Denetleyici..... | 48 |
| 2.5.2. | Kesir Dereceli PID Denetleyici..... | 51 |
| 2.5.3. | Bulanık Mantık Denetleyici..... | 54 |
| 2.5.4. | Tekrarlamalı Denetleyici | 59 |
| 2.6. | Bulanık Mantık Tabanlı Adaptif Admitans Kontrol | 64 |
| 3. | BULGULAR..... | 70 |
| 3.1. | Benzetim Çalışmaları | 70 |
| 3.2. | Deneysel Çalışmalar | 73 |
| 3.2.1. | ROM Egzersiz Deneyleri..... | 76 |
| 3.2.1.1. | Pasif ROM Egzersiz Deneyleri..... | 76 |
| 3.2.1.2. | Aktif ROM Egzersiz Deneyleri..... | 91 |
| 3.2.2. | Güçlendirme Egzersiz Deneyleri | 97 |
| 3.2.2.1. | İzometrik..... | 97 |
| 3.2.2.2. | İzotonik..... | 106 |
| 4. | SONUÇLAR..... | 111 |
| 4.1. | Pozisyon Kontrol Düzenegindeki İyileştirmeler..... | 111 |
| 4.2. | Admitans Kontrol Düzenegindeki İyileştirmeler..... | 113 |
| 5. | ÖNERİLER VE TARTIŞMA | 115 |
| 6. | KAYNAKLAR | 116 |
| ÖZGEÇMİŞ | | |

Doktora Tezi

ÖZET

PARALEL MEKANİZMALI AYAK BİLEĞİ REHABİLİTASYON ROBOTU
ÜZERİNDE KONTROL STRATEJİLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ VE UYGULANMASI

Mustafa Şinasi AYAS

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. İsmail Hakkı ALTAŞ
2017, 123 Sayfa

Klinik rehabilitasyon tedavisinde kullanılan yardımcı robotların modellenmesi ve tasarımı ile ilgili literatürde çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalarda robotun dinamik yapısı, modellenmesi, kinematik denklemlerinin çıkarılması üzerinde durulduğu, sistemin denetiminin ağırlıklı olarak geleneksel denetleyiciler ile gerçekleştirildiği görülmektedir. Bu tez kapsamında paralel mekanizmalı bir ayak bileği rehabilitasyon robotu geliştirilerek farklı rehabilitasyon egzersizleri için kullanılacak olan kontrol stratejileri irdelenmiştir. Yörünge takibinde insan-robot etkileşiminin bozucu etkilerini en aza indirmek için optimize edilmiş farklı tür denetleyiciler önerilmiştir. Ayrıca, rehabilitasyon robotunun hastaya uygulayacağı destek/direnç seviyesini hastanın sakatlık seviyesine göre ayarlanabilmesi için bulanık mantık tabanlı adaptif admitans kontrol düzeneği önerilmiştir. Parçacık sürü optimizasyon ve guguk kuşu arama algoritmaları kullanılarak optimize edilen PID, kesir dereceli PID ve bulanık mantık denetleyiciye ek olarak periyodik referans yörüngelerde başarılı sonuç veren tekrarlamalı denetleyici de tasarlanmış ve hata tabanlı performans ölçme yöntemleri kullanılarak denetleyici performansları insan-robot etkileşiminin bozucu etkisi altında incelenmiştir. Ek olarak, hem adaptif admitans kontrol düzeneği hem de statik admitans kontrol düzeneği ile yapılan deneylerde bulanık mantık tabanlı adaptif admitans kontrol düzeneğinin etkinliği ortaya konulmuştur.

Anahtar Kelimeler: Ayak bileği rehabilitasyon robotu, yörünge kontrol, kesir dereceli PID denetleyici, bulanık mantık denetleyici, tekrarlamalı denetleyici, adaptif admitans kontrol, PID denetleyici, parçacık sürü optimizasyonu, guguk kuşu arama algoritması, performans endeksleri.

PhD. Thesis

SUMMARY

DEVELOPMENT AND IMPLEMENTATION OF CONTROL STRATEGIES ON A
PARALLEL MECHANISM ANKLE REHABILITATION ROBOT

Mustafa Şinasi AYAS

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Electrical-Electronics Engineering Graduate Program
Supervisor: Prof. Dr. İsmail Hakkı ALTAŞ
2017, 123 Pages

Studies on modelling and designing of auxiliary robots used in clinical rehabilitation therapy have been done in literature. In these studies, dynamic structures, modelling and kinematic equations of the robot were featured and the control of the systems were realized by using traditional controllers. In this thesis, a parallel mechanism auxiliary ankle rehabilitation robot was designed and control strategies for different rehabilitation exercises were proposed. Different type optimized controllers were designed to minimize the disturbing human effect in trajectory tracking. In addition, a fuzzy logic based adaptive admittance control scheme was proposed to adapt resistance/assistance level provided by the robot according to the patients' disability level. Optimized fuzzy logic, fractional order PID and PID controllers were designed using both particle swarm optimization and cuckoo search algorithms. Additionally, repetitive controller which is suitable for periodic reference trajectories were designed and the performances of all controllers were compared using error-based performance indexes under disturbing effect of robot-human interaction. Furthermore, the effectiveness of the proposed fuzzy logic based admittance control scheme was observed in the experimental results, which were carried out using both adaptive admittance control scheme and static admittance control scheme.

Key Words: Ankle rehabilitation robot, trajectory control, fractional order PID controller, fuzzy logic controller, repetitive controller, adaptive admittance control, PID controller, particle swarm optimization, cuckoo search algorithm, performance indices.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

| | |
|--|----|
| Şekil 1. Giyilebilir ayak bileği rehabilitasyon robot örnekleri, (a) [20], (b) [21], (c) [22], (d) [23], (e) [9], (f) [24]. | 4 |
| Şekil 2. Platform tabanlı ayak bileği rehabilitasyon robot örnekleri, (a) [12], (b) [19], (c) [25], (d) [26], (e) [27], (f) [28]. | 5 |
| Şekil 3. (a) Ayak bileği yapısı; (b) sağ ayak için ayak bileği hareket yörüngeleri ($\pm\beta^\circ$ dorsal fleksiyon ve plantar fleksiyon, $\pm\alpha^\circ$ inversiyon ve eversiyon, $\pm\gamma^\circ$ abduksiyon ve adduksiyon). | 11 |
| Şekil 4. İnsan vücudunun anatomik düzlemleri [15]. | 11 |
| Şekil 5. Ayak bileği hareket tipleri | 12 |
| Şekil 6. PID denetleyici blok diyagramı | 14 |
| Şekil 7. KDPID denetleyici blok diyagramı | 16 |
| Şekil 8. KDPID denetleyici düzlemi | 17 |
| Şekil 9. BMD temel kısımları | 18 |
| Şekil 10. Maks-min metoduna göre sonuç çıkarma [67]. | 21 |
| Şekil 11. Birincil denetleyici ile kullanılan klasik bir TD yapısı | 22 |
| Şekil 12. Birincil denetleyici ile kullanılan gelişmiş bir TD yapısı | 23 |
| Şekil 13. Gelişmiş bir TD yapısı içeren kapalı-çevrim kontrol sistemi | 24 |
| Şekil 14. (a) PSO ve (b) GKA algoritmalarının akış diyagramı | 30 |
| Şekil 15. 2 serbestlik derecesine sahip paralel robot | 33 |
| Şekil 16. 2 serbestlik derecesine sahip paralel robotun geometrik çizimi | 33 |
| Şekil 17. Ayak bileği rehabilitasyon robotunun: (a) yandan görünüşü; (b) üstten görünüşü | 34 |
| Şekil 18. Fiziksel olarak gerçekleştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotunun: (a) yandan görünüşü ((a)-ayak tabanlılığı, (b)-kuvvet sensörleri, (c)-hareketli platform, (d)-merkezi çubuk, (e)-elektrikli eyleyici ve (f)-sabit taban); (b) üstten görünüşü | 35 |
| Şekil 19. İleri kinematik analiz testi için oluşturulan simulink modeli | 39 |
| Şekil 20. İleri kinematik test sonuçları: Benzetim-1 | 40 |
| Şekil 21. Benzetim-1 deki konum ve yönelim hataları | 40 |
| Şekil 22. İleri kinematik test sonuçları: Benzetim-2 | 41 |

| | |
|--|----|
| Şekil 23. Benzetim-2 deki konum ve yönelim hataları..... | 41 |
| Şekil 24. İleri kinematik test sonuçları: Benzetim-3..... | 42 |
| Şekil 25. Benzetim-3 deki konum ve yönelim hataları..... | 42 |
| Şekil 26. DA motor eşdeğer devresi | 44 |
| Şekil 27. Sürücü devreli doğrusal eyleyici modeli | 45 |
| Şekil 28. DA motor simulink modeli..... | 46 |
| Şekil 29. Parametre kestirimi sonrası deneysel ve benzetim ortamındaki DA motor yanıtları | 47 |
| Şekil 30. PID denetleyicinin parametrelerinin ayarlanması..... | 49 |
| Şekil 31. PID denetleyici için GKA ve PSO algoritmalarının amaç fonksiyonu değişimi..... | 51 |
| Şekil 32. KDPID denetleyicinin parametrelerinin ayarlanması | 52 |
| Şekil 33. KDPID denetleyici için GKA ve PSO algoritmalarının amaç fonksiyonu değişimi..... | 54 |
| Şekil 34. Üyelik fonksiyonları: (a) hata (b) hatanın değişimi, (c) kontrol işaretinin değişimi..... | 55 |
| Şekil 35. Matlab/Simulink'te oluşturulan durulaştırma sürecinin genel görünümü [90]..... | 56 |
| Şekil 36. BMD'nin parametrelerinin ayarlanması..... | 57 |
| Şekil 37. BMD için GKA ve PSO algoritmalarının amaç fonksiyonu değişimi | 58 |
| Şekil 38. TD tasarımında kullanılan yapı..... | 59 |
| Şekil 39. Bode çizimleri..... | 61 |
| Şekil 40. Kapalı-çevrim fonksiyonu $S_0(s)$ 'nin büyüklük çizimi..... | 62 |
| Şekil 41. Rejenerasyon spektrumunun büyüklük çizimi..... | 63 |
| Şekil 42. Açık-çevrim sistemin büyüklük çizimi | 63 |
| Şekil 43. Denetleyici hassasiyet fonksiyonlarının büyüklük çizimi | 64 |
| Şekil 44. Kuvvet-hareket ilişkisini modelleyen yay-damper sistemi | 65 |
| Şekil 45. Adaptif admitans kontrol düzeneği blok diyagramı..... | 66 |
| Şekil 46. Bulanık kazanç düzenleyicinin temel yapısı..... | 67 |
| Şekil 47. Destekleyici mod için üyelik fonksiyonları: (a) uygulanan kuvvet (F_a), (b) destek katsayısı (K), (c) çıkış (v)..... | 67 |
| Şekil 48. Direnç gösterici mod için üyelik fonksiyonları: (a) uygulanan kuvvet (F_a), (b) destek katsayısı (K), (c) çıkış (v) | 68 |

| | |
|--|----|
| Şekil 49. Benzetim ortamındaki yürünge kontrol blok diyagramı | 70 |
| Şekil 50. (a) 1. ve 2. eyleyici için benzetim ortamında elde edilen yanıtlar, (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 72 |
| Şekil 51. (a) 3. eyleyici için benzetim ortamında elde edilen yanıtlar, (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 72 |
| Şekil 52. Gerçekleştirilen deneysel çalışmalar ve gerekli kontrol düzenekleri..... | 73 |
| Şekil 53. Deneş düzeneği (a: Bilgisayar, b: Veri toplama kartı bağlantı kutusu, c: Motor sürücü devresi, d: Kuvvet sensör yükselteç kartı, e: Rehabilitasyon robotu, f: Güç kaynağı) | 75 |
| Şekil 54. Deneş düzeneği şematik çizimi | 75 |
| Şekil 55. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde ayak tabanlığına uygulanan kuvvet değerleri (KS:Kuvvet sensörü)..... | 77 |
| Şekil 56. İnversiyon/eversiyon hareketinde ayak tabanlığına uygulanan kuvvet değerleri (KS:Kuvvet sensörü)..... | 77 |
| Şekil 57. (a) Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 1. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 79 |
| Şekil 58. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 1. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok) | 79 |
| Şekil 59. (a) Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 2. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 80 |
| Şekil 60. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 2. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok) | 80 |
| Şekil 61. (a)Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 3. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 81 |
| Şekil 62. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 3. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok) | 81 |
| Şekil 63. (a) Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 1. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(f) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 82 |
| Şekil 64. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 1. eyleyicinin pozisyon hatası (Bozucu etki var) | 83 |
| Şekil 65. (a) Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 2. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(f) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 83 |
| Şekil 66. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 2. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki var) | 84 |
| Şekil 67. (a) Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 3. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(f) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 84 |

| | |
|---|-----|
| Şekil 68. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 3. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki var) | 85 |
| Şekil 69. (a) İnversiyon/eversiyon hareketinde 1. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali..... | 87 |
| Şekil 70. İnversiyon/eversiyon hareketinde 1. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok) | 87 |
| Şekil 71. (a) İnversiyon/eversiyon hareketinde 2. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali..... | 88 |
| Şekil 72. İnversiyon/eversiyon hareketinde 2. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok) | 88 |
| Şekil 73. (a) İnversiyon/eversiyon hareketinde 1. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(f) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 89 |
| Şekil 74. İnversiyon/eversiyon hareketinde 1. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki var) | 90 |
| Şekil 75. (a) İnversiyon/eversiyon hareketinde 2. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(f) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 90 |
| Şekil 76. İnversiyon/eversiyon hareketinde 2. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki var) | 91 |
| Şekil 77. $F_a=10N$ ile gerçekleştirilen dorsal / plantar fleksiyon hareketinde ölçülen kuvvet işaretleri | 94 |
| Şekil 78. $F_a=10N$ ile gerçekleştirilen dorsal / plantar fleksiyon hareketinde elde edilen hareketli platform açısı değerleri | 95 |
| Şekil 79. $F_a=6N$ ile gerçekleştirilen inversiyon / eversiyon hareketinde ölçülen kuvvet işaretleri | 95 |
| Şekil 80. $F_a=6N$ ile gerçekleştirilen inversiyon / eversiyon hareketinde elde edilen hareketli platform açısı değerleri | 96 |
| Şekil 81. $F_a=15N$ ile gerçekleştirilen dorsal / plantar fleksiyon hareketinde elde edilen hareketli platform açısı değerleri | 96 |
| Şekil 82. Destek katsayısı $K=3$ ile gerçekleştirilen dorsal / plantar fleksiyon aktif ROM egzersizi için bode çizimi | 97 |
| Şekil 83. İzometrik egzersiz deneylerinde ayak tabanlığına uygulanan kuvvet değerleri (KS:Kuvvet sensörü)..... | 98 |
| Şekil 84. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 1. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali..... | 99 |
| Şekil 85. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 1. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 100 |

| | |
|--|-----|
| Şekil 86. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 2. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 100 |
| Şekil 87. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 2. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 101 |
| Şekil 88. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 3. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 101 |
| Şekil 89. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 3. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 102 |
| Şekil 90. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 1. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 103 |
| Şekil 91. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 1. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki var), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 103 |
| Şekil 92. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 2. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 104 |
| Şekil 93. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 2. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki var), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 104 |
| Şekil 94. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 3. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 105 |
| Şekil 95. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 3. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki var), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali. | 105 |
| Şekil 96. İzotonik egzersiz olarak gerçekleştirilen dorsal / plantar fleksiyon hareketinde elde edilen hareketli platform açısı değerleri ($F_a=30N$) | 109 |
| Şekil 97. İzotonik egzersiz olarak gerçekleştirilen inversiyon / eversiyon hareketinde elde edilen hareketli platform açısı değerleri ($F_a=15N$) | 109 |
| Şekil 98. Destek katsayısı $K=0.6$ ile gerçekleştirilen dorsal / plantar fleksiyon izotonik egzersizi için bode çizimi | 110 |

TABLULAR DİZİNİ

| | <u>Sayfa No</u> |
|---|-----------------|
| Tablo 1. Ayak bileği hareket tiplerinin hareket aralığı [14, 16, 17]. | 12 |
| Tablo 2. Ayak bileği rehabilitasyon egzersizleri | 13 |
| Tablo 3. Örnek kural tablosu | 19 |
| Tablo 4. Rehabilitasyon egzersizlerinde gerçekleştirilecek kontrol türleri | 44 |
| Tablo 5. DA motor parametreleri | 46 |
| Tablo 6. PID denetleyicinin optimizasyonunda PSO ve GKA algoritmalarının performansları | 50 |
| Tablo 7. PID denetleyicinin optimize edilen parametre değerleri ve performans ölçüt değerleri | 50 |
| Tablo 8. KDPID denetleyicinin optimizasyonunda PSO ve GKA algoritmalarının performansları | 53 |
| Tablo 9. KDPID denetleyicinin optimize edilen parametre değerleri ve performans ölçüt değerleri | 53 |
| Tablo 10. Kural tablosu | 55 |
| Tablo 11. BMD optimizasyonunda PSO ve GKA algoritmalarının performansları | 57 |
| Tablo 12. BMD'nin optimize edilen parametre değerleri ve performans ölçüt değerleri | 58 |
| Tablo 13. Destekleyici mod için kural tablosu | 68 |
| Tablo 14. Direnç gösterici mod için kural tablosu | 68 |
| Tablo 15. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde denetleyici performans ölçüt değerleri (Bozucu etki yok) | 82 |
| Tablo 16. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde denetleyici performans ölçüt değerleri (Bozucu etki var) | 85 |
| Tablo 17. İnversiyon/eversiyon hareketinde denetleyici performans ölçüt değerleri (Bozucu etki yok) | 89 |
| Tablo 18. İnversiyon/eversiyon hareketinde denetleyici performans ölçüt değerleri (Bozucu etki var) | 91 |
| Tablo 19. İzometrik egzersiz deneylerinde denetleyici performans ölçüt değerleri (Bozucu etki yok) | 102 |
| Tablo 20. İzometrik egzersiz deneylerinde denetleyici performans ölçüt değerleri (Bozucu etki var) | 106 |

SEMBOLLER DİZİNİ

| | |
|-------------------|--|
| A | : Durum matrisi |
| a_i | : Sabit platformun yarıçapı |
| A_i | : Sabit platform üzerindeki bağlantı noktasının konumu |
| B | : Kontrol matrisi |
| b_i | : Hareketli platformun yarıçapı |
| B_i | : Hareketli platform üzerindeki bağlantı noktasının konumu |
| B_m | : Milin viskoz sürtünme sabiti (Nms/rad) |
| B(s), Q(s) | : Tekrarlamalı denetleyicide kullanılan filtreler |
| BKD | : Bulanık kazanç düzenleyici |
| BMD | : Bulanık mantık denetleyici |
| C | : Hareketli platformun merkezinin koordinat sistemi |
| c_1, c_2 | : İvmelenme katsayıları |
| ${}_a D_t^\alpha$ | : İntegro-diferansiyel operatörü |
| de | : Hatanın değişimi işareti |
| e | : Hata işareti |
| e_a | : Zıt elektromotor kuvvet (V) |
| f(x) | : Herhangi bir fonksiyon |
| GKA | : Guguk kuşu arama |
| IAE | : Hatanın mutlak değerinin integrali |
| ISE | : Hatanın karesinin integrali |
| ITAE | : Zaman ile çarpılmış hatanın mutlak değerinin integrali |
| i_a | : Endüvi devresi akımı (A) |
| J | : Jakobiyen matrisi |
| J_m | : Rotor kütesinin başlangıç atalet momenti (Kgm^2) |
| k | : İterasyon sayacı |
| K_b | : Zıt emk sabiti (V/rpm) |
| KDPID | : Kesir dereceli PID |
| K_e | : Hatanın üyelik fonksiyonlarını ölçekleme değeri |
| K_d | : Türev kazancı |

| | |
|-------------|--|
| K_{de} | : Hatanın değişiminin üyelik fonksiyonlarını ölçekleme değeri |
| K_{du} | : Kontrol işaretinin değişiminin üyelik fonksiyonlarını ölçekleme değeri |
| K_i | : İntegral kazancı |
| K_m | : Motor sabiti (Nm/A) |
| K_p | : Oransal kazanç |
| L_a | : Endüvi sargısının endüktansı (H) |
| NB | : Negatif büyük |
| NÇB | : Negatif çok büyük |
| NK | : Negatif küçük |
| l_i | : Bacak uzunluğu |
| O | : Sabit platformun merkezinin koordinat sistemi |
| p | : Öteleme vektörü |
| p_a | : Keşfedilme oranı |
| PB | : Pozitif büyük |
| PÇK | : Pozitif çok büyük |
| PK | : Pozitif küçük |
| PSO | : Parçacık sürü optimizasyonu |
| r | : Referans işareti |
| r_1, r_2 | : [0,1] arasında rastgele atanan sayılar |
| R | : Dönme matrisi |
| R_a | : Endüvi sargısının direnci (Ω) |
| R_x | : x eksenini boyunca dönme matrisi |
| R_y | : y eksenini boyunca dönme matrisi |
| $R(\omega)$ | : Rejenerasyon fonksiyonu |
| S | : Sıfır |
| TD | : Tekrarlamalı denetleyici |
| T_L | : Yük momenti (Nm) |
| T_m | : Motor tarafından üretilen moment (Nm) |
| u | : Kontrol işareti |
| V | : Hız |
| V_a | : Endüvi devresi gerilimi (V) |
| w | : Eylemsizlik katsayısı |

| | |
|----------------------|---|
| X | : Pozisyon |
| y | : Çıkış işareti |
| α | : x eksenini boyunca dönme |
| β | : y eksenini boyunca dönme |
| γ | : z eksenini boyunca dönme |
| ε | : Newton-Raphson yöntemindeki yakınsama değeri |
| μ | : Türev derecesi |
| λ | : İntegratör derecesi |
| $\mu(x)$ | : Herhangi bir bulanık kümedeki üyelik derecesi |
| τ | : Referans işaret periyodu |
| τ_q | : $Q(s)$ filtresinden kaynaklanan zaman kaybı |
| τ_b | : $B(s)$ filtresinden kaynaklanan zaman kaybı |
| ω | : Frekans |
| ω_b, ω_c | : Kesme frekansı |
| ζ | : Sönüm faktörü |
| θ_m | : Rotor milinin konumu (rad) |
| $\ \cdot \ _\infty$ | : H_∞ normu |

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Giriş

Robotlar insanlar için pratik olmayan tekrarlamalı uygulamalarda verimliliği, doğruluğu ve hassasiyeti arttırmak için kullanılan yeniden programlanabilen cihazlar olarak düşünülebilirler. Fabrikalarda, ambarlarda, yükleme ve taşıma faaliyetlerinde, laboratuvarlarda ve askeri faaliyetlerde robotlarla sıklıkla karşılaşılır. Robotlar endüstriyel süreç otomasyonlarında uzun zamandır kullanılmasına karşın, son kullanıcılara hizmet sağlamak amacıyla robotik cihazlardan faydalanmak için artan bir talep vardır. Robotların önemli etkisinin olacağına inanılan alanlardan birisi sağlık sektörüdür. Bu sebeple, medikal ve sağlık hizmet robotları üzerine araştırmalar yapılmaktadır [1].

Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ)'nün yayınladığı Engellilik Raporuna göre 1 milyardan fazla insan - dünya nüfusunun yaklaşık %15'i - doğuştan veya geçirilen kaza veya hastalık sonucu sakatlığa maruz kalmıştır. Aynı rapora göre herhangi bir sakatlığa maruz kalanların rehabilitasyon tedavisi sonrasında sakatlıklarından kurtularak kendi kendilerine yetecek seviyeye gelme durumu vardır [2]. 21. yüzyılın önemli konuları arasında yer alan sağlık hizmetlerinin iyileştirilmesi için büyük çabalar sarf edilmekte ve toplumsal yaşam standartlarına katkıda bulunmak için yeni cihazlar geliştirilmektedir. Rehabilitasyon amaçlı geliştirilen robotlar da bu cihazlardandır.

1.2. Rehabilitasyon Robotlarının Motivasyonu

Robotlar rehabilitasyon amacıyla 20. yüzyılın yarısından sonra kullanılmaya başlanmıştır [3]. Bu amaçla kullanılan robotlar ilk başta fiziksel sakatlığı bulunan bireylerin kaybolan fonksiyonlarının robotik ortez gibi cihazlarla değiştirilmesine odaklıyken [4], 1990'lı yıllardan sonra robotların fiziksel terapide kullanımı ile ilgili yapılan çalışmalar artmıştır [1, 5].

Zarar görmüş uzuvların hareket aralıklarını ve gücünü eski haline getirmek için geleneksel olarak terapist denetim ve gözetiminde sık ve tekrarlamalı egzersizler gerçekleştirilir. Bu egzersizler hasar görmüş uzuvların motor fonksiyonlarını zamanla

iyileştirir. Genellikle, bir rehabilitasyon tedavisi esnasında, hasta ve terapistin klinikte gerçekleştirilen uzun süreli tedavi seanslarında müşterek ve yoğun bir şekilde çaba göstermesi gerekmektedir. Hatta tedaviyi hızlandırmak için hastaların belirlenmiş olan egzersizlere evde devam etmeleri sıklıkla önerilmektedir. Tedavi sürecinde geleneksel yöntemler kullanıldığında iyileşmenin yavaş olduğu ortaya konulmuştur [5]. Geleneksel tedavinin dezavantajları hem hastaları hem terapistleri hem de rehabilitasyon sürecini olumsuz etkileyebilmektedir. Bu dezavantajlar hastalar açısından aşağıdaki gibi incelenebilir:

1. Yorgunluk: Terapist tarafından önerilen egzersizler genellikle monoton ve yorucudurlar. Bu monoton ve yorucu egzersizler sonucu hastalar öngörülen rehabilitasyon amacına ulaşamayabilirler.
2. Uzun süreli klinik seanslar: Klinik seansları tedavi süresine ek olarak hem yolculuk süresini hem de bekleme süresini içerdikleri için fazla miktarda zaman kaybına yol açarlar.
3. Seyahat zorluğu: Sakatlığı bulunan hastaların sağlık merkezlerine veya kliniklere sık seyahat etmeleri gerekir ve bu yolculukların sakatlık derecesini olumsuz etkilememesi için özel cihaz ve araçlar gerekir.

Geleneksel tedavinin dezavantajları terapistler açısından aşağıdaki gibi incelenebilir:

1. Yorgunluk: El ile gerçekleştirilen yorucu ve tekrarlamalı egzersizler terapistlerde yorgunluğa yol açar.
2. Yetersiz sayıda tedavi: Terapistler uzun süren tedavi seanslarına katıldıkları için belirli sayıda hastayla ilgilenebilirler [5, 6].
3. Hatalı teşhis: Hastanın iyileşme sürecinde iyi organize edilmiş dökümantasyon eksikliği terapistlerin teşhisi sadece kendi sezgilerine göre yapmalarına yol açar, ki böyle bir durumda verilen karar her zaman doğru olmayabilir.

Rehabilitasyon süreci açısından geleneksel tedavinin dezavantajları aşağıdaki gibi incelenebilir:

1. Tedavide tutarsızlık: El ile gerçekleştirilen tedavi sırasında takip edilecek yörünge ve uygulanacak kuvvet için hastanın tekrarlamalı egzersizlerde aynı çabayı gösterememesinden dolayı tedavinin tutarsız olmasına yol açacaktır.

2. Tedavideki öznellik: Tedavi sürecindeki gelişmeler terapist tarafından subjektif olarak değerlendirileceğinden sonraki tedavilerde istenmeyen subjektif kararlar verilebilir.
3. Yavaş iyileşme: Geleneksel terapinin monoton ve yorucu yapısından dolayı hastalar terapiye aktif olarak katılamayabilirler ve böylece tedavi süreci yavaşlamış olur [7, 8].

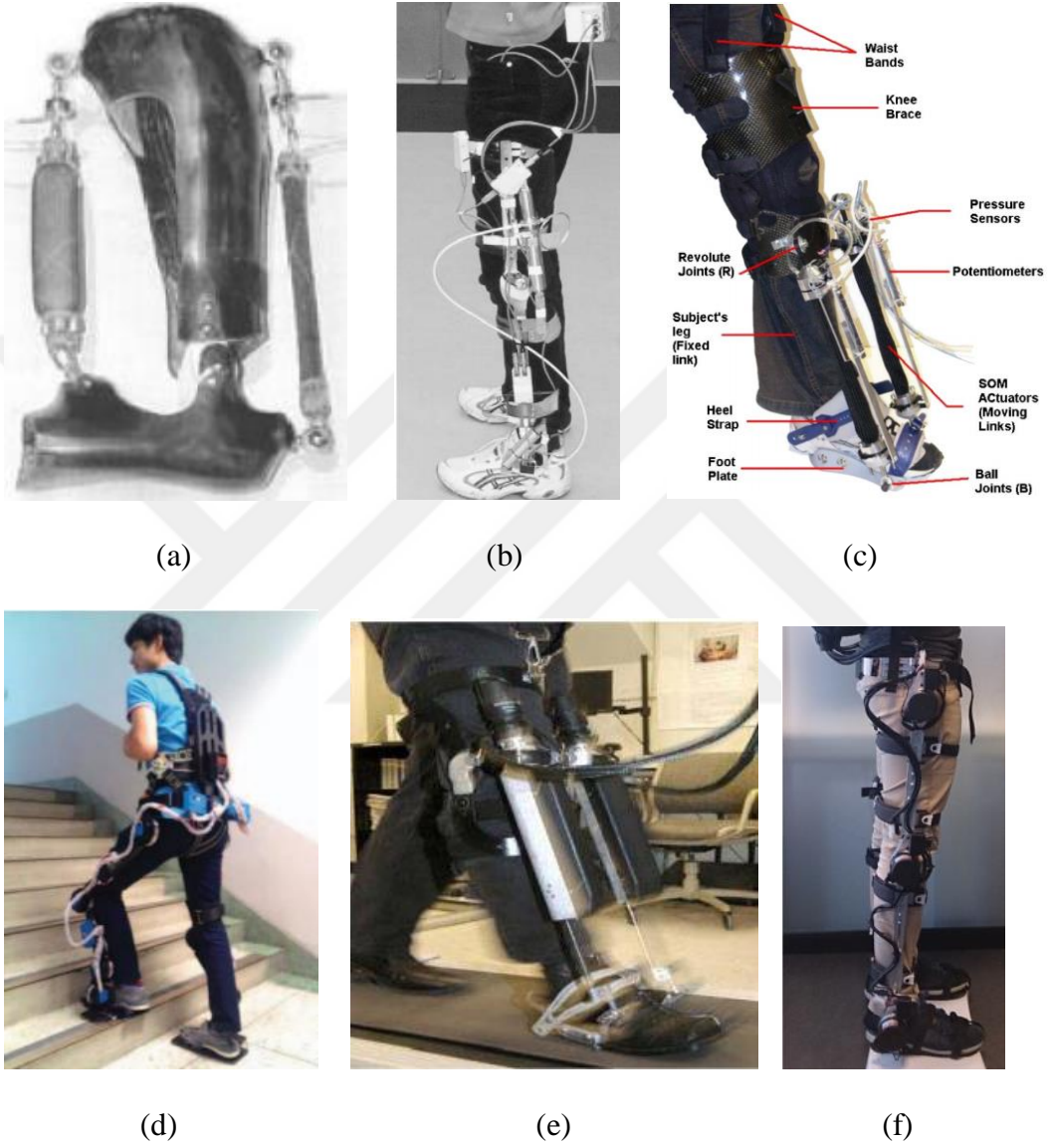
Klinik rehabilitasyon sürecinde, robotik yardımlar yukarıda belirtilen dezavantajları ortadan kaldırıcı şekilde etki ederek hizmet kalitesini ve iş verimliliğini arttırmaktadır. Bu artışı sadece rutin fiziksel rehabilitasyon terapilerinde verimliliği arttırmakla kalmayıp, aynı zamanda sağladıkları zengin veri akışıyla hastaya teşhis koyma, hastalığın sonucunu tahmin etme, uygulanacak tedaviyi kişiselleştirme, hastanın tedavi sürecinde tedaviyi eksiksiz yapmasına olanak sağlama ve hastanın kayıtlarını saklamakla sağlamaktadırlar [6, 9]. Üstelik, robotik rehabilitasyon sistemleri hasarın derecesini hesaplayarak, en uygun rehabilitasyon şekli ve miktarını seçmeye yardımcı olurlar. Robotik rehabilitasyon sistemlerinin bir başka katkısı ise, hastaların terapist önerisine göre kendi kendilerine uygulayabilecekleri geniş aralıklı tedavi sunmasıdır. Bu geniş aralıkta kendini tekrar eden pasif hareketlerin yanında fonksiyonel destekleyici hareketlerde bulunmaktadır. Hastaların tekrarlı ve yoğun bir şekilde tedavi almasına imkan tanıyan sistem terapist gözetimini de en aza indirmekte, sistemden gelen veri akışına göre hastanın durumunu takip edebilmektedir.

Son zamanlarda üst uzuv rehabilitasyonu için MIT-MANUS [10], yürüme egzersizleri için LOKOMAT [11], ayak bileği rehabilitasyonu için Rutgers Stewart platformu [12] ve diğer paralel robotlar [13] gibi otonom robotların kullanımı dünya genelinde yaygınlaşmaya başlamıştır. Bu tür otonom robotların yaygınlaşması bu alanda yapılan çalışmalara hız katarak tasarım ve işleyiş şekillerinde daha fazla araştırma yapılmasına ön ayak olmuştur.

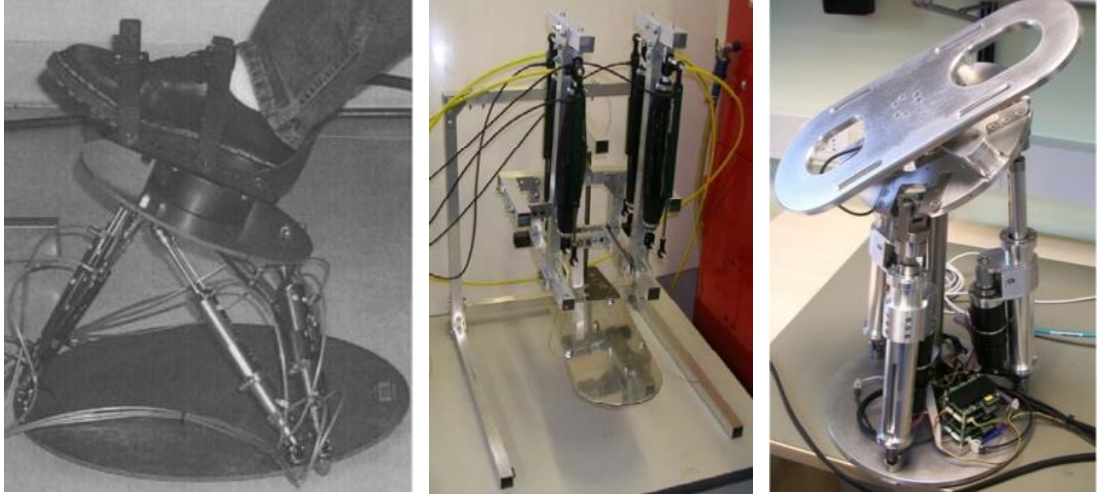
1.3. Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotları

Ayak bileği rehabilitasyon robotları, hareketlilik kabiliyetlerine göre giyilebilir robotlar ve platform tabanlı robotlar olmak üzere ikiye ayrılabilir. Giyilebilir ayak bileği rehabilitasyon robotları genellikle robotik ortezi veya eksoskeleton (dış iskelet) şeklindedir ve hastanın yürüyüş biçimini düzeltmek amacıyla kullanılır. Platform tabanlı robotlar ise, sabit bir tabana sahiptirler ve hastanın ayağını uç elemanları sayesinde hareket ettirerek

genellikle ayak bileği burkulmalarının tedavisine yardımcı olmak için kullanılırlar. Şekil 1. ve Şekil 2. sırasıyla giyilebilir ve platform tabanlı ayak bileği rehabilitasyon robotları için yapılan çalışmalar sonucunda geliştirilen örnek robotları göstermektedir.



Şekil 1. Giyilebilir ayak bileği rehabilitasyon robot örnekleri, (a) [20], (b) [21], (c) [22], (d) [23], (e) [9], (f) [24].



(a)

(b)

(c)



(d)

(e)

(f)

Şekil 2. Platform tabanlı ayak bileği rehabilitasyon robot örnekleri, (a) [12], (b) [19], (c) [25], (d) [26], (e) [27], (f) [28].

Son yıllarda, robotik rehabilitasyon sistemlerinin geliştirilmesi için yapılan pek çok çalışma doktora tezlerinin, dergi yayınlarının ve konferans bildirilerinin ortaya çıkmasını sağlamıştır. Yapılan çalışmalar, ağırlıklı olarak rehabilitasyon robotunun tasarım ve geliştirilmesi yönünde olup, sistem denetiminin iyileştirilmesi gelecekte yapılacak çalışmalar arasında gösterilmektedir. Konuya önem verildiğinin bir göstergesi olan bu ayak bileği rehabilitasyonu ile ilgili yapılan çalışmalardan literatürde önemli bir yere sahip olanları bu bölümde incelenmiştir.

1.3.1. Giyilebilir Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotları

Nörolojik rahatsızlık yaşayan hastaların yürüyüş biçimlerinde karşılaşılan en büyük problem, yürüyüş esnasında hastanın ayaklarını ve parmaklarını kontrol edememesi ve dolayısıyla normal bir şekilde yürüyememesidir. Bu durum genellikle ayak düşmesi yani ayağın bilekten yukarı doğru kaldırılması yeteneğinin kaybedilmesi şeklinde gözlemlenir. Ayak düşmesi yaşayanlar yürürken parmaklarını kaldıramadığından, parmaklar yerde sürünür ve bu durum kişinin yürüyüşünü bozar ya da engeller. Ayak düşmesi tedavisinde ayak bileğini doksan derecelik bir açıyla destekleyerek, ayağın yere takılmasını engelleyen ve yürümeye yardımcı olan ayak bilek ortezleri yaygın olarak kullanılır.

Ayak düşmesi tedavisinde kullanılmak üzere geliştirilecek olan robotlar şüphesiz giyilebilir olmalıdır. Bu yüzden geliştirilen robotlar ortez veya eksoskeleton şeklindedir. Geliştirilen cihazların bazıları sadece plantar fleksiyon ve dorsal fleksiyon hareketlerini gerçekleştirmek için tasarlandıklarından 1 serbestlik derecelidirler [20, 29, 31-33]. Bir kısım robotlar ise 2 serbestlik derecelidir ve plantar fleksiyon ve dorsal fleksiyon hareketlerine ek olarak insersiyon ve eversiyon hareketlerini de gerçekleştirmek için tasarlanmıştırlar [9, 30, 34, 35]. Geliştirilen robotlarda pnömatik kaslara [20, 22, 31, 32], elektrikli eyleyicilere [9, 30, 35, 36] veya seri elastik eyleyicilere [29, 33] rastlamak mümkündür.

Tez kapsamında platform tabanlı ayak bileği rehabilitasyon robotu üzerinde durulduğu için giyilebilir robotlar detaylı olarak verilmemiştir.

1.3.2. Platform Tabanlı Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotları

Ayak bileği rehabilitasyonunda ayak bileğinin yüksek rijitlik göstermesi ve oldukça küçük aralıklı hareket gerektirmesi, geliştirilen robotların paralel mekanizmalı olmasının sebebidir. Bu robotlar, ayak bileğini hasar görmeden önceki hareket aralığına geri kavuşturmak için ve ayak bileği kas güçlendirme çalışmaları için rehabilitasyon tedavilerinde kullanılabilirler. Ayak bileği için eklem hareket açıklığı egzersizleri (ROM egzersizleri) pasif, aktif ve gerektiğinde-destekleyici mod olmak üzere temelde 3 kategoriye ayrılır [37]. Pasif modda hastaların eylemsiz olmaları beklenir ve robot ayak bileğini belirlenmiş olan bir yörüngede hareket ettirir. Ayak bilek hareketinde belli bir derecede iyileşme sağlandıktan sonra, robot gerektiğinde-destekleyici modda çalıştırılır ve hastaların ayak bileğini belirlenmiş bir yörüngede hareket ettirmesi istenir. Ayak bileği hareket

kabiliyeti tamamıyla geri kazanıldıktan sonra, robot pasif konuma gelerek hastaya aktif olarak ayak bileğini hareket imkanı sunar. Son adımda ise, kısmi kas güçlenmesi sağlanan hastalara daha zorlu egzersizler yaptırılır. Bu egzersizlerde robot hastaya artan derecede direnç gösterir. Literatürde önemli bir yere sahip olan platform tabanlı ayak bileği rehabilitasyon robotları bu tez çalışmasına girdi sağlamak amacıyla aşağıda incelenmiştir.

“Rutgers Ankle” olarak bilinen Stewart platform tabanlı 6 serbestlik dereceli ayak bileği rehabilitasyon robotu en popüler ve en eski çalışmalardan biridir [38]. “Rutgers Ankle” hem pasif hem de aktif egzersizleri gerçekleştirebilecek özellikle tasarlanmıştır. Pasif egzersizler için bir pozisyon denetleyicisi ve aktif egzersizler için bir kuvvet denetleyicisi kullanılmıştır. Robotun uç elemanını yani hareketli platformunu hareket ettirmek için çift taraflı çalışan pnömomatik silindir eyleyicilerden faydalanılmıştır. Hastanın ayağı hareketli platforma sıkıca bağlanarak hem destekleyici hem de direnç gösterici egzersizler gerçekleştirilmiştir. Bu platform, oyun gibi olan sanal ortam arayüzü ile birleştirilerek egzersizlerin hastalar için daha ilginç ve eğlenceli bir hale getirilmesi sağlanmıştır [39]. “Rutgers Ankle” incinmiş ayak bileği tedavisinden başka inme sonrası rehabilitasyon klinik çalışmalarında da kullanılmıştır [40]. “Rutgers Ankle” iyi geliştirilmiş bir rehabilitasyon robotu olmasına rağmen, normalden fazla tahrikli olması yani 3 serbestlik dereceli ayak bilek hareketleri için 6 serbestlik dereceli Stewart platformu kullanılması ciddi bir sorundur.

Yukarıda belirtilen Stewart platformunun serbestlik derecesi fazlalığını azaltmak için Dai vd. [13,25] incinmiş ayak bileği tedavisinde kullanılmak üzere merkezi çubuk içeren 3 ve 4 serbestlik dereceli paralel robot geliştirmiştir. Önerdikleri mekanizma için kinematik ve rijitlik analizlerini gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada, farklı türde merkezi çubuk kullanarak, rijitlik bakımından 3 farklı paralel robot analiz edilmiştir.

Saglia vd. [18], ayak bilek rehabilitasyonunda kullanmak üzere 2 serbestlik derecesine sahip paralel bir mekanizma geliştirmişlerdir. Kullandıkları 3 adet lineer eyleyici, ana platformun pozisyonunu kontrol ederek, ayak bilek rehabilitasyonunda uygulanabilecek bütün tedavi hareketlerini gerçekleştirmişlerdir. Araştırmacılar, ağırlıklı olarak sistemin modellenmesi ve tasarımı üzerinde durmuşlardır. Ana platformun pozisyon kontrolünde ve platformun hasta ayağına uygulayacağı kuvvet kontrolünde klasik oransal-türevsel (PD) denetleyici kullanmışlardır. Mekanizmanın boşa çalışma deneyinde yani bozucu dış etkiye maruz kalmadan referans yörüngesini takip ettiği sonuçlar kısmında verilmiştir. Fakat, ilgili çalışmada hasta üzerinde deneyler yapılmamış ve bunun gelecekte yapılacak çalışmalar

arasında olduğu belirtilmiştir. Araştırmacılar mekanizmanın kararlılık analizini gerçekleştirip, kararlılık sınırını belirtmemişlerdir.

Ayak bilek burkulmalarında fiziksel rehabilitasyon ile tedavi için giyilebilir ayak bilek robotu Jamwal vd. [19] tarafından geliştirilmiştir. Doğrusal olmayan karakteristiğe sahip, pnömatik kas aktüatörleri kullanılan robot için bulanık mantık tabanlı bozucu etki gözlemcisi geliştirmişlerdir. Kullanılan 4 adet paralel yerleştirilmiş aktüatörün kontrolünü tasarlanan uyarlamalı bulanık mantık denetleyici ile gerçekleştirmişlerdir. Elde edilen sonuçlara göre, robotun boşa çalışma deneyinde, aşma ve geçici salınım gözlenmediği, sistemin referans yörüngesini takip ettiği ve kararlı olduğu belirtilmiştir. Fakat, sağlıklı bir kişi ile yapılan deneyde, sistemin referans yörüngesini takibinde büyük hatalar oluştuğu, hatta bazen sistemin kararsız hale geldiği belirtilmiştir. Yazarlar bu problemi sonuç ve tartışma bölümünde dile getirmiş ve gelecekte yapılacak çalışmalar arasında uyarlamalı bulanık mantık denetleyicinin iyileştirilerek daha yüksek performanslı sonuçlar elde edilmesinin gerektiğini göstermişlerdir.

Tsoi [41], doktora çalışmasında geliştirdiği paralel mekanizmalı ayak bilek rehabilitasyon robotu denetiminde adaptif kontrol kullanmıştır. Tezin genel amacı, var olan platform tabanlı çözümleri geliştirip, kullanıcının ayak bileğini robotunun kinematik sınırının içinde kabul ederek, ayak bileğinin yer değiştirmesinin ve momentinin daha kesin kontrolü ve ölçümüne olanak sağlamaktır. Yazar, yaklaşımı sayesinde literatürdeki sonuçlardan daha iyi sonuçlar elde ettiğini göstermekte, fakat sistem denetiminin geliştirilmesini gelecekte yapılacak çalışmalar arasında göstermektedir.

Nöromüsküler ve ortopedik hastalara pozitif etki ettiği bildirilen mukavemet egzersizi için çok amaçlı rehabilitasyon aracı geliştirilmiştir [42]. Terapist önerisine göre uygulanacak olan mukavemet kuvvetini üretmek için akıllı kontrol yöntemleri kullanmışlardır. Akım, mukavemet kuvveti ve eklem hareketi olmak üzere iç içe geçmiş 3 farklı döngü ile sistem kontrolünü gerçekleştirmişlerdir. Simülasyon ve deneysel sonuçların birbirlerine çok yakın çıktığı çalışmada, araştırmacılar geliştirdikleri rehabilitasyon aracının hastalar üzerinde denenerek performansının araştırılması gerektiğini vurgular kısmında belirtmişlerdir.

Yeniden ayarlanabilir bir ayak/ayak bileği rehabilitasyon robotu Yoon vd. tarafından tanıtılmıştır [27, 43]. Geliştirilen robot yeniden ayarlanabilerek, pasif hareket açıklığı, aşıl tendon germesi, kuvvetlendirme, propriyosepsiyon amaçlı çalıştırılabilmektedir. 4 serbestlik derecesine sahip robot, 4 pnömatik aktüatör tarafından sürülen 3 adet ayak ve 2 üst platformdan meydana gelmiştir. Araştırmacılar, önerdikleri ayak bilek rehabilitasyon

robotunun, sadece çeşitli egzersiz yöntemlerini içeren gelenekselleşmiş terapilerin yerini almasını değil, ayrıca ileri seviyede fonksiyonel egzersiz olanağı sunmasını beklemektedirler.

Malosio vd. [28] tasarladıkları 3 serbestlik derecesine sahip PKAnkle isimli robot ile ayak bileği sinirsel-rehabilitasyonu gerçekleştirmeyi amaçlamışlardır. PKAnkle, Gosselin (1996)'in küresel robotunun mekanik olarak tekrar tasarlanması üzerine geliştirilmiştir. PKAnkle, 3 sağlıklı kişi tarafından kesintisiz 3 saat boyunca test edilmiş ve kullanıcılar tarafından olumlu geri besleme almıştır. Klasik PID denetleyici kullanarak kontrolünü gerçekleştirdikleri PKAnkle'nin referans yörüngesini takip grafiğine ve sistemin kararlılık analizine çalışmada yer verilmemiştir. Yazarlar, robotun denetim stratejilerinin geliştirilerek daha fonksiyonel hale getirilmesi gerektiğini gelecekte yapılacak çalışmalar arasında göstermişlerdir.

Fizyoterapistlerin fiziksel iş yükünü azaltmaya ve tedavi sürecini hızlandırmaya yardımcı olacak 3 serbestlik derecesine sahip paralel bir robot Tsoi ve Xie [44] tarafından geliştirilmiştir. Robotun dinamik modellemesinin gerçekleştirildiği çalışmada, çalışma alanının sınırları belirlenmiş ve insan ayak bileği sınırları ile uyuştuğunu göstermişlerdir. Sistem kontrolü klasik PD denetleyici kullanarak gerçekleştirilmiştir. Robotun empedans parametreleri [45] te verildiği gibi seçilmiştir. Bu çalışmada robot dinamiğinin doğrusal olmaması nedeniyle robot kontrolünde yaşanan problem, doğrusal olmayan terim eklenerek çözülmüştür.

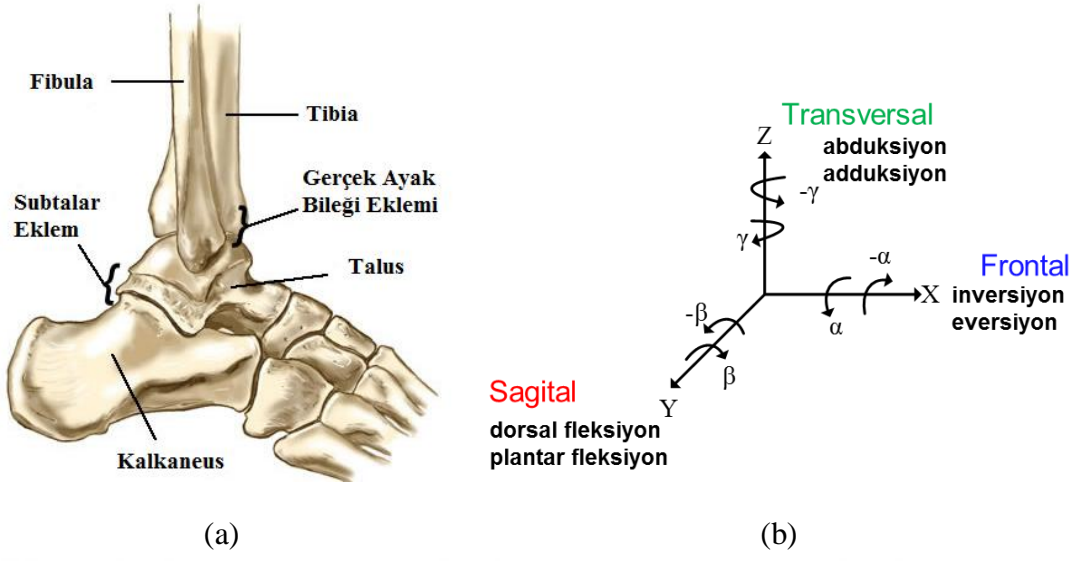
1.4. İnsan Ayak Bileği ve Rehabilitasyon Egzersizleri

İnsan ayak bilek eklemi, iskelet yapısında bulunan çok karmaşık bir kemik yapısına sahiptir [14]. Temelde iki farklı eklem içerir. Bu eklemler Şekil 3.(a).’da gösterilen gerçek ayak bilek eklemi ve subtalar eklemdir. Gerçek ayak bilek eklemi tibia, fibula ve talus kemiklerinin birleştirildiği eklemdir. Bir menteşe gibi çalışarak yukarı (dorsal fleksiyon) ve aşağı (plantar fleksiyon) ayak bilek hareketlerine izin verir. Bu eklemin altında ikinci eklem, subtalar eklem, bulunur. Talus ve kalkaneusun birleştirildiği eklemdir. Talus, Kalkaneus kemiğinin yani topuk kemiğinin üzerine oturmuştur ve esas olarak tek yönlü hareket eder. Subtalar eklem ayak bileğinin inversiyon ve eversiyon hareketinden sorumludur. Yapılan bu tez çalışması sadece ayak bilek hareketleri ile sınırlı olduğu, ön ayak hareketlerini kapsamadığı için metatarsofalanjik eklemler ve ilgili hareketlerine bu kısımda yer

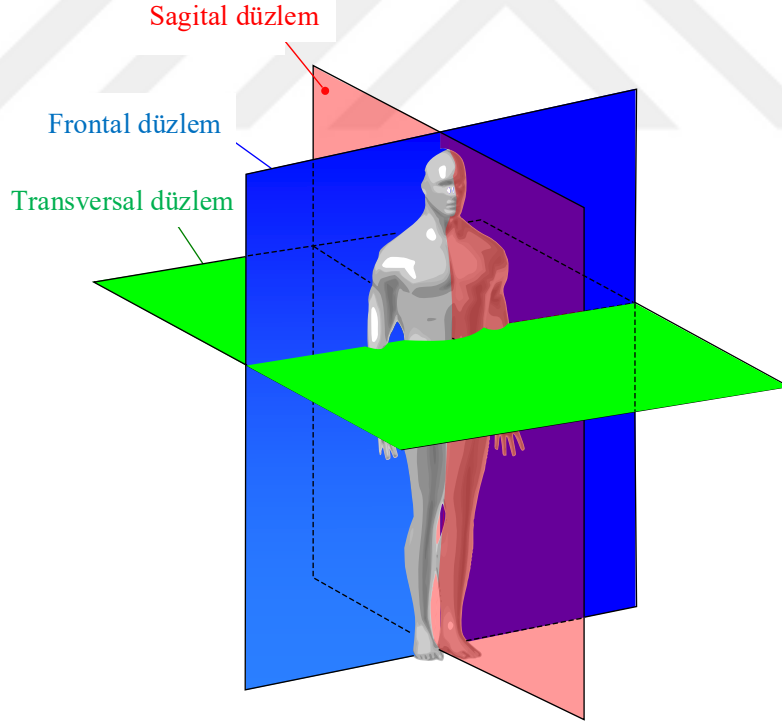
verilmemiştir. Çalışma boyunca gerçek ayak bilek eklemi ve subtalar eklem, 3 eksenle hareket kabiliyeti sağlayan tek ve ortak bir eklem olarak düşünülmüş ve ayak bilek eklemi olarak isimlendirilmiştir.

Şekil 4. insan vücudunun anatomik düzlemleri olan sagittal, frontal ve transversal düzlemleri göstermektedir. Ayak bilek eklemi sagittal, frontal ve transversal düzlemlerde dönme kabiliyetine sahiptir. Bu dönme kabiliyeti sayesinde ayak bileğinde dorsal fleksiyon (ayak parmaklarını yukarı doğru kaldırıp topuk üzerinde durma), plantar fleksiyon (ayak parmaklarının üzerinde durma), inversiyon (ayağın dışına basarak ayak tabanını iç tarafa çevirme), eversiyon (ayak bileğini dışa doğru döndürerek ayak tabanını dışa çevirme), abduksiyon (sağ ayak parmaklarının dışa doğru hareket ettirilmesi) ve adduksiyon (sağ ayak parmaklarının içe doğru hareket ettirilmesi) hareketleri gerçekleştirilir. Bahsedilen 3 eksenle dönme kabiliyeti Şekil 3.(b).’de verilen eksen takımı ile ifade edilecek olursa: Sagittal düzlem x ve z eksenlerini içeren düzlemdir ve bu düzlemdeki hareketler y eksenini etrafında meydana gelir. Dorsal fleksiyon ve plantar fleksiyon hareketleri sagittal düzlemdeki hareketlerdir. Transversal düzlem x ve y eksenlerinin oluşturduğu düzlemdir. Bu düzlemdeki hareketler z eksenini etrafında oluşur. Abduksiyon ve adduksiyon hareketleri bu düzlemde yapılan hareketlerdir. Frontal düzlem y ve z eksenlerini kapsayan düzlemdir. Bu düzlemdeki ayak bilek hareketleri x eksenini etrafında meydana gelir. İnversiyon ve eversiyon hareketleri bu düzlemdeki ayak bilek hareketleridir.

Ayak bileğinin acısız ve zorlanmadan hareket edebildiği aralık, hareket tiplerine göre farklılık göstermektedir. Tablo 1 ayak bileği hareket türüne göre hareket aralığını göstermektedir. Hareket aralıkları cinsiyete, yaşa ve sağ-sol ayak bileğine göre değişmektedir [16]. Tabloda verilen değerler çeşitli çalışmaların taranması ile elde edilen ortalama değerlerdir.



Şekil 3. (a) Ayak bileği yapısı; (b) sağ ayak için ayak bileği hareket yörüngeleri ($\pm\beta^\circ$ dorsal fleksiyon ve plantar fleksiyon, $\pm\alpha^\circ$ inversiyon ve eversiyon, $\pm\gamma^\circ$ abduksiyon ve adduksiyon)



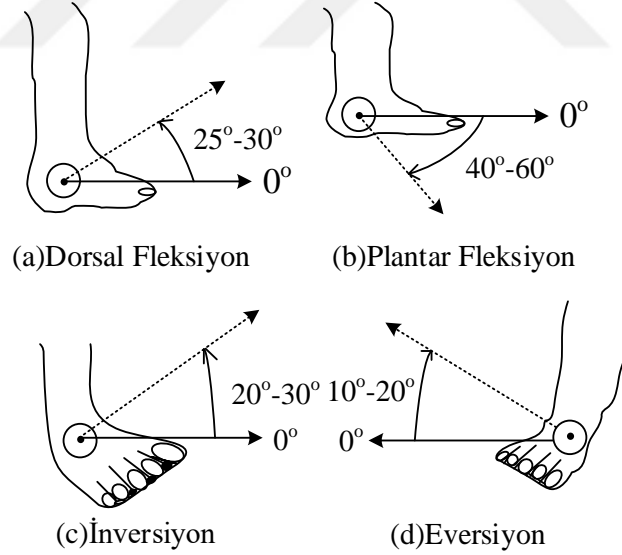
Şekil 4. İnsan vücudunun anatomik düzlemleri [15].

Tablo 1’de verilen hareket türlerinin ayak bilek rehabilitasyonunda baskın hareket oldukları klinik olarak gösterilmiştir [17]. Yerde ayakla harf çizme gibi abduksiyon ve

adduksiyon hareketleri halen daha rehabilitasyon sürecinde kullanılmasına rağmen, pek çok egzersiz sadece dorsal/plantar fleksiyon ve inversiyon/eversiyon hareketlerini gerektirmektedir [17]. Bu yüzden, bu tez çalışmasında da sadece bu hareketler üzerinde durulmuştur. Geliştirilecek olan paralel robot, sagittal ve frontal düzlemde gerçekleştirilen bu hareketleri yapabilecek kabiliyette olmalıdır. Dolayısıyla paralel robotun 2 serbestlik derecesine sahip olması gerekmektedir. Dorsal/plantar fleksiyon ve inversiyon/eversiyon hareketlerinin kabaca çizimleri Şekil 5.'te gösterilmektedir.

Tablo 1. Ayak bileği hareket türlerinin hareket aralığı [14,16,17].

| Hareket Türü | Hareket Aralığı |
|-------------------|-----------------|
| Dorsal Fleksiyon | 25°-30° |
| Plantar Fleksiyon | 40°-60° |
| İnversiyon | 20°-30° |
| Eversiyon | 10°-20° |



Şekil 5. Ayak bileği hareket tipleri

Rehabilitasyon süreci başlangıç, orta ve ileri evre olmak üzere 3 gruba ayrılır. Bu evreler boyunca, hasta sakatlanan ayak bileğindeki hareket aralığını ve gücünü adım adım geri kazanacaktır. Evrelere göre uygulanacak egzersiz sınıfı ve bu egzersizlerin hastaya göre aktif/pasif modu Tablo 2'de verilmektedir [18].

Tablo 2’de bahsedilen 3 evrede uygulanacak egzersizler aşağıda kısaca açıklanmıştır.

- Hareket sınırı genişletici egzersizler (ROM egzersizleri): ROM egzersizleri, ayak bileği eklemlerinin en üst düzeyde hareket ettirilmesi için gerçekleştirilir. Bu egzersizler aktif ve pasif olmak üzere ikiye ayrılır. Pasif hareketler, kişinin ayağını güçlkle hareket ettirebildiği durumda yardımcı kişi veya cihaz yardımı ile yaptırılan hareketlerdir. Aktif hareketlerde ise egzersizler hasta tarafından gerçekleştirilir. Aktif hareketler sırasında hastanın kendi başına yetersiz kaldığı durumda yardımcı kişi veya cihaz devreye girerek hareketin tam yaptırılması sağlanmalıdır.

- İzometrik hareketler: İzometrik hareketler kaslarda kısıalma olmadan meydana gelir. Kaslarda hareket olmadığı için eklemden hareket gözlenmez. Kas hacmini, tonüsünü ve gücünü arttırmak için yapılan hareketlerdir.

- İzotonik hareketler: İzotonik hareketlerde kaslar kasılarak kısalır. Kaslardaki hareketten dolayı eklemlerde aktif hareket ortaya çıkar. Bu hareketler kas tonüsünü artırır ve kasları güçlendirerek eklem hareketliliğini artırır. Yürüme, koşma ve yüzme gibi hareketler bu hareket grubuna örnek olarak verilebilir.

- Propriyoseptif egzersizler: Hastanın eklem pozisyonunu daha hassas algılamasını sağlamak için gerçekleştirilen egzersizlerdir. Bu egzersizler hastaya daha iyi ayak bileği koordinasyonunu sağladığı için meydana gelecek ani dış bozucu etkilere karşı hastanın daha hızlı yanıt vermesini sağlarlar ve böylece hastanın sakatlanma riskinin azaltılmasına yardımcı olurlar. Denge egzersizleri tipik propriyoseptif egzersizlerindendir.

Tablo 2. Ayak bileği rehabilitasyon egzersizleri

| Evre | Egzersiz Sınıfı | Egzersiz Modu |
|-----------------------|---|----------------|
| Başlangıç (Evre 1) | ROM egzersizleri | Pasif Aktif |
| | Güçlendirici egzersizler -İzometrik -İzotonik | Aktif |
| Orta (Evre 2) | Propriyoseptif egzersizler | Aktif |
| İleri (Evre 3) | | |

Tablo 2’de de belirtildiği üzere rehabilitasyon sürecinde hastaların hem pasif hem de aktif egzersizler yapması gerekmektedir. Dolayısıyla, ayak bileği rehabilitasyon robotu pasif yörünge kontrolüne ek olarak destekleyici ve direnç gösterici olarak da çalışabilme yeteneğine sahip olmalıdır.

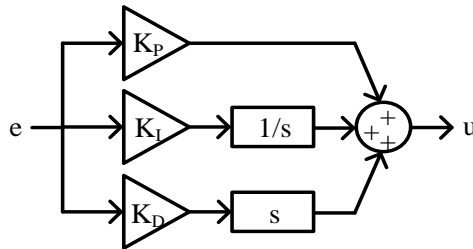
1.5. Tez Kapsamında Tasarlanan Denetleyiciler

Ayak bileği rehabilitasyon robotunun pozisyon ve pozisyon tabanlı admitans kontrolü, ters kinematik üzerinden robotun bacak uzunluklarının yani eyleyici pozisyonlarının kontrolüne dayanır. Bu bölümde eyleyicilerin pozisyon denetimi için tasarlanacak olan PID denetleyici, kesir dereceli PID denetleyici (KDPID), bulanık mantık denetleyici (BMD) ve tekrarlamalı denetleyici (TD) kısaca açıklanmaktadır.

1.5.1. PID Denetleyici

PID denetleyici, basit yapısı ve kullanılabilirliğinden dolayı otomatik kontrol alanında 20. asrın başlarına uzanan bir geçmişe sahiptir [46]. Basit yapısının dışında, geri beslemeli sistemlerde sistem yanıtını hızlandırıcı, kalıcı durum hatasını azaltıcı ve aşımı engelleyici yönde çalışabilmesi PID denetleyicinin halen daha günümüzde tercih edilmesini sağlamaktadır [47, 48].

PID denetleyici oransal, integral ve türevsel olmak üzere 3 temel bileşen içerir. Oransal kazanç (K_P), integral kazancı (K_I) ve türevsel kazanç (K_D) sırasıyla bu bileşenlerin parametreleridir. Bu parametreler sırası ile sistem yanıtının hızlandırılması (K_P), kalıcı durum hatasının en aza indirilmesi (K_I) ve aşımın engellenmesi (K_D) için en uygun şekilde ayarlanmalıdır. Şekil 6. PID denetleyicinin blok diyagramı göstermektedir.



Şekil 6. PID denetleyici blok diyagramı

Yukarıda verilen şekilde e hata işaretini, s türev operatörünü, 1/s integral operatörünü ve u üretilen kontrol işaretini ifade etmektedir. Klasik PID denetleyiciye ait transfer fonksiyonu denklem 1’de verilmektedir.

$$G_{PID}(s) = \frac{U(s)}{E(s)} = K_P + \frac{K_I}{s} + K_D s \quad (1)$$

PID denetleyiciye ait sürekli zaman formundaki kontrol işareti ise denklem 2’de gösterilmektedir.

$$u_{PID}(t) = K_P e(t) + K_I \int_0^t e(\tau) d\tau + K_D \frac{de(t)}{dt} \quad (2)$$

K_P , K_I ve K_D parametreleri ayarlanmış bir PID denetleyicinin üreteceği bu kontrol işareti ile kapalı çevrim kontrolü yapılan bir sistemde kalıcı durum hatasız, aşırı ve hızlı bir sistem yanıtı elde edilebilir.

1.5.2. Kesir Dereceli PID Denetleyici

Kesir dereceli oransal-integral-türevsel (KDPID) denetleyici, tamsayı dereceli olmayan diferansiyel ve integral hesaplama olarak tanımlanan kesirli matematik [49] konusundan türetilmiştir. Kontrol sistemleri [50], robotik uygulamalar [51], güç elektroniği [52] ve sinyal işleme [53] gibi pek çok alandaki sistem ve nesnelere kesir dereceli dinamiklerle daha doğru tanımlanabildiği için kesirli matematik çok büyük ilgi görmüştür [54]. Kesirli integral ve türev alma işlemleri yapılırken Grunwald-Letnikov, Riemann-Liouville ve Caputo tanımları en çok faydalanılan tanımlardır [55]. Bu çalışmada kullanılan Grunwald-Letnikov tanımı denklem 3’te verilmiştir.

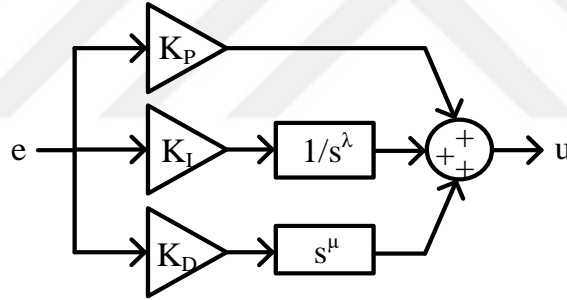
$${}_a D_t^\alpha f(t) = \lim_{h \rightarrow 0} \frac{1}{h^\alpha} \sum_{j=0}^{(t-a)/h} (-1)^j \binom{\alpha}{j} f(t - jh) \quad (3)$$

Burada, ${}_a D_t^\alpha$, h , α , a , t ve $\binom{\alpha}{j}$ sırasıyla kesir dereceli operatör, örnekleme periyodu,

kesir derecesi, alt sınır, üst sınır ve binomial katsayılarıdır. $\alpha > 0$ için ${}_a D_t^\alpha$ operatörü türev alıcı olarak çalışırken $\alpha < 0$ için integral alıcı olarak çalışır.

PID denetleyici için daha genel bir yapı öneren Podlubny kesir dereceli türev ve integral operatörlerini kullanarak $PI^\lambda D^\mu$ denetleyici sunmuştur [56]. KDPID denetleyici türünün geleneksel PID denetleyiciden farkı integral ve türev operatör derecelerinin kesirli olmasıdır. KDPID denetleyici ile birlikte daha hassas ve esnek bir denetleyici elde edilirken, parametre sayısının artması denetleyici tasarımını zorlaştırmaktadır [50, 57].

KDPID denetleyici klasik PID denetleyicideki oransal kazanç (K_P), integral kazancı (K_I) ve türevsel kazanç (K_D) ek olarak 2 parametre daha içerir. Bu parametreler integral ve türev operatörünün kesir dereceleridir. KDPID denetleyiciye ait blok diyagramı Şekil 7.'de verilmektedir.



Şekil 7. KDPID denetleyici blok diyagramı

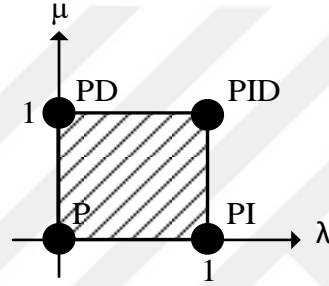
Şekil 7.'deki λ ve μ sırasıyla integral ve türev operatörünün kesir derecelerini göstermektedir. KDPID denetleyiciye ait transfer fonksiyonu aşağıda verilmektedir.

$$G_{\text{KDPID}}(s) = \frac{U(s)}{E(s)} = K_P + \frac{K_I}{s^\lambda} + K_D s^\mu \quad (4)$$

KDPID denetleyicinin sürekli zaman formundaki kontrol işareti ise denklem 5'te verilmiştir.

$$u_{\text{FOPID}}(t) = K_P e(t) + K_I \frac{d^{-\lambda} e(t)}{dt^{-\lambda}} + K_D \frac{d^{\mu} e(t)}{dt^{\mu}} \quad (5)$$

(λ, μ) değerleri $(1,0)$, $(0,1)$, $(1,1)$ ve $(0,0)$ olarak seçildiğinde sırasıyla klasik PI, PD, PID ve P denetleyiciler elde edilir. Tam dereceli bu denetleyiciler düzlem üzerinde 4 farklı nokta ile gösterilirken KDPID denetleyici Şekil 8.'de gösterilen taralı bölgedeki sonsuz nokta ile ifade edilir. Şekil 8. KDPID denetleyicinin kapsadığı düzlemi göstermektedir. KDPID denetleyicinin taralı bölgedeki sonsuz noktaya erişebilmesi PID denetleyiciye göre daha hassas ve esnek bir denetleyici olduğunu göstermektedir.



Şekil 8. KDPID denetleyici düzlemi

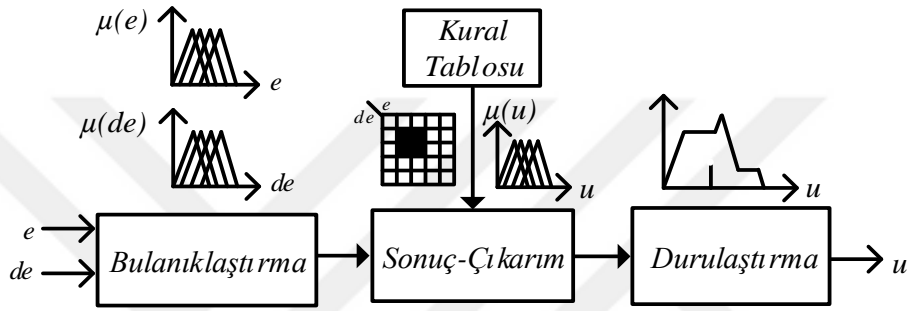
K_P , K_I , K_D , λ ve μ olmak üzere KDPID denetleyicinin 5 farklı parametresinin ayarlanması için literatürde evrimsel algoritmalar önerilmektedir. Genetik algoritmalar [58, 59], parçacık sürü optimizasyonu [58, 60], diferansiyel gelişim [61] ve son zamanlarda guguk kuşu arama algoritmaları [50, 62] KDPID denetleyicinin optimum parametrelerini bulmak için önerilmektedir.

1.5.3. Bulanık Mantık Denetleyici

1965 yılında ortaya atılan bulanık küme teorisinin [63] kontrol alanında uygulaması yaklaşık 8 yıl sonra buhar makinesinin kontrolünde gerçekleştirilmiştir [64]. Matematiksel olarak kesin ifade edilemeyen, doğrusal olmayan karmaşık problemlerin veya belirsizlik içeren problemlerin çözümünde bulanık mantık kullanmanın avantaj sağladığı ortaya konulmuştur [65]. Kesin matematiksel ifadelerle modellenmeye dayanan klasik kontrolün

aksine sistem davranışları bulanık mantık kontrolünde insan bilgisi ve deneyimine dayanır [66].

Bulanık mantık denetleyici (BMD) sistem bilgisine ihtiyaç duymadan, bulanık çıkarım mekanizması sayesinde bir uzman gibi karar vererek sistem çıkışında istenilen referans değerini elde etmek için gerekli olan kontrol işaretini üretir. Doğrusal olmayan bir kontrol yöntemi olan BMD Şekil 9.'da görüldüğü üzere bulanıklaştırma, kural tablosu, sonuç çıkarma ve durulaştırma kısımlarından oluşur.



Şekil 9. BMD temel kısımları

Bulanıklaştırma: Klasik küme teorisinde bir eleman tanımlanırken elemana 0 veya 1 üyelik derecesi atanarak o kümeye ait olup olmadıkları belirtilir. Eleman ya kümeye aittir ya da ait değildir. Fakat bulanık küme teorisinde, 0 ile 1 arasındaki değerlerde elemanın üyelik derecesi olarak atanabilir [63].

Bulanıklaştırma biriminde, sayısal yani kesin giriş verisi sözel ifadelerle dönüştürülerek var olan bulanık kümelerdeki yani üyelik fonksiyonlarındaki üyelik derecesi belirlenir. Üyelik fonksiyonları, içerdiği değer aralığındaki elemanın o bulanık kümeye olan üyelik derecesini verir. x-ekseni sözel değişkenlerin sınır noktalarını verirken, y-ekseni sözel değişkenler için üyelik derecesini gösterir. Üçgen, yamuk, tekil ve Gauss sıklıkla tercih edilen üyelik fonksiyon türleridir. Üyelik fonksiyonlarının türü, sayısı ve sınır aralıkları kullanıcı tarafından sistem performansı göz önünde bulundurularak kendi deneyim ve bakış açısına göre belirlenir. Aynı problemin çözümünde farklı sayıda, farklı türde ve farklı sınır aralıklarında üyelik fonksiyonu kullanılabilir. Tek sayıda bulanık küme kullanarak bir bulanık kümeyi ortaya koymak, bulanık kümeleri simetrik olarak dağıtmak, bulanık küme sınırlarını belirlerken kümelerin kesişmesini göz önünde bulundurmamak sistem performansını belirlerken önemlidir.

Kural Tablosu: Uzman tarafından belirlenen sözel kontrol kurallarını içeren kısımdır. Kural tablosu bulanıklaştırma biriminin oluşturduğu sözel ifadeleri kullanır. Bulanık bir kural “eğer-ise” formunda oluşturulur. G1 ve G2 giriş, Ç1 ise çıkış değişkeni üzerinde tanımlı bulanık kümeler olsun. e ve de BMD'nin giriş, u ise çıkış sözel değişkeni olsun. Bu durumda iki girişli ve 1 çıkışlı BMD için örnek bir bulanık kural aşağıdaki gibi yazılabilir.

eğer e=G1 ve de=G2 ise, u=Ç1 dir.

Yukarıda yazılan kuralda 2 giriş değişkeni “ve” yani kesişme işlemi ile birleştirilmiştir. Birleştirme işlemi “ve” yerine “veya” yani kesişim işlemi yerine birleşme işlemi ile yapılabilir. Örnek bir kural tablosu oluşturmak için e ve de giriş değişkenlerini Pozitif büyük (PB), Pozitif küçük (PK), Sıfır (S), Negatif küçük (NK), Negatif büyük (NB) bulanık değişkenleri ile u çıkış değişkenini ise Pozitif çok büyük (PÇB), PB, PK, S, NK, NB, Negatif çok büyük (NÇB) bulanık değişkenleriyle tanımlayalım. Her bir giriş 5 farklı bulanık değişken ile temsil edilebildiği için toplamda 25 kural gerekmektedir [67]. Tablo 3 bahsedilen giriş ve çıkış değişkenleriyle oluşturulmuş örnek bir kural tablosunu göstermektedir. BMD için kural tablosu tasarımı aşamasında izlenecek yol [90]'da detaylı olarak açıklanmıştır.

Tablo 3. Örnek kural tablosu

| e de | PB | PK | S | NK | NB |
|---------|-----|----|----|----|-----|
| PB | PÇB | PB | PK | PK | S |
| PK | PB | PK | PK | S | NK |
| S | PK | PK | S | NK | NK |
| NK | PK | S | NK | NK | NB |
| NS | S | NK | NK | NB | NÇB |

Sonuç Çıkarım: BMD'nin insan düşüncesine benzeyen karar verme yapısı aslında sonuç çıkarma kısmında meydana gelir. Sonuç çıkarma süreci, bulanıklaştırma sürecinde üyelik fonksiyonları yardımıyla üyelik dereceleri belirlenen sözel bulanık giriş değerlerine göre kural tablosundaki bulanık kuralların kullanılarak bir sonuç çıkarma sürecidir. Çıkan bulanık sonucun doğruluğu, doğru ve yeterli kural sayısına bağlıdır. Sonuç çıkarımı için

Mamdani ve Takagi - Sugeno – Kang metotları BMD tasarımında en çok kullanılan metodlardır. Bu çalışmada Mamdani metodu kullanıldığı için Mamdani metodu ile bir şekilsel örnek aşağıda açıklanmıştır.

Mamdani sonuçlandırma metodunda maks-min işlemi çıkarım fonksiyonu olarak kullanılır. Max operatörü (\vee) birden fazla kuralın birleştirilmesi aşamasında kullanılır. Sonuç çıkarma işlemi yapılırken uygulanan min ve max işlemleri denklem 6 ve denklem 7’de verilmiştir.

$$\mu_i(z) = \mu_i(x_i, y_i) = \min(\mu(x_i), \mu(y_i)) \quad (6)$$

$$\mu_T(z) = U_{i=1}^n(\mu_i(z)), n \text{ kural sayısı} \quad (7)$$

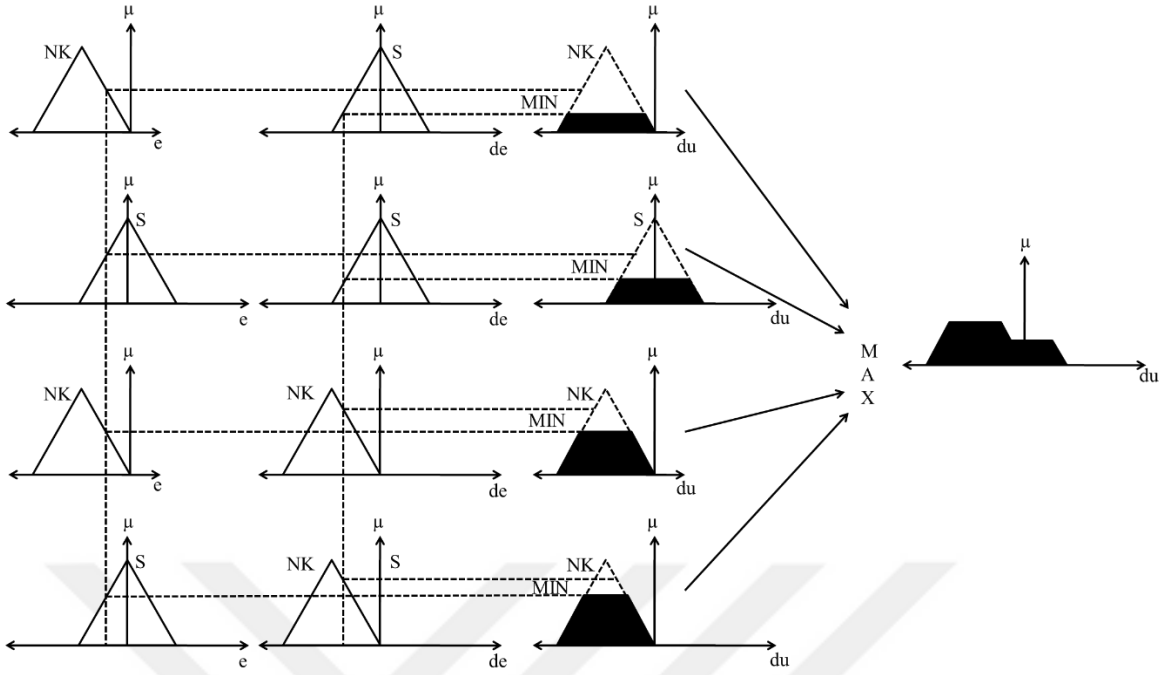
Maks-min metodu ile sonuç çıkarma için örnek bir işlem Şekil 10.’da gösterilmiştir. Burada, hata (e) ve hata değişiminin (de) NK ve S bulanık kümelerin kesişim aralığında nümerik değerlere sahip olduğu bir durum gösterilmiştir. e ve de’nin bu değerleri Tablo 3’te verilen kurallara göre değerlendirildiğinde ise aşağıdaki dört kuralın çalıştığı kabul edilmiştir.

Eğer e=NK ve de =S ise, du=NK dir.

Eğer e=S ve de =S ise, du=S dir.

Eğer e=NK ve de =NK ise, du=NK dir.

Eğer e=S ve de =NK ise, du=NK dir.



Şekil 10. Maks-min metoduna göre sonuç çıkarma [67].

Durulaştırma: Sonuç çıkarım süreci sonunda elde edilen bulanık kümeden nümerik yani kesin çıkış değerinin elde edilmesi işlemi durulaştırma kısmında gerçekleştirilir. Maksimum yöntemi, eşit alanlar yöntemi, alanların merkezi yöntemi ve ağırlıkların merkezi yöntemi sık kullanılan durulaştırma metodlarıdır. Tez kapsamında tasarlanan BMD'nin durulaştırma aşamasında alanların merkezi yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntemde her bir kural için oluşan çıkış üyelik fonksiyonunun alan merkezi göz önünde bulundurulur. z_i , i kuralının çıkış kümesinde maksimum üyeliğe sahip z kesin değeri ve μ_{z_i} ilgili i kuralının işlenmesinde min operatörü ile elde edilen çıkış uzayı üyelik derecesi ise kesin çıkış değeri Z , denklem 8 kullanılarak hesaplanır.

$$Z = \frac{\sum \mu_{z_i} z_i}{\sum \mu_{z_i}} \quad (8)$$

1.5.4. Tekrarlamalı Denetleyici

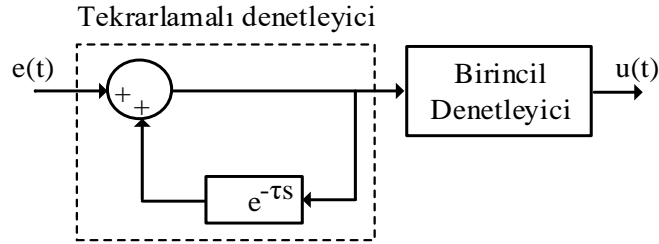
Dahili model prensibine (DMP) göre eğer takip edilecek veya reddedilecek bir sinyalin modeli kararlı bir kapalı çevrim kontrol sistemine dahil edilirse, bu sinyal sistem yanıtında

sıfır kalıcı durum hatası olacak şekilde takip edilebilir veya tamamen reddedilebilir [68]. DMP'ye dayanan TD ilk olarak sürekli zamanlı tek giriş-tek çıkış bir sistem için geliştirilmiştir [69].

Periyodu τ olan bir sinyal için tasarlanacak klasik bir TD'nin transfer fonksiyonu denklem 9'da verilmiştir. TD, geri beslemeli bir sistemindeki hatanın bir önceki döngüdeki halini kullanarak, hatayı bir sonraki döngüde ayarlamak için gerekli olan kontrol işaretini üretir [70].

$$G_{TD}(s) = \frac{1}{1 - e^{-\tau s}} \quad (9)$$

Denklem 9 göz önüne alındığında, klasik bir TD'nin ileri yol üzerinde birim kazancı olan pozitif geri besleme yolu üzerinde τ zaman gecikmeli kazancı olan bir yapıda olduğu ve sanal eksen üzerinde sonsuz sayıda kutbu olduğu ($s = jk\omega_n$; $k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$ ve $\omega_n = 2\pi / \tau$) anlaşılmaktadır [71]. Şekil 11. periyodik bir sinyal üretici olan klasik TD ile sistem kararlılığını sağlayacak olan birincil denetleyiciyi göstermektedir. Şekilde $e(t)$ referans giriş ile sistem çıkışı arasındaki fark olan hata işaretini ve $u(t)$ üretilen kontrol işaretini ifade etmektedir.



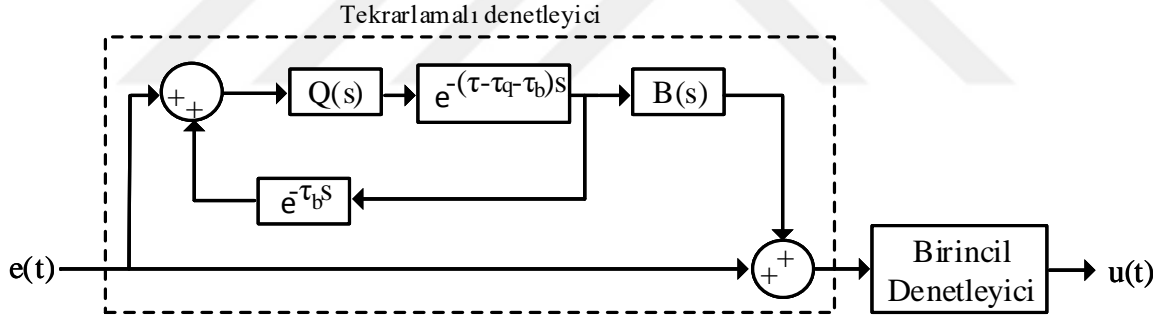
Şekil 11. Birincil denetleyici ile kullanılan klasik bir TD yapısı

Bir kapalı-çevrim kontrol sistemi içinde yer alan klasik TD, sistemin uygulanan periyodik referans girişini kalıcı hal durumunda mükemmel sayılabilecek bir şekilde takip etmesini sağlasa da aynı başarıyı geçici hal durumunda her zaman gösterdiği söylenemez. Klasik TD, DMP'nin geniş faz kaymasından ötürü genelde çok dar bir kapalı çevrim bant genişliğine sahiptir. Bu yüzden, TD içeren bir kapalı-çevrim kontrol sistemi her ne kadar kalıcı durumda periyodik referans işaretini mükemmel sayılabilecek derecede takip etse de,

geçici durum cevabı yavaş olabilir ve geçici durumda periyodik referans işaretini yeterli seviyede takip edemeyebilir [72]. Tekrarlamalı denetleyicinin referans işaretini iyi bir şekilde takip edebilmesi için gerekli geçici durum cevabını da sağlaması gerekir. Dolayısıyla, bir TD daha geniş kapalı çevrim bant genişliğine sahip olmalıdır. Kapalı çevrim içerisinde kullanılan ek filtreler ile kapalı çevrim kontrol performansının artacağı literatürdeki çalışmalarda yer almaktadır [70, 72-75].

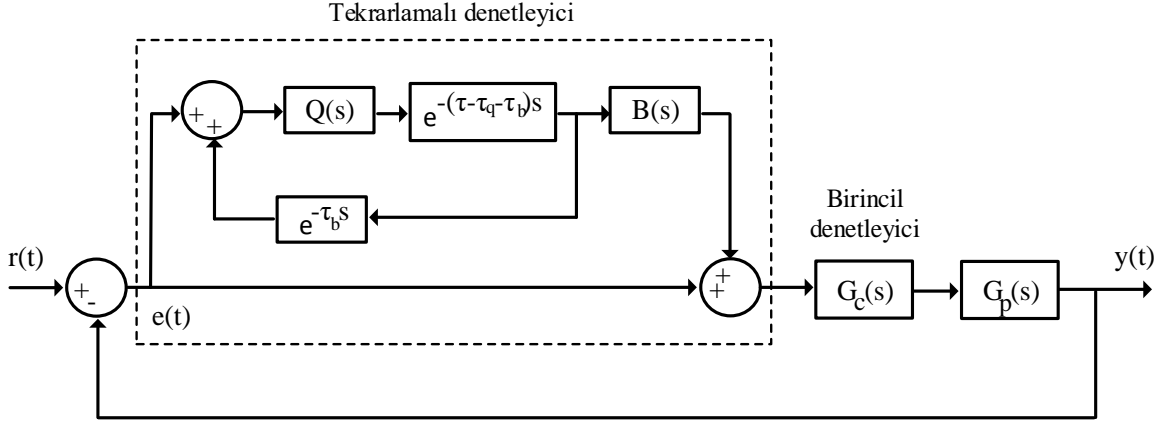
Bu tez çalışmasında kullanılan TD ek filtreler yardımıyla geliştirilmiş bir yapıya sahiptir. Şekil 12.'de verilen bu yapı literatürde var olan çalışmalara dayanmaktadır [70, 73, 75 -77].

Şekil 12.'de gösterilen gelişmiş TD'nin blok diyagramında $Q(s)$ sistem kararlılığını sağlamak için gerekli olan alçak geçiren filtreyi [71], $B(s)$ faz ilerletici kompensatörü, τ referans işaretin periyodunu, τ_q $Q(s)$ filtresinden kaynaklanan zaman kaybını, τ_b $B(s)$ filtresinden kaynaklanan zaman kaybını, $e(t)$ hata işaretini ve $u(t)$ kontrol işaretini ifade etmektedir.



Şekil 12. Birincil denetleyici ile kullanılan gelişmiş bir TD yapısı

Şekil 13. gelişmiş TD içeren kapalı-çevrim kontrol sistemini göstermektedir. Şekilde $G_c(s)$ ve $G_p(s)$ sırasıyla birincil denetleyicinin ve sistemin transfer fonksiyonunu, $r(t)$ ve $y(t)$ periyodik referans işareti ile sistem çıkış işaretini temsil etmektedir.



Şekil 13. Gelişmiş bir TD yapısı içeren kapalı-çevrim kontrol sistemi

Sistemin bağıl kararlılık analizi, hassasiyet ve tümleyen hassasiyet gibi ölçümlerle birlikte rejenerasyon spektrumu $R(\omega)$ yardımıyla gerçekleştirilebilir [75]. Rejenerasyon spektrumu $R(\omega)$ denklem 10'da verilmiştir.

$$R(\omega) = \left\| Q(j\omega) \left[B(j\omega) \frac{G_p(j\omega)G_c(j\omega)}{1 + G_p(j\omega)G_c(j\omega)} \right] \right\| \quad (10)$$

$1 + G_p(s)G_c(s)$ polinomunun s -düzleminin sağ tarafında sıfırı olmadığı kabul edilirse, $R(\omega) < 1$, $\forall \omega$ için Şekil 13.'te verilen kapalı-çevrim sistem $\forall \tau > 0$ için kararlıdır.

Rejenerasyon spektrumu referans takip hatasının azalma oranı ile ilgili de bilgi sağlar. Daha güzel bir takip performansı elde etmek için spektrumun maksimum değeri yani $\|R(\omega)\|_{\infty}$ mümkün merteye küçük olmalıdır. Yine de Şekil 13.'te verilen gelişmiş TD içeren sistem için sıfır kalıcı durum takip hatası elde edilemeyebilir. Çünkü $Q(s)$ filtresi sadece referans işaretinin belirlenen bazı harmoniklerinin geçmesine izin verir. Teorik olarak $Q(s)$ filtresinin bant genişliğini arttırarak sıfır kalıcı durum takip hatası elde edilebilir. Fakat, $Q(s)$ filtresinin bant genişliği kararlılık koşuluyla sınırlıdır [72].

Kararlılık koşulu $R(\omega) < 1$, $\forall \omega$ $B(s)$ filtresinin tasarımı için yol göstericidir. $B(s)$ filtresi basitçe $G_p(s)G_c(s) / (1 + G_p(s)G_c(s))$ 'nin tersi olarak seçilebilir.

$$B(s) = \frac{1 + G_p(s)G_c(s)}{G_p(s)G_c(s)} \quad (11)$$

Kolaylıkla elde edilen bu $B(s)$ filtresi her durumda gerçekleştirilebilir bir transfer fonksiyonu olmayabilir. Bu problemi çözmek için yeterli büyüklükte bant genişliğine sahip bir alçak geçiren filtre $B(s)$ filtresi ile seri bağlanır [70, 73]. $B(s)$ filtresinden kaynaklanan zaman kayması τ_b [72]'deki Lemma 3 kullanılarak hesaplanabilir.

Rejenerasyon spektrumu birim kazançlı alçak geçiren $Q(s)$ filtresine ihtiyaç olduğunu açıkça göstermektedir. $Q(s)$ filtresi yüksek frekanstaki belirsizlik ve gürültüden kaynaklanan istenmeyen dinamikleri filtrelemek için gereklidir. 2. dereceden bir $Q(s)$ filtresinin tasarımı için kesim frekansına (ω_c) ve sönüm faktörüne (ζ) ihtiyaç vardır. 2. dereceden bir $Q(s)$ filtresi aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$Q(s) = \frac{\omega_c^2}{s^2 + 2\zeta\omega_c s + \omega_c^2} \quad (12)$$

$Q(s)$ filtresinin kazanç eğimi sönüm faktörü ζ ile belirlenir. $Q(s)$ filtresinin düz bir genlik ve doğrusal faz kayma karakteristiğine sahip olması için $\zeta = \sqrt{2}/2$ seçilebilir [75]. Filtrenin kesim frekansını belirlemek için denklem 13 kullanılır.

$$\omega_c < \sqrt{\sqrt{\left(\frac{\omega_s^2 - 2\zeta^2\omega_s^2}{M_s^2 - 1}\right)^2 + \frac{\omega_s^4}{M_s^2 - 1}} - \frac{\omega_s^2 - 2\zeta^2\omega_s^2}{M_s^2 - 1}} \quad (13)$$

Denklem 13'de yer alan M_s ve ω_s parametreleri denklem 14'de verilen kapalı çevrim sistem fonksiyonu $S_0(s)$ ile hesaplanır. $M_s \triangleq \|S_0\|_\infty$ ve $|S_0(j\omega_s)| = 1$ tanımlamalarından M_s ve ω_s parametreleri hesaplanır [72]. Burada, $\|\cdot\|_\infty$ kararlı bir transfer fonksiyonun H_∞ normudur.

$$S_0(s) = \frac{1}{1 + G_p(s)G_c(s)} \quad (14)$$

M_s ve ω_s parametreleri, rejenerasyon spektrumundan çıkarılan kararlılık koşulunun sağlanması için aşağıda verilen koşulu sağlamak zorundadır [72]. $Q(s)$ filtresinden kaynaklanan zaman kayması τ_q [72]'deki Lemma 2 kullanılarak hesaplanabilir.

$$|Q(j\omega_s)| < \frac{1}{M_s} \quad (15)$$

Tekrarlamalı denetleyicinin kararlılık ve performans analizi hassasiyet ve tümleyen hassasiyet fonksiyonları gibi klasik ölçütlerle gerçekleştirilebilir [75]. Hassasiyet ve tümleyen hassasiyet fonksiyonları sırasıyla denklem 16 ve 17'de verilmiştir.

$$S = \frac{1}{1+L} \quad (16)$$

$$T = \frac{L}{1+L} \quad (17)$$

Yukarıdaki denklemlerde verilen L parametresi aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$L = G_p \left(1 + \frac{Q}{1 - Qe^{-s(\tau_d - \tau_q)}} Be^{-s(\tau_d - \tau_q - \tau_b)} \right) G_c \quad (18)$$

Denetleyicinin referans işaretini takibi ve bozucu etkilerin elenmesi açısından daha iyi bir performans göstermesi için hassasiyet fonksiyonu S 'nin çalışma frekansında küçük olması gerekmektedir. Buna karşın, model belirsizlikleri ve gürültü karşısında daha gürbüz kararlılık için tümleyen hassasiyet fonksiyonu T 'nin küçük olması istenir.

1.6. Optimizasyon Algoritmaları

Bu bölümde, ayak bileği rehabilitasyon robotunun kontrolü için tasarlanan denetleyicilere ait parametrelerin ayarlanmasında kullanılan parçacık sürü optimizasyon (PSO) ve guguk kuşu arama (GKA) algoritmaları kısaca açıklanmaktadır.

1.6.1. Parçacık Sürü Optimizasyon Algoritması

Eberhart ve Kennedy tarafından literatüre kazandırılan PSO yöntemi, popülasyon tabanlı bir evrimsel optimizasyon yöntemidir [78, 79]. PSO algoritması kuş ve balık sürüleri gibi hayvanların sosyal davranışlarından esinlenerek geliştirilmiştir.

Genel PSO algoritmasının akış diyagramı Şekil 14.(a).’da verilmektedir. Doğadaki sosyal davranışlardan ilham alınarak geliştirilen PSO, popülasyon sayısı kadar parçacığın arama uzayına rastgele yerleştirilmesi ile başlamaktadır. Her bir parçacık, kendi ve sürüsündeki diğer bireylerin geçmiş davranışlarına bağlı olarak dinamik ayarlanan bir hızda n -boyutlu bir arama uzayında ilerlemektedir. Her bir parçacık o ana kadar elde ettiği en iyi çözüme (amaç fonksiyonuna) bağlı olarak hiperdüzlemde buldukları koordinatları tutmaktadır ve bu değer P_{en_iyi} olarak adlandırılmaktadır. Parçacığın çözümü, parçacığın o an bulunduğu koordinattaki amaç fonksiyonunun değeridir. Parçacıklar bu amaç fonksiyonunun en iyi çözümüne doğru ilerlemektedir. Bütün parçacıklar arasındaki o ana kadar elde edilen en iyi performans G_{en_iyi} değeri olarak tutulmaktadır. Tüm parçacıklar arama uzayı hakkındaki bilgilerini birbirleriyle paylaşabilmektedirler.

Optimizasyon probleminde mümkün bir çözüm olarak, her bir parçacık kendi en iyi çözümüne (P_{en_iyi}) doğru ilerler ve toplu en iyi çözüm (G_{en_iyi}) sürüdeki herhangi bir parçacık tarafından keşfedilmektedir. Her bir parçacık, her bir iterasyonda kendi pozisyonunu güncellemekte ve kendi hızını hesaplamaktadır.

Arama uzayının D -boyutlu olduğunu ve sürüdeki i . parçacığın D -boyutlu vektörle ($X_i = (x_{i1}, x_{i2}, \dots, x_{id})$) temsil edildiğini varsayalım. Bu parçacığın hızı diğer bir D -boyutlu vektör ($V_i = (v_{i1}, v_{i2}, \dots, v_{id})$) ile temsil edilsin. i . parçacığın o ana kadar ki en iyi pozisyonu aynı uzayda P_{en_iyi} ($P_{en_iyi} = (p_{i1}, p_{i2}, \dots, p_{id})$) olarak gösterilir. G_{en_iyi} sürüdeki en iyi parçacığın indeksi olarak tanımlandığında, d . boyutta i . parçacığın hızı (v_{id}), önceki iterasyondaki (v_{id})

)'nin ilave katkısı (momentum bileşeni), P_{en_iyi} 'den uzaklığının bireysel olasılıksal ağırlığı (bilişsel bileşen) ve G_{en_iyi} 'den uzaklığının bireysel olasılıksal ağırlığı (toplumsal bileşen) ile belirlenir. c_1 ve c_2 , bilişsel ve toplumsal bileşenler için kullanılan olasılıksal ağırlığın derecesini belirleyen ivmelenme katsayılarıdır. i . parçacığın hızı aşağıda verilen denkleme göre güncellenir.

$$v_{id}(t) = wv_{id}(t-1) + c_1 r_1 (P_{en_iyi} - x_{id}(t-1)) + c_2 r_2 (G_{en_iyi} - x_{id}(t-1)) \quad (19)$$

Burada kullanıcı tanımlı parametre w eylemsizlik katsayısı olarak adlandırılır ve parçacıkların hızındaki tekrarlama miktarını kontrol eder. Olasılıksal değerler r_1 ve r_2 , $[0,1]$ arasında rastgele atanan sayılardır. i . parçacığın yeni pozisyonu ise güncellenen hıza bağlı olarak aşağıda verilen denkleme göre güncellenir.

$$x_{id}(t) = x_{id}(t-1) + v_{id}(t) \quad (20)$$

Burada $x_{id}(t-1)$ parçacığın mevcut pozisyonunu, $v_{id}(t)$ güncellenen hızı ve $x_{id}(t)$ yeni pozisyonu vermektedir. Yeni parçacığın amaç fonksiyon değeri, yerel optimuma yakınsayana kadar öncekine bir ilerleme sağlamaktadır.

Verilen eşitliklerde t iterasyon sayacını göstermektedir. c_1 ve c_2 , ivmelenme katsayıları 2 olarak seçilmiş ve w eylemsizlik katsayısı, iterasyon sayısına bağlı olarak 0.9'dan 0.4'e lineer bir biçimde azalacak şekilde ayarlanmıştır [80]. Farklı popülasyon sayıları ile yapılan benzetim çalışmaları sonucunda, yakınsama değeri ve süresi göz önüne alınarak kullanılacak popülasyon sayısı 5 ve maksimum iterasyon sayısı 100 olarak seçilmiştir.

1.6.2. Guguk Kuşu Arama Algoritması

GKA algoritması Yang ve Deb [81] tarafından önerilen, doğadan esinlenen popülasyon tabanlı bir sezgisel arama algoritmasıdır. Bazı guguk kuşlarının kuluçka parazitliği temel alınarak geliştirilmiştir.

Guguk kuşları yumurtalarını diğer kuşların yuvalarına bırakır ve hatta kendi yumurtalarının kuluçkadan çıkma olasılığını artırmak için konak yumurtaları yuvadan kaldırır. Bu kuşlar 3 tür soy parazitliği gösterirler: türe özgü, ortak soy ve yuvayı devralma.

Bazı konak kuş türleri yabancı yumurtaları farkettilerinde, guguk kuşlarının yumurtalarını atar ya da hatta yuvalarını terk ederek yeni bir yuva kurarlar. Bazı guguk kuşları ise yakalanma şansını azaltmak için konak kuşlarının yumurtasının yapı ve rengini taklit edecek kadar zekidir. Bütün süreci basitleştirmek için GKA algoritması üç durumu göz önüne almaktadır:

- Her bir guguk kuşu rastgele seçilmiş bir yuvaya her defasında sadece bir yumurta bırakır.
- İyi yumurtalara sahip en iyi yuva bir sonraki nesile aktarılır.
- Konak yuva sayısı sabittir ve guguk kuşu tarafından bırakılan yumurtaların konak kuş tarafından fark edilme olasılığı $p_a \in [0, 1]$ aralığında tanımlanır.

Genel GKA algoritmasının akış diyagramı Şekil 14.(b).’de verilmektedir. GKA algoritması rastgele üretilmiş bir çözüm kümesiyle ilk iterasyonuna başlamaktadır. Konak türleri yuvasında guguk kuşunun yumurtasını farkettilerinde yuvasını terk edecek ya da yumurtayı yuvadan atacaktır. Her bir yumurta olası bir çözüme karşılık gelmekte ve amaç fonksiyon değeri hesaplanmaktadır. Yeni çözüm denklem 21 ile verilen Lévy uçuşu kavramı kullanılarak oluşturulur.

$$x_i(t+1) = x_i(t) \oplus \alpha Lévy(\lambda) \quad (21)$$

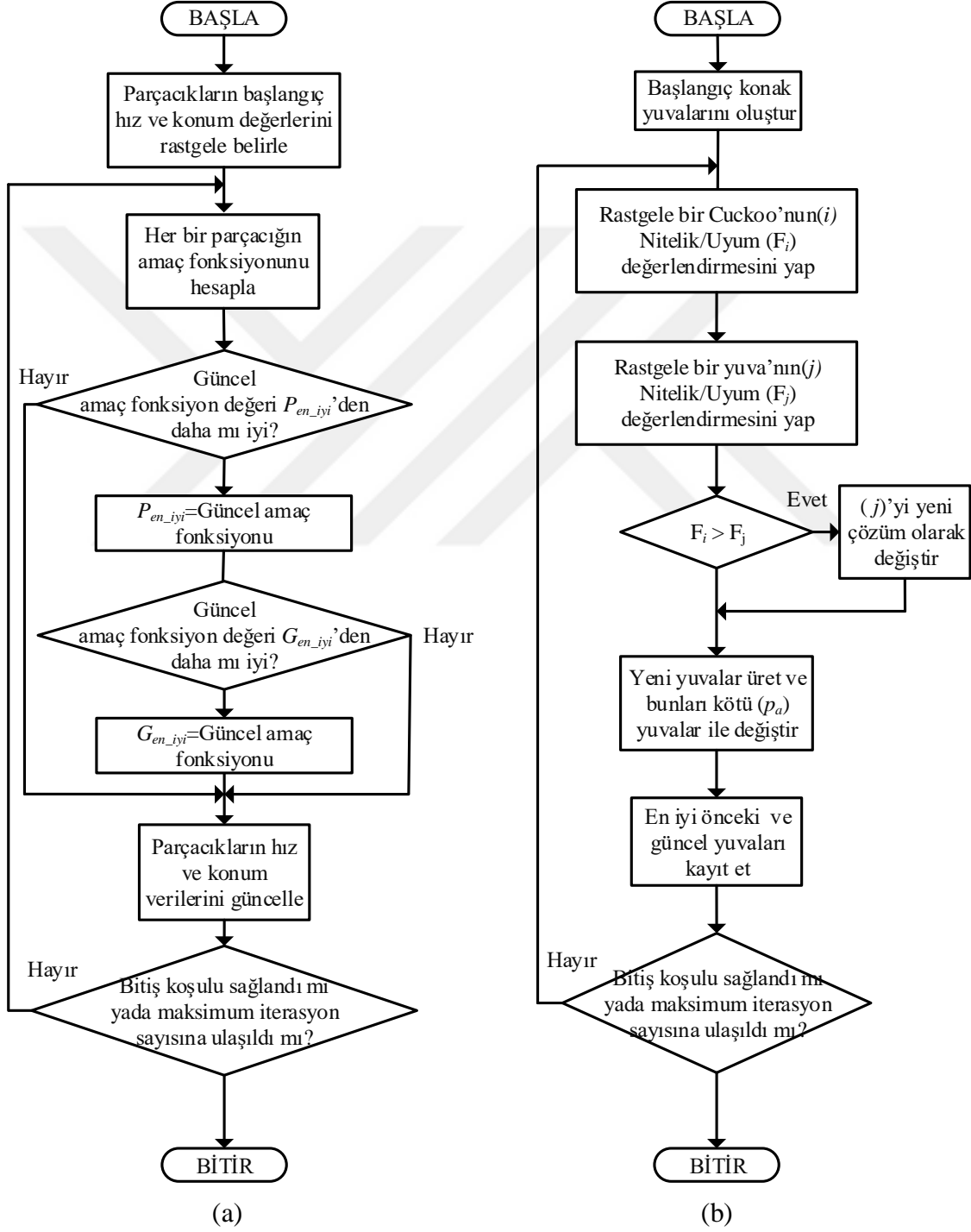
Burada α adım büyüklüğüdür ve $\alpha > 0$ dır. \oplus çarpımı, giriş bazında bir çarpım süreciyle ilgilidir. Lévy uçuşu, adım büyüklüğünün denklem 22’de verilen Lévy dağılımını izlediği rassal yürüyüşü taklit etmektedir.

$$Lévy(\lambda) = t^{-\lambda}; 1 < \lambda \leq 3 \quad (22)$$

Denklem 23’te verilen Lévy uçuşunun varyansının doğrusal olmayan ilişkisi, bilinmeyen geniş arama uzaylarını daha verimli keşfetmede, doğrusal ilişkili modellerle karşılaştırıldığında daha faydalı olmaktadır.

$$\sigma^2(t) \sim t^{2-\beta}; 1 \leq \beta \leq 2 \quad (23)$$

İteratif süreç, global optimuma ulaşıncaya kadar devam etmektedir. Farklı guguk kuşu sayısı, keşfedilme oranı (p_a) ve yuva sayısı ile yapılan benzetim çalışmaları sonucunda, yakınsama değeri ve süresi göz önüne alınarak guguk kuşu sayısı 200, keşfedilme oranı 0.25 ve yuva sayısı 5 olarak seçilmiştir.



Şekil 14. (a) PSO ve (b) GKA algoritmalarının akış diyagramı

1.7. Tezin Kapsamı

Bu tez çalışmasında paralel mekanizmalı yardımcı bir ayak bileği rehabilitasyon robotu geliştirilerek farklı rehabilitasyon egzersizleri için kullanılacak olan kontrol stratejileri irdelenmiş ve robotun sahip olması gereken hem pozisyon hem de admitans kontrol düzenekleri için farklı yaklaşımlar önerilmiştir.

Pozisyon kontrolü esnasında insan-robot etkileşiminin bozucu etkilerini en aza indirmek için PSO ve GKA algoritmalarıyla optimize edilmiş PID, KDPID ve BMD'ye ek olarak periyodik referans yörüngelerde başarılı sonuç veren TD de tasarlanmış ve hata tabanlı performans ölçme yöntemleri kullanılarak denetleyici performansları insan-robot etkileşiminin bozucu etkisi altında incelenmiştir.

Admitans kontrol düzeneği için rehabilitasyon robotunun hastaya uygulayacağı destek/direnç seviyesinin hastanın sakatlık seviyesine göre ayarlanabilmesi için statik admitans kontrol düzeneği yerine bulanık mantık tabanlı adaptif admitans kontrol düzeneği önerilmiştir.

Tezin ilk bölümünde verilen "Genel Bilgiler" den sonra, ayak bileği rehabilitasyon robotunun tasarımı, kinematik analizleri ve sahip olması gereken kontrol stratejileri detaylı olarak verilmiştir. Daha sonra, kontrol düzeneklerinde kullanılacak denetleyicilerin tasarımları için gerekli olan robotun bacaklarını oluşturan doğrusal eyleyici modelinin oluşturulması açıklanmıştır. Oluşturulan eyleyici modelini kullanarak PID, KDPID, BMD ve TD'nin tasarımları detaylı olarak açıklanmıştır. Ardından önerilen bulanık mantık tabanlı adaptif admitans kontrol düzeneği tanıtılmıştır. Daha sonra, bulgular başlığı altında hem pozisyon hem de admitans kontrolü gerektiren egzersizler gerçek zamanlı olarak gerçekleştirilerek tasarlanan denetleyicilerin performansları insan-robot etkileşiminin bozucu etkisi altında gözlemlenmiş ve bulanık mantık tabanlı adaptif admitans kontrol düzeneğinin etkinliği ortaya konulmuştur. Sonuçlar kısmında ise elde edilen bulgular yorumlanmış ve tez kapsamında hem pozisyon hem de admitans kontrol düzenekleri için önerilen yaklaşımların sonuçları detaylı bir şekilde karşılaştırılmıştır. Çalışmanın son kısmında ise bu tez kapsamında ve gelecekte yapılabilecek diğer çalışmalar için bazı öneriler verilmiştir.

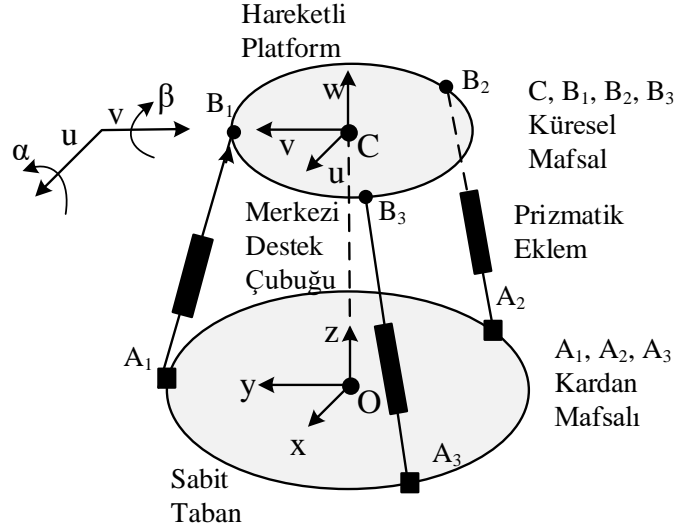
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

2.1. Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotu

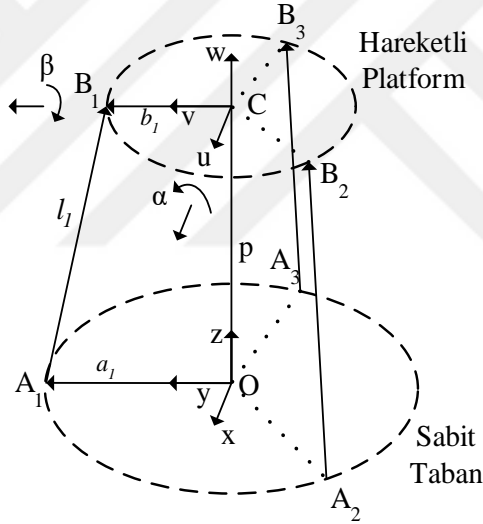
Bölüm 1.4'te belirtildiği üzere ayak bileği rehabilitasyonunda kullanılan egzersizlerin pek çoğu dorsal/plantar fleksiyon ve inversiyon/eversiyon hareketlerini gerektirmektedir [17]. Ayrıca ayak bileğinin zorlanmadan ve acısız bir şekilde hareket edebildiği aralık kişiden kişiye değişiklik göstermektedir [16]. Tablo 2'de verilen egzersiz sınıfları ve egzersiz modları göz önüne alındığında ayak bileği rehabilitasyon robotu sadece pasif egzersiz değil, aktif egzersizler de gerçekleştirebilmelidir. Bu yüzden, paralel robot pasif yörünge kontrolüne ek olarak destekleyici ve direnç gösterici olarak da çalışabilme yeteneğine sahip olmalıdır. Sagittal ve frontal düzlemlerdeki aktif ve pasif egzersizleri gerçekleştirebilme kabiliyetine sahip olan paralel robotun en az 2 serbestlik derecesine sahip olması gerekmektedir.

Bu çalışmada sunulan ayak bileği rehabilitasyon robotu 2 serbestlik derecesine sahiptir ve yukarıda bahsedilen gereksinimleri karşılamaktadır. Şekil 15.'te kabaca çizimi verilen ayak bileği rehabilitasyon robotu, hareketli platform, sabit taban, 3 özdeş bacak (doğrusal eyleyici) ve merkezi destek çubuğundan oluşmaktadır. Merkezi destek çubuğu küresel mafsallarla hareketli platform ile sabitlendiği sabit tabanı bir birine bağlamak için kullanılır. Her bir bacak doğrusal elektrikli eyleyici içerir ve hareketli platforma küresel mafsallarla sabit tabana ise kardan mafsalları ile bağlıdır.

Şekil 15.'te verilen çizim kinematik analizlerin gerçekleştirilmesi amacıyla hazırlandığı için aktif egzersizleri gerçekleştirmek için gerekli olan kuvvet sensörlerini içermemektedir.



Şekil 15. 2 serbestlik derecesine sahip paralel robot



Şekil 16. 2 serbestlik derecesine sahip paralel robotun geometrik çizimi

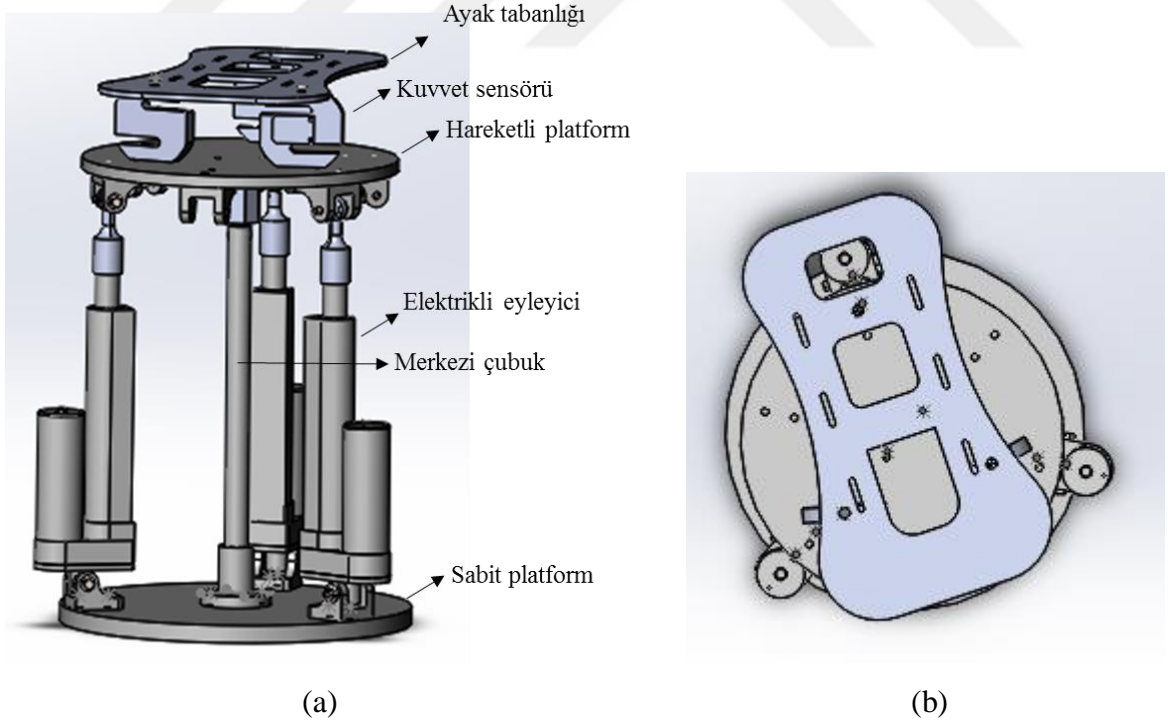
Ayak bileği rehabilitasyon robotunun kinematik analizini gerçekleştirmek için Şekil 16.'daki geometrik çiziminden yararlanılmıştır. Sabit tabandaki eklem bağlantı noktaları A_i ($i=1, 2, 3$), hareketli platformdaki eklem bağlantı noktaları ise B_i ($i=1, 2, 3$) olarak adlandırılmıştır. $O(x, y, z)$ ve $C(u, v, w)$ sırasıyla sabit tabandaki ve hareketli platformdaki koordinat eksenleridir. $O(x, y, z)$ koordinat eksenleri sabit iken, $C(u, v, w)$ koordinat eksenleri hareketli platform ile hareket etmektedir. Merkezi destek çubuğunun üst ucuna ise sabit $C_0(u_0, v_0, w_0)$ koordinat eksenleri yerleştirilmiştir. O noktası sabit tabanın merkezindedir ve A_1

eklemi y eksenindedir. C noktası hareketli platformun merkezindedir ve B_i eklemi v eksenindedir. A_i eklemleri O merkezinden eşit a ve B_i eklemleri C merkezinden eşit b uzaklığındadırlar.

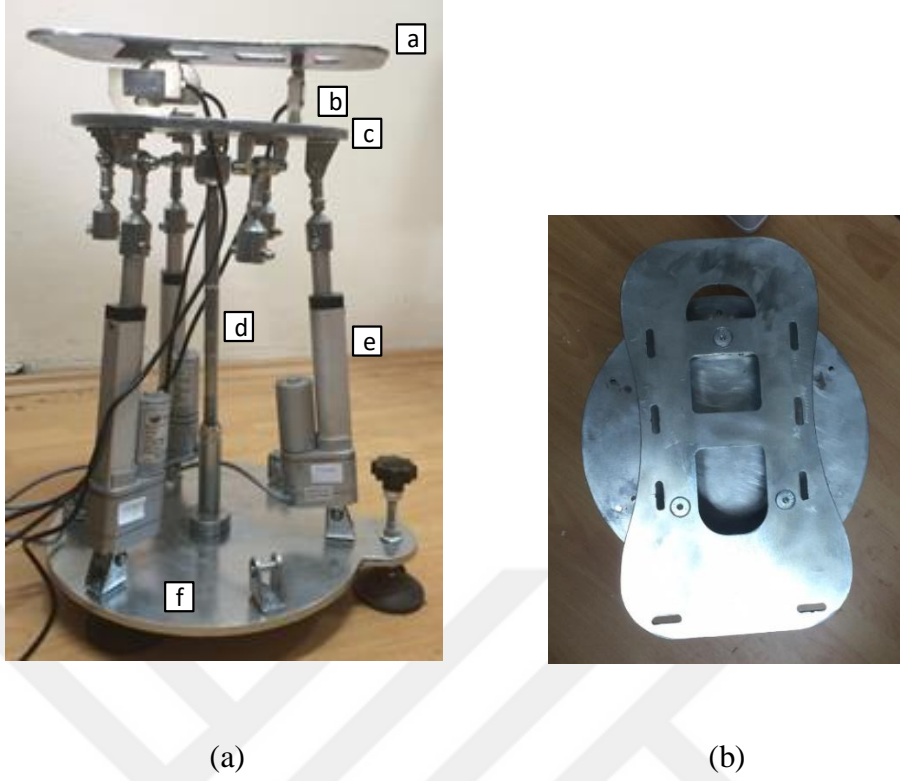
$$\overline{OA_1} = \overline{OA_2} = \overline{OA_3} = a \quad (24)$$

$$\overline{CB_1} = \overline{CB_2} = \overline{CB_3} = b \quad (25)$$

Ayak tabanlığı, kuvvet sensörleri, hareketli platform, merkezi destek çubuğu, elektrikli eyleyiciler ve sabit taban içeren ayak bileği rehabilitasyon robotu tasarımının 3 boyutlu çizim örnekleri Şekil 17.(a) ve Şekil 17.(b)'de verilmiştir. Şekil 17.(a) ve Şekil 17.(b) sırasıyla ayak bileği rehabilitasyon robotunun yandan ve üstten görünüşünü göstermektedir. Fiziksel olarak gerçekleştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotunun yandan ve üstten görünüşü ise sırasıyla Şekil 18.(a) ve Şekil 18.(b)'de gösterilmiştir.



Şekil 17. Ayak bileği rehabilitasyon robotunun: (a) yandan görünüşü, (b) üstten görünüşü.



Şekil 18. Fiziksel olarak gerçekleştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotunun: (a) yandan görünüşü ((a)-ayak tabanlığı, (b)-kuvvet sensörleri, (c)-hareketli platform, (d)-merkezi çubuk, (e)-elektrikli eyleyici ve (f)-sabit taban), (b) üstten görünüşü.

2.2. Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotunun Kinematik Analizi

Kinematik analiz, hareketlerin bu hareketlere sebep olan kuvvet ve torklar hesaba katılmadan incelenmesidir. Robotların çalışma uzayını bulmak ve benzetimini yapmak için kinematik analizler kullanılır.

Kinematik analiz ters ve ileri kinematik analiz olmak üzere 2 gruba ayrılır. Paralel mekanizmalarda ters kinematik analizi, ileri kinematik analize göre daha kolaydır. Paralel robotlarda ters kinematik analiz ile verilen konum ve yönelim bilgisinden eklem (bacak) uzunlukları hesaplanırken, ileri kinematik analiz ile bilinen bacak uzunlukları yardımıyla hareketli platformun konum ve yönelim bilgisi hesaplanır [82]. Bu çalışmada kullanılan mekanizmanın ileri kinematik analizindeki amaç ölçülen eyleyici pozisyonlarından yola çıkarak üst platformun yönelimini bulmaktır. Ters kinematik analizindeki amaç ise verilen üst platform yönelim bilgisinden eyleyicilerin pozisyonlarının bulunmasıdır. Üst platformun doğrusal konumu u , v ve w koordinatları ile ve açısal konumu Euler açılarına dayanan α , β

ve θ ile ifade edilirse, üst platformun konumu ile Şekil 16.'daki her üç eyleyicinin bacak boyları $\{l_1, l_2, l_3\}$ arasındaki ilişki aşağıda verilmektedir [83].

$$\{u, v, w, \alpha, \beta, \theta\} \rightarrow \text{Ters Kinematik} \rightarrow \{l_1, l_2, l_3\} \quad (26)$$

$$\{l_1, l_2, l_3\} \rightarrow \text{İleri Kinematik} \rightarrow \{u, v, w, \alpha, \beta, \theta\} \quad (27)$$

2.2.1. Ters Kinematik Analiz

Paralel robotun verilen üst platform yönelim bilgisinden eyleyicilerin uzunluklarının hesaplanması için ters kinematik analiz gerçekleştirilir. Şekil 15.'te verilen 2 serbestlik derecesine sahip ayak bileği rehabilitasyon robotunun ters kinematik analizi Şekil 16.'daki geometrik çizim kullanılarak gerçekleştirilmiştir. (x, y, z) , (u, v, w) ve (u_0, v_0, w_0) vektörleri sırasıyla O , C ve C_0 referans çerçevelerinde birim vektörler olsun. Yalpa açısı α ve yunuslama açısı β , u_0 ve v_0 eksenleri etrafındaki dönme açıları olarak ve O sabit çerçevenin merkezinden C hareketli çerçevenin merkezine p öteleme hareketi tanımlansın. Hareketli platformun sabit tabana göre konum bilgisi denklem 28'de verilen öteleme vektörü ile tanımlanır. Hareketli platformun yönelim bilgisi ise denklem 29'da verilen dönme matrisi \mathbf{R} ile hesaplanır. Dönme matrisi hareketli platformun sabit platforma göre dönme matrisidir ve önce y-ekseni boyunca β , sonra x-ekseni boyunca α açısıyla döndürülerek elde edilir.

$$\mathbf{p} = [0 \ 0 \ h]^T \quad (28)$$

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}_y(\beta) * \mathbf{R}_x(\alpha) \quad (29)$$

Burada,

$$\mathbf{R}_x(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \\ 0 & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \end{bmatrix} \quad (30)$$

$$\mathbf{R}_y(\beta) = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{bmatrix} \quad (31)$$

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}_y(\beta) * \mathbf{R}_x(\alpha) = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & \sin(\alpha) * \sin(\beta) & \cos(\alpha) * \sin(\beta) \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \\ -\sin(\beta) & \cos(\beta) * \sin(\alpha) & \cos(\alpha) * \cos(\beta) \end{bmatrix} \quad (32)$$

l_i bacak vektörleri aşağıdaki eşitlik kullanılarak hesaplanır. l_i bacak uzunlukları l_i bacak vektörlerinin normu ($l_i = \|\mathbf{l}_i\|$) ile hesaplanır [83].

$$\overline{A_i B_i} = l_i = \|\mathbf{p} + \mathbf{b}_i - \mathbf{a}_i\| = \|\mathbf{p} + \mathbf{R}_p^T \mathbf{b}_i^p - \mathbf{a}_i\|, (i=1, 2, 3) \quad (33)$$

2.2.2. İleri Kinematik Analiz

Paralel manipülatörlerin konum ve yönelim bilgisini jiroskop gibi ölçüm sistemleriyle elde etmek oldukça zordur [84]. Hareketli üst platformun konum ve yönelim bilgisini doğrudan ölçmek yerine, manipülatörün bacak boylarından hareketle ileri kinematik analizi gerçekleştirilir. İleri kinematik analizdeki amaç, verilen bacak boylarından paralel manipülatörün hareketli üst platformun konumunun ve yöneliminin bulunmasıdır. İleri kinematik analiz için analitik çözüm ve sayısal çözüm olmak üzere iki tip çözüm metodu mevcuttur [85]. Analitik çözümler karmaşık ve uzun bir algoritma ile gerçekleştiği için gerçek zamanlı uygulamalarda tercih edilmezler. Üstelik analitik çözümde aynı bacak boyları ile birden fazla hareketli platform konumu hesaplandığı için, elde edilen çözümlerin elenerek doğru konuma ulaşılması gerekir. Newton-Raphson, Bezout yöntemi ve Sylvester yöntemi literatürde var olan sayısal çözüm yöntemlerinden bazılarıdır. Bu çalışmada, Newton-Raphson sayısal çözüm yöntemi kullanılarak paralel robotun ileri kinematik analizi çevirimdışı gerçekleştirilmiştir. Newton-Raphson sayısal çözüm yöntemi aşağıda kısaca açıklanmıştır.

Ayak bileği rehabilitasyon robotunun üst hareketli platformunun, konum ve yönelim bilgilerini \mathbf{x} vektörü temsil etsin.

$$\mathbf{x} = [x, y, z, \alpha, \beta, \theta]^T \quad (34)$$

Newton-Raphson yöntemi bir başlangıç noktasından yola çıkarak çözüme doğru yakınsamaktadır. Denklem 35, Newton-Raphson yönteminin $f(x)$ amaç fonksiyonu olmak üzere fonksiyonu sıfır yapan köke yakınsarken kullanılan denklemdir. Denklem 36'da verilen J_{ij} , amaç fonksiyonunun kısmi türevleri alınarak elde edilir. Her bir iterasyon, amaç fonksiyonu belirlenen bir ϵ yakınsama değerinin altına indiğinde sonlandırılır.

$$x_{n+1} = x_n - \frac{f(x_n)}{f'(x_n)} \quad (35)$$

$$J_{ij} = \frac{\partial f_i}{\partial x_j} \quad (36)$$

$$x^{n+1} = x^n - J^{-1(n)} f^n \quad (37)$$

Ters kinematik analizde her bir bacak boyunun denklem 38 ile hesaplanacağı gösterilmiştir. Bu durumda çözülmesi gereken amaç fonksiyonu $f(i)$, ($i=1, 2, 3$) denklem 39'da verilmiştir.

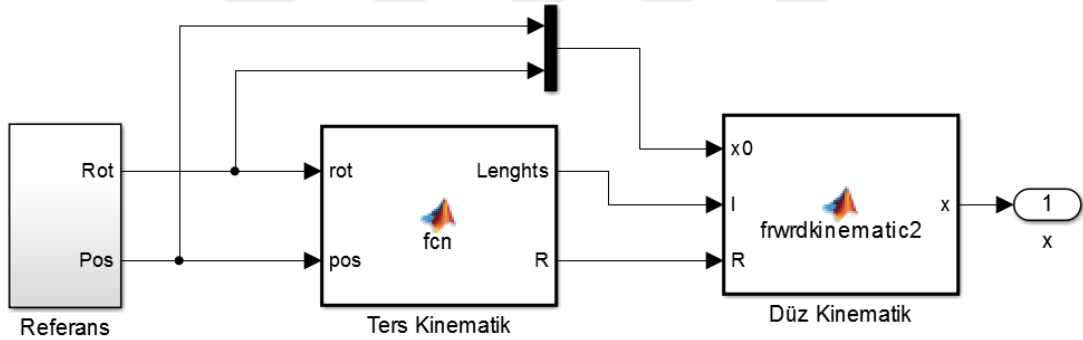
$$\|L_i\| = \|\mathbf{p} + \mathbf{b}_i - \mathbf{a}_i\| = \|\mathbf{p} + \mathbf{R}_p^T \mathbf{b}_i^p - \mathbf{a}_i\| \quad (i=1, 2, 3) \quad (38)$$

$$f(i) = (R_{11}b_{ix} + R_{12}b_{iy} + p_x - a_{ix})^2 + (R_{21}b_{ix} + R_{22}b_{iy} + p_x - a_{iy})^2 + (R_{31}b_{ix} + R_{32}b_{iy} + p_x)^2 - l(i)^2 \quad (39)$$

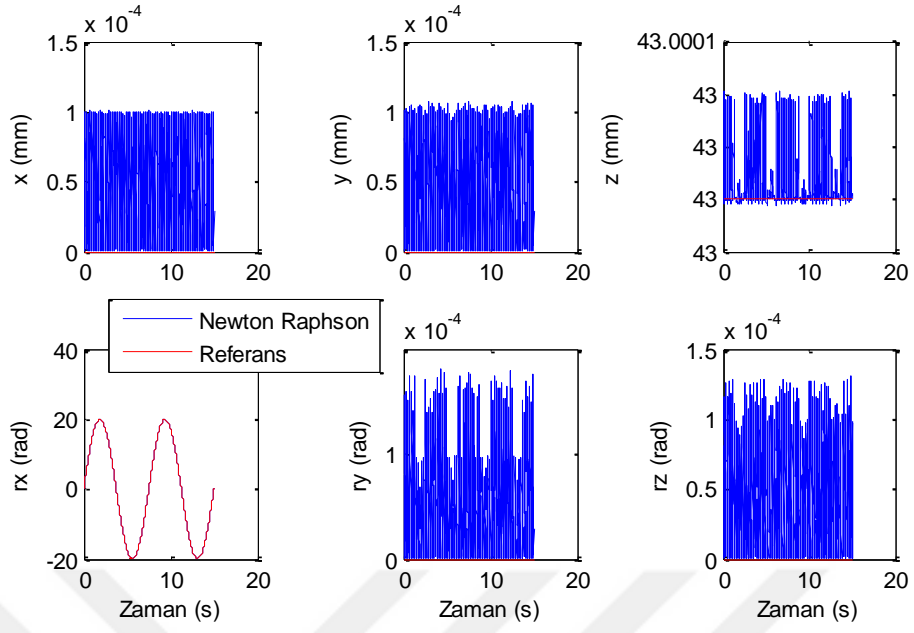
Denklem 39'da verilen $l(i)$, i . bacak vektörünün normudur. $|f(i)| < \epsilon$, ($i=1, 2, 3$) koşulu sağlandığında iterasyon sonlandırılır.

Bu çalışmada ayak bileği rehabilitasyon robotunun pozisyon kontrolünün tam olarak gerçekleştiği varsayılmıştır ve Newton-Raphson yönteminde kullanılacak olan başlangıç noktası, referans konum bilgisi olarak alınmıştır. Çözüm, referans konum bilgisine yakın olacağı için daha hızlı ulaşılabilecektir.

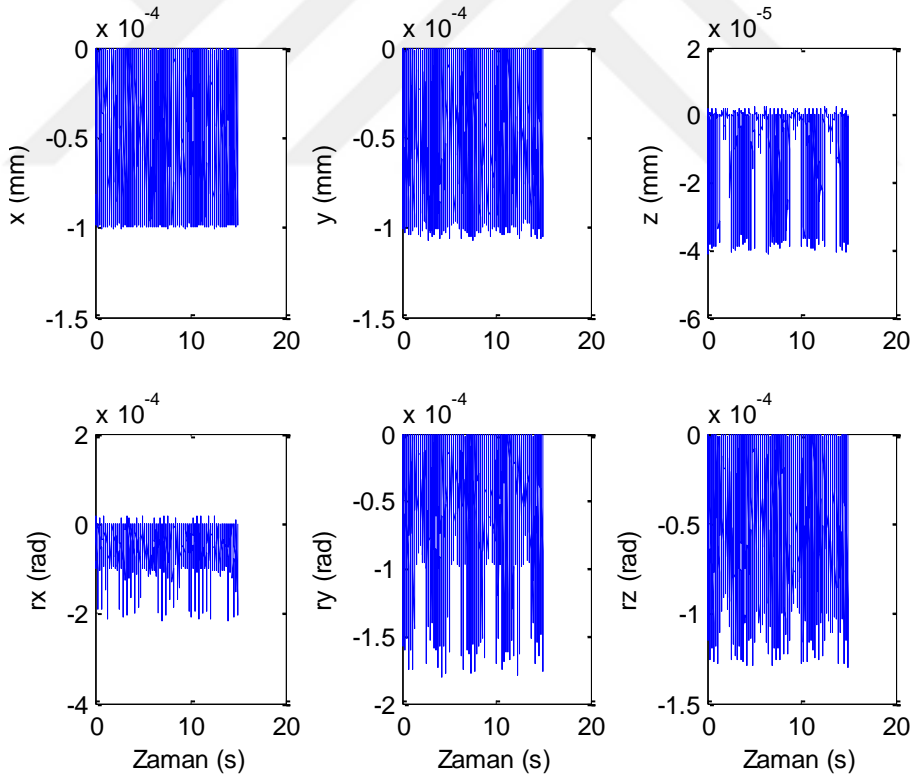
Matlab fonksiyonu olarak yazılan ileri kinematik analiz fonksiyonunun doğruluğunu test etmek için Şekil 19.'da verilen Simulink modeli oluşturulmuştur. Bu modelde, önce verilen bir referans konum ve yönelim bilgisinin ters kinematik analizi ile her bir bacağın boyu hesaplanacaktır. Daha sonra ise hesaplanan bacak boylarını kullanarak konum ve yönelim bilgileri hesaplanacaktır. İleri kinematik analizin doğruluğu yapılan 3 farklı benzetim ile gösterilmiştir. Benzetim 1'de x ekseninde, benzetim 2'de y ekseninde, benzetim 3 de ise hem x hem de y ekseninde yönelim hareketleri için ileri kinematik analiz gerçekleştirilmiştir. Benzetim 1, 2 ve 3 ün sonuçları sırasıyla Şekil 20., 22. ve 24.'de verilmiştir. Benzetimlerde ileri kinematik analiz ile hesaplanan konum ve yönelimlerdeki hatalar Şekil 21., 23. ve 25.'te verilmiştir. Şekil 20., 22. ve 24.'e bakıldığında Newton Raphson yöntemi ile hesaplanan ileri kinematik analizin hata oranının 10^{-3} mertebesinde küçük olduğu görülmektedir. Sonuçta, ileri kinematik analizi ile çözüme sağlıklı bir şekilde ulaşılabildiği benzetim ortamında gösterilmiştir.



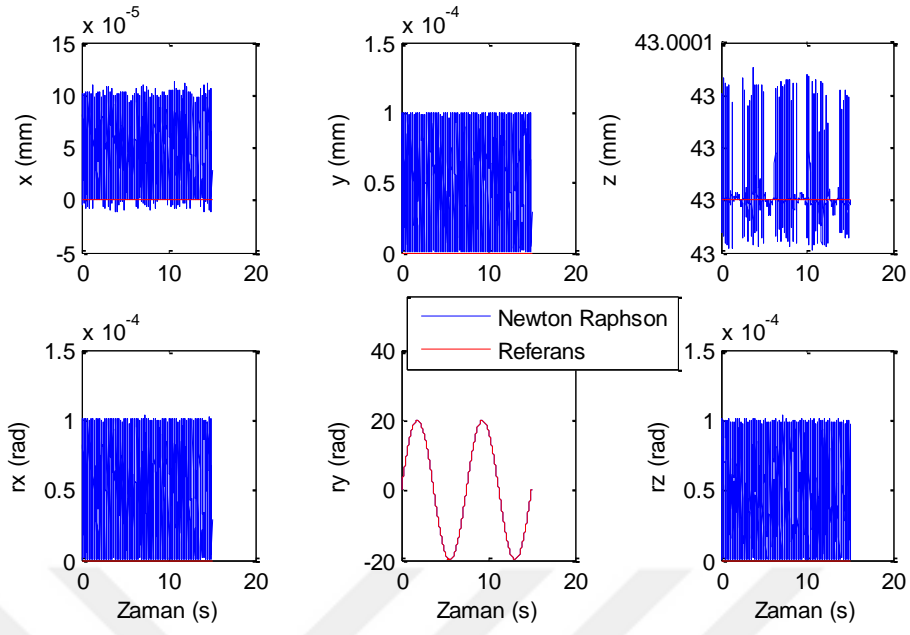
Şekil 19. İleri kinematik analiz testi için oluşturulan simulink modeli



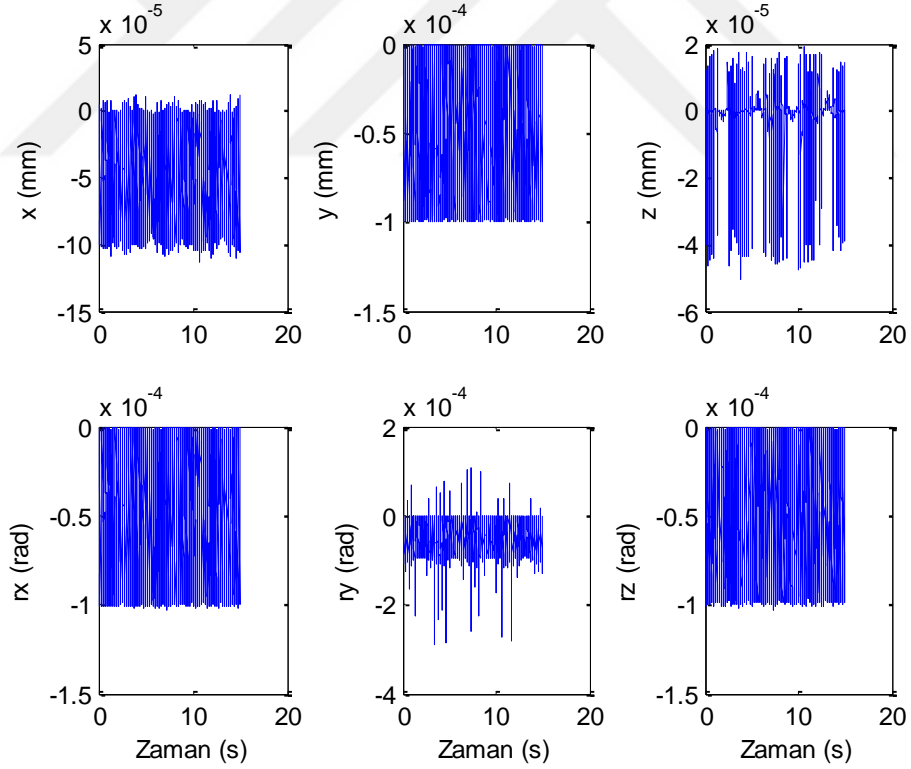
Şekil 20. İleri kinematik test sonuçları: Benzetim-1



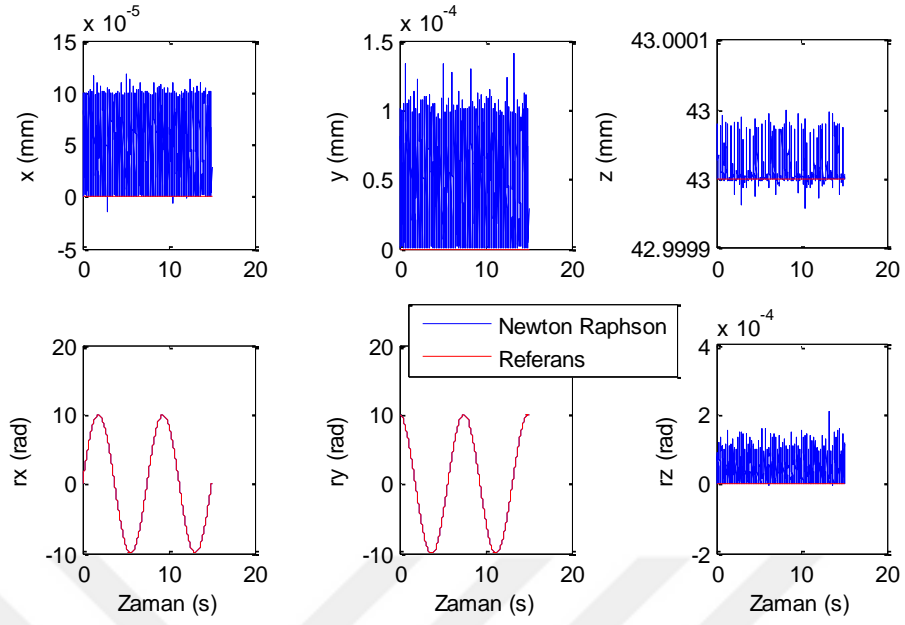
Şekil 21. Benzetim-1 deki konum ve yönelim hataları



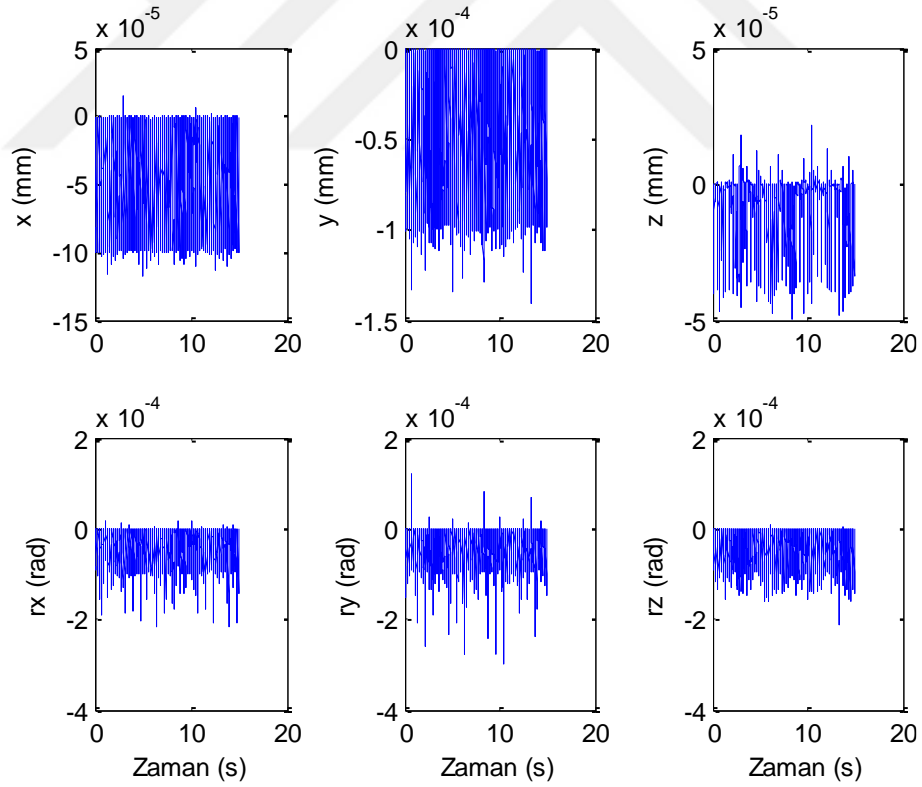
Şekil 22. İleri kinematik test sonuçları: Benzetim-2



Şekil 23. Benzetim-2 deki konum ve yönelim hataları



Şekil 24. İleri kinematik test sonuçları: Benzetim-3



Şekil 25. Benzetim-3 deki konum ve yönelim hataları

2.3. Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotunun Kontrol Stratejileri

Ayak bileği rehabilitasyon sürecinde Tablo 2’de verilen egzersizleri gerçekleştirmek için ayak bileği rehabilitasyon robotunun Tablo 4’te bahsedilen pozisyon ve admitans kontrolleri gerçekleştirmesi yeterli olacaktır. Bahsedilen egzersizler ayrı ayrı göz önüne alınırsa:

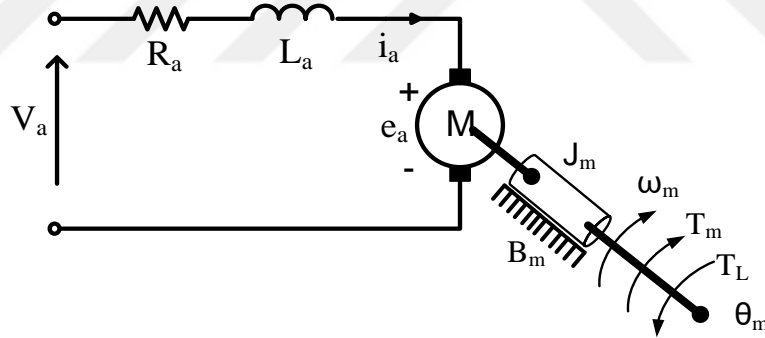
- Ayak bileğini güçlükle hareket ettirebilen bir hastaya rehabilitasyon robotu tarafından pasif ROM egzersizleri yaptırılır. Bu egzersizlerde hasta ayak bileği sabit bir hızda belirlenen bir yörüngede hareket ettirilmelidir. Dolayısıyla, rehabilitasyon robotunun pozisyon kontrolü gerçekleştirilmelidir. Takip edilecek yörünge tipi ve büyüklüğü fizyoterapistler tarafından belirlenir.
- Hastanın ayak bileği eklem hareket açıklığını tamamen geri kazanması için aktif ROM egzersizlerine ihtiyaç vardır. Bu egzersizlerde, hasta robot hareketli platformunu harekete geçirebilmek için ayak platformuna kuvvet uygular. Hasta tarafından robota uygulanan kuvvete göre robotun hareket etmesi için admitans kontrol düzeneğinin ihtiyaç vardır. Ayrıca hasta, egzersizi tamamlayabilecek yeterli kuvveti uygulayamadığı durumda robot, hareketli platform altına yerleştirilmiş kuvvet sensörleri yardımıyla hastanın uyguladığı kuvveti gözlemleyerek hastaya egzersizi tamamlamak için destek vermelidir. Dolayısıyla, rehabilitasyon robotunun admitans kontrol gerçekleştirmesi gerekmektedir.
- Güçlendirici egzersizlerden olan izometrik hareketlerde de pozisyon kontrolü gereklidir. Robot, hareketli platformu belirlenen sabit pozisyona getirerek o pozisyonda tutmalıdır ve hasta hareketli platforma uygulayabildiği seviyede kuvvet uygulamaya çalışır. Uygulanan kuvvet rehabilitasyon sürecinin gözlemlenmesi için kuvvet sensörleri vasıtasıyla algılanır.
- İzotonik hareketlerde hasta robotun hareketli platformu hareket ettirirken, robot hastaya belli bir seviyede direnç gösterir. Bu tür hareketlerde robotun göstereceği direnç için admitans kontrol düzeneği kullanılmalıdır.

Tablo 4. Rehabilitasyon egzersizlerinde gerçekleştirilecek kontrol türleri

| Egzersiz Sınıfı | Egzersiz Modu | Gerçekleştirilecek Kontrol |
|---------------------------------|---------------|----------------------------|
| ROM egzersizleri | Pasif | Pozisyon kontrol |
| | Aktif | Admitans kontrol |
| Güçlendirici egzersizler | | |
| İzometrik | Aktif | Pozisyon kontrol |
| İzotonik | | Admitans kontrol |

2.4. Doğrusal Eyleyicinin Modellenmesi

Ayak bileği rehabilitasyon robotunun her bir bacağına oluşturan doğrusal eyleyiciler, dişli çark sistemine sahip bir doğru akım (DA) motorundan oluştuğundan eyleyicinin modellenmesi için Şekil 26.'da verilen DA motor eşdeğer devresi ele alınmıştır.



Şekil 26. DA motor eşdeğer devresi

Şekil 26.'da T_m motor tarafından üretilen moment (Nm), T_L yük momenti (Nm), e_a zıt elektromotor kuvvet (emk) (V), i_a endüvi devresi akımı (A), V_a endüvi devresi gerilimidir. R_a (Ω) ve L_a (H) sırasıyla endüvi sargısının direnci ve endüktansıdır. J_m ($\text{Kg}\cdot\text{m}^2$) rotor kütesinin başlangıç atalet momenti, B_m (Nms/rad) milin viskoz sürtünme sabiti ve θ_m (rad) rotor milinin konumudur. Denklem 41'de verilen K_b zıt emk sabiti (V/rpm) ve denklem 42'de verilen K_m motor sabitidir (Nm/A).

$$V_a = L_a \frac{di_a}{dt} + R_a i_a + e_a \quad (40)$$

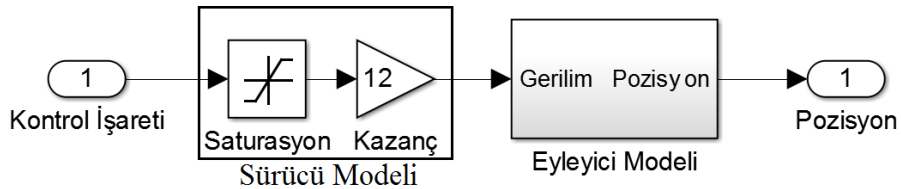
$$e_a = K_b \frac{d\theta_m}{dt} \quad (41)$$

$$T_m = K_m i_a \quad (42)$$

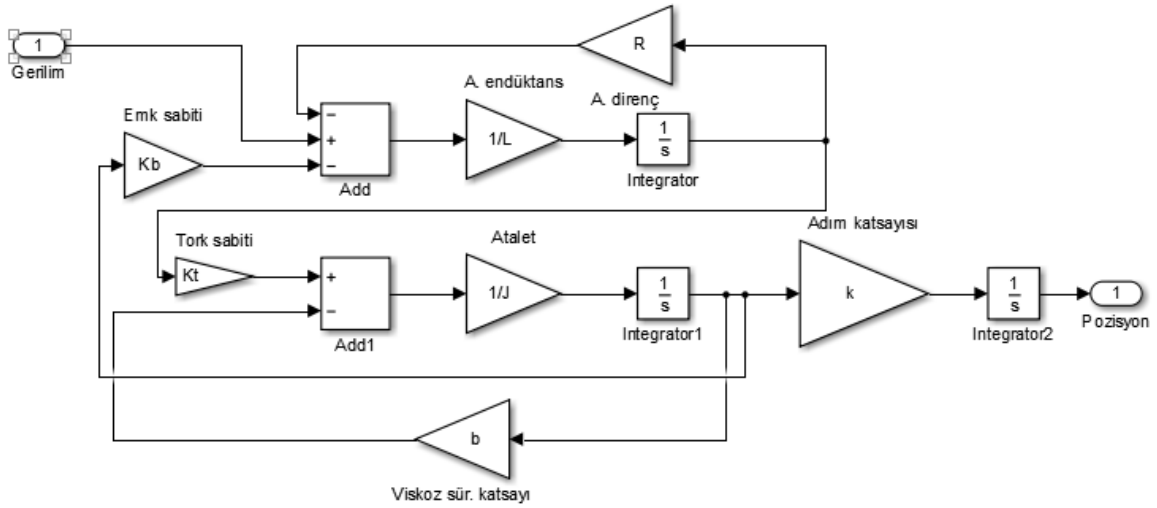
$$T_m - T_L = J_m \frac{d^2\theta_m}{dt^2} + B_m \frac{d\theta_m}{dt} \quad (43)$$

Tez çalışmasında kullanılan eyleyici Concentric marka LACT4P-12V-5 modelidir. Motor parametreleri R, L, K_b ve K_m katalogundan elde edilmiştir. Fakat J_m ve B_m değerleri katalog değerlerinde verilmemiştir. Bilinmeyen parametreler için Matlab parametre kestirim aracı kullanılmıştır.

Şekil 27. sürücü modelini de içeren doğrusal eyleyici modelini göstermektedir. Sürücü modeli girişine uygulanan kontrol işaretine göre DA motoruna 0-12 V arasında gerilim üretmektedir. DA motorunun eşdeğer devresinin Matlab/Simulink'te oluşturulmuş modeli Şekil 28.'de verilmiştir. Matlab/Simulink'te oluşturulan DA motor modelinden, parametre kestirim aracı yardımıyla gerçek verileri kullanarak bilinmeyen parametreler kestirilmiştir. Parametre kestiriminde Levenberg-Marquardt algoritması ve doğrusal olmayan en küçük kareler yöntemi kullanılmıştır. Parametre kestirimi esnasında gerçek veriler ve benzetim verilerinin karşılaştırmaları Şekil 29.'da gösterilmiştir. DA motorunun parametreleri Tablo 5'te verilmiştir.



Şekil 27. Sürücü devreli doğrusal eyleyici modeli



Şekil 28. DA motor simulink modeli

Tablo 5. DA motor parametreleri

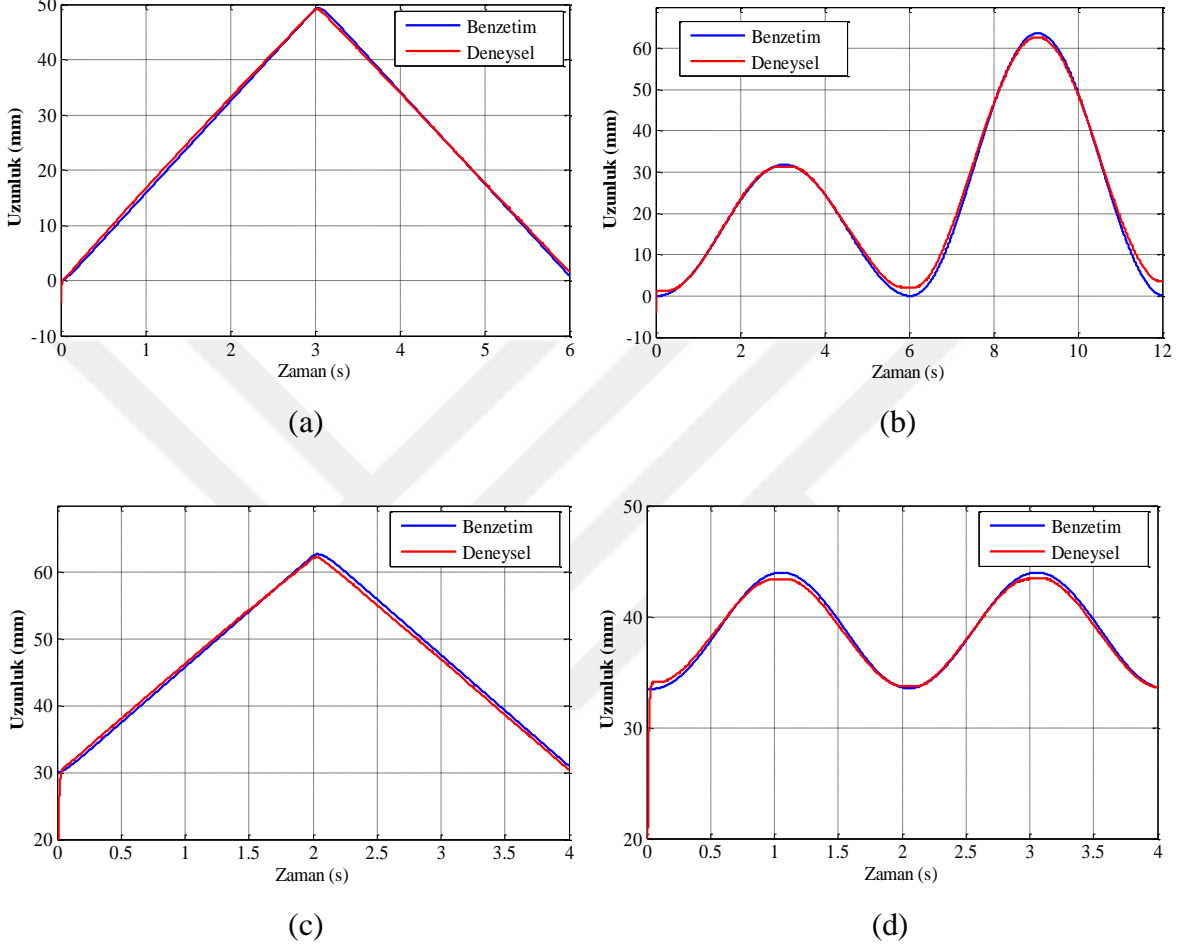
| Parametre | Değeri |
|----------------------------|---------------------------|
| Armatür direnci | 0.8 Ω |
| Armatür endüktansı | 1.54e-4 H |
| Tork sabiti | 0.018 Nm/A |
| Elektromotor kuvvet sabiti | 2.06e-3 V/rpm |
| Atalet momenti | 7.43e-4 Kg.m ² |
| Viskoz sürtünme katsayısı | 12.62e-3 N.s/rad |
| Adım katsayısı | 1/(2 π) mm/rad |

Modellenen eyleyicinin A durum matrisi, B kontrol matrisi ve C çıkış matrisi aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$A = \begin{bmatrix} 0 & k & 0 \\ 0 & -B_m / J_m & K_m / J_m \\ 0 & K_b / L_a & -R_a / L_a \end{bmatrix}, B = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -1 / L_a \end{bmatrix}, C = [1 \ 0 \ 0] \quad (44)$$

Durum uzay matrislerini kullanarak elde edilen transfer fonksiyonu $G_p(s)$ aşağıda verilmiştir.

$$G_p(s) = \frac{24680}{s^3 + 5223s^2 + 88770s} \quad (45)$$



Şekil 29. Parametre kestirimi sonrası deneysel ve benzetim ortamındaki DA motor yanıtları

2.5. Denetleyici Tasarımı

Bu bölümde ters kinematik üzerinden kontrol edilen ayak bileği rehabilitasyon robotu için PID, KDPID, BMD ve TD olmak üzere dört farklı denetleyici tasarımı gerçekleştirilmiştir. Tasarım esnasında, BMD, PID ve KDPID denetleyicilerden maksimum performansın alınması için denetleyici parametreleri hem PSO hem de GKA algoritması ile ayarlanarak daha iyi performans veren denetleyici parametreleri seçilmiştir.

Denetleyici parametreleri optimizasyonu sürecinde matematiksel ifadesi denklem 46'da verilen zaman ağırlıklı mutlak hatanın integrali (ITAE), performans ölçütü amaç

fonksiyonu olarak kullanılmış olup, mutlak hatanın integrali (IAE) ve hatanın karesinin integrali (ISE) gibi performans ölçütleri ile de karşılaştırılmıştır. Performans ölçütü olarak ITAE'nin seçilme sebebi, ITAE kullanılarak elde edilen sistem yanıtlarında diğer hata tabanlı performans ölçütlerine göre daha düşük aşma ve salınım elde edilmesidir [86, 87]. IAE ve ISE performans ölçütleri sırasıyla denklem 47 ve 48'de verilmiştir. Denklemlerde t ve $e(t)$ sırasıyla zamanı ve hata işaretini ifade etmektedir.

$$ITAE = \int_0^t t |e(t)| dt \quad (46)$$

$$IAE = \int_0^t |e(t)| dt \quad (47)$$

$$ISE = \int_0^t e(t)^2 dt \quad (48)$$

Parametre ayarlama süreci Matlab yazılımında yapılan benzetim çalışmaları ile gerçekleştirilmiştir. Benzetim çalışmaları 15 sn. süresince 20 kHz örnekleme ve 500 Hz anahtarlama frekansında gerçekleştirilmiştir.

2.5.1. PID Denetleyici

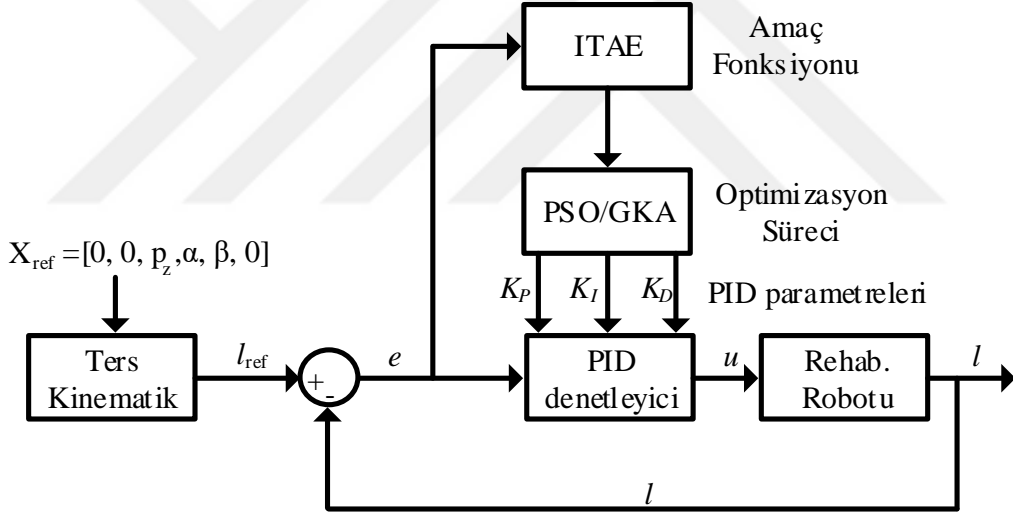
Basitliği ve etkinliği bakımından endüstride sıklıkla kullanılan PID denetleyicinin sahip olduğu oransal (K_P), integral (K_I) ve türev (K_D) kazançları denetleyicinin performansını etkileyen parametrelerdir. Bu parametrelerin ayarlanmasıyla ayak bileği rehabilitasyon robotunun yörünge kontrolü istenilen seviyeye getirilebilir.

Şekil 30. PID denetleyicinin parametrelerinin ayarlanması için kullanılan yapıyı göstermektedir. Paralel robotun denetimi eklem uzayında gerçekleştirileceği için X_{ref} referans bilgisi öncelikle ters kinematik analiz ile l_{ref} bacak uzunluğu bilgisine dönüştürülür. Elde edilen yeni referans bilgisi ile paralel robotun gerçek bacak uzunluğu arasındaki fark e hata işaretini oluşturur. Hata işaretini minimum yapacak K_P , K_I K_D denetleyici parametreleri

ITAE amaç fonksiyonunu göz önüne alarak hem PSO hem de GKA algoritmaları ile ayrı ayrı ayarlanır. Parametreleri ayarlanmış denetleyicinin üreteceği u kontrol işareti rehabilitasyon robotunun hareketini sağlayacak doğrusal eyleyicileri sürmek için kullanılır.

Ayak bileği rehabilitasyon robotunun 3 bacağı olduğu için 3 adet PID denetleyiciye ihtiyaç vardır. Fakat kullanılan doğrusal eyleyiciler özdeş olduğu için parametreleri ayarlanmış 1 adet PID denetleyiciyi her 3 bacakta da ayrı ayrı kullanmak yeterli olacaktır.

PSO algoritması için farklı popülasyon sayıları ile yapılan benzetim çalışmaları sonucunda, yakınsama değeri ve süresi göz önüne alınarak kullanılacak popülasyon sayısı 5 ve maksimum iterasyon sayısı 100 olarak seçilmiştir. GKA algoritması için farklı guguk kuşu sayısı, keşfedilme oranı (p_a) ve yuva sayısı ile yapılan benzetim çalışmaları sonucunda, yakınsama değeri ve süresi göz önüne alınarak guguk kuşu sayısı 200, keşfedilme oranı 0.25 ve yuva sayısı 5 olarak seçilmiştir.



Şekil 30. PID denetleyicinin parametrelerinin ayarlanması

Her iki optimizasyon algoritması da başlangıçta rasgele pozisyonlardan başladığı için ve başlangıç pozisyonları algoritmanın işleyişinde önemli olduğu için algoritmalar birden fazla çalıştırılmıştır. Elde edilen en iyi 5 denemenin sonucu, minimum amaç fonksiyonu ($f(\theta)$) ve karşılık gelen iterasyon sayısı (KIS) cinsinden Tablo 6'da verilmiştir. En iyi 5 deneme sonucunda elde edilen ortalama amaç fonksiyon ($f(\theta)$) ve KIS değerleri yine Tablo 6'da verilmiştir. Tablodaki değerler göz önüne alındığında GKA algoritması PSO algoritmasından daha küçük değerli amaç fonksiyonuna ulaşmıştır. GKA algoritması

optimum parametre değerlerine ortalama 27. iterasyonda ulaşırken, PSO algoritması en iyi parametrelere ortalama 42. iterasyonda ulaşmıştır.

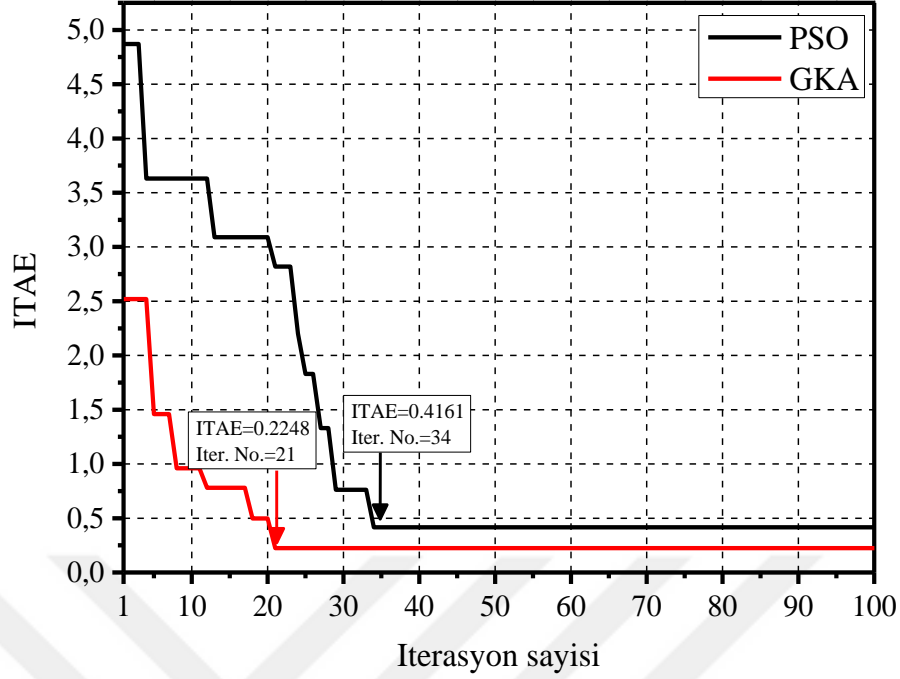
Tablo 6. PID denetleyicinin optimizasyonunda PSO ve GKA algoritmalarının performansları

| GKA | Deneme numarası | | | | | Ortalama f(θ) | Ortalama KIS |
|------|-----------------|--------|--------|--------|--------|------------------|-----------------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | |
| f(θ) | 1.352 | 0.7734 | 0.2248 | 0.3805 | 0.3064 | 0.6074 | 27.4 |
| KIS | 27 | 38 | 21 | 19 | 32 | | |
| PSO | Deneme numarası | | | | | Ortalama f(θ) | Ortalama KIS |
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | |
| f(θ) | 2.387 | 0.4161 | 1.332 | 0.9284 | 0.6290 | 1.1385 | 42.4 |
| KIS | 52 | 34 | 43 | 36 | 47 | | |

Şekil 31. PID denetleyicinin GKA ve PSO algoritmaları kullanılarak parametrelerinin ayarlanması esnasındaki amaç fonksiyonu değişimini göstermektedir. Şekil 31. 5 farklı denemeden elde edilen en iyi deneme sonuçları göz önüne alınarak çizdirilmiştir. Her iki algoritma da amaç fonksiyonu ITAE'yi azaltmıştır ve GKA algoritması ile 21 iterasyon sonucunda elde edilen ITAE değeri 0.2248 iken, PSO algoritmasıyla 34 iterasyon sonucunda elde edilen ITAE değeri 0.4161'dir. Optimize edilen PID denetleyici parametreleri ve hata tabanlı ITAE, IAE ve ISE performans ölçüt değerleri Tablo 7'de verilmiştir. PID denetleyici için elde edilen en iyi K_P , K_I , K_D kazanç değerleri sırasıyla 23.66, 5.135 ve 0.30'dur.

Tablo 7. PID denetleyicinin optimize edilen parametre değerleri ve performans ölçüt değerleri

| Algoritma | PID parametreleri | | | Performans ölçütleri | | | Gecen Sure (s) |
|-----------|-------------------|-------|-------|----------------------|--------|---------------|-------------------|
| | K_P | K_I | K_D | ITAE | IAE | ISE | |
| GKA | 23.66 | 5.135 | 0.30 | 0.2248 | 0.0358 | $24.75e^{-5}$ | 406 |
| PSO | 27.15 | 6.470 | 0.38 | 0.4161 | 0.0571 | $39.59e^{-5}$ | 253 |



Şekil 31. PID denetleyici için GKA ve PSO algoritmalarının amaç fonksiyonu değişimi

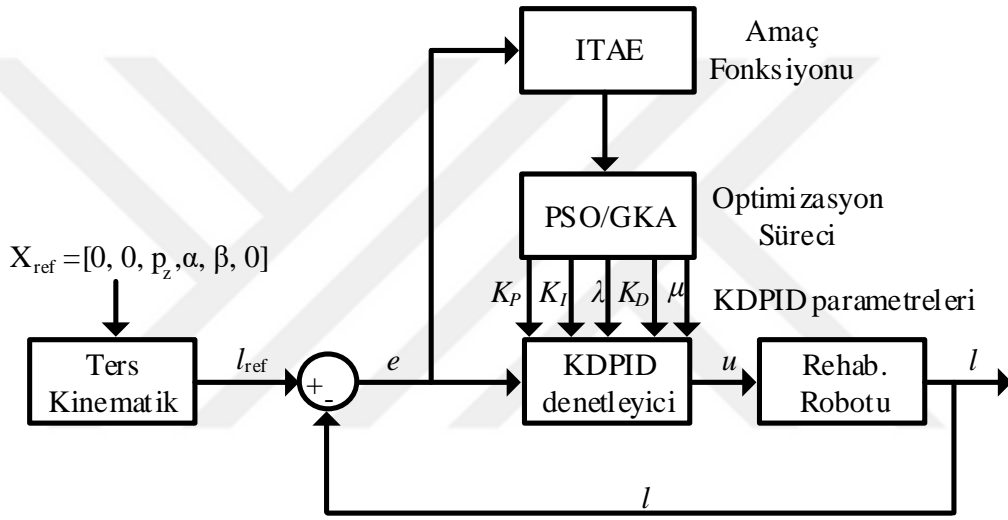
2.5.2. Kesir Dereceli PID Denetleyici

PID denetleyiciyi daha esnek ve sağlam hale getirmek için integral ve türev operatör dereceleri tam sayı yerine kesir dereceli hale getirilerek KDPID denetleyici elde edilir. İntegral ve türev operatör derecelerinin kesirli olması, KDPID denetleyicinin PID denetleyiciye göre fazladan 2 tane daha parametresinin olması anlamına gelmektedir. Dolayısıyla, KDPID denetleyicinin performansını K_P , K_I , K_D kazançlarına ek olarak integral operatörünün kesir derecesi λ ve türev operatörünün kesir derecesi μ belirler. KDPID denetleyiciden optimum şekilde faydalanabilmek için bu 5 parametrenin ayarlanması gerekir.

Ayak bileği rehabilitasyon robotu için tasarlanacak olan KDPID denetleyicinin parametrelerinin ayarlanması için kullanılan yapı Şekil 32.'de gösterilmektedir. Sistem denetimi eklem uzayında gerçekleştirileceği için X_{ref} referans bilgisi öncelikle ters kinematik analiz ile l_{ref} bacak uzunluğu bilgisine dönüştürülür ve elde edilen yeni referans bilgisi ile robotun gerçek bacak uzunluğu arasındaki fark ile e hata işaretini oluşturur. Denetleyici tasarımı, amaç fonksiyonunu göz önüne alarak e hata işaretini minimum yapacak şekilde hem PSO hem de GKA algoritmaları ile ayrı ayrı gerçekleştirilir. Optimize edilmiş

denetleyicinin üreteceği u kontrol işareti ile hareketi sağlayacak doğrusal eyleyiciler sürülecektir. Çalışmada kullanılan doğrusal eyleyiciler özdeş olduğu için parametreleri ayarlanmış 1 adet KDPID denetleyiciyi her 3 bacakta da ayrı ayrı kullanmak yeterli olacaktır.

Benzetim çalışmaları sırasında PSO ve GKA algoritmalarının parametreleri PID denetleyici tasarımında olduğu gibi PSO algoritması için popülasyon sayısı 5, maksimum iterasyon sayısı 100 olarak, GKA algoritması için guguk kuşu sayısı 200, yuva sayısı 5 ve keşfedilme oranı (p_a) 0.25 olarak seçilmiştir.



Şekil 32. KDPID denetleyicinin parametrelerinin ayarlanması

Her iki optimizasyon algoritması da başlangıçta rasgele pozisyonlardan başladığı için ve başlangıç pozisyonları algoritmanın işleyişinde önemli olduğu için algoritmalar birden fazla çalıştırılmıştır. Elde edilen en iyi 5 denemenin sonucu minimum amaç fonksiyonu ($f(\theta)$) ve karşılık gelen iterasyon sayısı (KIS) cinsinden Tablo 8’de verilmiştir. En iyi 5 deneme sonucunda elde edilen ortalama amaç fonksiyon ($f(\theta)$) ve KIS değerleri yine Tablo 8’de verilmiştir. Tablodaki değerler göz önüne alındığında GKA algoritması PSO algoritmasından daha küçük değerli amaç fonksiyonuna ulaşmıştır. GKA algoritması optimum parametre değerlerine ortalama 43. iterasyonda ulaşırken, PSO algoritması en iyi parametrelere ortalama 50. iterasyonda ulaşmıştır.

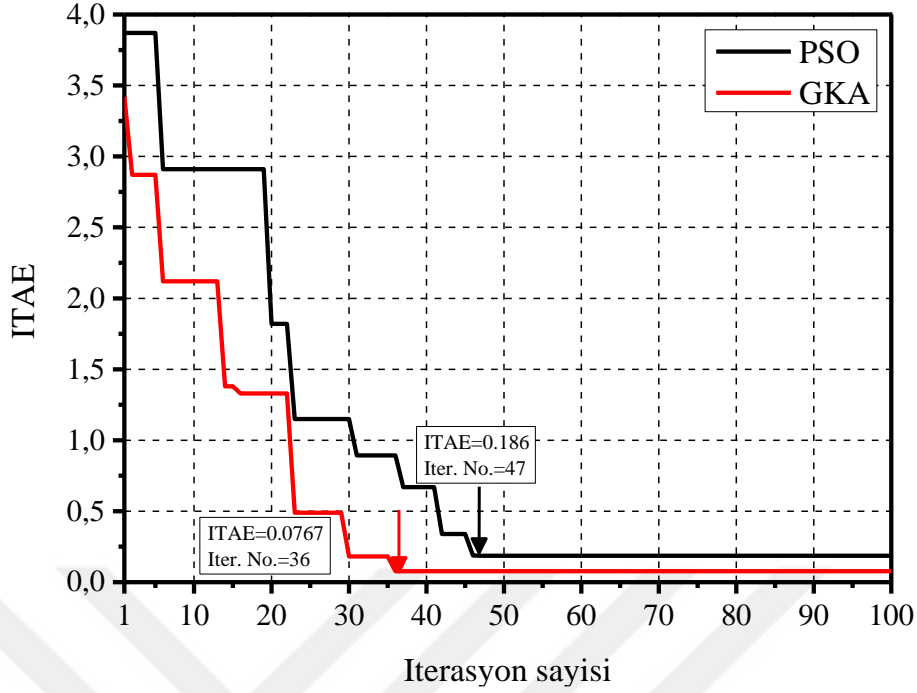
Tablo 8. KDPID denetleyicinin optimizasyonunda PSO ve GKA algoritmalarının performansları

| GKA | Deneme numarası | | | | | Ortalama f(θ) | Ortalama KIS |
|------|-----------------|--------|--------|--------|--------|------------------|-----------------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | |
| f(θ) | 0.1260 | 0.0767 | 0.0922 | 0.1589 | 0.1054 | 0.1118 | 43.6 |
| KIS | 41 | 36 | 46 | 52 | 43 | | |
| PSO | Deneme numarası | | | | | Ortalama f(θ) | Ortalama KIS |
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | |
| f(θ) | 0.4965 | 1.6546 | 0.3412 | 0.1680 | 0.6900 | 0.6736 | 50.6 |
| KIS | 56 | 42 | 49 | 47 | 59 | | |

Şekil 33. KDPID denetleyicinin GKA ve PSO algoritmaları kullanılarak parametrelerinin ayarlanması esnasındaki amaç fonksiyonu değişimini göstermektedir. Şekil 33. yapılan 5 farklı denemeden elde edilen en iyi deneme sonuçları göz önüne alınarak çizdirilmiştir. Her iki algoritma da amaç fonksiyonu ITAE'yi azaltmıştır. GKA algoritması ile 36 iterasyon sonucunda elde edilen ITAE değeri 0.0767 iken, PSO algoritmasıyla 47 iterasyon sonucunda elde edilen ITAE değeri 0.186'dir. Optimize edilen KDPID denetleyici parametreleri ve hata tabanlı ITAE, IAE ve ISE performans ölçüt değerleri Tablo 9'da verilmiştir. KDPID denetleyici için elde edilen en iyi K_P , K_I , λ , K_D ve μ değerleri sırasıyla 20.32, 7.461, 0.883, 0.49 ve 0.780'dir.

Tablo 9. KDPID denetleyicinin optimize edilen parametre değerleri ve performans ölçüt değerleri

| Algoritma | KDPID parametreleri | | | | | Performans ölçütleri | | | Geçen Süre (s) |
|-----------|---------------------|-------|-----------|-------|-------|----------------------|---------|---------------|-------------------|
| | K_P | K_I | λ | K_D | μ | ITAE | IAE | ISE | |
| GKA | 20.32 | 7.461 | 0.883 | 0.49 | 0.780 | 0.0767 | 0.01216 | $2.74e^{-5}$ | 436 |
| PSO | 22.94 | 6.843 | 0.945 | 0.65 | 0.84 | 0.186 | 0.4805 | $18.62e^{-5}$ | 281 |



Şekil 33. KDPID denetleyici için GKA ve PSO algoritmalarının amaç fonksiyonu değişimi

2.5.3. Bulanık Mantık Denetleyici

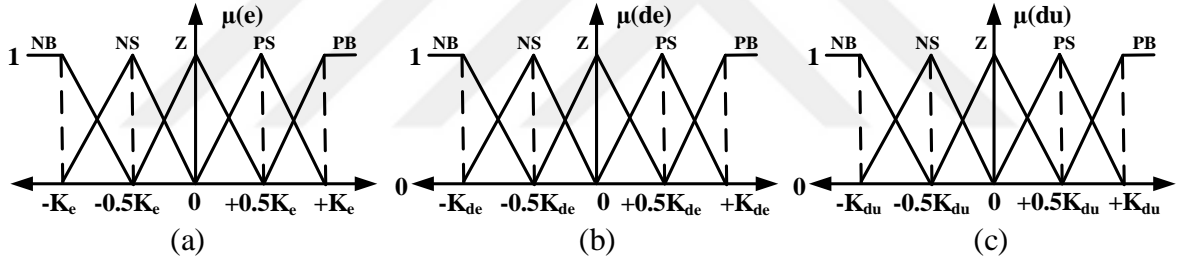
Zadeh'in bulanık küme teorisine [63] dayanan BMD'deki temel düşünce, denetleyici tasarımı sırasında giriş-çıkış ilişkisini belirleyen bulanık kuralları tanımlarken insan tecrübesini hesaba katmaktır. Bölüm 1.5.3'te de belirtildiği üzere klasik bir BMD bulanıklaştırma, kural tablosu, sonuç çıkarma ve durulaştırma kısımlarından oluşur.

Bulanıklaştırma birimine sağlanan sayısal hata (e) ve hatanın değişimi (de) değerleri bu birimde sözel değişkenlere dönüştürülür ve elde edilen bu giriş değişkenlerinin her bulanık kümeye olan üyelik değerleri oluşturulmuş üyelik fonksiyonları yardımıyla hesaplanır. Bu çalışmada, daha keskin geçişler sağladığı için Şekil 34.'te verilen üçgen üyelik fonksiyonları kullanılmıştır. Şekilde, PB (pozitif büyük), PK (PS) (pozitif küçük), S (Z) (sıfır), NK (NS) (negatif küçük) ve NB (negatif büyük) sözel değişkenleri temsil etmektedir. Şekil 34.'te görülen K_e , hatanın üyelik fonksiyonlarının, K_{de} , hatanın değişiminin üyelik fonksiyonlarının ve K_{du} , kontrol işaretinin değişiminin üyelik fonksiyonlarının sınır değerlerini ölçeklemek için kullanılan katsayılarıdır. Üyelik fonksiyonlarının sınırlarının belirlenmesi paralel robotun yörünge takibinde istenilen geçici

ve kalıcı durum cevabını elde etmesine yardımcı olacaktır. Bu çalışmada, K_e , K_{de} , ve K_{du} , katsayıları hem PSO hem de GKA algoritması kullanarak ayarlanmıştır.

Giriş sözel değişkenleri ile çıkış sözel değişkeni arasındaki ilişki oluşturulan kural tablosu ile kurulur. Tasarlanan BMD için PB, PK (PS), S (Z), NK (NS) ve NB sözel değişkenlerini içeren 25 kuraldan oluşan bir kural tablosu oluşturulmuştur. Oluşturulan kural tablosu Tablo 10'da verilmektedir. Kural tablosu oluşturulurken *eğer-ise* yapısı kullanılmıştır. Bu kısımda gerçekleştirilen sonuç çıkarma işlemi Mamdani'nin max-min yöntemiyle [88] gerçekleştirilir.

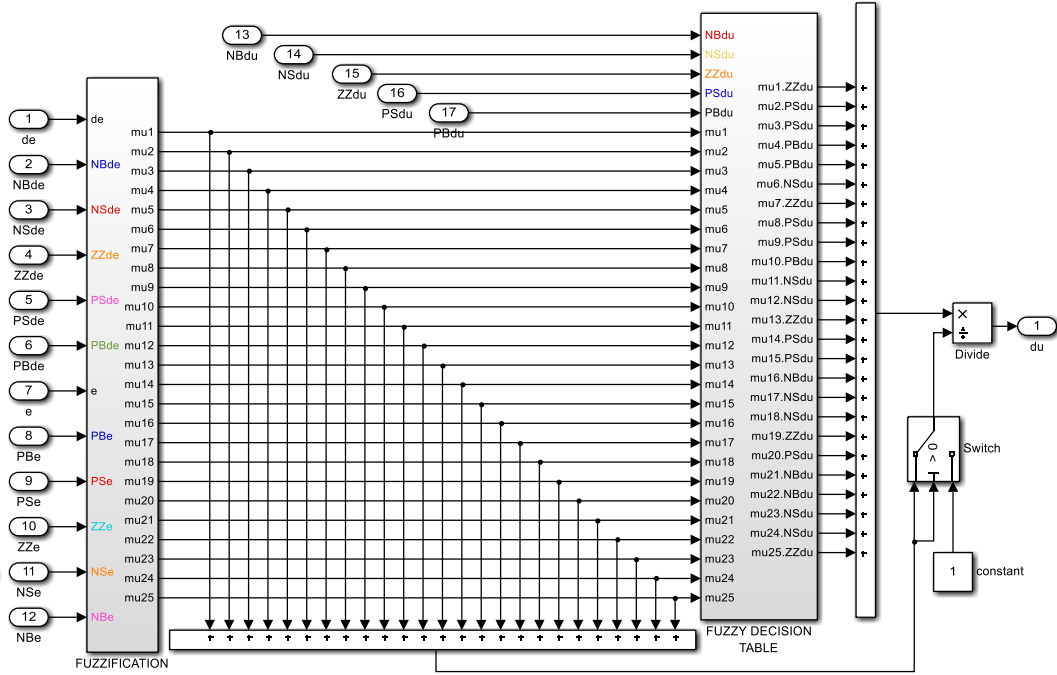
BMD'nin diğer bir kısmı olan durulaştırma kısmında ise değerler sayısal değerlere dönüştürülmektedir. Tasarlanan BMD'nin durulaştırma kısmında alanların merkezi yöntemi [89] kullanılmıştır. Durulaştırma kısmına ait Matlab/Simulink programında oluşturulan model Şekil 35.'te verilmektedir. Matlab/Simulink programında oluşturulan BMD'nin detaylı anlatımı [90]'da verilmektedir.



Şekil 34. Üyelik fonksiyonları: (a) hata (b) hatanın değişimi, (c) kontrol işaretinin değişimi

Tablo 10. Kural tablosu

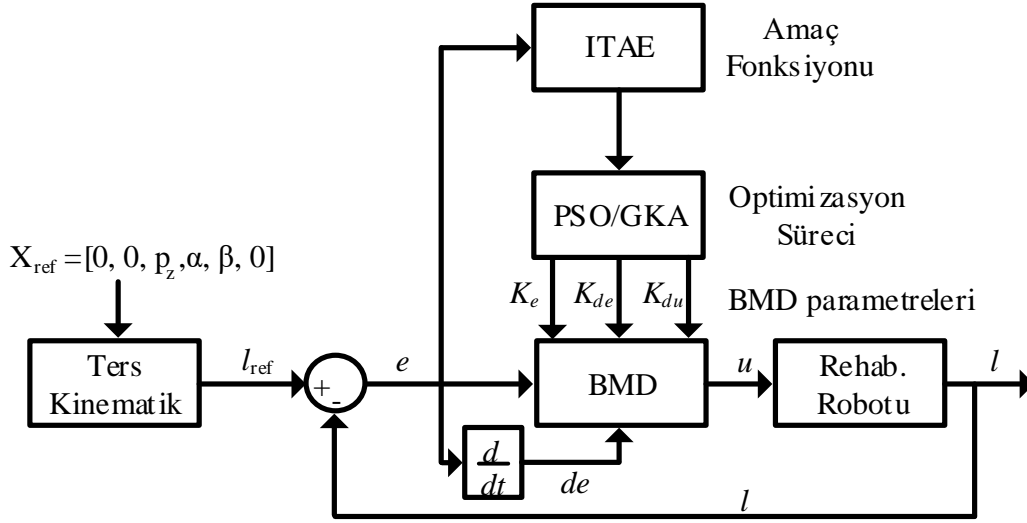
| $\begin{matrix} \text{de} \\ \text{e} \end{matrix}$ | NB | NK | S | PK | PB |
|---|----|----|----|----|----|
| NB | NB | NB | NK | NK | S |
| NK | NB | NK | NK | S | PK |
| S | NK | NK | S | PK | PK |
| PK | NK | S | PK | PK | PB |
| PB | S | PK | PK | PB | PB |



Şekil 35. Matlab/Simulink'te oluşturulan durulaştırma sürecinin genel görünümü [90].

Üyelik fonksiyonlarının sınır değerlerini ölçeklemek için kullanılan K_e , K_{de} , ve K_{du} , katsayılarının optimize edilmesi için Şekil 36.'daki yapı kullanılmıştır. Buradaki yapıda, ters kinematik analiz ile elde edilen l_{ref} referans bacak uzunluğu ile robotun gerçek bacak uzunluğu arasındaki fark ile oluşturulan e hata işareti ve hatanın değişimi (de) işareti BMD girişine uygulanmıştır. ITAE amaç fonksiyonunu minimum yapacak şekilde ayarlanan K_e , K_{de} , ve K_{du} , katsayılarını kullanarak üretilecek u kontrol işareti ile doğrusal eyleyiciler sürülecektir. Çalışmada kullanılan doğrusal eyleyiciler özdeş olduğu için aynı BMD'yi her 3 bacakta da kullanmak yeterli olacaktır.

Benzetim çalışmaları sırasında PSO ve GKA algoritmalarının parametreleri hem PID hem de KDPID denetleyici tasarımında olduğu gibi PSO algoritması için popülasyon sayısı 5, maksimum iterasyon sayısı 100 olarak, GKA algoritması için guguk kuşu sayısı 200, yuva sayısı 5 ve keşfedilme oranı (p_a) 0.25 olarak seçilmiştir.



Şekil 36. BMD'nin parametrelerinin ayarlanması

Her iki optimizasyon algoritması da başlangıçta rasgele pozisyonlardan başladığı için ve başlangıç pozisyonları algoritmanın işleyişinde önemli olduğu için algoritmalar birden fazla çalıştırılmıştır. Elde edilen en iyi 5 denemenin sonucu minimum amaç fonksiyonu ($f(\theta)$) ve karşılık gelen iterasyon sayısı (KIS) cinsinden Tablo 11'de verilmiştir. En iyi 5 deneme sonucunda elde edilen ortalama amaç fonksiyon ($f(\theta)$) ve KIS değerleri yine Tablo 11'de verilmiştir. Tablodaki değerler göz önüne alındığında GKA algoritması PSO algoritmasından daha küçük değerli amaç fonksiyonuna ulaşmıştır. GKA algoritması optimum parametre değerlerine ortalama 28. iterasyonda ulaşırken, PSO algoritması en iyi parametrelere ortalama 42. iterasyonda ulaşmıştır.

Tablo 11. BMD optimizasyonunda PSO ve GKA algoritmalarının performansları

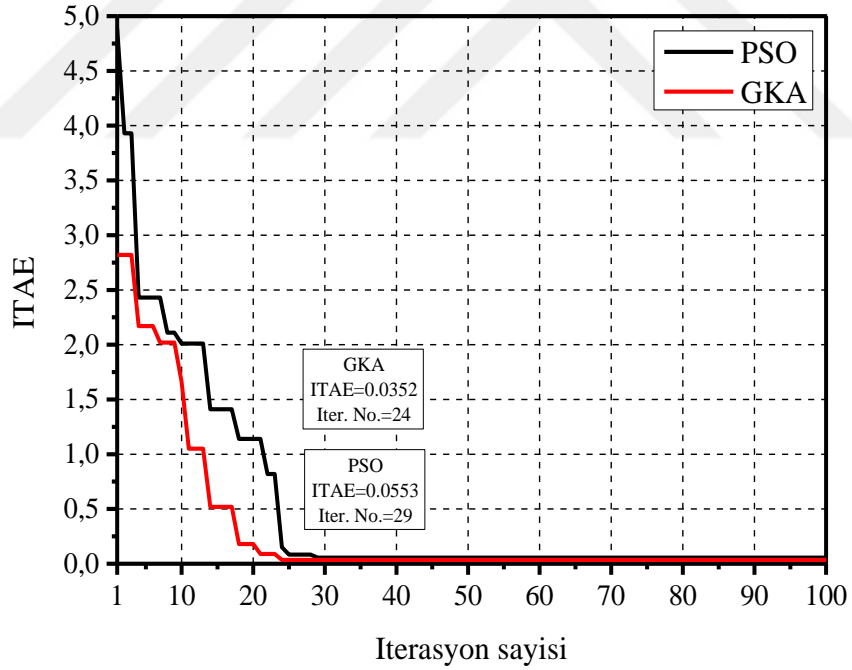
| GKA | Deneme numarası | | | | | Ortalama $f(\theta)$ | Ortalama KIS |
|-------------|-----------------|--------|--------|--------|--------|----------------------|--------------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | |
| $f(\theta)$ | 0.0592 | 0.0352 | 0.0471 | 0.0398 | 0.0452 | 0.0453 | 28.2 |
| KIS | 32 | 24 | 28 | 20 | 37 | | |
| PSO | Deneme numarası | | | | | Ortalama $f(\theta)$ | Ortalama KIS |
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | |
| $f(\theta)$ | 0.0743 | 0.0841 | 0.0553 | 0.0639 | 0.0774 | 0,071 | 41.8 |
| KIS | 48 | 56 | 29 | 35 | 41 | | |

Şekil 37. KDPID denetleyicinin GKA ve PSO algoritmaları kullanılarak parametrelerinin ayarlanması esnasındaki amaç fonksiyonu değişimini göstermektedir. Şekil

37. yapılan 5 farklı denemeden elde edilen en iyi deneme sonuçları göz önüne alınarak çizdirilmiştir. Her iki algoritma da amaç fonksiyonu ITAE'yi azaltmıştır. GKA algoritması ile 24 iterasyon sonucunda elde edilen ITAE değeri 0.0352 iken, PSO algoritmasıyla 29 iterasyon sonucunda elde edilen ITAE değeri 0.0553'dir. Optimize edilen K_e , K_{de} , ve K_{du} , katsayıları ve hata tabanlı ITAE, IAE ve ISE performans ölçüt değerleri Tablo 12'de verilmiştir. BMD için elde edilen en K_e , K_{de} , ve K_{du} değerleri sırasıyla 0.868, 0.013 ve 21.887'dir.

Tablo 12. BMD'nin optimize edilen parametre değerleri ve performans ölçüt değerleri

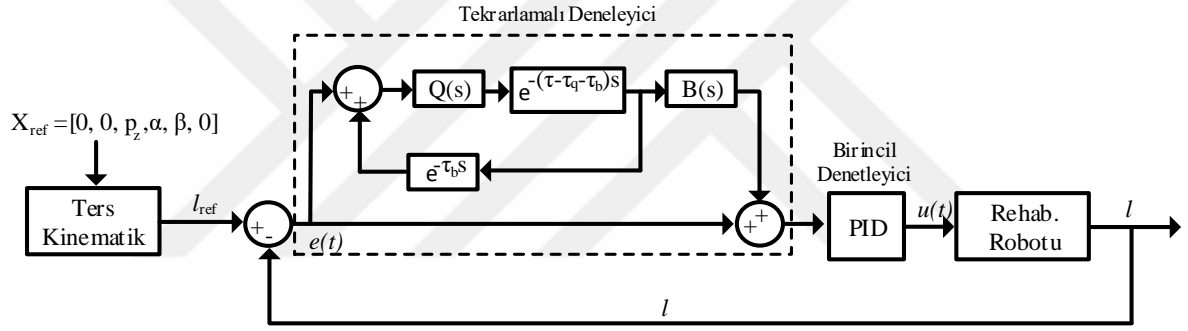
| Algoritma | BMD parametreleri | | | Performans ölçütleri | | | Gecen Sure (s) |
|------------|-------------------|-------|----------|----------------------|--------|---------------|----------------|
| | K_{de} | K_e | K_{du} | ITAE | IAE | ISE | |
| GKA | 0.013 | 0.868 | 21.887 | 0.0352 | 0.0059 | $0.695e^{-5}$ | 843 |
| PSO | 0.326 | 1.450 | 17.694 | 0.0553 | 0.0091 | $1.105e^{-5}$ | 627 |



Şekil 37. BMD için GKA ve PSO algoritmalarının amaç fonksiyonu değişimi

2.5.4. Tekrarlamalı Denetleyici

Dahili model prensibine göre çalışan TD periyodik yörünge takibinde ve periyodik bozucu etkilerin elenmesinde tercih edilir [91]. Tez kapsamında kullanılan TD yapısı Şekil 12.'de verilmiştir. Birincil denetleyicinin de dahil olduğu gelişmiş TD yapısını içeren Şekil 38.'de $Q(s)$ ve $B(s)$ iki farklı alçak geçiren filtre, τ referans işaretin periyodunu, τ_q $Q(s)$ filtresinden kaynaklanan zaman kaybını, τ_b $B(s)$ filtresinden kaynaklanan zaman kaybını, $e(t)$ hata işaretini ve $u(t)$ üretilen kontrol işaretini ifade etmektedir. Birincil denetleyici TD'nin kararlılığını ve hassasiyetini arttırmak ve geçici hal cevabını iyileştirmek için kullanılır. Birincil denetleyici olarak transfer fonksiyonu kolaylıkla yazılabilen PID denetleyici kullanılmıştır.



Şekil 38. TD tasarımında kullanılan yapı

Bir TD tasarım işlemi B filtresi tasarımı, Q filtresi tasarımı ve analiz kısmı olmak üzere üç ana kısımdan oluşur. TD tasarımına başlamadan önce birincil denetleyicinin parametreleri belirlenerek transfer fonksiyonu elde edilmelidir. Birincil denetleyici olarak tasarımı Bölüm 2.5.1 de verilmiş olan PID denetleyici kullanılmıştır. Optimizasyon sonucu bulunmuş olan PID denetleyicinin K_P , K_I , K_D kazanç değerleri sırasıyla 23.66, 5.135 ve 0.30'dur. $B(s)$ ve $Q(s)$ filtresi tasarımı ve TD'nin analiz kısmı PID denetleyici göz önüne alınarak gerçekleştirilir.

Tasarım işlemine başlamadan önce Bölüm 1.5.4'te verilen terimleri hatırlatmakta fayda olacaktır. $G_p(s)$ ve $G_c(s)$ sırasıyla sistemin ve birincil denetleyicinin transfer fonksiyonunu ve $R(\omega)$ rejenerasyon spektrumunu temsil etmektedir. $G_p(s)$ sistem transfer fonksiyonu Bölüm 2.4'te modellenmesi yapılan ve transfer fonksiyonu denklem 45'te verilen doğrusal eyleyicinin transfer fonksiyonudur.

TD içeren sistemin bağıl kararlılığını sağlamak için, yani $R(\omega) < 1, \forall \omega$, $B(s)$ filtresi önce Bölüm 1.5.4'te bahsedildiği üzere $G_p(s)G_c(s)/(1+G_p(s)G_c(s))$ 'in tersi olarak seçilir. $G_p(s)G_c(s)/(1+G_p(s)G_c(s))$ 'in tersine $G_{inv}(s)$ dersek, $G_{inv}(s)$ aşağıdaki gibi elde edilir.

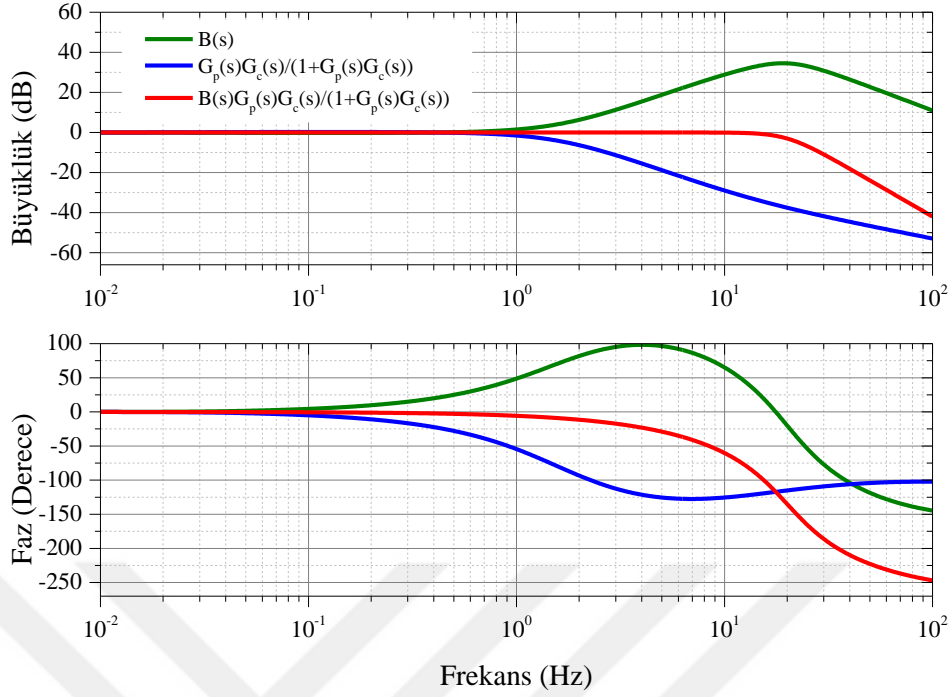
$$G_{inv}(s) = \left(\frac{G_p(s)G_c(s)}{1+G_p(s)G_c(s)} \right)^{-1} \quad (49)$$

$$= \frac{s^4 + 5223s^3 + 96174s^2 + 5.839 \times 10^5 s + 1.267 \times 10^5}{7404s^2 + 5.839 \times 10^5 s + 1.267 \times 10^5}$$

Elde edilen $G_{inv}(s)$ transfer fonksiyonu fiziksel olarak gerçekleştirilemeyeceği için birim kazançlı ve kesim frekansı $\omega_b = 20$ rad/s olan bir alçak geçiren filtre $G_{inv}(s)$ ile seri bağlanır [70, 73] ve $B(s)$ filtresi aşağıdaki gibi elde edilir.

$$B(s) = \frac{s^4 + 5223s^3 + 96174s^2 + 5.839 \times 10^5 s + 1.267 \times 10^5}{0.02985s^5 + 6.105s^4 + 2.606 \times 10^4 s^3 + 532s^2 + 5.839 \times 10^5 s + 1.267 \times 10^5} \quad (50)$$

Zaman kaybını τ_b Lemma 3 [72] yardımıyla 0.015 olarak hesaplanmıştır. $B(s)$ filtresinin sistem dinamiklerine olan etkisi Şekil 39.'da gösterilmiştir. 1 Hz den büyük frekanslarda sistem fazının düzgün bir şekilde kompanse edilemediği Şekil 39.'dan gözlemlenebilir.

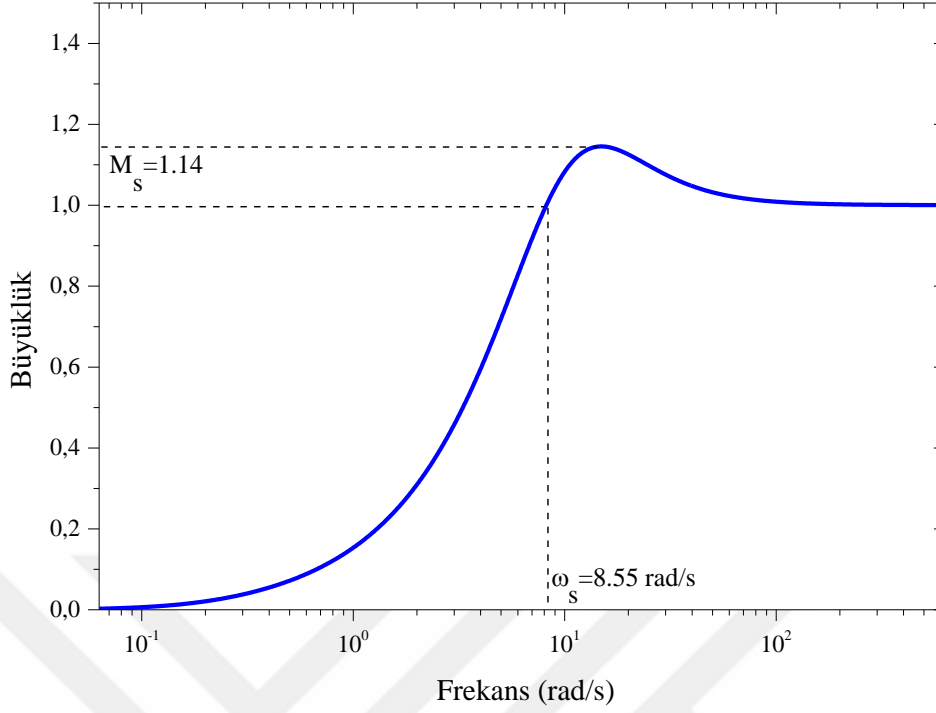


Şekil 39. Bode çizimleri

$B(s)$ filtresini tasarladıktan sonra, yüksek frekanslardaki sonsuz kazancı filtrelemek ve kararlılık ve sağlamlılığı arttırmak için $Q(s)$ filtresi tasarlanır [75]. Bundan dolayı, $Q(s)$ filtresi model belirsizliklerinin de bulunduğu frekans aralığına göre yeterli bant genişliğini sağlamalıdır. Düşük kesim frekanslarının yavaş sistem yanıtına yol açacağı da unutulmamalıdır.

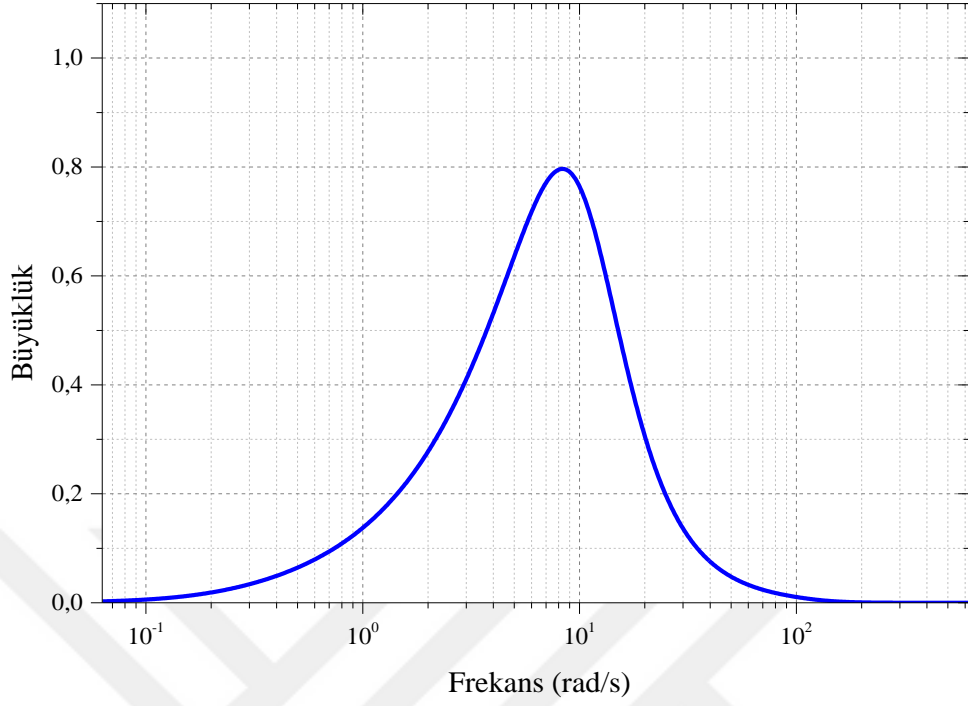
Alçak geçiren $Q(s)$ filtresinin kesim frekansı ω_c , denklem 13 ile hesaplanır. Gerekli olan M_s ve ω_s değerleri kapalı-çevrim fonksiyonu $S_0(s)$ 'nin büyüklik çiziminden elde edilir. $S_0(s)$ 'nin büyüklik çizimi Şekil 40.'ta verilmiştir. M_s ve ω_s değerleri sırasıyla 1.14 ve 8.55 rad/s olarak elde edilmiştir. Kesim frekansı üst sınırı denklem 13 yardımıyla 11.56 rad/s olarak hesaplanmıştır. Sonuçta elde edilen $Q(s)$ filtresi denklem 51'de verilmiştir. Zaman kaybı τ_q , Lemma 3 [72] yardımıyla 0.0725 olarak hesaplanmıştır.

$$Q(s) = \frac{1}{s^2 + 15.56s + 121} \quad (51)$$

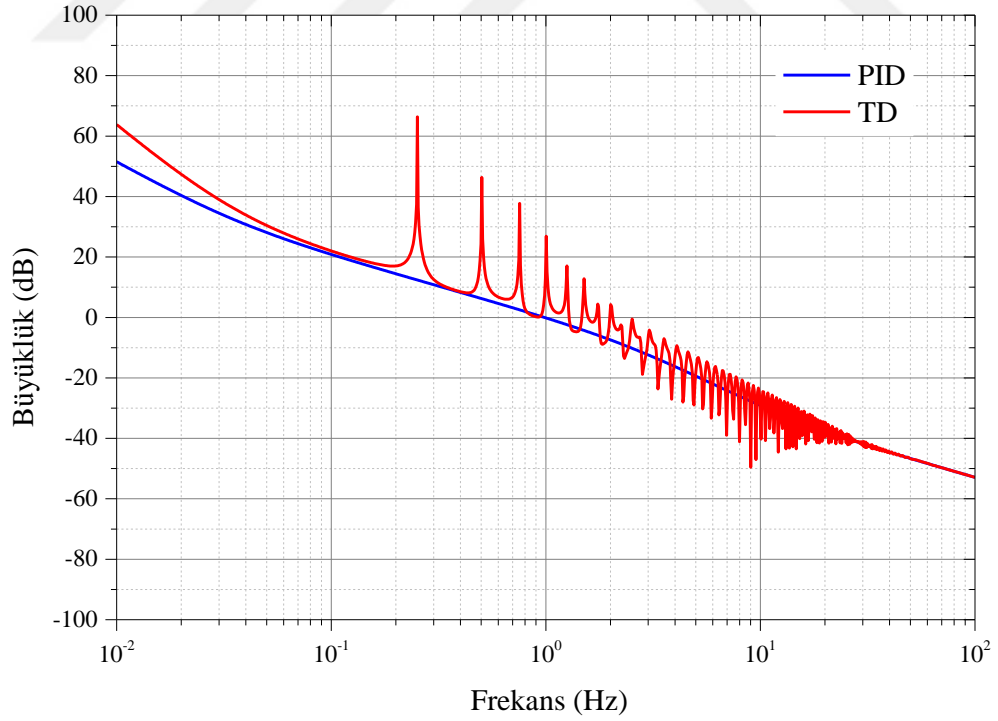


Şekil 40. Kapalı-çevrim fonksiyonu $S_0(s)$ 'nin büyüklük çizimi

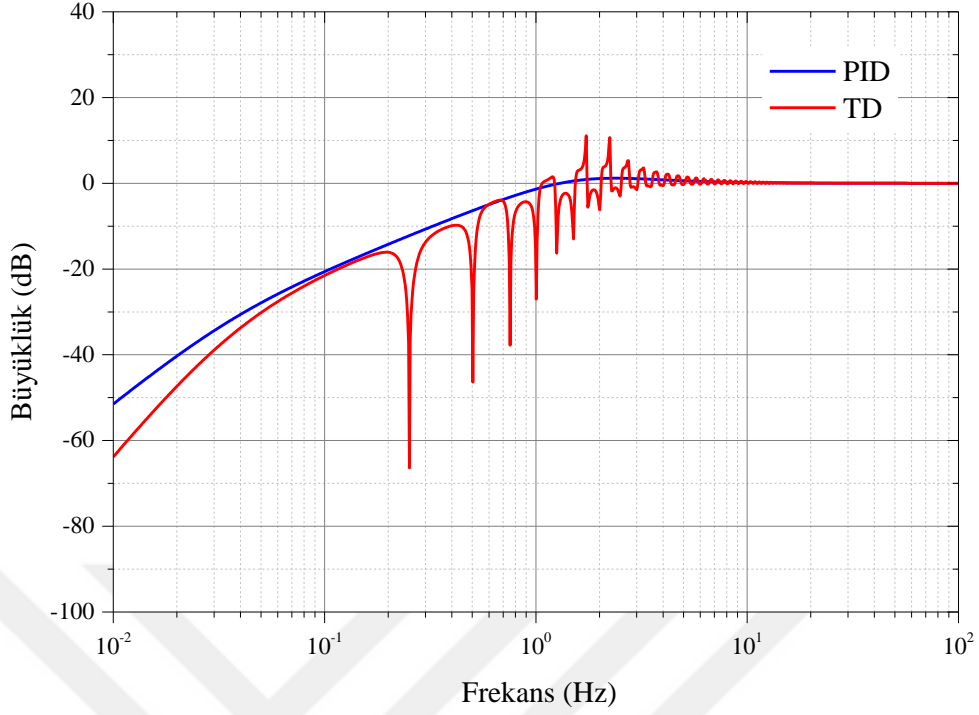
TD içeren sistemin bağıl kararlılık analizi rejenerasyon spektrumu $R(\omega)$ vasıtasıyla analiz edilir. Bağıl kararlılığı garantilemek için $R(\omega) < 1, \forall \omega$ koşulu sağlanmak zorundadır. Şekil 41. rejenerasyon spektrumunun büyüklük çizimini göstermektedir. Şekilden görüleceği üzere bütün frekans değerleri için büyüklük değeri 1'den küçüktür yani bağıl kararlılık koşulu sağlanmıştır. Yeterli yörünge takip performansı elde etmek için bağıl kararlılık koşuluna ek olarak TD, kontrol sisteminde kararsızlığa yol açmadan yüksek çevrim kazancı sağlamalıdır [77]. TD'nin yörünge takip performansını incelemek için açık-çevrim sistemin ve hassasiyet fonksiyonunun büyüklükleri sırasıyla Şekil 42. ve Şekil 43.'te verilmiştir. Aynı şekillerde PID denetleyicinin tek başına (Şekil 38.'deki TD bölümü çıkarıldığında) kullanıldığında elde edilen yanıtlar da verilmiştir. Şekil 42.'den görüleceği üzere TD referans işaret frekansı olan 0.25 Hz'de ve harmoniklerinde yüksek çevrim kazancı uygulamıştır. Şekil 43. göz önüne alındığında, TD'nin hassasiyet değeri referans işaret frekansı olan 0.25 Hz'de ve harmoniklerinde tek başına kullanılan PID denetleyiciden çok daha düşüktür. Daha iyi yörünge takip performansı için referans işaret periyodunda ve harmoniklerinde yüksek çevrim kazancı ve düşük hassasiyet değeri gerektiği için analiz sonuçları TD'nin, tek başına kullanılan PID denetleyiciden daha iyi olduğunu belirtmektedir.



Şekil 41. Rejenerasyon spektrumunun büyüklik çizimi



Şekil 42. Açık-çevrim sistemin büyüklik çizimi



Şekil 43. Denetleyici hassasiyet fonksiyonlarının büyüklük çizimi

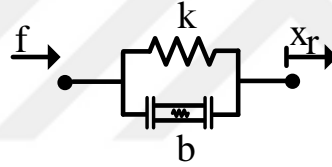
2.6. Bulanık Mantık Tabanlı Adaptif Admitans Kontrol

Hogan tarafından önerilen empedans kontrol yöntemi kuvvet kontrolünden daha çok etkileşim kontrolü olarak tanımlanabilir [92]. Hogan önerdiği yöntemde hem admitans kontrolünden hem de empedans kontrolünden empedans kontrol olarak bahsetmektedir. Halbuki Hogan tarafından yapılmış olan admitans ve empedans kontrol tanımları göz önüne alındığında bu kontrol yöntemleri denetleyicideki nedensellik ilişkisinden dolayı birbirlerinden farklıdır. Hogan'ın tanımına göre fiziksel bir sistem eğer hareket girişi alıyor ve kuvvet çıkışı üretiyorsa empedans olarak, eğer kuvvet girişi alıp hareket çıkışı üretiyorsa admitans olarak tanımlanır. Empedans kontrolde denetleyici empedans ve manipülatör admitansken, admitans kontrolde denetleyici admitans ve manipülatör empedanstır.

Hastanın ayak bileği eklem hareket açıklığını tamamen geri kazanması için kullanılan aktif ROM egzersizleri ve izotonik egzersizler gibi güçlendirme egzersizleri, sırasıyla destekleyici ve direnç gösterici modda çalışan admitans kontrol düzeneği tabanlı egzersizlerdir. Sabit seviyede destek/direnç göstermek yerine, uygulanacak olan destek/direnç seviyesini hastanın engellilik seviyesine göre belirlemek egzersizlerin daha verimli yapılmasını sağlayacaktır.

Bu çalışmada önerilen adaptif admitans kontrol düzeneğinin amacı, egzersiz sırasında yeterli kuvveti uygulayamayan hastalara destek olmak veya gereğinden fazla kuvvet uygulayan hastalara daha fazla direnç göstermek için robotun uyguladığı destek/direnç seviyesini değiştirmektedir. Robot sadece güçlendirme egzersizlerinde değil, gereğinden fazla kuvvet uygulanan aktif ROM egzersizlerinde de direnç gösterici modda çalışmalıdır. Aynı şekilde, robot sadece aktif ROM egzersizlerinde değil, yeterli kuvvet uygulanamayan güçlendirme egzersizlerinde de destekleyici modda çalışmalıdır.

Kuvvet-hareket ilişkisine göre gerçekleşen admitans kontrol tasarımı Şekil 44.'te verilen yay-damper sistemi ile modellenenbilir [18]. İlgili modelde referans pozisyonu x_r ile uygulanan kuvvet f arasındaki ilişki zaman ve frekans uzayları için sırasıyla denklem 52 ve 53'te verilmiştir. Şekil 44.'te ve denklem 52 ve 53'te kullanılan b ve k istenilen sönüm ve sertlik parametreleridir. b ve k parametreleri ile denklem 53'te verilen admitans filtresi ayarlanır. Bu parametreler sabit olabileceği gibi belirli kurallara bağlı olarak değişebilir [93].



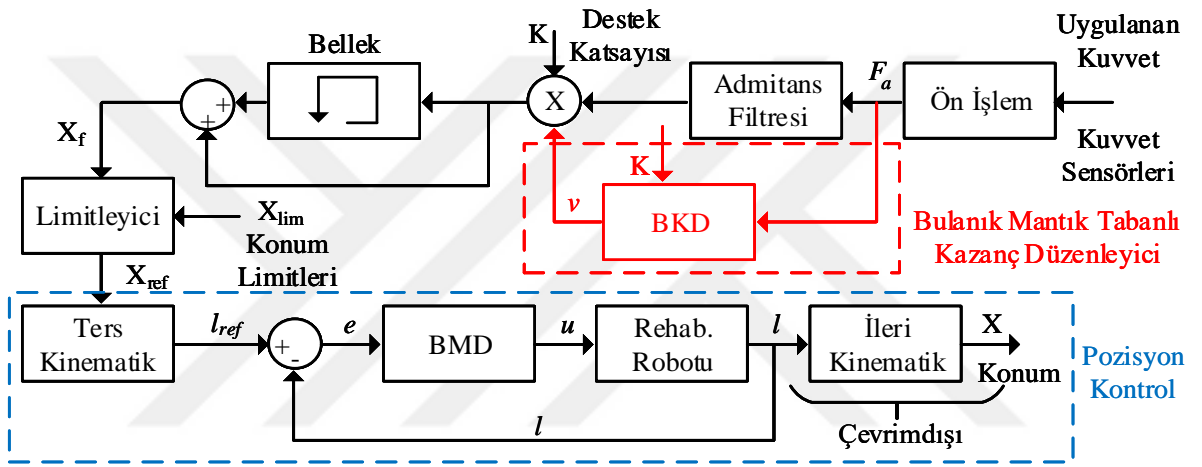
Şekil 44. Kuvvet-hareket ilişkisini modelleyen yay-damper sistemi

$$b\dot{x}_r + kx_r = f \quad (52)$$

$$x_r = \frac{f}{bs + k} \quad (53)$$

Şekil 45. adaptif admitans kontrol düzeneğinin blok diyagramını göstermektedir. Hasta tarafından uygulanan kuvvet hareketli platform ile ayak tabanlığı arasına yerleştirilmiş Şekil 18.'de gösterilen 3 kuvvet sensörü ile algılanır ve öncelikle ön işleme tabi tutularak referans pozisyonunu (X_{ref}) oluşturmak için kullanılacak tek bir f_g kuvvet sinyali elde edilir. Ön işlem bloğunda dorsal/plantar fleksiyon hareketi için 1. ve 3. kuvvet sensörlerinden gelen veriler dikkate alınırken, inversiyon/everiyon hareketi için 1. ve 2. kuvvet sensörlerinden gelen veriler dikkate alınır.

Ön referans pozisyonu denklem 54 ile hesaplanır. Burada, F_a , K ve $v(F_a, K)$ sırasıyla ön işleme tabi tutulmuş uygulanan kuvvet, destek katsayısı ve bulanık mantık tabanlı kazanç düzenleyicinin (BKD) çıkışıdır. $Kv(F_a, K)$ değeri uygulanacak olan destek/direnç seviyesini belirler. $Kv(F_a, K) \geq 1$ olduğunda robot destekleyici modda çalışırken $Kv(F_a, K) < 1$ olduğunda robot direnç gösterici modda çalışır. $Kv(F_a, K) \geq 1$ durumunda daha büyük $Kv(F_a, K)$ değeri daha fazla destek sağlarken, $Kv(F_a, K) < 1$ durumunda daha küçük $Kv(F_a, K)$ değeri daha fazla direnç gösterir. $v(F_a, K)$ değeri admitans filtresinin kazancını düzenlemek için BKD tarafından üretilen sayısal bir değerdir.



Şekil 45. Adaptif admitans kontrol düzeneği blok diyagramı

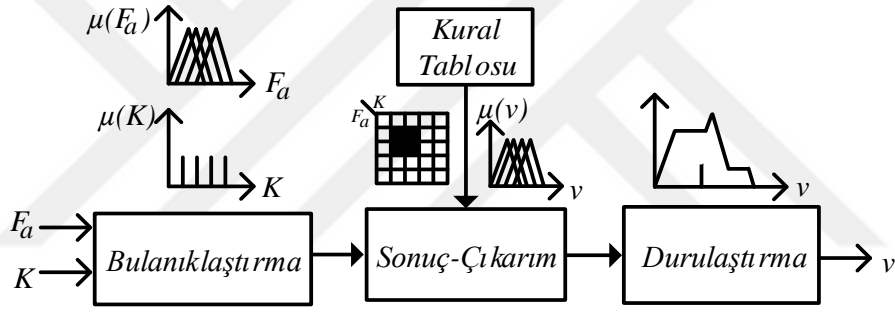
$$X_{f,k} = X_{f,k-1} + Kv(F_a, K) \frac{F_a}{bs + k} \quad (54)$$

$$X_{ref} = \begin{cases} X_f, & X_f < X_{lim} \\ X_{lim}, & X_f \geq X_{lim} \end{cases} \quad (55)$$

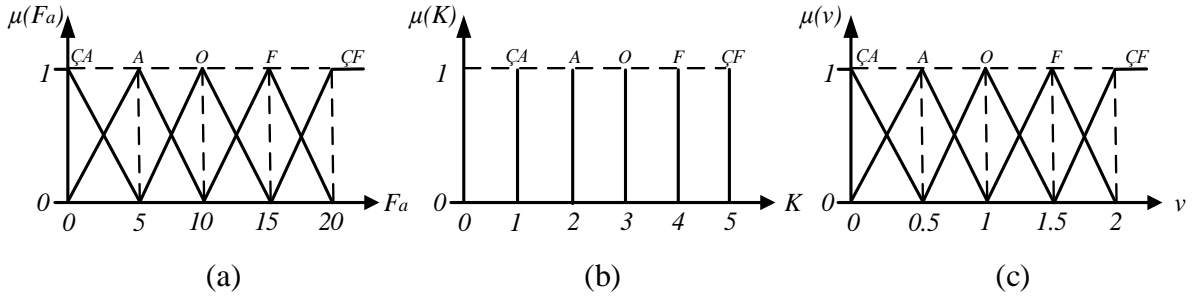
Admitans filtresinin kazancını düzenleyen BKD, destekleyici ve direnç gösterici egzersizler düşünülerek tasarlandığı için destekleyici ve direnç gösterici olmak üzere iki farklı modda çalışır. Fakat iki farklı modun çalışma prensibi Şekil 46.'da verilen aynı yapıya dayanır. F_a ve K giriş değerlerine göre v çıkış değeri üreten bu yapıda, sayısal F_a ve K giriş değerleri için önce bulanıklaştırma işlemi uygulanır. Bulanıklaştırma işleminde F_a ve K girişleri için sırasıyla üçgen ve tekil üyelik fonksiyonları kullanılırken, $v(F_a, K)$ çıkışı için de

üçgen üyelik fonksiyonları kullanılmıştır. Giriş ve çıkış değişkenleri olarak çok az (ÇA), az (A), orta (O), fazla (F) ve çok fazla (ÇF) bulanık değişkenleri kullanılmıştır. Destekleyici ve direnç gösterici modda kullanılan üyelik fonksiyonları sırasıyla Şekil 47. ve Şekil 48.'de verilmiştir.

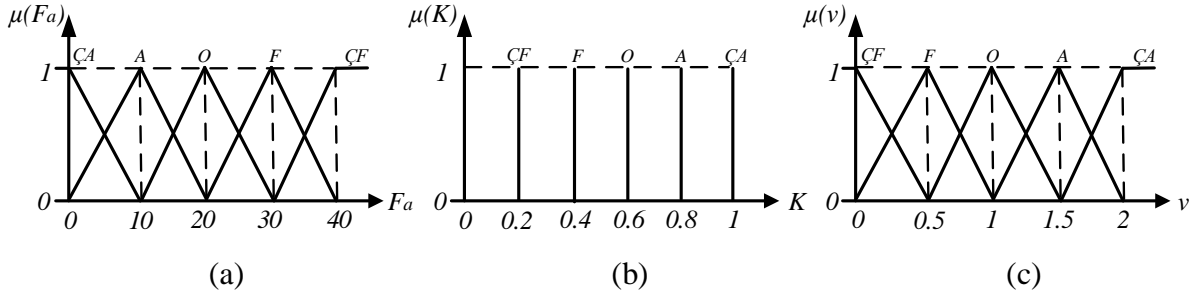
Bulanık kümeler, ÇA, A, O, F ve ÇF bulanık kümelerini içermektedir. F_a girişi üyelik fonksiyonları destekleyici mod için 0-20N aralığında simetrik olarak yerleştirilmişken, direnç gösterici mod için 0-40N aralığında simetrik olarak yerleştirilmiştir. K girişi üyelik fonksiyonları destekleyici mod için 1, 2, 3, 4 ve 5 noktalarına yerleştirilmişken, direnç gösterici mod için 0.2, 0.4, 0.6, 0.8 ve 1 noktalarına yerleştirilmiştir. Çıkış $v(F_a, K)$ üyelik fonksiyonları destekleyici ve direnç gösterici mod için sırasıyla 0-2 aralığına simetrik olarak yerleştirilmiştir.



Şekil 46. Bulanık kazanç düzenleyicinin temel yapısı



Şekil 47. Destekleyici mod için üyelik fonksiyonları: (a) uygulanan kuvvet (F_a), (b) destek katsayısı (K), (c) çıkış (v)



Şekil 48. Direnç gösterici mod için üyelik fonksiyonları: (a) uygulanan kuvvet (F_a), (b) destek katsayısı (K), (c) çıkış (v)

Bulanıklaştırılan giriş değerleri için her iki moda göre farklı ve simetrik oluşturulmuş kural tablosu, Mamdani'nin max-min metoduna [88] göre işlenir. Destekleyici ve direnç gösterici modda kullanılan kural tabloları sırasıyla Tablo 13. ve Tablo 14.'te verilmiştir. Kesin çıkış değeri $v(F_a, K)$ alanların merkezi yöntemini [89] kullanarak hesaplanır.

Tablo 13. Destekleyici mod için kural tablosu

| $F_a \backslash K$ | ÇA | A | O | F | ÇF |
|--------------------|----|----|---|----|----|
| ÇA | O | A | A | ÇA | ÇA |
| A | F | O | A | A | ÇA |
| O | F | F | O | A | A |
| F | ÇF | F | F | O | A |
| ÇF | ÇF | ÇF | F | F | O |

Tablo 14. Direnç gösterici mod için kural tablosu

| $F_a \backslash K$ | ÇA | A | O | F | ÇF |
|--------------------|----|----|---|----|----|
| ÇF | O | F | F | ÇF | ÇF |
| F | A | O | F | F | ÇF |
| O | A | A | O | F | F |
| A | ÇA | A | A | O | F |
| ÇA | ÇA | ÇA | A | A | O |

Elde edilen ön pozisyon referansının (X_f) belirlenen sınırlar içinde olduğu denklem 55 ile kontrol edildikten sonra ters kinematik analiz ile her bir eyleyicinin uzunluğu (l_{ref})

hesaplanır ve referans girişi olarak sisteme verilir. Her bir eyleyicinin uzunluğu Bölüm 2.5.3'te tasarlanmış olan BMD kullanılarak denetlenir. Hareketli platformun açısı çevrimdışı gerçekleştirilen ileri kinematik analiz ile hesaplanır.

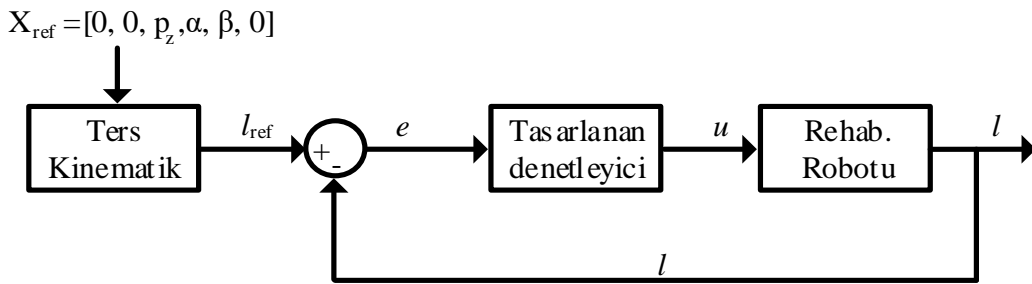
Şekil 45'te kırmızı çerçeve ile çizilen BKD kısmı çıkarıldığında admitans kontrol düzeneğinin adaptiflik özelliği kaybolacaktır ve admitans kontrol düzeneği sadece sabit destek katsayısı K ile hastanın uygulayacağı kuvvete bağlı olacak olan statik admitans kontrol düzeneği haline dönüşecektir. Bu durumda, eğer hasta hareketli platformu hareket ettirmek için yeterli kuvveti uygulayamıyorsa robot hastaya yeterli desteği vermeyecek ve egzersiz tamamlanamamış olacaktır. Aynı şekilde, hasta hareketli platformu hareket ettirmek için gereğinden fazla kuvvet uyguluyorsa, yani hareketli platformu kolaylıkla hareket ettirebiliyorsa, robot hastaya göstereceği direnç seviyesini arttırmayacaktır. Sonuçta, egzersizler yeterince verimli gerçekleştirilmemiş olacaktır.

3. BULGULAR

Bu bölümde Bölüm 2.5'te tasarlanan PID, KDPID, BMD ve TD'yi kullanarak öncelikle Tablo 4'te verilen egzersizlerden pasif ROM hareketleri benzetim ortamında gerçekleştirilerek denetleyicilerin performansları benzetim ortamında gözlemlenmiştir. Daha sonra, hazırlanan deney düzeneği ile Tablo 4'te verilen hem aktif ve pasif ROM egzersizleri hem de güçlendirme egzersizleri deneysel olarak ayak bileği rehabilitasyon robotunu kullanarak gerçekleştirilmiştir. Deneysel çalışmalarda, tasarlanan denetleyicilerin yörünge takibindeki performansları hem insan-robot etkileşiminin bozucu etkisi olmadan hem de bozucu etkisi altında incelenmiştir. Ayrıca, önerilen adaptif admitans kontrol düzeneğinin verimliliği de aktif mod egzersizleriyle yapılan deneysel çalışmalarda gözlemlenmiştir.

3.1. Benzetim Çalışmaları

Tasarlanan denetleyicilerin yörünge takip performanslarını gözlemlemek için pozisyon kontrolü gerektiren pasif ROM egzersizlerinden dorsal/plantar fleksiyon hareketi benzetim ortamında gerçekleştirilmiştir. Şekil 49. ayak bileği rehabilitasyon robotunun kapalı çevrim yörünge kontrolü için kullanılan blok diyagramı göstermektedir.



Şekil 49. Benzetim ortamındaki yörünge kontrol blok diyagramı

Eklem esaslı yörünge kontrolünde, referans yönelim işaretine göre ters kinematik analiz çözümünde elde edilen bacak boyları için her bir doğrusal eyleyicinin bağımsız uzunluk kontrolü yapılır. Ters kinematik analiz sonucu oluşan bacak uzunlukları l_{ref} matrisini

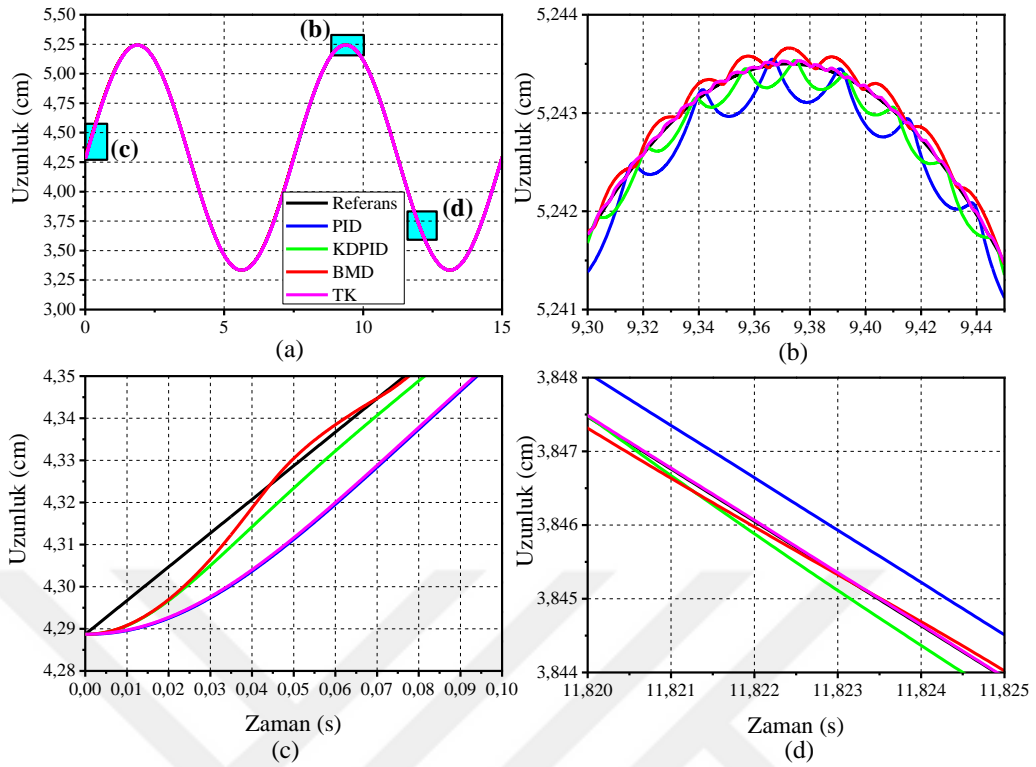
oluşturur ve gerçek bacak uzunlukları matrisi l ile olan farkı e hata işaret matrisini oluşturur. Hata işaret matrisinin 3 bağımsız denetleyici girişine uygulanarak elde edilen u kontrol işareti ile paralel robotun bacaklarını oluşturan doğrusal eyleyiciler sürülür. Bölüm 2.5'te tasarlanan PID, KDPID, BMD ve TD kullanılarak dorsal/plantar fleksiyon hareketi benzetim ortamında 4 farklı egzersiz olarak gerçekleştirilmiştir.

Matlab/Simulink platformunda gerçekleştirilen benzetim çalışmaları 15 sn. süresince 20 kHz örnekleme ve 500 Hz anahtarlama frekansında gerçekleştirilmiştir.

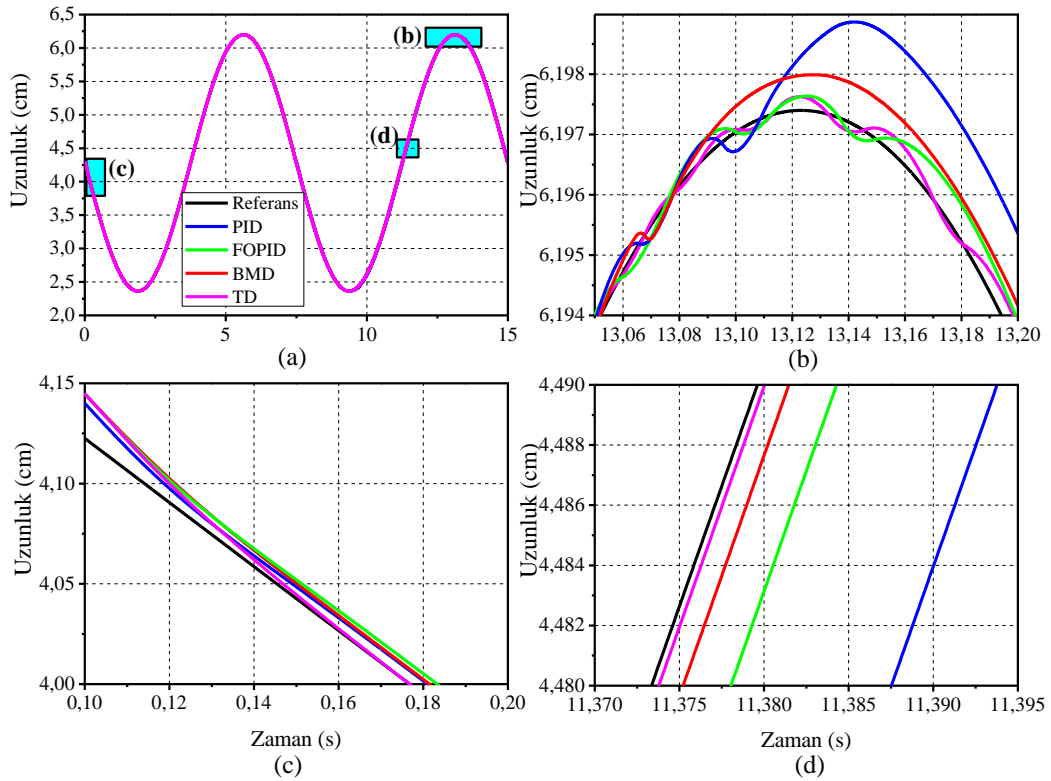
Paralel robotun tasarımından ötürü dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 1. ve 2. eyleyiciler aynı anda aynı hareketi gerçekleştirirler. Dolayısıyla 1. ve 2. eyleyiciler için kullanılan denetleyici parametreleri, motor modelleri ve referans sinyali aynı olduğu için 1. ve 2. eyleyicilerin uzunluk grafikleri Şekil 50.'de, 3. eyleyicinin uzunluk grafikleri ise Şekil 51.'de gösterilmiştir.

Şekil 50. ve 51.'de verilen sistem yanıtları dikkate alındığında ve Tablo 6, 8, ve 11'de verilen performans ölçüt değerleri incelendiğinde en iyi sistem yanıtının TD kullanıldığı zaman elde edildiği anlaşılmaktadır. Her iki şekilde de TD ile elde edilen yanıtlar ayrı ayrı incelendiğinde, referans işaret sinyalinin ilk periyodunda PID denetleyiciye yakın bir cevap elde edilmiştir. Fakat, birinci periyot sonrası beklendiği üzere TD referans işaret periyodunda ve harmoniklerinde yüksek çevrim kazancı ve düşük hassasiyet değeri sağladığı için PID denetleyiciden çok daha iyi bir sistem yanıtı elde edilmiştir. Diğer denetleyicilerin performansları iyiden kötüye doğru BMD, KDPID ve PID olarak sıralanmıştır.

Benzetim çalışmaları esnasında sisteme herhangi bir bozucu etki eklenmemiştir. Rehabilitasyon robotunun boştaki çalışma durumu, yani hasta ile teması olmadığı durumu göz önüne alınarak tasarlanan denetleyicilerin aynı sistem üzerindeki kararlılık ve yörünge takip etkilerinin gözlemlenmesi amaçlanmıştır.



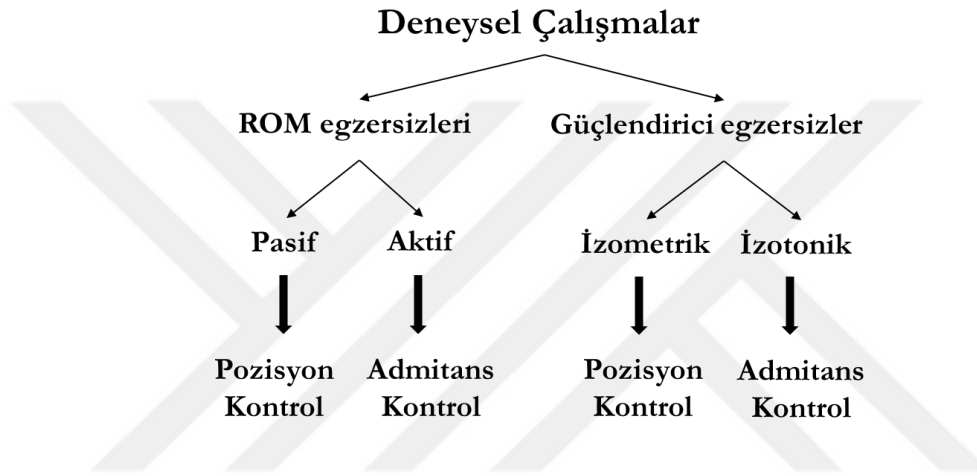
Şekil 50. (a) 1. ve 2. eyleyici için benzetim ortamında elde edilen yanıtlar, (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



Şekil 51. (a) 3. eyleyici için benzetim ortamında elde edilen yanıtlar, (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.

3.2. Deneysel Çalışmalar

Bölüm 2.5'te tasarlanan denetleyicilerin (PID, KDPID, BMD ve TD) gerçek zamanlı yörünge takibindeki performanslarını gözlemlemek ve önerilen bulanık mantık tabanlı adaptif admitans kontrol düzeneğinin verimliliğini incelemek için prototip olarak gerçekleştirilen ayak bileği rehabilitasyon robotu ile deneyler gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen deneysel çalışmalar ve gerekli kontrol düzenekleri Şekil 52.'de verilmiştir.



Şekil 52. Gerçekleştirilen deneysel çalışmalar ve gerekli kontrol düzenekleri

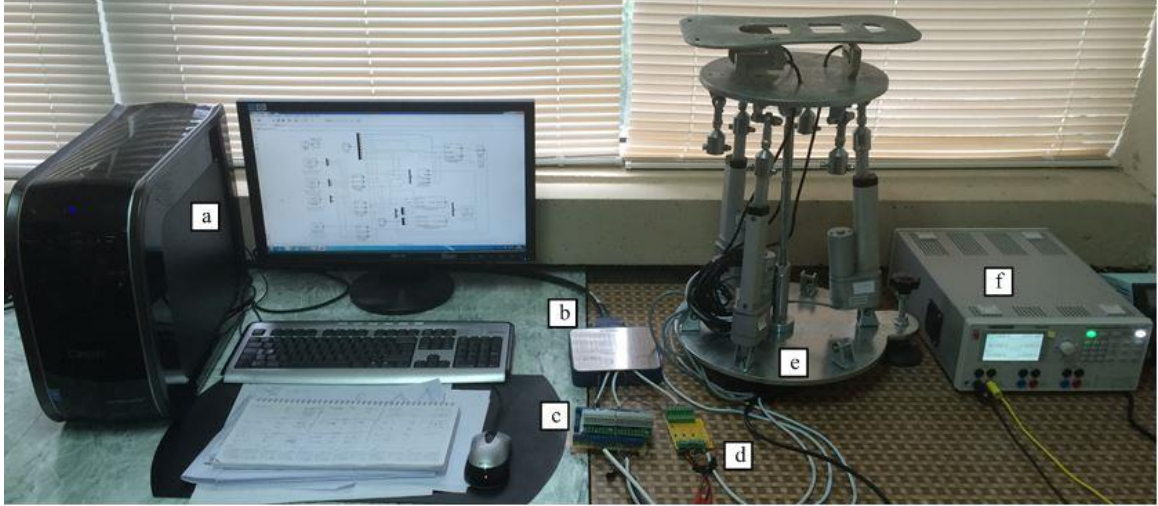
Deneyler Tablo 4'te verilen egzersiz sınıflarından pozisyon kontrolü gerektiren pasif ROM ve izometrik egzersizlerden ve admitans kontrol gerektiren aktif ROM ve izotonik egzersizlerden oluşmaktadır. Pozisyon kontrolü gerektiren pasif ROM egzersizleri ile izometrik egzersizler hem insan-robot etkileşimin bozucu etkisi olmadan hem de bozucu etkisi altında deneysel olarak gerçekleştirmiştir. Burada bahsedilen bozucu etki ile insan ayağı ile robot arasındaki etkileşimden oluşacak bozucu etki kastedilmektedir. Robot mekanizmasında oluşacak sürtünme ve atalet etkileri de bozucu etki oluşturacaktır. Pozisyon kontrolü gerektiren deneysel çalışmalarda farklı tür denetleyicilerin bozucu etki altındaki performanslarının kıyaslanması amaçlandığı için uygulanacak olan bozucu etki miktarının aynı olması gerekmektedir ve bozucu etki mümkün oldukça aynı zaman diliminde uygulanmalıdır. Admitans kontrol gerektiren deneylerde önerilen bulanık mantık tabanlı adaptif kontrol düzeneğinin verimliliğini incelemek için de her bir deney kümesinin içinde paralel robotu harekete geçirmek için uygulanacak olan kuvvet aynı olmalıdır. Dolayısıyla

hem pozisyon kontrol deneyleri hem de admitans kontrol deneyleri sağlıklı veya hasta birey ile gerçekleştirilmemiştir. Hem pozisyon kontrolü deneylerinde bozucu etki meydana getirmek hem de admitans kontrol deneylerinde robotu harekete geçirecek kuvveti uygulamak için paralel robotun hareketli olan ayak tabanlığının üzerine belirli zaman dilimlerinde ağırlıkları farklı olan ve bilinen cisimler koyulmuştur.

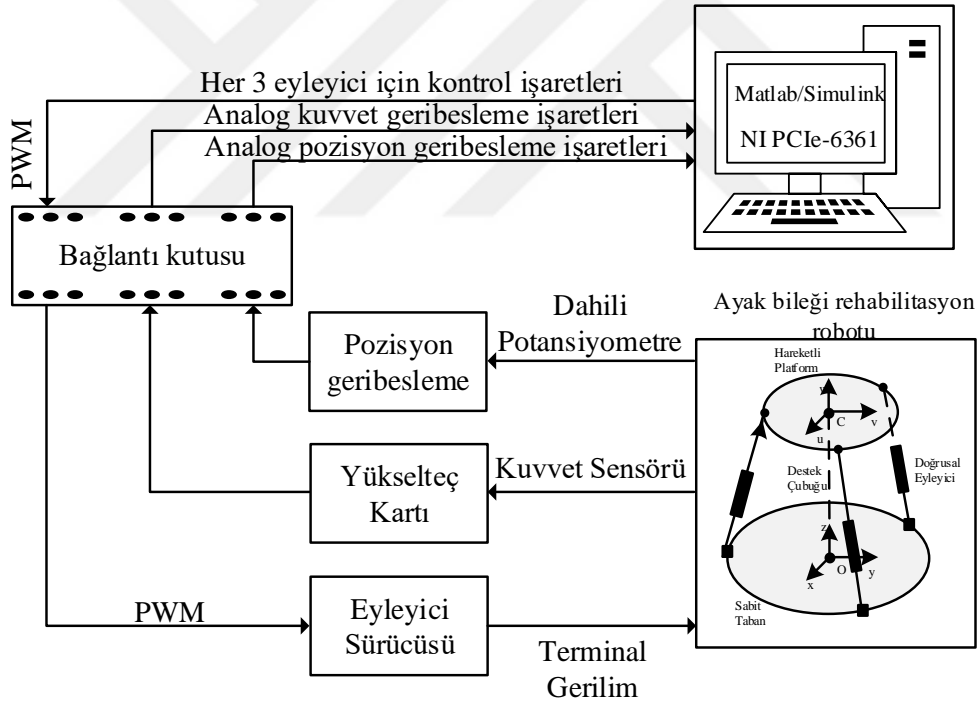
Deneysel çalışmalar benzetim çalışmasında olduğu gibi 20 kHz örnekleme ve 500 Hz anahtarlama frekansında gerçekleştirilmiştir. Deney süreleri her bir egzersiz hareketi için 20s olarak ve periyodik hareketlerin periyodu ise 4s olarak seçilmiştir.

Şekil 53. deney düzeneğini göstermektedir. Deney düzeneği; masaüstü bilgisayar, veri toplama kartı, motor sürücü devresi, kuvvet sensör yükselteç kartı, güç kaynağı ve ayak bileği rehabilitasyon robotundan oluşmaktadır. Deney düzeneğinin şematik çizimi Şekil 54.'te gösterilmiştir. Tez kapsamında önerilen bulanık mantık tabanlı adaptif admitans kontrol düzeneği pozisyon kontrolüne dayandığı için verilen şematik çizim hem pozisyon hem de admitans kontrolü gerektiren deneylerde kullanılmıştır. Fakat pozisyon kontrolü içeren deneylerde kuvvet geri beslemesi yalnızca hasta güvenliğini gözlemleyerek “acil durma” durumu için kullanılmıştır. Şematik çizim ile ifade edilmek istenen rehabilitasyon robotunun temel çalışma prensibi şu şekildedir: Matlab/Simulink platformunda tasarlanan denetleyicilerin her bir eyleyici için üretecekleri kontrol işaretlerine göre üç adet kare dalga işareti üretilir ve NI PCIe-6361 veri toplama kartı ile eyleyici sürücüsüne iletilir. Eyleyici sürücüsü gelen kare dalga işaretlerine göre 3 adet çıkış gerilimi üreterek robot üzerindeki eyleyicileri sürer. Eyleyiciler üzerinde bulunan dahili potansiyometreler yardımıyla uzunluk bilgisi veri toplama kartı üzerinden Matlab/Simulink platformuna iletilir. Ayrıca robot hareketli platform altına yerleştirilmiş kuvvet sensörlerinden gelen gerilim değerleri önce kuvvet sensör yükselteç kartı ile yükseltilir sonra Matlab/Simulink platformuna iletilir.

Pozisyon kontrolü gerektiren pasif ROM egzersizleri ile izometrik egzersizler PID, KDPID, BMD ve TD için ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir. Admitans kontrol gerektiren aktif ROM egzersizleri ile izotonik egzersizlerinde ise yörünge kontrolünde PID ve KDPID denetleyiciden daha iyi sonuçlar sağladığı simülasyon aşamasında gösterilmiş olan BMD kullanılmıştır. Bölüm 3.2.1 ve 3.2.2 sırasıyla ROM egzersiz deneylerini ve güçlendirme egzersizleri deneysel çalışmalarını içermektedir.



Şekil 53. Deney düzeneği (a: Bilgisayar, b: Veri toplama kartı bağlantı kutusu, c: Motor sürücü devresi, d: Kuvvet sensör yükselteç kartı, e: Rehabilitasyon robotu, f: Güç kaynağı)



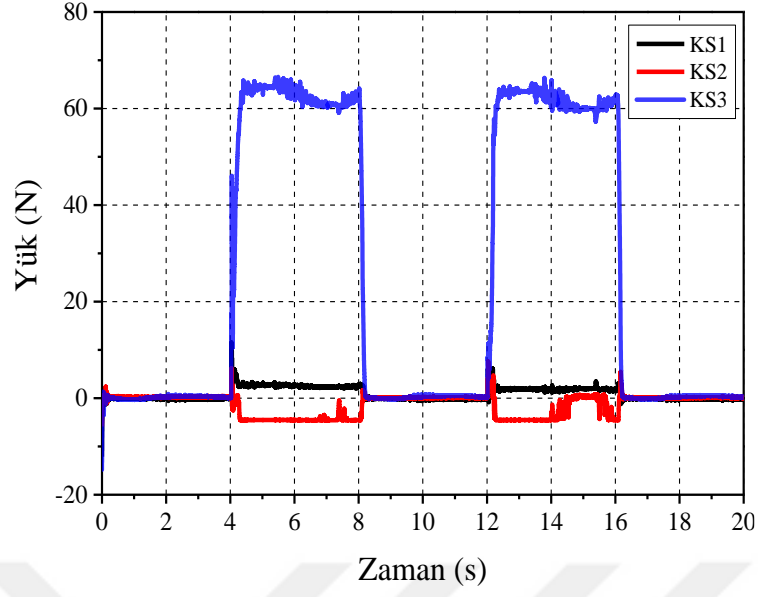
Şekil 54. Deney düzeneği şematik çizimi

3.2.1. ROM Egzersiz Deneyleri

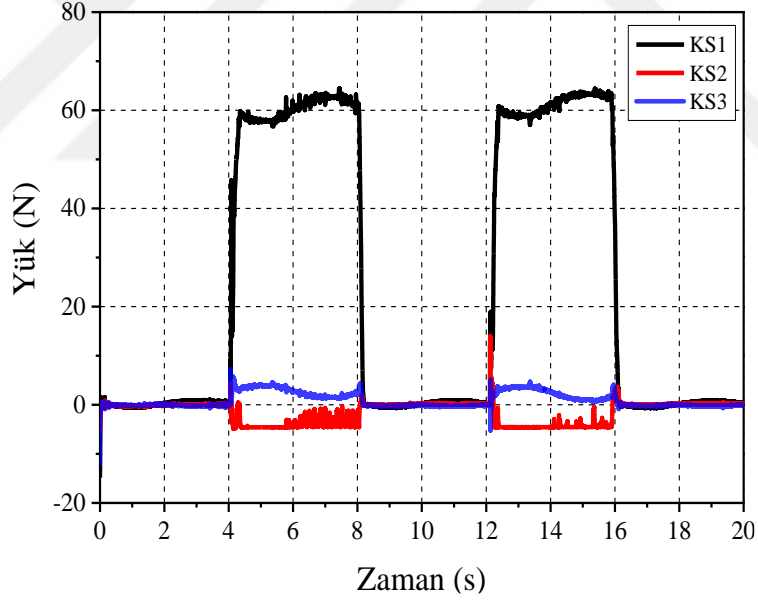
3.2.1.1. Pasif ROM Egzersiz Deneyleri

Pasif ROM egzersizleri ayak bileğini güçlkle hareket ettiren hastaya ayak bileği eklem hareket açıklığında belirli derecede iyileşme sağlamak için gerçekleştirilir. Bu egzersizler iki farklı düzlemde gerçekleştirilen dorsal/plantar fleksiyon ve inversiyon/everiyon hareketlerinden oluşmaktadır. Bu egzersizlerde temel amaç robotun hasta ayak bileğini sabit bir hızda belirlenen bir yörüngede hareket ettirmesidir. Egzersiz boyunca hasta pasif konumdadır. Her ne kadar hasta pasif konumda olsa bile, hastanın robota karşı istem dışı uygulayacağı kuvvet robot üzerinde bozucu etki oluşturacaktır. Dolayısıyla rehabilitasyon robotu hem bozucu etki olmadan hem de bozucu etki altında gürbüz bir pozisyon kontrolü gerçekleştirilmelidir.

Bölüm 2.5'te tasarımları anlatılan denetleyicilerin hem bozucu etki olmadan hem de bozucu etki altındaki performanslarını incelemek için dorsal/plantar fleksiyon ve inversiyon/everiyon hareketleri hem bozucu etki olmadan hem de bozucu etki altında pasif ROM egzersiz deneyleri olarak gerçekleştirilmiştir. Denetleyici performanslarında adil bir değerlendirme yapmak için sağlıklı veya hasta kişi yerine ağırlığı bilinen cisim kullanarak deneyler aynı şartlar altında gerçekleştirilmiştir. Bozucu etki meydana getirmek için paralel robotun ayak tabanlığı üzerine belirli zaman dilimlerinde ağırlığı bilinen cisim koyulmuştur. Şekil 55. ve Şekil 56. sırasıyla dorsal/plantar fleksiyon ve inversiyon/everiyon hareketlerinde robotun ayak tabanlığına uygulanan kuvvet işaretlerini göstermektedir. Dorsal/plantar fleksiyon hareketi için sadece 3. eyleyici üzerine denk gelecek şekilde kuvvet uygulanırken, inversiyon/everiyon hareketinde 1. eyleyici üzerine denk gelecek şekilde kuvvet uygulanmıştır. Her iki deney grubunda 4s – 8s ve 12s – 16s arasında bozucu etki oluşturmak için kullanılan cisim ayak tabanlığının üzerine koyulmuştur. Belirtilen zaman dilimlerinde cisim tarafından uygulanan yaklaşık 60N'luk bozucu kuvvet robot üst platformunun hareket etmesinden dolayı sabit kalmayarak küçük de olsa değişim göstermektedir.



Şekil 55. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde ayak tabanlığına uygulanan kuvvet değerleri (KS:Kuvvet sensörü)



Şekil 56. İnversiyon/eversiyon hareketinde ayak tabanlığına uygulanan kuvvet değerleri (KS:Kuvvet sensörü)

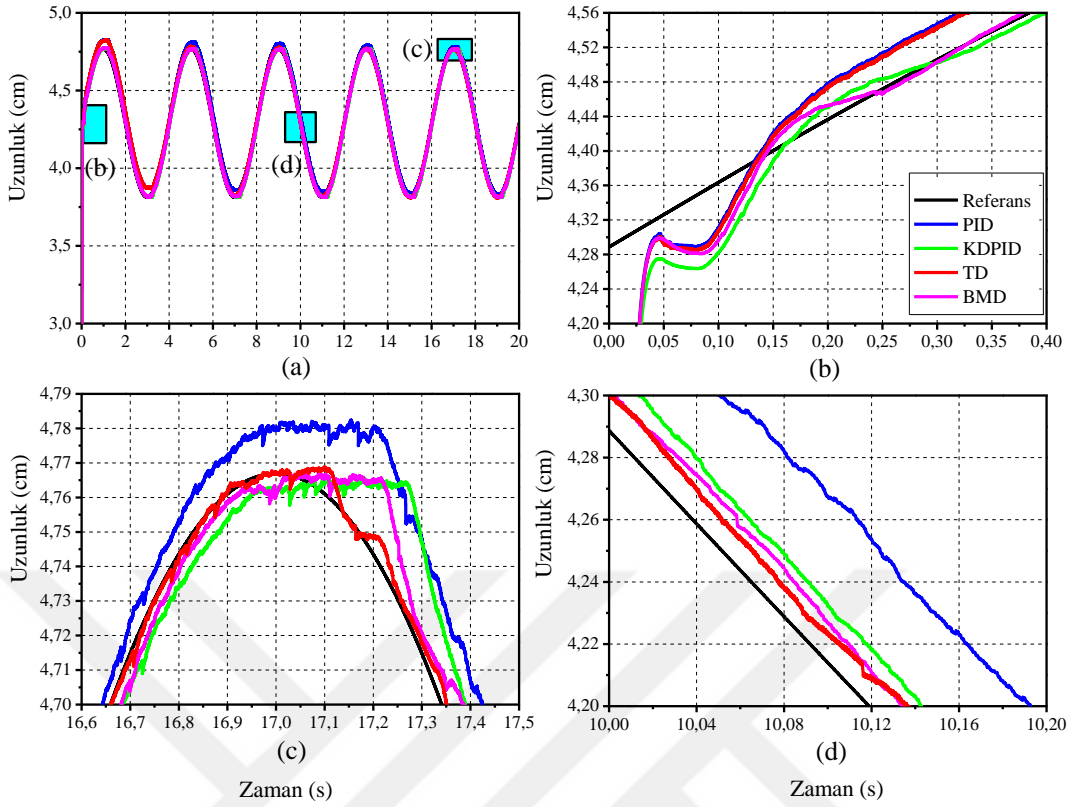
Dorsal/plantar fleksiyon hareketi bozucu etki olmaksızın PID, KDPID, BMD ve TD için ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir. Paralel robotun tasarımından ötürü dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 1. ve 2. eyleyici aynı anda aynı yönde hareket ederken, 3. eyleyici diğer iki eyleyiciye zıt yönde hareket eder. 1. 2. ve 3. eyleyicilerin bozucu etki olmadan elde edilen uzunluk yanıtları sırasıyla Şekil 57., Şekil 59. ve Şekil 61.'de verilmiştir. 1. 2. ve 3.

eyleyicilerin uzunluk hata grafikleri ise sırasıyla Şekil 58., Şekil 60. ve Şekil 62.’de verilmiştir. Bozucu etki olmadan gerçekleştirilen deneylerdeki denetleyici performans ölçüt değerleri Tablo 15’te verilmiştir. Şekil 55’te verilen bozucu etki altında gerçekleştirilen dorsal/plantar hareketinde elde edilen uzunluk yanıtları Şekil 63., Şekil 65. ve Şekil 67.’de verilmiştir. Bozucu etki altında gerçekleştirilen deneylerdeki 1. 2. ve 3. eyleyicilerin uzunluk hata grafikleri sırasıyla Şekil 64., Şekil 66. ve Şekil 68.’de ve denetleyici performans ölçüt değerleri Tablo 16’da verilmiştir.

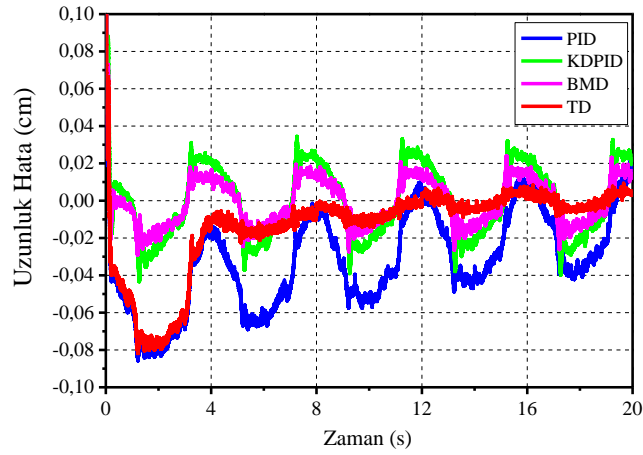
Rehabilitasyon robotunun bozucu etkiye maruz kaldığı 4 farklı deneyde elde edilen performans ölçüt değerleri (Tablo 16) beklendiği üzere sistemin boşa çalışma yani bozucu etki olmadan gerçekleştirilen deneylerdeki değerlerden (Tablo 15) büyüktür. Her iki tablo ayrı ayrı değerlendirildiğinde denetleyici performansları iyiden kötüye doğru TD, BMD, KDPID ve PID olarak sıralanmıştır. Her iki tablo birlikte değerlendirildiğinde ise yani suni olarak eklenen bozucu etkinin denetleyici performanslarına olan etkisi değerlendirildiğinde en gürbüz davranışı TD’nin gösterdiği daha sonra sırasıyla BMD, KDPID ve PID’nin gösterdiği söylenebilir. Şekil 55.’ten anlaşılacağı üzere bozucu etki paralel robotun 3 numaralı bacağına uygulanmıştır. Dolayısıyla Tablo 15 ve Tablo 16’nın “Eyleyici 3” sütununa dikkat edildiğinde bozucu etki altında ölçülen performans değerleri ile bozucu etki olmadan ölçülen performans değerleri arasındaki fark büyükten küçüğe doğru PID, KDPID, BMD ve TD şeklindedir.

Eyleyicilerin uzunluk yanıtları incelendiğinde bozucu etki olmayan durumda beklendiği üzere en iyi geçici durum yanıtı BMD ile en iyi kalıcı durum yanıtı ise TD ile elde edilmiştir. Bozucu etki altında elde edilen sistem yanıtları ve uzunluk hata grafikleri incelendiğinde ise, hareketin başlangıcında yani 0s’de BMD daha iyi bir geçici durum yanıtı sağlamasına rağmen, 4s-8s ve 12s-16s aralıklarında eklenen suni bozucu etki dolayısıyla oluşan geçici durum yanıtlarında TD üstünlük kurmuştur. Elde edilen bu sonuç TD’nin periyodik referans işaretine sahip bu sistemde diğer PID, KDPID ve BMD’den daha gürbüz davrandığını göstermektedir.

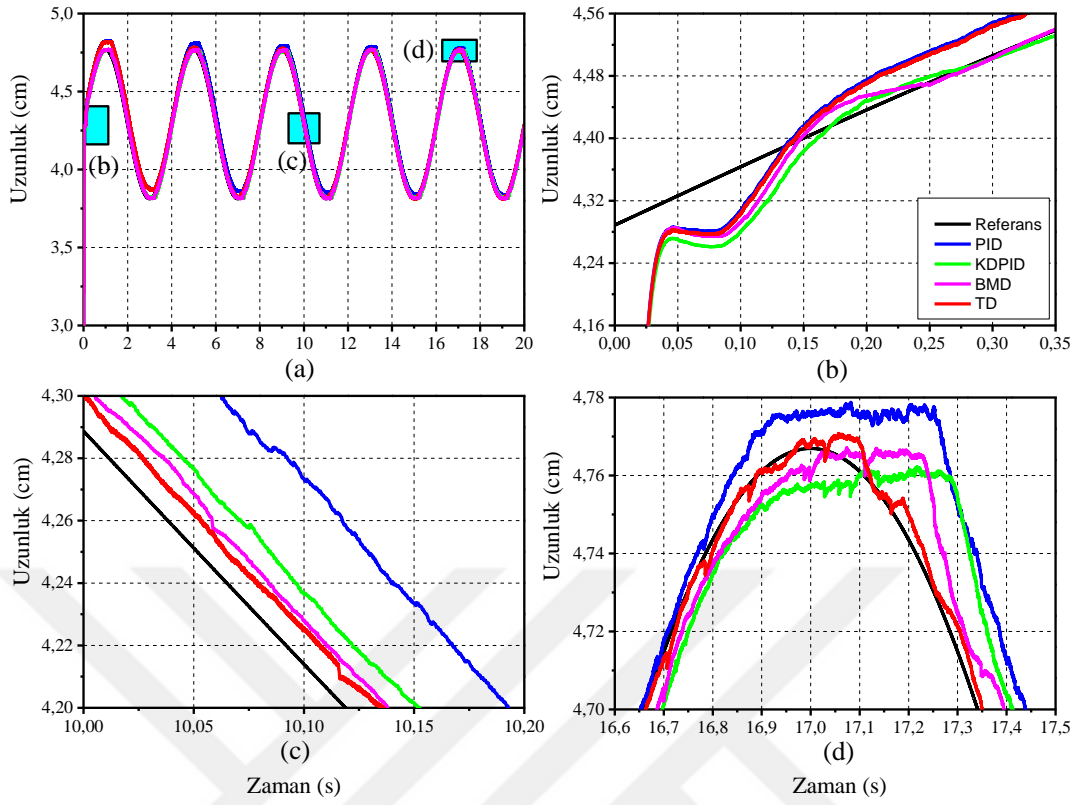
Dikkat çekilecek diğer bir nokta ise, TD’nin referans işaret sinyalinin ilk periyodunda PID denetleyiciye yakın bir cevap verdiği fakat birinci periyot sonrası beklendiği üzere TD referans işaret periyodunda ve harmoniklerinde yüksek çevrim kazancı ve düşük hassasiyet değeri sağladığı için PID denetleyiciden çok daha iyi bir sistem yanıtı sağladığıdır.



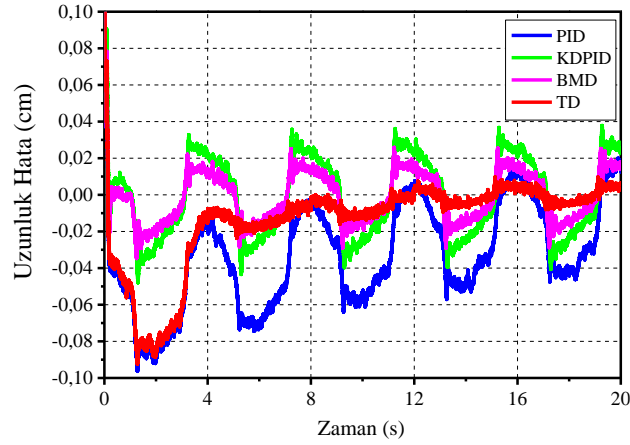
Şekil 57. (a) Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 1. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



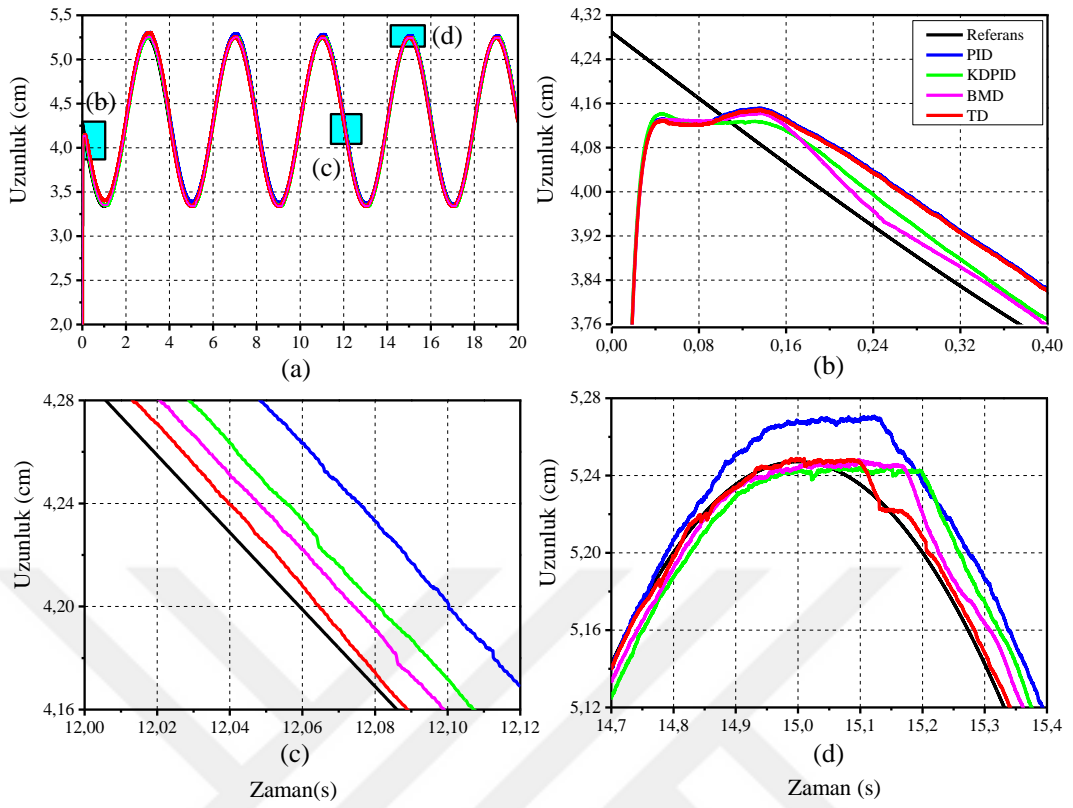
Şekil 58. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 1. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok)



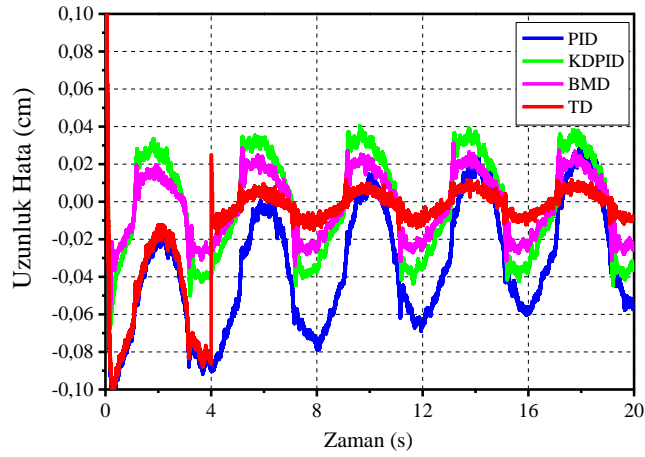
Şekil 59. (a) Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 2. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



Şekil 60. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 2. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok)



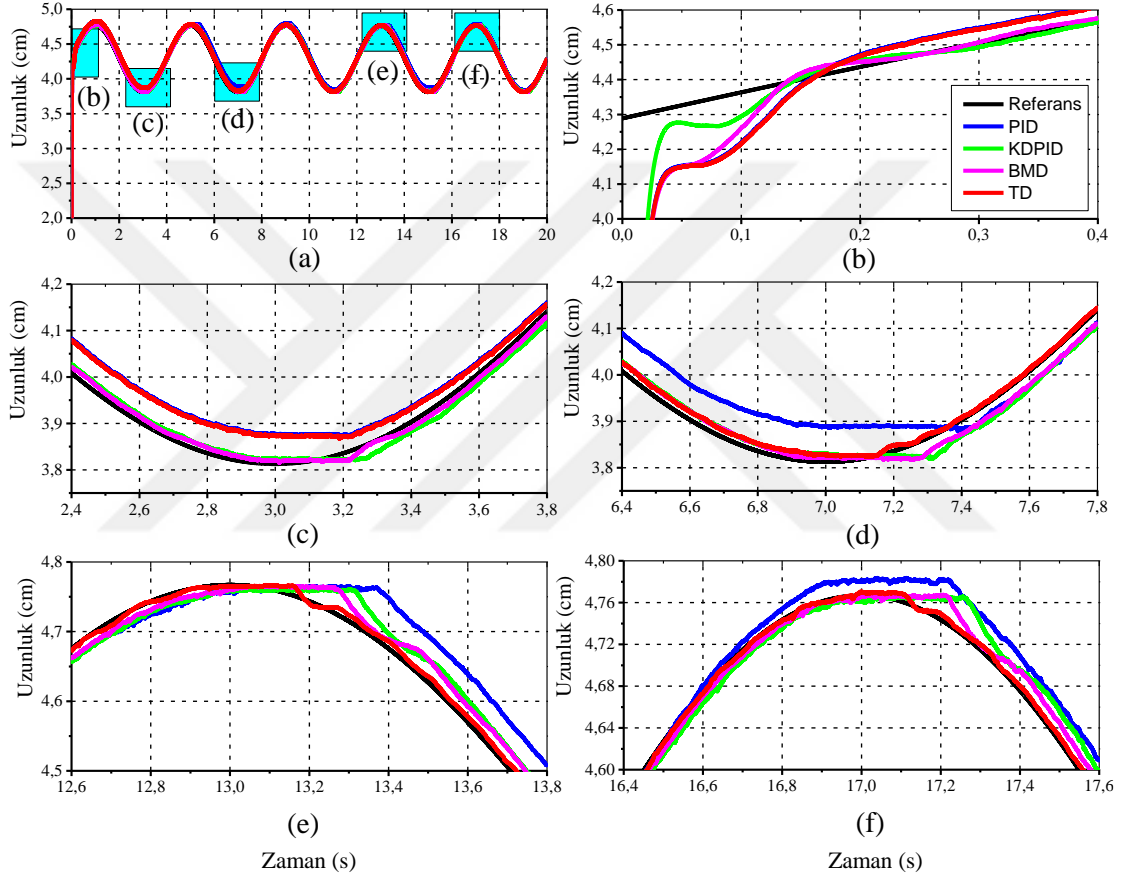
Şekil 61. (a)Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 3. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



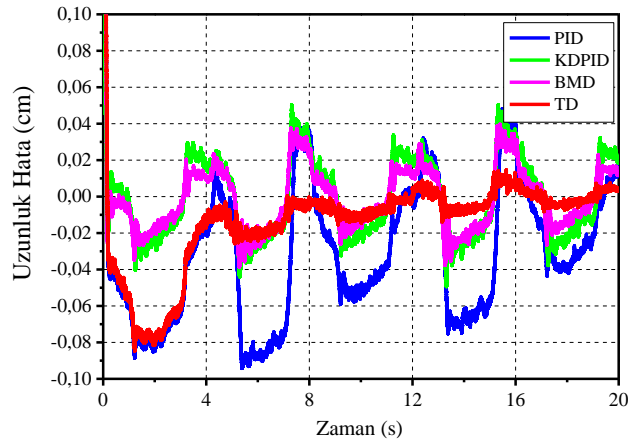
Şekil 62. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 3. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok)

Tablo 15. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde denetleyici performans ölçüt değerleri (Bozucu etki yok)

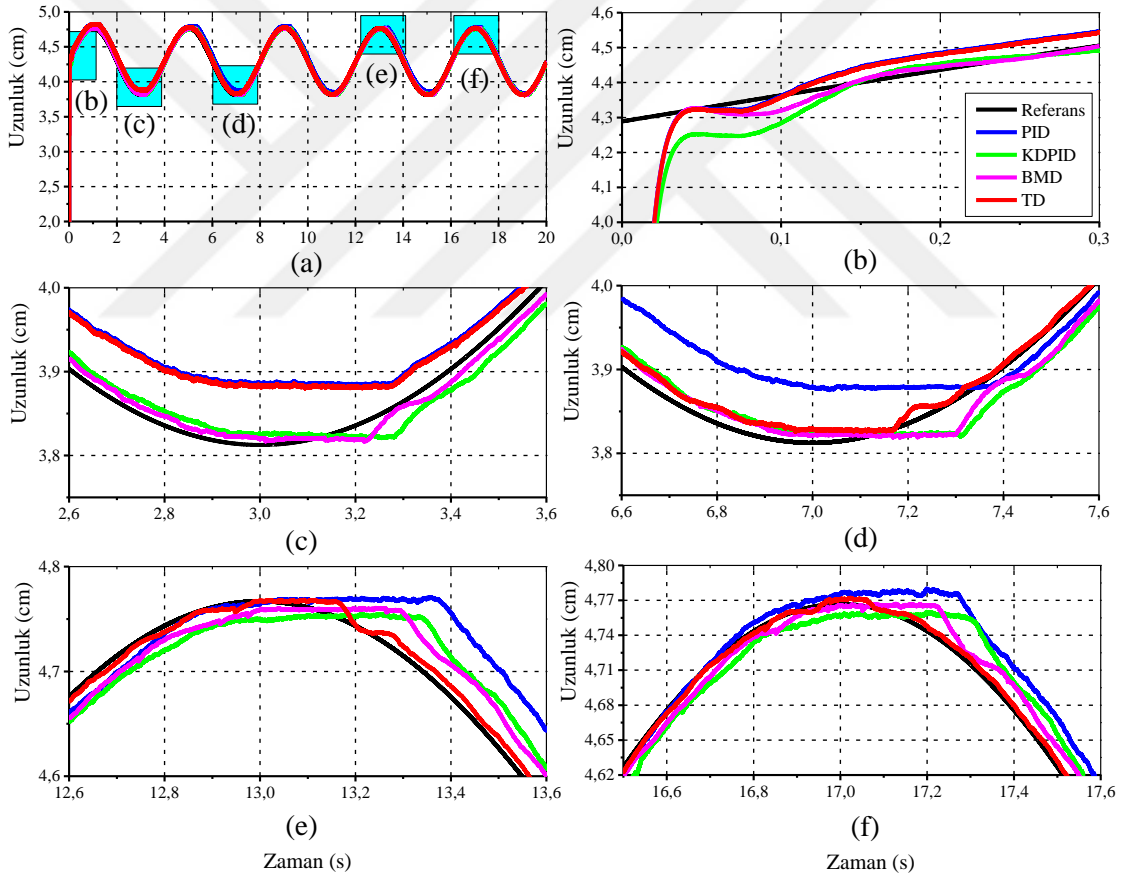
| | Eyleyici 1 | | | Eyleyici 2 | | | Eyleyici 3 | | |
|--------------|------------|--------|--------|------------|--------|--------|------------|--------|--------|
| | IAE | ISE | ITAE | IAE | ISE | ITAE | IAE | ISE | ITAE |
| PID | 0.7204 | 0.1166 | 5.3448 | 0.7562 | 0.1207 | 5.7543 | 0.8156 | 0.1287 | 6.6800 |
| KDPID | 0.3854 | 0.0932 | 3.5117 | 0.4367 | 0.0932 | 4.0401 | 0.5448 | 0.0998 | 5.0566 |
| BMD | 0.2580 | 0.0864 | 2.1950 | 0.2838 | 0.0870 | 2.4696 | 0.3674 | 0.0918 | 3.2508 |
| TD | 0.1157 | 0.0840 | 0.6883 | 0.1241 | 0.0839 | 0.7670 | 0.1629 | 0.0862 | 1.1863 |



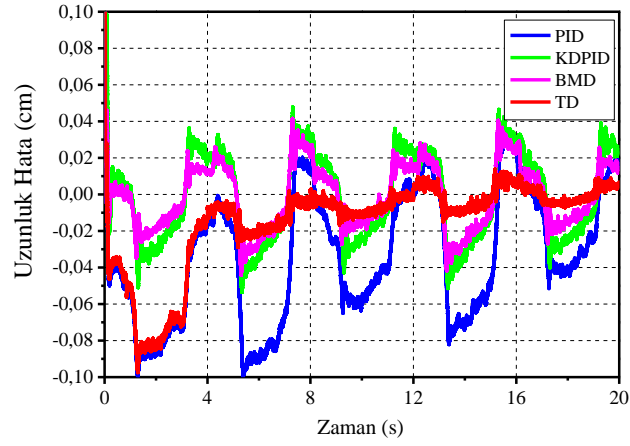
Şekil 63. (a) Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 1. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(f) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



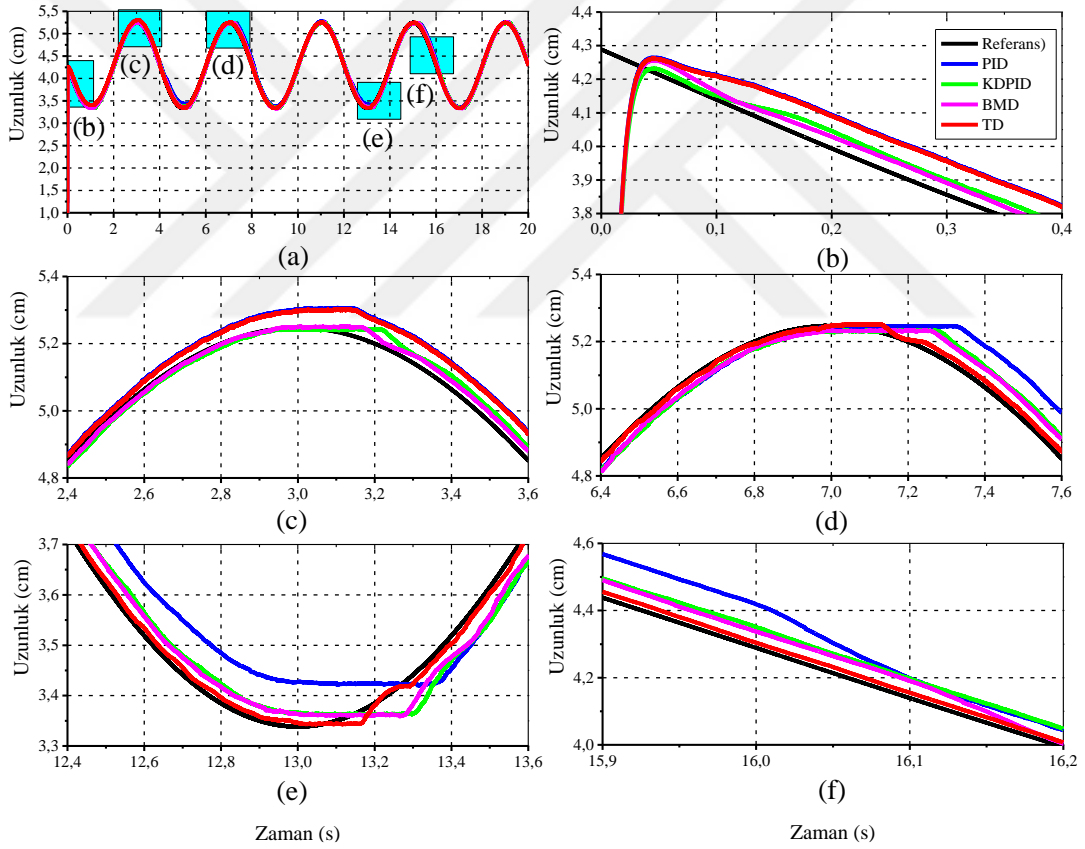
Şekil 64. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 1. eyleyicinin pozisyon hatası (Bozucu etki var)



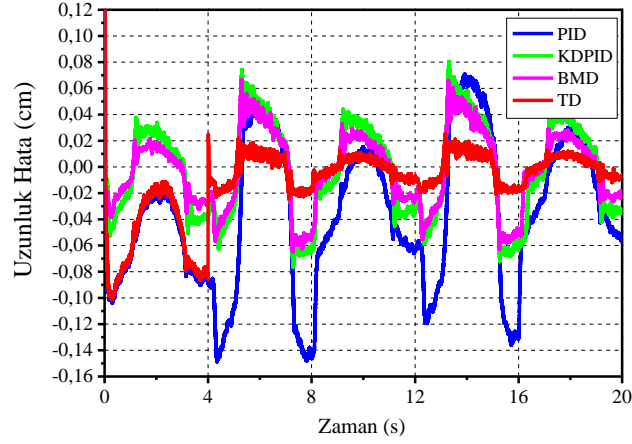
Şekil 65. (a) Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 2. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(f) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



Şekil 66. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 2. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki var)



Şekil 67. (a) Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 3. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(f) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



Şekil 68. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde 3. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki var)

Tablo 16. Dorsal/plantar fleksiyon hareketinde denetleyici performans ölçüt değerleri (Bozucu etki var)

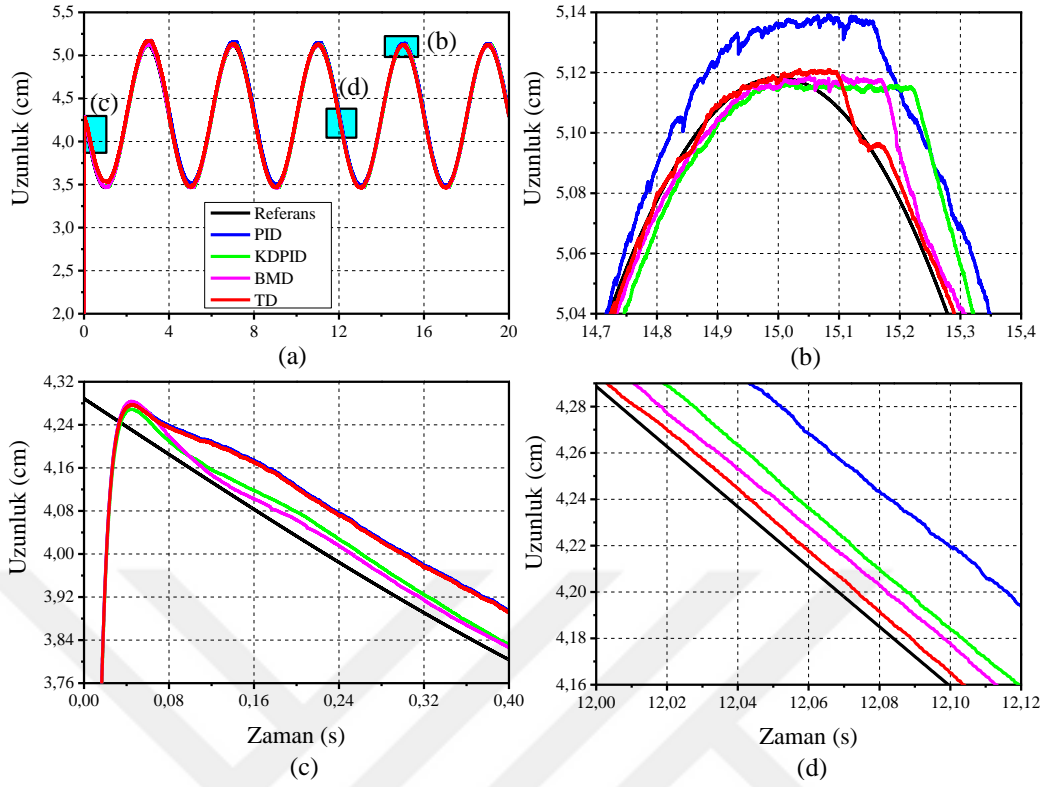
| | Eyleyici 1 | | | Eyleyici 2 | | | Eyleyici 3 | | |
|--------------|------------|--------|--------|------------|--------|--------|------------|--------|--------|
| | IAE | ISE | ITAE | IAE | ISE | ITAE | IAE | ISE | ITAE |
| PID | 0.8509 | 0.1368 | 6.7984 | 0.8314 | 0.1290 | 6.6999 | 1.1235 | 0.1686 | 9.9514 |
| KDPID | 0.4333 | 0.0938 | 4.0300 | 0.4894 | 0.0967 | 4.5465 | 0.7019 | 0.1090 | 6.7652 |
| BMD | 0.3407 | 0.0964 | 2.8968 | 0.3484 | 0.0880 | 3.1883 | 0.5378 | 0.0979 | 5.0717 |
| TD | 0.1544 | 0.0915 | 0.9245 | 0.1394 | 0.0824 | 0.9245 | 0.2107 | 0.0827 | 1.7552 |

Dorsal/plantar fleksiyon hareketini hem bozucu etki olmadan hem de bozucu etki altında PID, KDPID, BMD ve TD için ayrı ayrı gerçekleştirdikten sonra inversiyon/eversiyon hareketi önce bozucu etki olmadan sonra bozucu etki altında gerçekleştirilmiştir. Paralel robotun tasarımından ötürü inversiyon/eversiyon hareketinde 3. eyleyici başlangıç konumunda sabit kalırken diğer iki eyleyici birbirlerine zıt yönde hareket eder. 3. eyleyici başlangıç uzunluğunda sabit kaldığı için uzunluk yanıtı incelenmemiştir. 1. ve 2. eyleyicilerin bozucu etki olmadan elde edilen uzunluk yanıtları sırasıyla Şekil 57. ve Şekil 59.'da, uzunluk hata grafikleri ise sırasıyla Şekil 60. ve Şekil 62.'de verilmiştir. Bozucu etki olmadan gerçekleştirilen deneylerdeki denetleyici performans ölçüt değerleri Tablo 17'de verilmiştir. Şekil 55'te verilen bozucu etki altında elde edilen eyleyicilerin uzunluk yanıtları Şekil 65. ve Şekil 67.'de, eyleyicilerin uzunluk hata grafikleri ise sırasıyla Şekil 66. ve Şekil 68.'de verilmiştir. Denetleyici performans ölçüt değerleri ise Tablo 18'de verilmiştir.

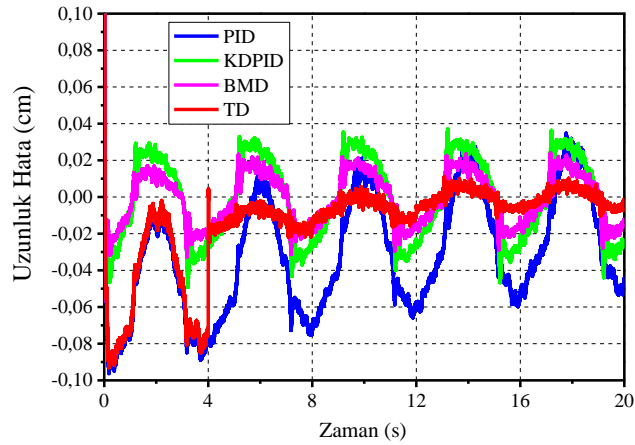
Dorsal/plantar fleksiyon hareketlerinin gerçekleştirildiği bir öndeki deney kümesinden elde edilen sonuçlarla benzer sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçların ilki, bozucu etki altında ölçülen denetleyici performansları değerleri (Tablo 18) beklendiği üzere sistemin boşa çalışma yani bozucu etki olmadan gerçekleştirilen deneylerdeki değerlerden (Tablo 17) büyük olması yani suni olarak eklenen bozucu etkinin sistemi olumsuz etkilemesidir. Tablo 17 ve Tablo 18’de verilen denetleyici performans ölçüt değerleri göz önüne alındığında denetleyici performansları iyiden kötüye doğru TD, BMD, KDPID ve PID olarak sıralanmıştır. Gözlemlenen diğer bir sonuç ise TD’nin en gürbüz davranışı göstermesi, daha sonra sıralamanın ise BMD, KDPID ve PID şeklinde olmasıdır. Bu sonuç, Tablo 17 ve Tablo 18’in “Eyleyici 1 ”sütunu yani Şekil 56.’ten anlaşılacağı üzere bozucu etki uygulanan eyleyiciden elde edilen sonuçlar incelendiğinde kolaylıkla çıkarılabilmektedir. Çünkü bozucu etki altında ölçülen performans değerleri ile bozucu etki olmadan ölçülen performans değerleri arasındaki fark büyüktür küçüğe doğru PID, KDPID, BMD ve TD şeklindedir.

Yine dorsal/plantar fleksiyon hareketlerinin gerçekleştirildiği deneylerdeki sonuçlarla aynı olarak bozucu etki olmayan durumda en iyi geçici durum yanıtı BMD ile en iyi kalıcı durum yanıtı ise TD elde edilmiştir. Bozucu etki altında elde edilen sistem yanıtları ve uzunluk hata grafikleri incelendiğinde ise, hareketin başlangıcında yani 0s’de BMD daha iyi bir geçici durum yanıtı sağlamasına rağmen, 4s-8s ve 12s-16s aralıklarında eklenen suni bozucu etki dolayısıyla oluşan geçici durum yanıtlarında TD üstünlük kurmuştur. Diğer bir ifade ile bozucu etki altındaki sistemde başlangıç anı hariç diğer bozucu etkinin uygulandığı anlarda denetleyiciler arasında en gürbüz davranışı TD göstermiştir.

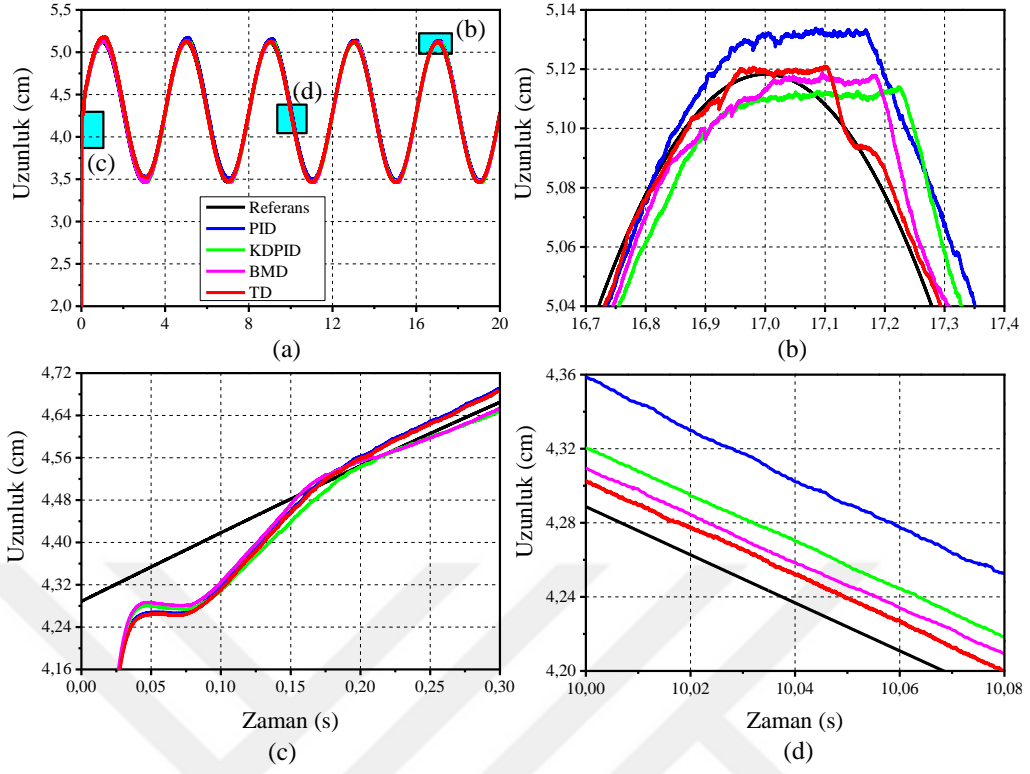
İnversiyon/eversiyon hareketinin yapıldığı deneylerde elde edilen bir diğer sonuç ise TD’nin referans işaret sinyalinin ilk periyodunda PID denetleyiciye yakın bir cevap verdiği fakat birinci periyot sonrası beklendiği üzere TD referans işaret periyodunda ve harmoniklerinde yüksek çevrim kazancı ve düşük hassasiyet değeri sağladığı için PID denetleyiciden çok daha iyi bir sistem yanıtı sağladığıdır.



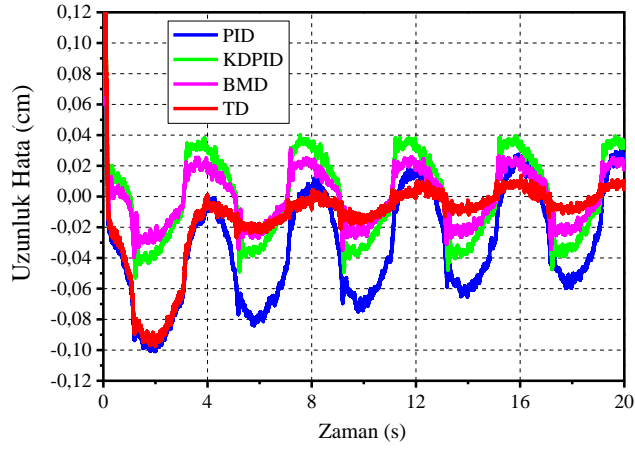
Şekil 69. (a) İnversiyon/eversiyon hareketinde 1. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



Şekil 70. İnversiyon/eversiyon hareketinde 1. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok)



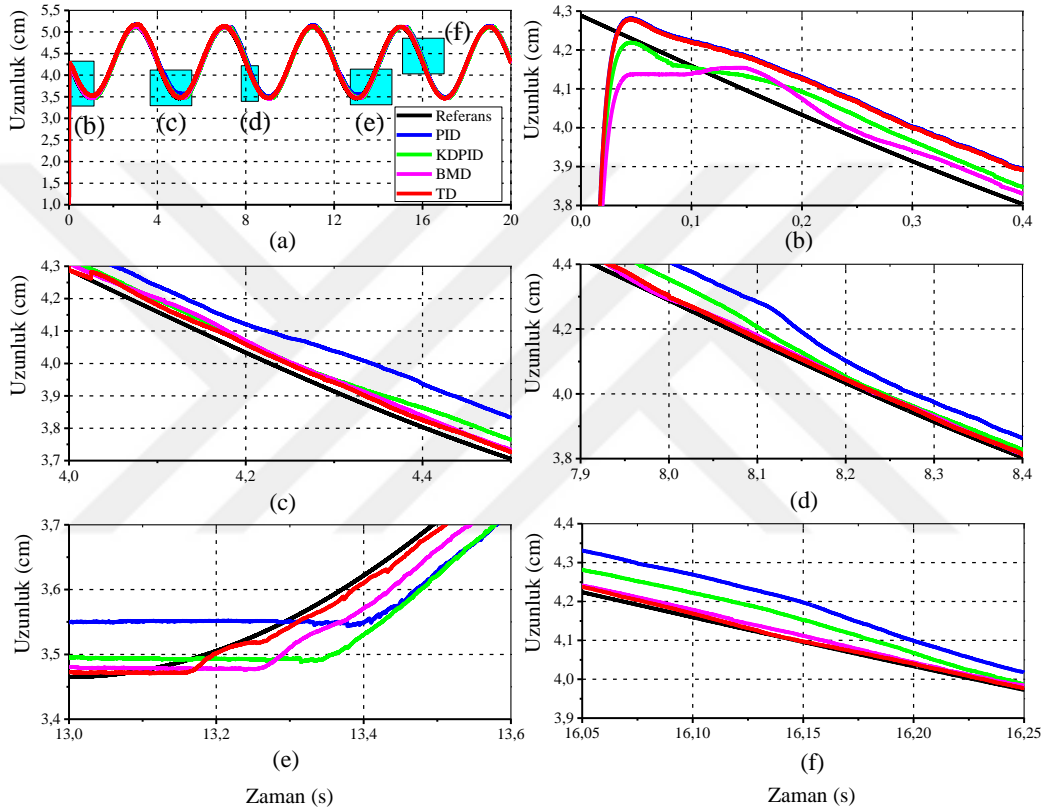
Şekil 71. (a) İncersiyon/evcrsiyon hareketinde 2. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütölmüş hali.



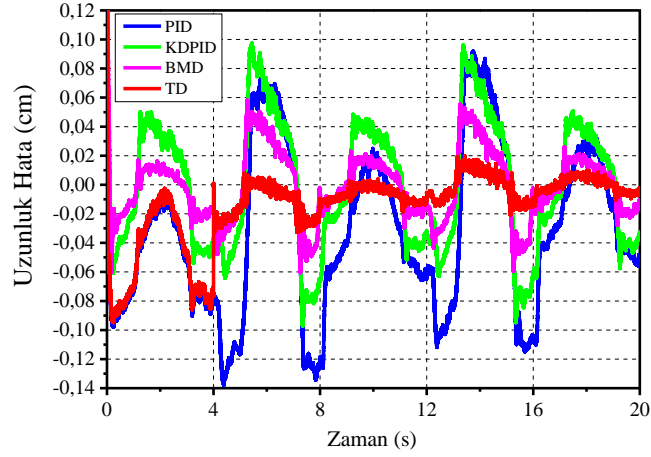
Şekil 72. İncersiyon/evcrsiyon hareketinde 2. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok)

Tablo 17. İnverson/everson hareketinde denetleyici performans ölçüt değerleri (Bozucu etki yok)

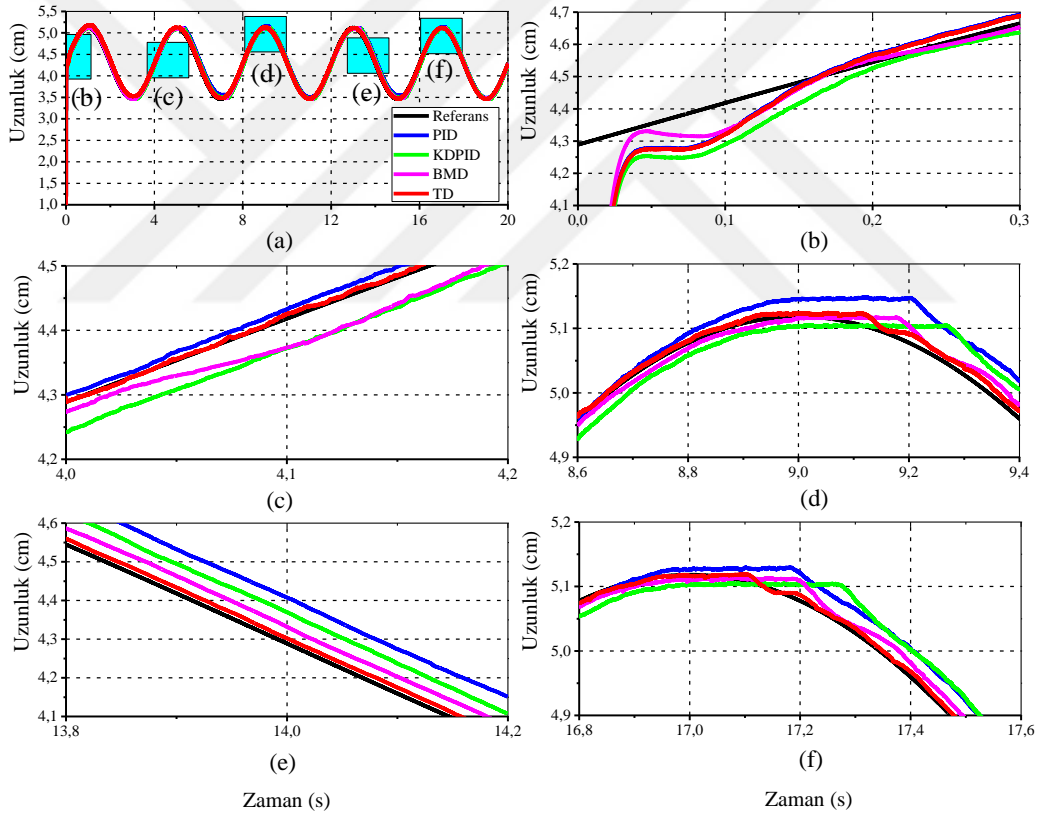
| | Eyleyici 1 | | | Eyleyici 2 | | |
|--------------|------------|--------|--------|------------|--------|--------|
| | IAE | ISE | ITAE | IAE | ISE | ITAE |
| PID | 0.7783 | 0.1222 | 6.4334 | 0.8343 | 0.1310 | 6.8844 |
| KDPID | 0.4531 | 0.0936 | 4.1778 | 0.5542 | 0.998 | 5.1994 |
| BMD | 0.2933 | 0.0868 | 2.5764 | 0.3684 | 0.0904 | 3.2987 |
| TD | 0.1306 | 0.0831 | 0.9026 | 0.1630 | 0.0840 | 1.1821 |



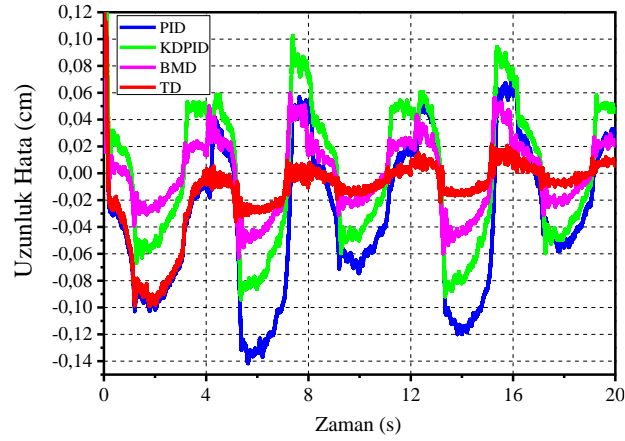
Şekil 73. (a) İnverson/everson hareketinde 1. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(f) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



Şekil 74. İncersiyon/eversiyon hareketinde 1. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki var)



Şekil 75. (a) İncersiyon/eversiyon hareketinde 2. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(f) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



Şekil 76. İnverson/eversiyon hareketinde 2. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki var)

Tablo 18. İnverson/eversiyon hareketinde denetleyici performans ölçüt değerleri (Bozucu etki var)

| | Eyleyici 1 | | | Eyleyici 2 | | |
|--------------|------------|--------|---------|------------|--------|--------|
| | IAE | ISE | ITAE | IAE | ISE | ITAE |
| PID | 1.1254 | 0.1664 | 10.0218 | 0.9538 | 0.1668 | 7.9674 |
| KDPID | 0.8228 | 0.1243 | 7.8458 | 0.6131 | 0.1365 | 6.1967 |
| BMD | 0.4392 | 0.0996 | 3.9291 | 0.4028 | 0.1063 | 3.7920 |
| TD | 0.1788 | 0.0896 | 1.3123 | 0.1842 | 0.0852 | 1.4876 |

3.2.1.2. Aktif ROM Egzersiz Deneyleri

Hasta ayak bileği eklem hareket açıklığında pasif ROM egzersizlerle belirli derecede iyileşme sağlandıktan sonra aktif ROM egzersizleri ile eklem hareket açıklığı tamamen geri kazandırılır. Pasif ROM egzersizlerinde olduğu gibi aktif ROM egzersizleri de sagittal düzlemde gerçekleştirilen dorsal/plantar fleksiyon ve frontal düzlemde gerçekleştirilen inverson/everiyon hareketleridir. Bu egzersizlerde temel amaç robotun hasta ayak bileğini hareket ettirmesi değil hastanın uygulayacağı kuvvet ile robotun hareketli platformunu hareket ettirmesidir. Hasta, egzersizi tamamlayabilecek yeterli kuvveti uygulayamadığı durumda ise robot hastaya egzersizi tamamlamak için destek vermelidir. Dolayısıyla, rehabilitasyon robotunun destekleyici moda çalışan admitans kontrol gerçekleştirmesi gerekmektedir.

Önerilen adaptif admitans kontrol düzeneğinin destekleyici moddaki verimliliğini göstermek için dorsal / plantar fleksiyon ve inverson / everiyon hareketleri aktif ROM

egzersizleri olarak gerçekleştirilmiştir. Önerilen admitans kontrol düzeneğinin adil bir değerlendirmesini yapmak için sağlıklı veya hasta kişi yerine ağırlığı bilinen cisim kullanarak deneyler aynı şartlar altında gerçekleştirilmiştir. Bölüm 2.6 da açıklandığı üzere adaptif admitans kontrol düzeneğinin temel elemanı BKD'nin çok az, az, orta, fazla, çok fazla destek olmak üzere 5 farklı destek seviyesi vardır. Adaptif admitans kontrol düzeneğinin BKD'nin kullanılmadığı yani Şekil 45.'te verilen kırmızı çerçeveli bölümün çıkarılmasıyla elde edilen statik admitans kontrol düzeneğinin göre daha verimli olduğunu göstermek için her bir hareket (dorsal / plantar fleksiyon veya inversiyon / eversiyon hareketi) için 10 farklı deney gerçekleştirilmiştir. Bu deneylerden 5 tanesi BKD'nin kullanıldığı adaptif admitans kontrol düzeneği deneyleri, diğer 5 tanesi de adaptif admitans kontrol düzeneğinde kullanılan aynı K destek katsayılarıyla gerçekleştirilen statik admitans kontrol düzeneği deneyleridir.

Bölüm 2.6'da belirtildiği üzere adaptif admitans kontrol düzeneğinde çok az, az, orta, fazla, çok fazla destek seviyesi için K destek katsayısı 1, 2, 3, 4 ve 5 olarak belirlenmiştir. Statik admitans kontrol düzeneği ile gerçekleştirilen deneylerde uygulanacak destek miktarı adaptif admitans kontrol düzeneğindekiyle eşit olması için K destek katsayısı 1, 2, 3, 4 ve 5 olarak belirlenmiştir. Hem adaptif hem de statik admitans kontrol düzeneğindeki aynı destek katsayısı K değerleri kullanılarak gerçekleştirilen deneylerde uygulanan aynı kuvvete karşı rehabilitasyon robotunun hareketli platform aynı bitiş noktasına ulaşarak zeminle aynı açıyı yapacağı düşünülebilir. Fakat adaptif admitans kontrol düzeneği BKD'nin tasarımında belirlenen kuvvet limitlerini göz önüne alarak hastaya uygulayacağı destek miktarını ayarlayacağı için bahsedilen durumda hareketli platformun aynı açı değerine ulaşması her zaman beklenmemelidir.

Dorsal / plantar fleksiyon ve inversiyon / eversiyon hareketlerinde ön işleme tabi tutulmuş uygulanan kuvvet (F_a) grafikleri sırasıyla Şekil 77. ve Şekil 79.'da gösterilmiştir. Şekilsel karmaşıklığı azaltmak için Şekil 77. ve Şekil 79.'da altışar grafik gösterilmiştir. Her iki şekilde de kuvvet uygulamak için kullanılan cisim aynı olmasına rağmen ölçülen kuvvet değerlerinin eşit çıkmaması başka bir ifadeyle ölçülen kuvvet işaretlerinin üst üste tam çakışmaması Şekil 78. ve Şekil 80.'de gösterilen elde edilen platform açısı grafikleri yardımıyla açıklanabilir. Şekil 78. ve Şekil 80. incelendiğinde her deney grubunda gerçekleştirilen onar deney sonucunda rehabilitasyon robotunun hareketli platformu farklı açı değerlerine ulaşmıştır. Rehabilitasyon robotu başlangıçta sıfır konumunda olduğu için cisim tarafından uygulanan kuvvet dik olarak sensörlere ulaşırken, robotun harekete

başlamasıyla kuvvet sensörlerine cisim tarafından uygulanan kuvvetin dik bileşeni ulaşmaktadır.

Hem dorsal / plantar fleksiyon hem de inversiyon / eversiyon hareketlerinde elde edilen platform açısı şekilleri incelendiğinde adaptif admitans kontrol düzeneği ile yani çok az, az, orta, fazla, çok fazla destek seviyelerinde gerçekleştirilen deneylerde elde edilen platform açıları beklendiği üzere birbirlerinden farklıdır. Aynı şekilde statik admitans kontrol düzeneğinde farklı K destek katsayıları kullanarak elde edilen platform açıları da beklendiği üzere birbirlerinden farklıdır. Statik admitans kontrol düzeneği ile yani sabit destek seviyesinde gerçekleştirilen deneylerde elde edilen platform açıları K destek katsayıları aynı olmasına rağmen adaptif admitans kontrol düzeneği ile elde edilen platform açısı yörünge ve değerinden farklı olduğu Şekil 78. ve Şekil 80.'de görülmektedir. Adaptif admitans kontrol düzeneğinde yer alan BKD'nin verimliliğini incelemek için aynı K destek katsayısı ile gerçekleştirilen deneyler göz önüne alınmalıdır.

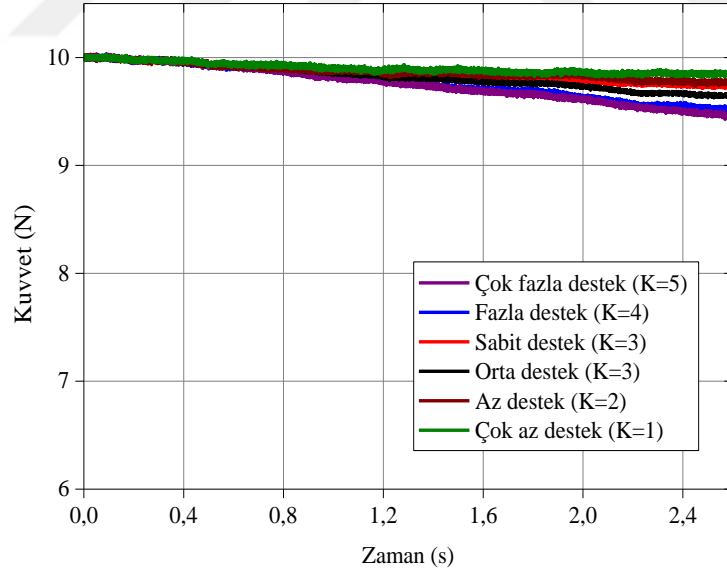
Dorsal / plantar fleksiyon hareketinde Şekil 77.'den anlaşılacağı üzere uygulanan kuvvet yaklaşık 10N'fakat 10N'dan azdır. Şekil 47.'de verilen destekleyici mod için kullanılan uygulanan kuvvet (F_a) üyelik fonksiyonu göz önüne alındığında uygulanan bu kuvvetin kuvvet aralığının orta seviyesinden düşük olduğu ve dolayısıyla rehabilitasyon robotunun tanımlanan kurallar gereği hastaya daha fazla destek sağlaması gerekmektedir. Şekil 78. incelendiğinde bu desteğin sağlandığı görülmektedir. Örneğin, sağlanan bu destek ile orta destek seviyesinde (adaptif admitans kontrol, $K=3$) elde edilen son platform açısı değeri sabit destek seviyesinde (statik admitans kontrol, $K=3$) elde edilenden mutlak değer olarak daha fazladır. Başka bir ifadeyle, statik admitans kontrol düzeneği ile gerçekleştirilen deneyde hasta 12° lik bir eklem hareket açıklığına ulaşmışken adaptif admitans kontrol düzeneği ile gerçekleştirilen deneyde hasta 15° lik bir eklem hareket açıklığına ulaşmıştır.

Dorsal / plantar fleksiyon hareketi için yapılan yorumların benzeri inversiyon / eversiyon hareketi için de yapılabilir. İversiyon / eversiyon hareketinde Şekil 79.'dan anlaşılacağı üzere uygulanan kuvvet yaklaşık 6N'dur yani Şekil 47.'de verilen uygulanan kuvvet (F_a) üyelik fonksiyonu göz önüne alındığında uygulanan bu kuvvetin kuvvet aralığının orta seviyesinden çok düşük olduğu ve dolayısıyla rehabilitasyon robotunun tanımlanan kurallar gereği hastaya daha fazla destek sağlaması gerekmektedir. Rehabilitasyon robotunun sağladığı bu destek ile orta destek seviyesinde (adaptif admitans kontrol, $K=3$) hasta 10° lik bir eklem hareket açıklığına yani statik admitans kontrol düzeneği

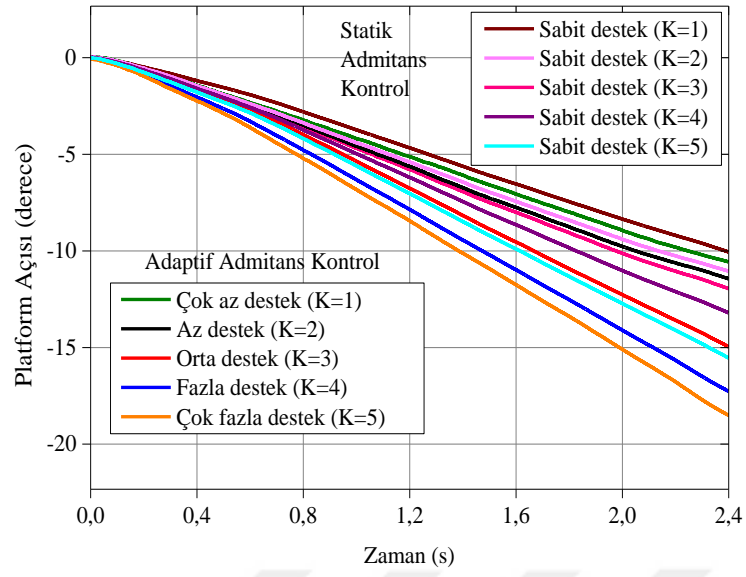
(sabit destek, $K=3$) ile gerçekleştirilen deneyde ulaşılan 8° lik eklem hareket açıklığından daha fazla açıklığa ulaşmıştır.

Önerilen admitans kontrol düzeneğinin destekleyici mod tabanlı olan aktif ROM egzersizlerde eğer hasta Şekil 47.'de uygulanan kuvvet (F_a) üyelik fonksiyonunda tanımlanan uygulaması gereken kuvvet değerinden daha fazla kuvvet uyguladığı durumda rehabilitasyon robotunun destek seviyesini azalttığını göstermek için $F_a = 15N$ uygulayarak dorsal / plantar fleksiyon hareketi gerçekleştirilmiştir. Uygulanan bu 15N'luk kuvvetin destekleyici mod için kullanılan uygulanan kuvvet üyelik fonksiyonundaki (Şekil 47.) kuvvet aralığının orta seviyesinden fazladır. Böyle bir durumda, rehabilitasyon robotunun tanımlanan kurallar gereği hastaya daha az destek sağlaması gerekmektedir. Şekil 81. incelendiğinde uygulanan destek seviyesinin azaltıldığı açıkça görülmektedir.

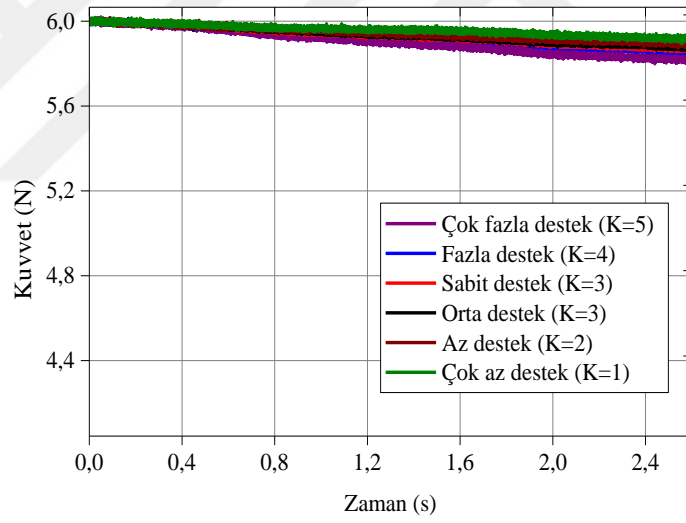
Platform açılı şekillerine ek olarak kuvvet girişi ve pozisyon çıkışı ile elde edilen transfer fonksiyonunun bode çizimi Şekil 82.'de verilmiştir. Bode çizimi $K=3$ destek katsayısı ile aktif ROM egzersizi olarak gerçekleştirilen dorsal / plantar fleksiyon hareketine aittir.



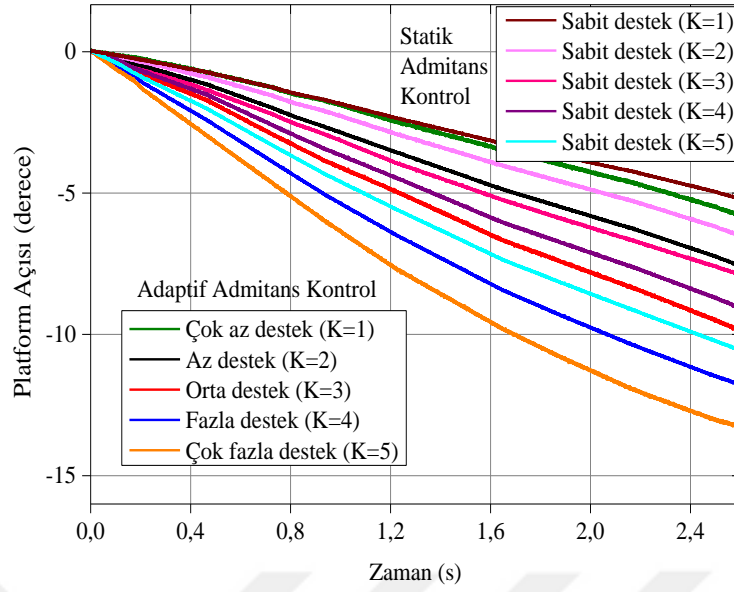
Şekil 77. $F_a=10N$ ile gerçekleştirilen dorsal / plantar fleksiyon hareketinde ölçülen kuvvet işaretleri



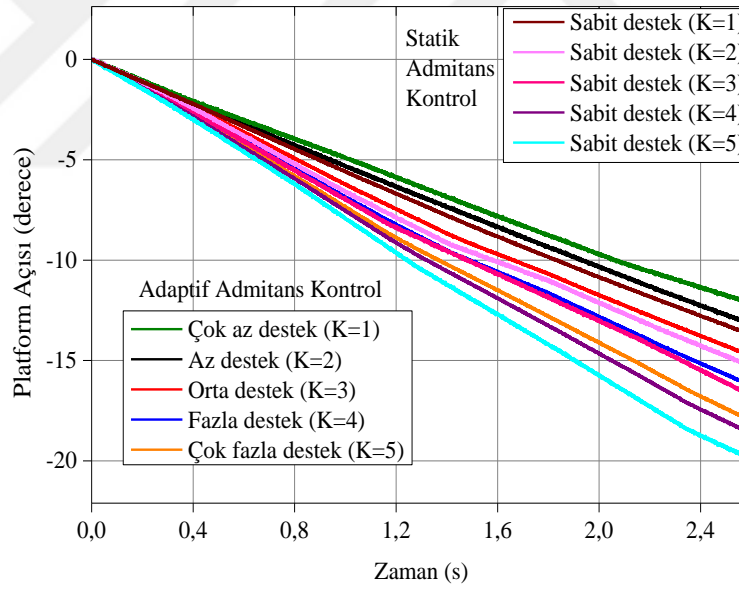
Şekil 78. $F_a=10N$ ile gerçekleştirilen dorsal / plantar fleksiyon hareketinde elde edilen hareketli platform açısı değerleri



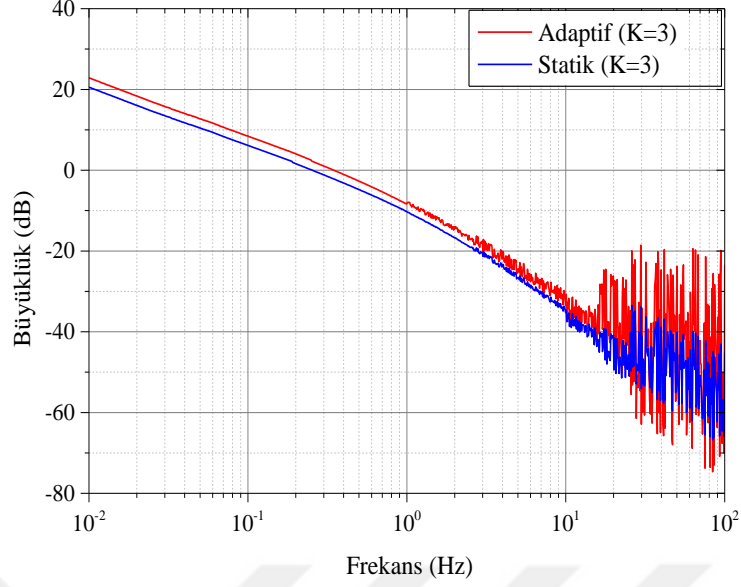
Şekil 79. $F_a=6N$ ile gerçekleştirilen inversiyon / eversiyon hareketinde ölçülen kuvvet işaretleri



Şekil 80. $F_a=6N$ ile gerçekleştirilen inversiyon / eversiyon hareketinde elde edilen hareketli platform açısı değerleri



Şekil 81. $F_a=15N$ ile gerçekleştirilen dorsal / plantar fleksiyon hareketinde elde edilen hareketli platform açısı değerleri



Şekil 82. Destek katsayısı $K=3$ ile gerçekleştirilen dorsal / plantar fleksiyon aktif ROM egzersizi için bode çizimi

3.2.2. Güçlendirme Egzersiz Deneyleri

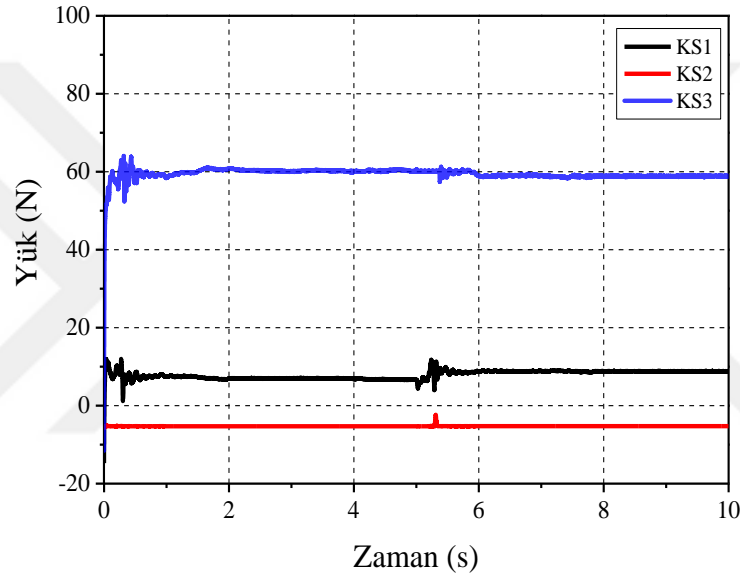
Bu tez çalışması kapsamında güçlendirme egzersizleri olarak izometrik ve izotonik egzersizler gerçekleştirilmiştir. Basamak referans girişli pozisyon kontrolüne ihtiyaç duyulan izometrik egzersizler ile direnç gösterici modda çalışan admitans kontrol gerektiren izotonik egzersizler ile ilgili yapılan deneysel sonuçlar bu kısımda verilmiştir.

3.2.2.1. İzometrik Egzersizler

Ayak bileği güçlendirme egzersizlerinden izometrik egzersizler sabit bir dirence karşı sagittal ve frontal düzlemde gerçekleştirilen egzersizlerdir. Egzersizlerde rehabilitasyon robotu hareketli platformu belirlenen sabit pozisyona getirerek o pozisyonda tutmalıdır ve sabit pozisyondaki platforma hasta belirli aralıklarla kuvvet uygulamalıdır. Eklem hareket aralığındaki farklı açılar için gerçekleştirilen egzersizlerle ayak bileğinin tüm hareket aralığında güçlendirilmesi hedeflenir. Dolayısıyla tedavinin verimliliği açısından rehabilitasyon robotunun hasta kuvvet uyguladığı anda dahi belirlenen pozisyonda sabit kalması önemlidir.

İzometrik egzersiz olarak dorsal/plantar fleksiyon hareketleri hem bozucu etki olmadan hem de bozucu etki altında gerçekleştirilerek Bölüm 2.5'te tasarımları anlatılan

denetleyicilerden PID, KDPID ve BMD'nin hem bozucu etki olmadan hem de bozucu etki altındaki basamak yanıtları incelemiştir. ROM egzersiz deneylerinde olduğu gibi denetleyici performanslarında adil bir değerlendirme yapmak için sağlıklı veya hasta kişi yerine ağırlığı bilinen cisim kullanarak deneyler aynı şartlar altında gerçekleştirilmiştir. Bozucu etki meydana getirmek için paralel robotun ayak tabanlığı üzerine hareket başlangıç anında ağırlığı bilinen cisim koyulmuştur. Şekil 83. izometrik egzersiz olarak gerçekleştirilen dorsal/plantar fleksiyon hareketlerinde rehabilitasyon robotunun ayak tabanlığına uygulanan kuvvet işaretlerini göstermektedir.

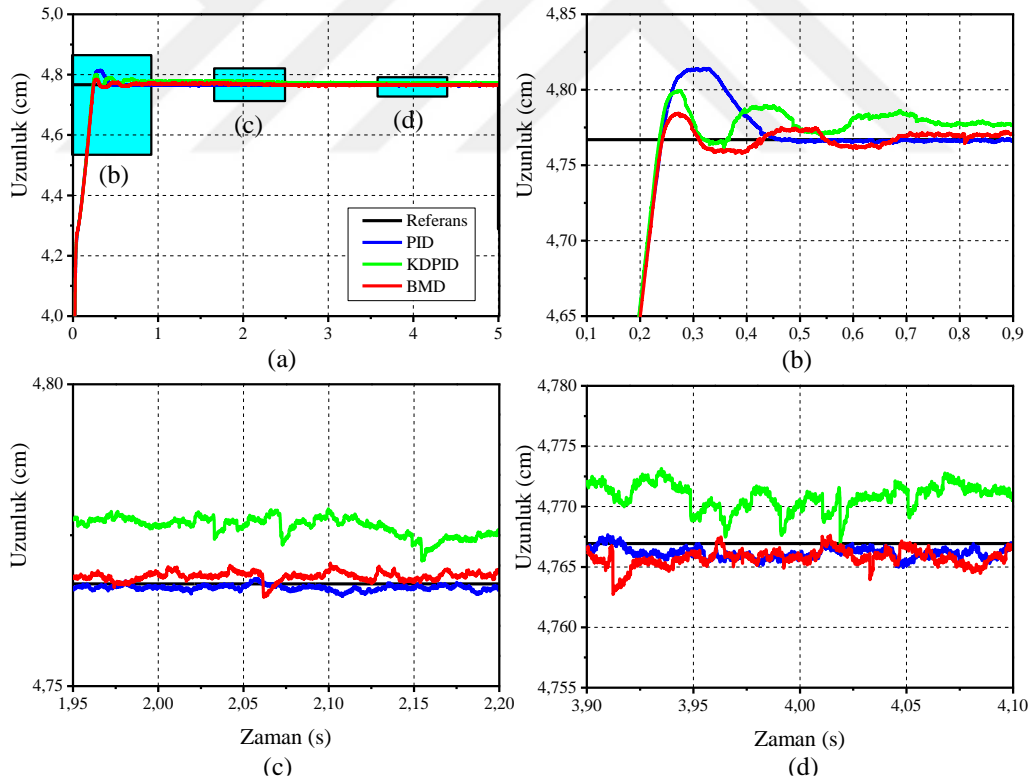


Şekil 83. İzometrik egzersiz deneylerinde ayak tabanlığına uygulanan kuvvet değerleri (KS:Kuvvet sensörü)

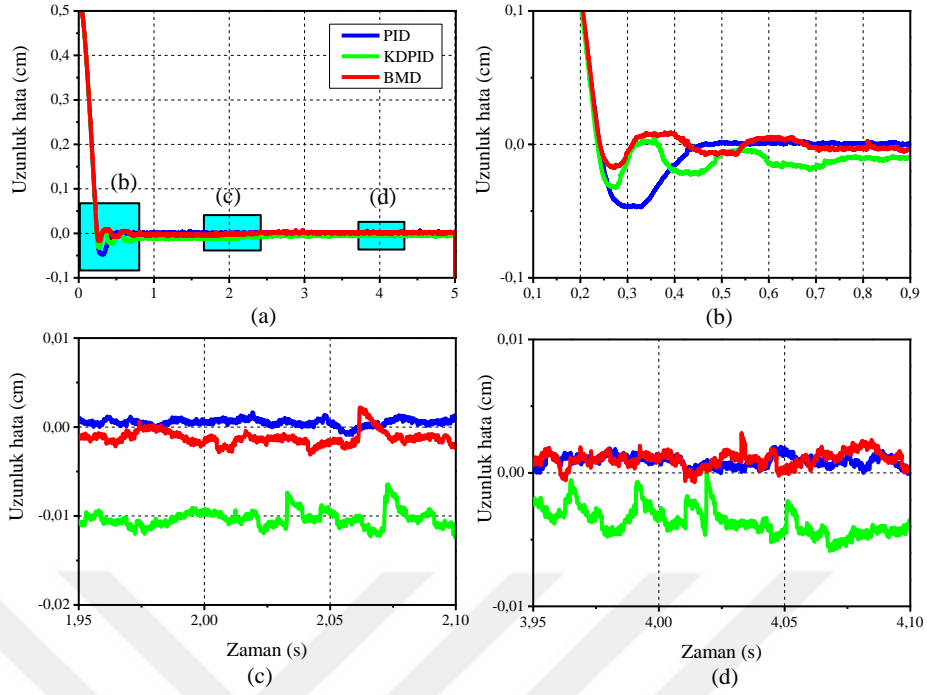
Dorsal/plantar fleksiyon hareketi bozucu etki olmaksızın PID, KDPID ve BMD için ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir. 1. 2. ve 3. eyleyicilerin bozucu etki olmadan elde edilen uzunluk yanıtları sırasıyla Şekil 84., Şekil 86. ve Şekil 88.'de verilmiştir. 1. 2. ve 3. eyleyicilerin uzunluk hata grafikleri ise sırasıyla Şekil 85., Şekil 87. ve Şekil 89.'da verilmiştir. Bozucu etki olmadan gerçekleştirilen deneylerdeki denetleyici performans ölçüt değerleri Tablo 19'da verilmiştir. Şekil 83'te verilen bozucu etki altında gerçekleştirilen deneysel çalışmanın sonuçları ise Şekil 90., Şekil 92. ve Şekil 94.'te verilmiştir. Bozucu etki altında gerçekleştirilen deneylerdeki 1. 2. ve 3. eyleyicilerin uzunluk hata grafikleri sırasıyla Şekil 91., Şekil 93. ve Şekil 95.'te verilmiştir. Denetleyici performans ölçüt değerleri ise Tablo 20'de verilmiştir.

Dorsal/plantar fleksiyon hareketinden elde edilen basamak uzunluk yanıtlarından 1. ve 2. eyleyicinin aynı anda aynı yönde hareket ettiği, 3. eyleyicinin diğer iki eyleyiciye zıt yönde hareket ettiği görülmektedir. Eyleyicilerin bu şekilde hareket etmeleri rehabilitasyon robotunun tasarımından dolayıdır. Rehabilitasyon robotunun bozucu etkiye maruz kaldığı 3 farklı deneyde elde edilen performans ölçüt değerleri (Tablo 20) beklendiği üzere sistemin boşa çalışma yani bozucu etki olmadan gerçekleştirilen deneylerdeki değerlerden (Tablo 19) büyüktür. Her iki tablo ayrı ayrı değerlendirildiğinde denetleyici performansları iyiden kötüye doğru BMD, KDPID ve PID olarak sıralanmıştır. Her iki tablo birlikte değerlendirildiğinde ise yani suni olarak eklenen bozucu etkinin denetleyici performanslarına olan etkisi değerlendirildiğinde en gürbüz davranışı BMD'nin gösterdiği daha sonra sırasıyla KDPID ve PID'nin gösterdiği söylenebilir.

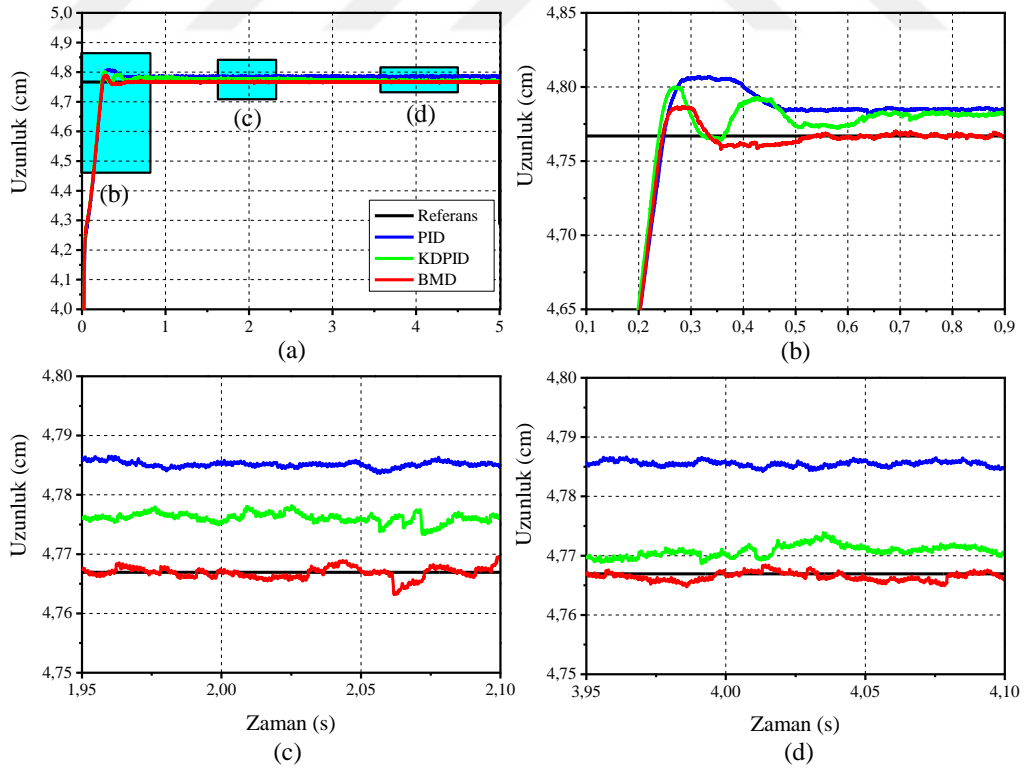
Eyleyicilerin uzunluk kontrol yanıtları incelendiğinde bozucu etki olmayan durumda beklendiği üzere en iyi geçici ve kalıcı durum yanıtı BMD ile elde edilmiştir.



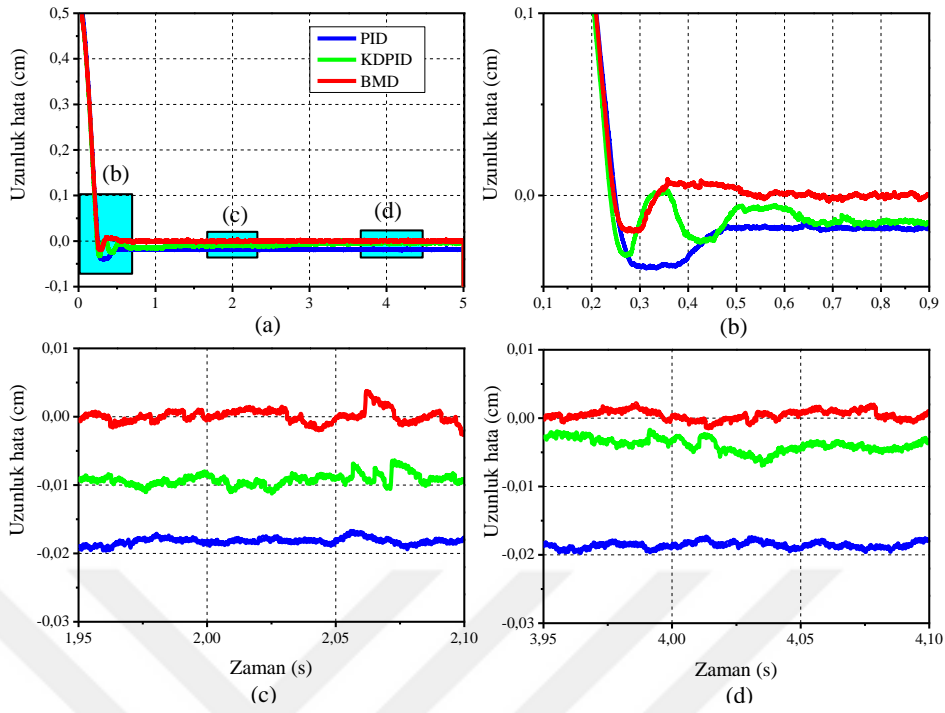
Şekil 84. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 1. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



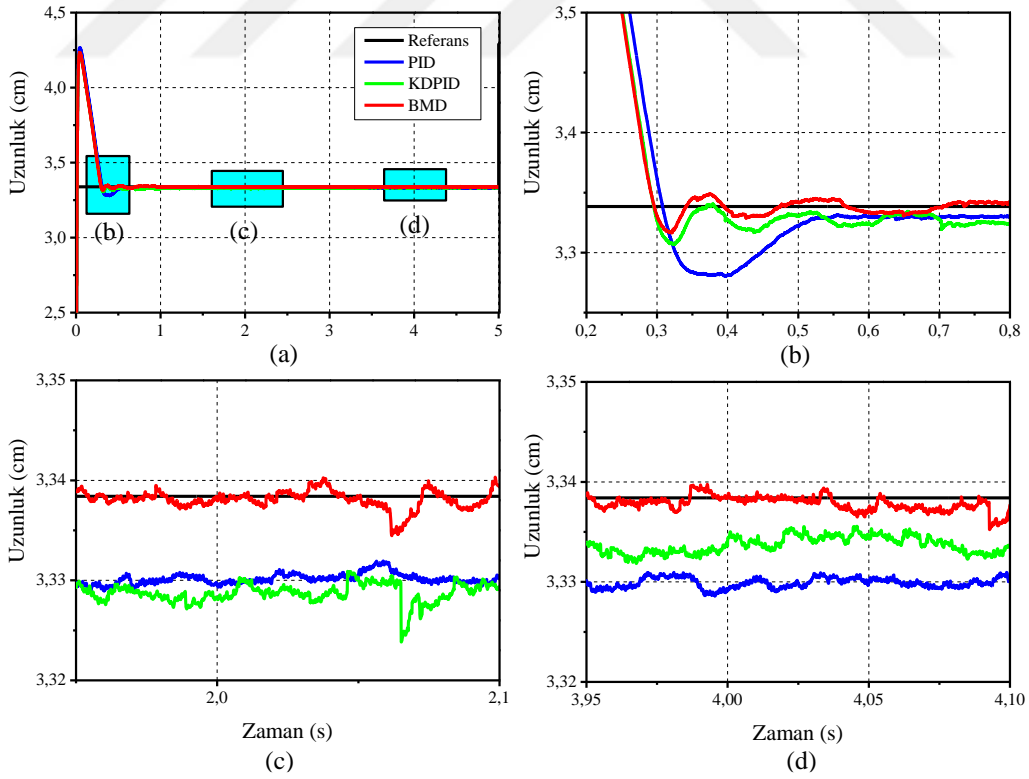
Şekil 85. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 1. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



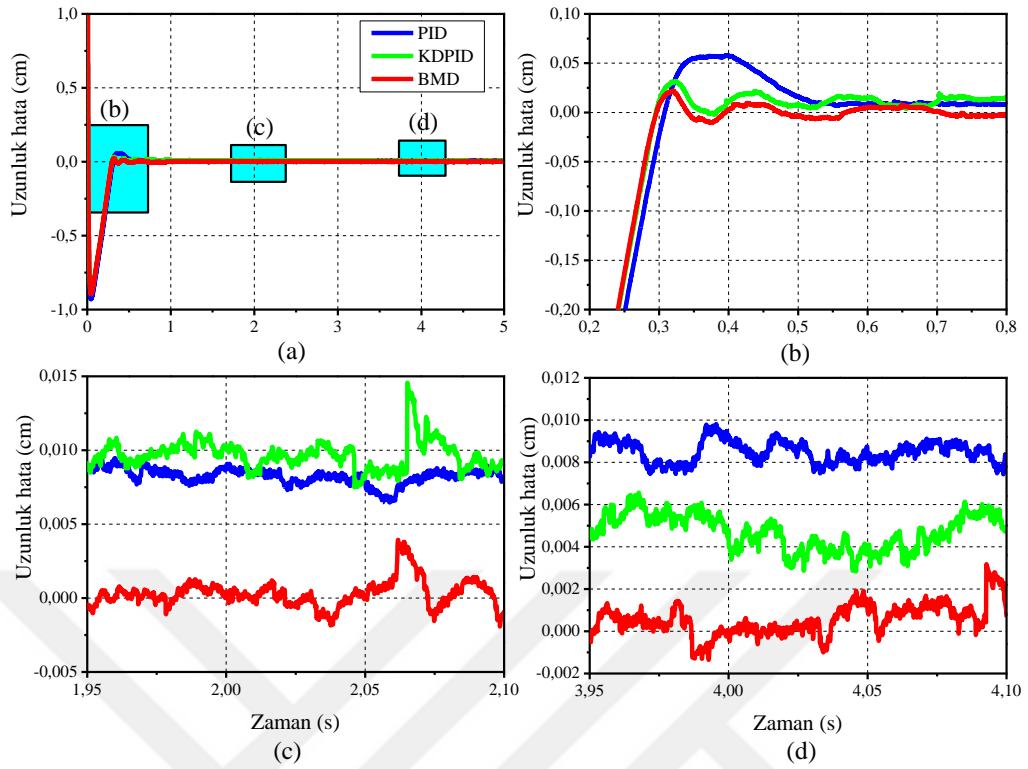
Şekil 86. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 2. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



Şekil 87. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 2. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



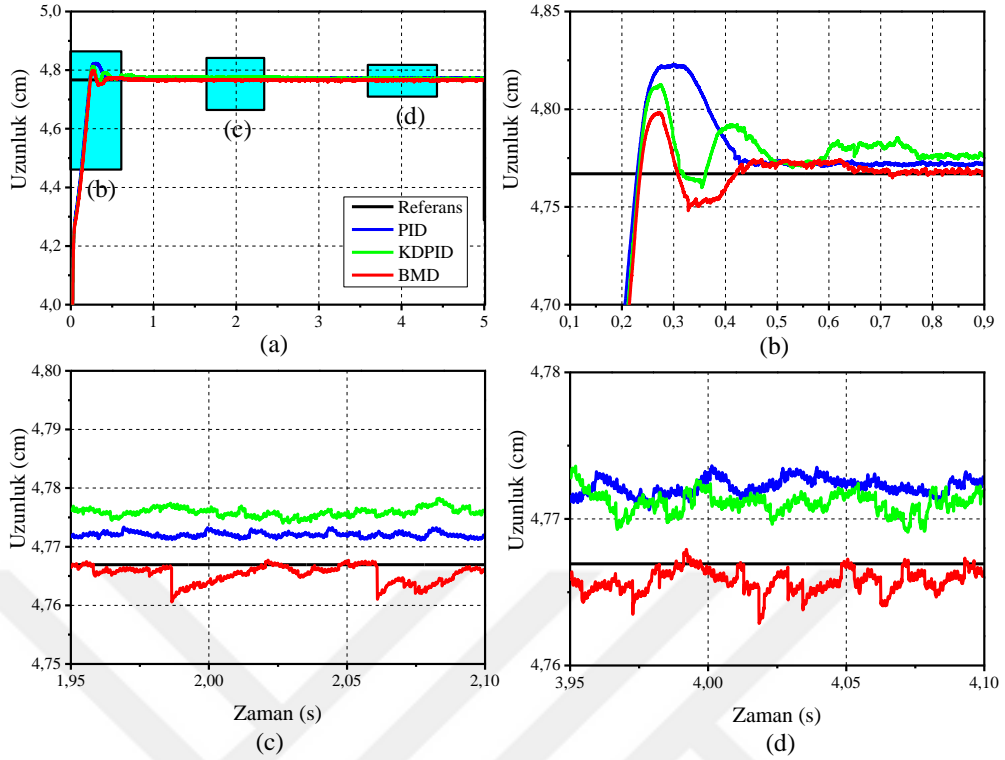
Şekil 88. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 3. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



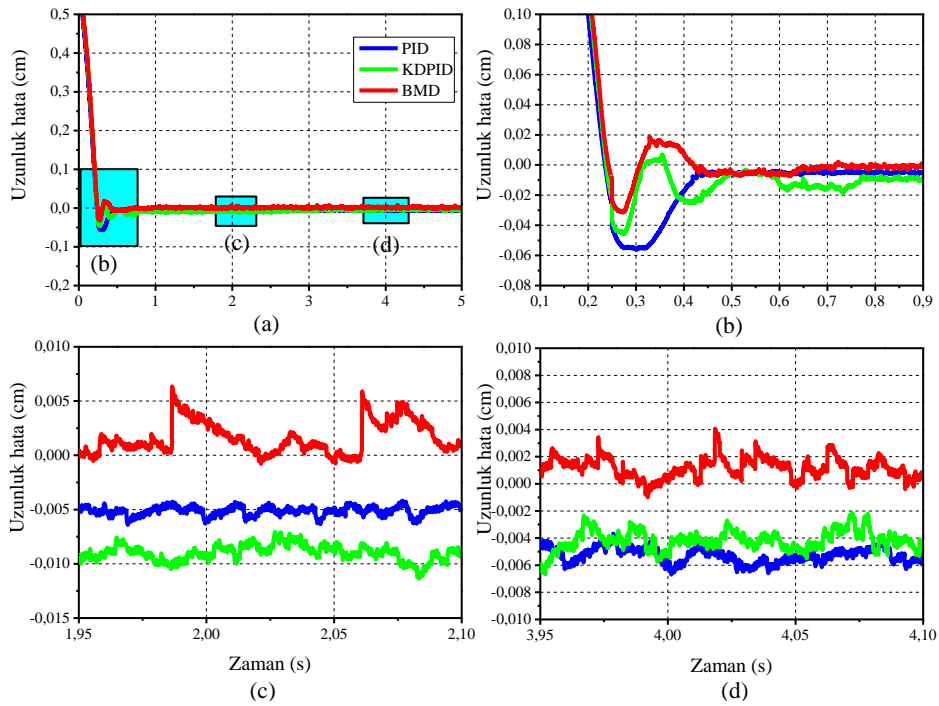
Şekil 89. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 3. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki yok), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.

Tablo 19. İzometrik egzersiz deneylerinde denetleyici performans ölçüt değerleri (Bozucu etki yok)

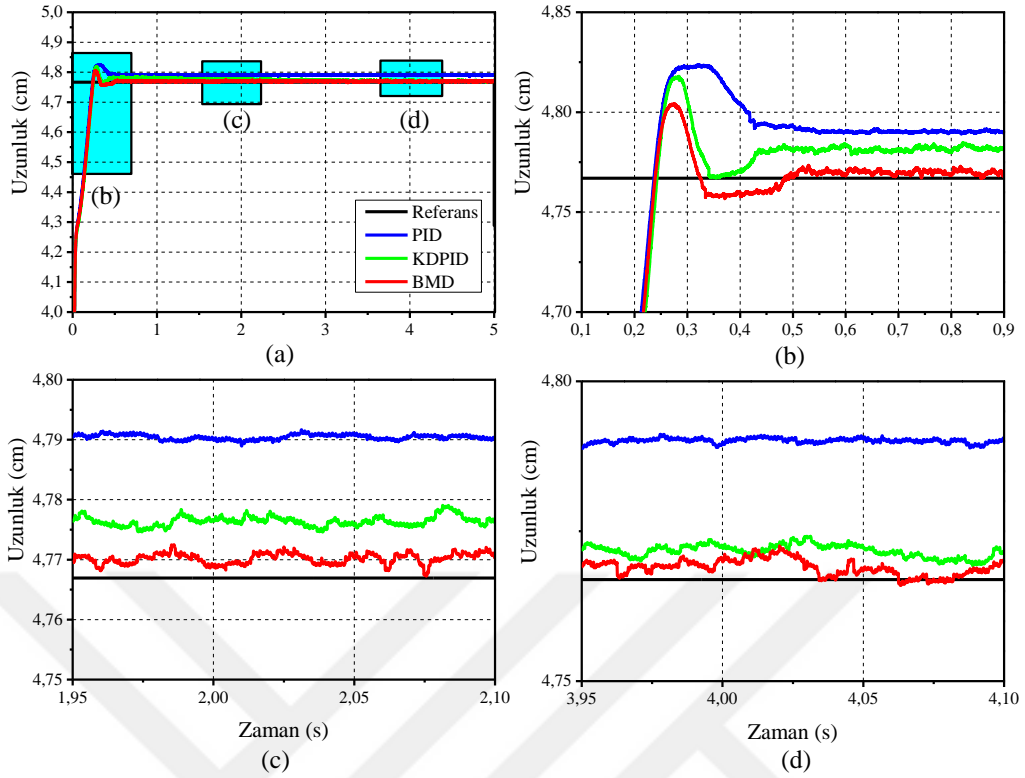
| | Eyleyici 1 | | | Eyleyici 2 | | | Eyleyici 3 | | |
|--------------|------------|--------|--------|------------|--------|--------|------------|--------|--------|
| | IAE | ISE | ITAE | IAE | ISE | ITAE | IAE | ISE | ITAE |
| PID | 0.2059 | 0.1738 | 0.4959 | 0.3305 | 0.1794 | 1.0159 | 0.4007 | 0.2501 | 1.1323 |
| KDPID | 0.2464 | 0.1733 | 0.6677 | 0.2504 | 0.1728 | 0.6760 | 0.3865 | 0.2384 | 1.1592 |
| BMD | 0.1935 | 0.1719 | 0.4068 | 0.1920 | 0.1734 | 0.4084 | 0.3289 | 0.2392 | 0.8833 |



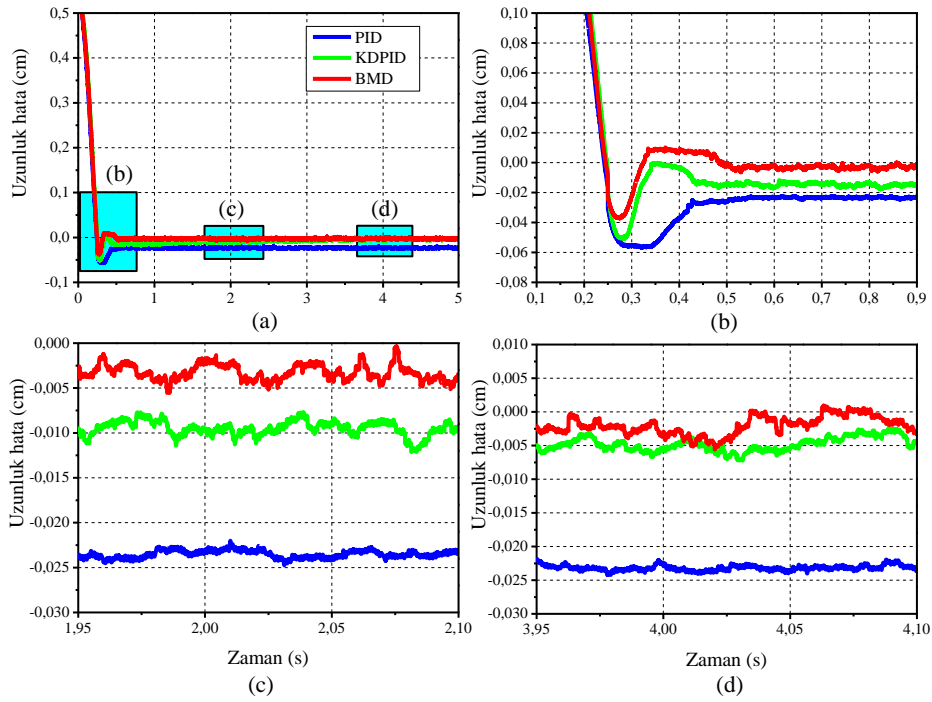
Şekil 90. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 1. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş halı.



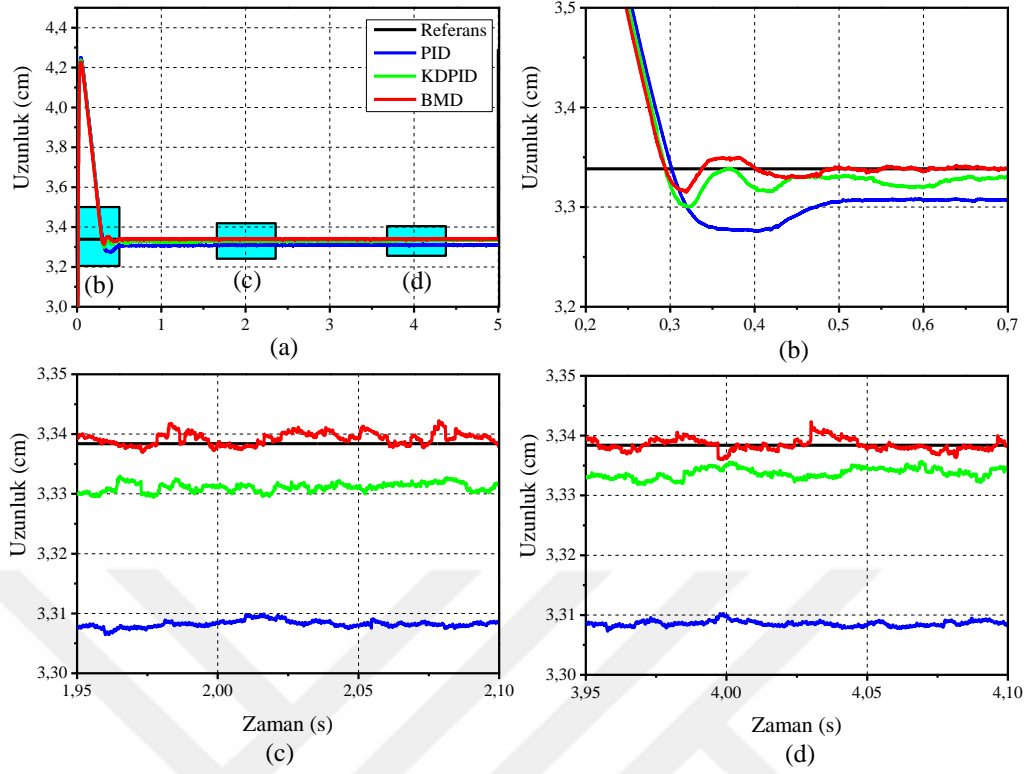
Şekil 91. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 1. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki var), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş halı.



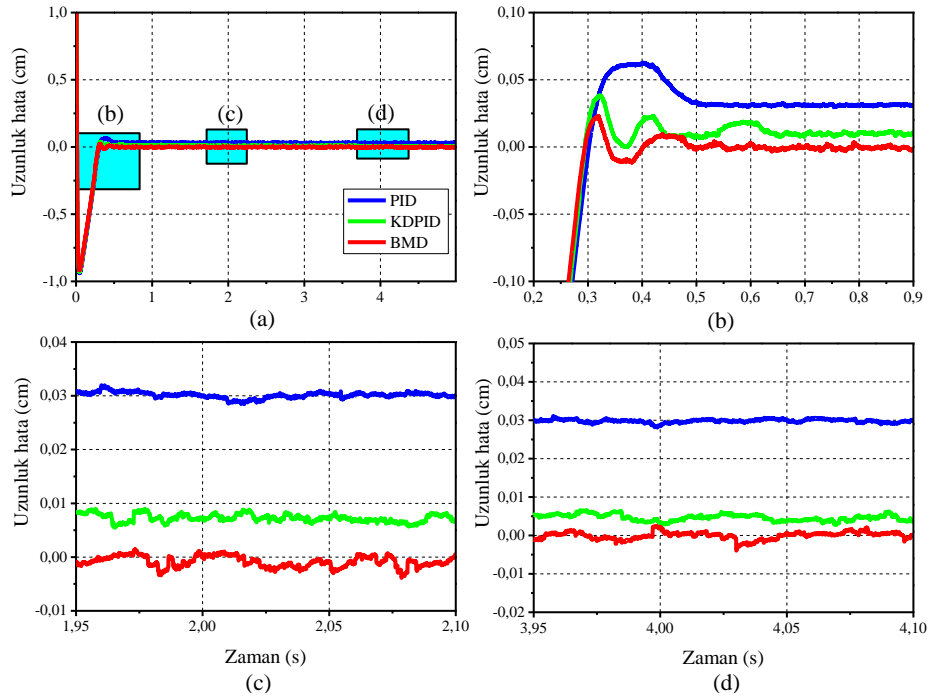
Şekil 92. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 2. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş halı.



Şekil 93. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 2. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki var), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş halı.



Şekil 94. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 3. eyleyicinin yanıtı (Bozucu etki var), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.



Şekil 95. (a) İzometrik egzersiz deneylerinde 3. eyleyicinin uzunluk hatası (Bozucu etki var), (b)-(d) şekil (a) üzerindeki seçili bölgelerin büyütülmüş hali.

Tablo 20. İzometrik egzersiz deneylerinde denetleyici performans ölçüt değerleri (Bozucu etki var)

| | Eyleyici 1 | | | Eyleyici 2 | | | Eyleyici 3 | | |
|--------------|------------|--------|--------|------------|--------|--------|------------|--------|--------|
| | IAE | ISE | ITAE | IAE | ISE | ITAE | IAE | ISE | ITAE |
| PID | 0.2351 | 0.1738 | 0.6214 | 0.3919 | 0.1830 | 1.3451 | 0.5393 | 0.2682 | 1.6674 |
| KDPID | 0.2510 | 0.1758 | 0.6856 | 0.2630 | 0.1788 | 0.7054 | 0.3996 | 0.2543 | 1.1810 |
| BMD | 0.1980 | 0.1748 | 0.4259 | 0.2071 | 0.1767 | 0.4431 | 0.3357 | 0.2457 | 0.9051 |

3.2.2.2. İzotonik Egzersizler

İzotonik egzersizler, izometrik egzersizlerin aksine sabit pozisyona getirilen platforma hastanın kuvvet uygulamasıyla değil, hastanın belirli bir seviyede direnç gösteren robotun hareketli platformunu hareket ettirmesi ile gerçekleştirilir. Bu egzersizler de hem sagittal hem de frontal düzlemde gerçekleştirilebilir. Bu egzersizlerde temel amaç belirli bir seviyede güçlendirilen ayak bileğinin eski gücüne kavuşturulmasıdır. Aktif ROM egzersizlerinde olduğu gibi hasta uygulayacağı kuvvet ile robotun hareketli platformunu hareket ettirir. Fakat izotonik egzersizlerde aktif ROM egzersizlerinden farklı olarak robot hastaya destek gösterici modda değil direnç gösterici modda çalışır. Çünkü bu egzersizlerde hasta ayak bileğinin daha da güçlenmesi için ayak bileğinin daha yüksek direnç seviyesi gösteren robot hareketli platformunu hareket ettirmesi beklenir. Belirlenen direnç seviyesi hastaya az gelirse, başka bir ifade ile hasta daha fazla kuvvet uygulayabilecekken daha az kuvvet ile egzersizi tamamlarsa güçlendirme amaçlı tedavinin verimliliği azalır. Eğer belirlenen direnç seviyesi hasta için fazla gelirse, yani hasta hareketli platformu zorlukla hareket ettiriyor veya hiç ettiremiyorsa bu durumda robotun göstereceği direnç seviyesi azaltılmalı ve hastanın uygun direnç seviyesinde egzersizi gerçekleştirmesi sağlanmalıdır. Dolayısıyla, rehabilitasyon robotunun direnç gösterici modda çalışan adaptif admitans kontrol gerçekleştirmesi gerekmektedir.

Önerilen adaptif admitans kontrol düzeneğinin direnç gösterici moddaki verimliliğini göstermek için dorsal / plantar fleksiyon ve inversiyon / eversiyon hareketleri izotonik egzersizleri olarak gerçekleştirilmiştir. Önerilen admitans kontrol düzeneğinin adil bir değerlendirmesini yapmak için sağlıklı veya hasta kişi yerine ağırlığı bilinen cisim kullanarak deneyler aynı şartlar altında gerçekleştirilmiştir. Bölüm 2.6'da açıklandığı üzere adaptif admitans kontrol düzeneğinin temel elemanı BKD'nin çok az, az, orta, fazla, çok

fazla destek olmak üzere 5 farklı destek seviyesi vardır. Direnç gösterici modda çalışan adaptif admitans kontrol düzeneğinin BKD'nin kullanılmadığı yani Şekil 45.'te verilen kırmızı çerçeveli bölümün çıkarılmasıyla elde edilen statik admitans kontrol düzeneğinin göre daha verimli olduğunu göstermek için her bir hareket (dorsal / plantar fleksiyon veya inversiyon / eversiyon hareketi) için 10 farklı deney gerçekleştirilmiştir. Bu deneylerden 5 tanesi BKD'nin kullanıldığı adaptif admitans kontrol düzeneği ile 5 tanesi de statik admitans kontrol düzeneği ile gerçekleştirilen deneylerdir.

Bölüm 2.6'da belirtildiği üzere adaptif admitans kontrol düzeneğinde çok az, az, orta, fazla, çok fazla direnç seviyesi için K destek katsayısı 1, 0.8, 0.6, 0.4 ve 0.2 olarak belirlenmiştir. Statik admitans kontrol düzeneği ile gerçekleştirilen deneylerde uygulanacak direnç miktarı adaptif admitans kontrol düzeneğindekiyle eşit olması için K direnç katsayısı 1, 0.8, 0.6, 0.4 ve 0.2 olarak belirlenmiştir. Hem adaptif hem de statik admitans kontrol düzeneğindeki aynı direnç katsayısı K değerleri kullanılarak gerçekleştirilen deneylerde uygulanan aynı kuvvete karşı rehabilitasyon robotunun hareketli platformu aynı bitiş noktasına ulaşarak zeminle aynı açığı yapacağı düşünülebilir. Fakat adaptif admitans kontrol düzeneği BKD'nin tasarımında belirlenen kuvvet limitlerini göz önüne alarak hastaya uygulayacağı direnç miktarını ayarlayacağı için bahsedilen durumda hareketli platformun aynı açı değerine ulaşması her zaman beklenmemelidir.

Dorsal / plantar fleksiyon ve inversiyon / eversiyon hareketlerinde ön işleme tabi tutulmuş uygulanan kuvvet (F_a) değerleri sırasıyla 30N ve 15N'dur. Şekil 96. ve Şekil 97. uygulanan kuvvet değerleri sonucu elde edilen platform açı grafiklerini göstermektedir. Şekil 96. ve Şekil 97. incelendiğinde her deney grubunda gerçekleştirilen onar deney sonucunda rehabilitasyon robotunun hareketli platformu farklı açı değerlerine ulaşmıştır.

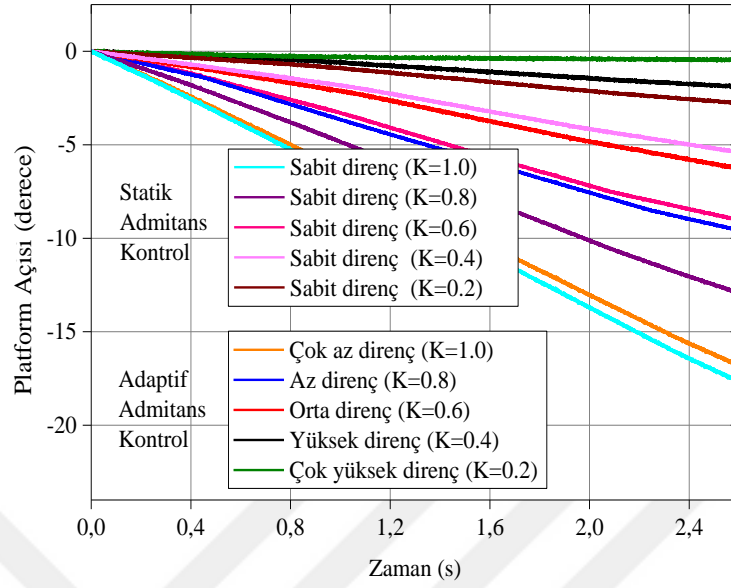
Hem dorsal / plantar fleksiyon hem de inversiyon / eversiyon hareketlerinde elde edilen platform açı şekilleri incelendiğinde adaptif admitans kontrol düzeneği ile yani çok az, az, orta, fazla, çok fazla direnç seviyelerinde gerçekleştirilen deneylerde elde edilen platform açıları beklendiği üzere birbirlerinden farklıdır. Aynı şekilde statik admitans kontrol düzeneğinde farklı K direnç katsayıları kullanarak elde edilen platform açıları da beklendiği üzere birbirlerinden farklıdır. Statik admitans kontrol düzeneği ile yani sabit destek seviyesinde gerçekleştirilen deneylerde elde edilen platform açıları K direnç katsayıları aynı olmasına rağmen adaptif admitans kontrol düzeneği ile elde edilen platform açı değerlerinden farklı olduğu yine sonuç şekillerinden görülmektedir. Adaptif admitans

kontrol düzeneğinde yer alan BKD'nin verimliliğini incelemek için aynı K direnç katsayısı ile gerçekleştirilen deneyler göz önüne alınmalıdır.

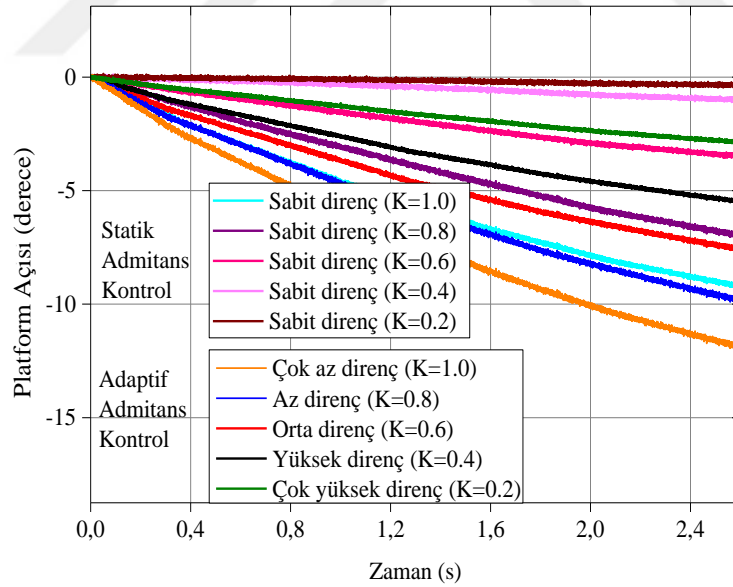
Dorsal / plantar fleksiyon hareketinde uygulanan kuvvet 30N'dur. Şekil 48.'de verilen direnç gösterici mod için kullanılan uygulanan kuvvet (F_a) üyelik fonksiyonları göz önüne alındığında uygulanan bu kuvvetin kuvvet aralığının orta seviyesinden fazla olduğu ve dolayısıyla rehabilitasyon robotunun tanımlanan kurallar gereği hastaya daha fazla direnç göstermesi gerekmektedir. Şekil 96. incelendiğinde bu direncin gösterildiği görülmektedir. Örneğin, gösterilen bu direnç ile orta destek seviyesinde (adaptif admitans kontrol, $K=0.6$) elde edilen son platform açısı değeri sabit destek seviyesinde (statik admitans kontrol, $K=0.6$) elde edilenden mutlak değer olarak daha azdır. Başka bir ifadeyle, statik admitans kontrol düzeneği ile gerçekleştirilen deneyde hasta 9° lik bir eklem hareket açıklığına ulaşmışken adaptif admitans kontrol düzeneği ile gerçekleştirilen deneyde hasta 6° lik bir eklem hareket açıklığına ulaşmıştır.

Dorsal / plantar fleksiyon hareketi için yapılan yorumların benzeri inversiyon / eversiyon hareketi için de yapılabilir. İnversiyon / eversiyon hareketinde uygulanan kuvvet 15N'dur yani Şekil 48.'de verilen uygulanan kuvvet (F_a) üyelik fonksiyonu göz önüne alındığında uygulanan bu kuvvetin kuvvet aralığının orta seviyesinden düşük olduğu ve dolayısıyla rehabilitasyon robotunun tanımlanan kurallar gereği hastaya daha az direnç göstermesi gerekmektedir. Rehabilitasyon robotunun gösterdiği bu direnç ile orta destek seviyesinde (adaptif admitans kontrol, $K=0.6$) hasta 7.5° lik bir eklem hareket açıklığına yani statik admitans kontrol düzeneği (sabit destek, $K=0.6$) ile gerçekleştirilen deneyde ulaşılan 3.5° lik eklem hareket açıklığından daha az açıklığa ulaşmıştır. Burada dikkat edilmesi gereken nokta, adaptif admitans kontrol ile inversiyon / eversiyon hareketinde 15N'luk kuvvet uygulanmasına rağmen dorsal / plantar fleksiyon hareketinde elde edilen 6° lik bir eklem hareket açıklığından daha fazla bir açıya ulaşılmış olmasıdır. Bu durumdan, direnç gösterme tabanlı olan izotonik egzersizlerde eğer hasta Şekil 48.'de uygulanan kuvvet (F_a) üyelik fonksiyonunda tanımlanan uygulaması gereken kuvvet değerine ulaşamadığı durumda rehabilitasyon robotunun direnç seviyesini azaltarak hasta için güçlendirme egzersizlerinde uygun direnç seviyesini sağladığı sonucu çıkarılır.

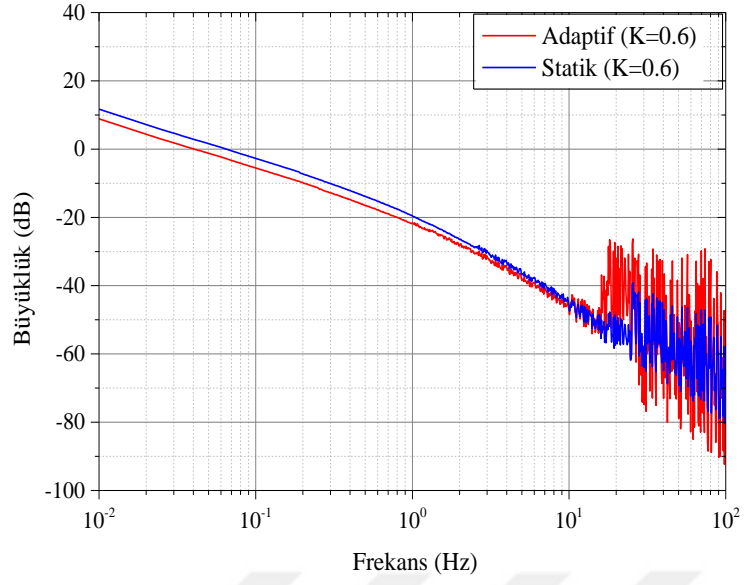
Platform açısı şekillerine ek olarak kuvvet girişi ve pozisyon çıkışı ile elde edilen transfer fonksiyonunun bode çizimi Şekil 98.'de verilmiştir. Bode çizimi $K=0.6$ direnç katsayısı ile izotonik egzersizi olarak gerçekleştirilen dorsal / plantar fleksiyon hareketine aittir.



Şekil 96. İzotonik egzersiz olarak gerçekleştirilen dorsal / plantar fleksiyon hareketinde elde edilen hareketli platform açısı değerleri ($F_a=30N$)



Şekil 97. İzotonik egzersizi olarak gerçekleştirilen inversiyon / eversiyon hareketinde elde edilen hareketli platform açısı değerleri ($F_a=15N$)



Şekil 98. Destek katsayısı $K=0.6$ ile gerçekleştirilen dorsal / plantar fleksiyon izotonik egzersizi için bode çizimi

4. SONUÇLAR

Rehabilitasyon robotlarının 1990'lı yıllardan sonra fiziksel terapide kullanımı ile ilgili yapılan çalışmaları artmıştır [1, 5]. Giyilebilir ve platform tabanlı olarak sınıflandırılan ayak bileği rehabilitasyon robotları bu kategori içindedir. Literatürde karşımıza çıkan ayak bileği rehabilitasyon robotları ile ilgili yapılan çalışmalar, ağırlıklı olarak rehabilitasyon robotunun tasarım ve geliştirilmesi yönünde olup, sistem denetiminin iyileştirilmesi gelecekte yapılacak çalışmalar arasında gösterilmektedir ve şimdiye kadar bu konular detaylı olarak incelenmemiştir. Bu fikir ışığında gerçekleştirilen bu tez çalışmasında ayak bileği rehabilitasyon sürecinde kullanılacak iki serbestlik dereceli bir paralel robot tasarımı, analizi, üretimi ve ağırlıklı olarak gerçekleştirilen rehabilitasyon egzersizlerinde kullanılacak ilgili kontrol stratejilerinde iyileştirmeler gerçekleştirilmiştir. Yapılan bu iyileştirmeler robotun rehabilitasyon sürecinde gerçekleştirmesi gereken (Tablo 4) hem pozisyon hem de admitans kontrol düzeneğindedir.

4.1. Pozisyon Kontrol Düzeneğindeki İyileştirmeler

Hem ayak bileği eklem hareket açıklığını arttırmak için kullanılan pasif ROM egzersizlerinde hem de ayak bileğini güçlendirmek için gerçekleştirilen izometrik egzersizlerde pozisyon kontrol düzeneği gerekmektedir. Bu amaçla kontrol düzeneğinin içinde kullanmak için PID, KDPID, BMD ve TD olmak üzere dört farklı denetleyici ayrı ayrı tasarlanmıştır. Denetleyici tasarımı aşamasında maksimum performansı alabilmek için PID, KDPID, BMD'nin belirli parametreleri hem PSO hem de GKA algoritması ile benzetim ortamında ayrı ayrı ayarlanmıştır. ITAE performans ölçütünü baz alarak gerçekleştirilen denetleyici parametre ayarlama işlemi sonucunda GKA algoritmasının PSO algoritmasına göre çözüme daha hızlı ve daha fazla yakınsadığı görülmüştür. Bu yüzden gerçek zamanlı olarak gerçekleştirilen deneylerde GKA algoritması ile parametreleri ayarlanmış denetleyiciler kullanılmıştır.

Parametreleri ayarlanmış PID, KDPID ve BMD ile analitik tasarımı yapılan TD kullanılarak ayak bileği rehabilitasyon robotunun her bir bacağı oluşturan doğrusal eyleyici modeli ile benzetim ortamında pozisyon kontrolü gerçekleştirilerek farklı denetleyiciler ile

elde edilen sistem yanıtları gözlemlenmiştir. Sistem yanıtları (bkz. Şekil 50. ve 51.) ve denetleyici performans ölçüt değerleri (bkz. Tablo 6, 8, ve 11) göz önünde bulundurulduğunda en iyi sistem yanıtının TD kullanıldığı zaman elde edildiği görülmüştür. TD ile elde edilen yanıtlar ayrı ayrı incelendiğinde ise, referans işaret sinyalinin ilk periyodunda PID denetleyiciye yakın bir cevap elde edildiği, fakat birinci periyot sonrası beklendiği üzere TD referans işaret periyodunda ve harmoniklerinde yüksek çevrim kazancı ve düşük hassasiyet değeri sağladığı için PID denetleyiciden çok daha iyi bir sistem yanıtı elde edildiği görülmüştür. Yine aynı sonuçlardan diğer denetleyicilerin performanslarının iyiden kötüye doğru BMD, KDPID ve PID olduğu gözlemlenmiştir.

Benzetim ortamında dört farklı denetleyici ile elde edilen yanıtları gözlemledikten sonra rehabilitasyon robotunun gerçek zamanlı pozisyon kontrolü hem bozucu etki olmadan hem de bozucu etki altında gerçekleştirilmiştir. Pozisyon kontrolü gerektiren pasif ROM egzersizleri ile izometrik egzersizler PID, KDPID, BMD ve TD için ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir.

Pasif ROM egzersiz deneyleri sonucunda elde edilen yanıtlar incelendiğinde bozucu etki olmayan durumda en iyi geçici durum yanıtı BMD ile en iyi kalıcı durum yanıtı ise TD elde edilmiştir. Bozucu etki altında elde edilen sistem yanıtları ve uzunluk hata grafikleri incelendiğinde ise, hareketin başlangıcında yani 0s'de BMD daha iyi bir geçici durum yanıtı sağlamasına rağmen, daha sonraları eklenen suni bozucu etki dolayısıyla oluşan geçici durum yanıtlarında TD üstünlük kurmuştur. Elde edilen bu sonuç TD'nin periyodik referans işaretine sahip bu sistemde diğer PID, KDPID ve BMD'den daha gürbüz davrandığını göstermiştir. Benzetim ortamında da gözlemlendiği üzere TD'nin referans işaret sinyalinin ilk periyodunda PID denetleyiciye yakın bir cevap verdiği fakat birinci periyot sonrası beklendiği üzere TD referans işaret periyodunda ve harmoniklerinde yüksek çevrim kazancı ve düşük hassasiyet değeri sağladığı için PID denetleyiciden çok daha iyi bir sistem yanıtı sağladığı gözlemlenmiştir. Elde edilen uzunluk yanıtlarından ve denetleyici performans ölçüt değerlerinden denetleyici performanslarının iyiden kötüye doğru TD, BMD, KDPID ve PID olarak sıralandığı anlaşılmaktadır.

Basamak referans pozisyon kontrolü gerektiren izometrik egzersiz deneyleri periyodik bir referans işareti olmadığı için yalnızca PID, KDPID ve BMD kullanarak gerçekleştirilmiştir. Hem bozucu etki olmadan hem de bozucu etki altında gerçekleştirilen deneylerde en iyi geçici ve kalıcı durum yanıtları BMD ile elde edilmişken KDPID

denetleyicinin PID denetleyiciden geçici ve kalıcı durum yanıtları açısından daha güzel sonuçlar elde edildiği gözlemlenmiştir.

Pasif ROM ve izometrik egzersizlerde gerçekleştirilen uzunluk kontrol yanıtlarından periyodik sinüzoidal referans işaretinde TD'nin, basamak referans işaretinde ise BMD'nin en gürbüz sonucu verdiği anlaşılmaktadır. En kötü geçici ve kalıcı durum yanıtları ise PID denetleyici kullanıldığında elde edilmiştir. Yoğun tekrarlama gerektiren periyodik egzersizlerde TD kullanılması daha verimli robot destekli rehabilitasyon uygulamalarının geliştirilmesine imkan sağlayacağı tez sonucu ortaya çıkmıştır.

4.2. Admitans Kontrol Düzenesindeki İyileştirmeler

Ayak bileği hareket açıklığını tamamen geri kazanmak için gerçekleştirilen aktif ROM egzersizlerinde ve ayak bileğini güçlendirmek için gerçekleştirilen izotonik egzersizlerde admitans kontrol düzeneği gerekmektedir. Admitans kontrol düzeneği, aktif ROM egzersizlerinde destekleyici modda çalışması gerekirken izotonik egzersizlerde ise direnç gösterici modda çalışması gerekmektedir. Robot sadece güçlendirme egzersizlerinde değil, gereğinden fazla kuvvet uygulanan aktif ROM egzersizlerinde de direnç gösterici modda çalışmalıdır. Aynı şekilde, robot sadece aktif ROM egzersizlerinde değil, yeterli kuvvet uygulanamayan güçlendirme egzersizlerinde de destekleyici modda çalışmalıdır. Tez kapsamında, egzersiz sırasında yeterli kuvveti uygulayamayan hastalara destek olmak veya gereğinden fazla kuvvet uygulayan hastalara daha fazla direnç göstermek amacıyla bulanık mantık tabanlı adaptif admitans kontrol düzeneği önerilmiştir. Önerilen pozisyon kontrol tabanlı adaptif admitans kontrol düzeneğinin hem destekleyici modda hem de direnç gösterici modda statik admitans kontrol düzeneğinin göre verimliliği gerçekleştirilen deneysel egzersizlerin hem platform açı grafikleri hem de bode çizimleriyle gösterilmiştir. Adaptif admitans kontrol düzeneği için yapılan deneylerden elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibi özetlenebilir:

- Hastanın yeterli kuvvet uygulayamadığı aktif ROM egzersizlerinde, adaptif admitans kontrol düzeneği ile gerçekleştirilenlerde statik admitans kontrol düzeneğinin göre robot hastaya daha fazla destek sağlamış ve hastanın daha yüksek ayak bileği hareket açıklığına ulaşılmasına yardımcı olmuştur.

- Hastanın gereğinden fazla kuvvet uyguladığı aktif ROM egzersizlerinde, adaptif admitans kontrol düzeneği ile gerçekleştirilenlerde statik admitans kontrol düzeneğinin göre

robot hastaya daha fazla direnç gösterdiği için ayak bileğinin güçlenmesine yardımcı olacaktır. Hastanın aynı ayak bileği hareket açıklığına ulaşabilecek seviyede olduğu unutulmamalıdır. Aktif ROM egzersizi eklem hareket açıklığını arttırmak için uygulanan egzersiz olsa da aynı egzersizde ayak bileği güçlendirilmiş olacaktır.

- Hastanın yeterli kuvvet uygulayamadığı izotonik egzersizlerinde, adaptif admitans kontrol düzeneği ile gerçekleştirilenlerde statik admitans kontrol düzeneğinin göre robot hastaya daha az direnç göstererek hastanın bütün eklem hareket açıklığında güçlendirme egzersizi gerçekleştirmesini sağlamıştır.

- Hastanın gereğinden fazla kuvvet uyguladığı izotonik egzersizlerinde, adaptif admitans kontrol düzeneği ile gerçekleştirilenlerde statik admitans kontrol düzeneğinin göre robot hastaya daha fazla direnç gösterdiği için ayak bileğinin güçlenmesine yardımcı olacaktır.

5. ÖNERİLER VE TARTIŞMA

Bu tez kapsamında paralel mekanizmalı bir ayak bileği rehabilitasyon robotu için kontrol stratejileri geliştirilerek uygulaması gerçekleştirilmiştir. Sistemdeki veri akışları ve gerekli kontroller beyin görevi gören bilgisayar tarafından sağlanmıştır. Günümüzdeki gömülü sistemlerdeki gelişmeler göz önüne alındığında, böyle bir sistemin veri akışının ve denetiminin gömülü bir sistem tarafından gerçekleştirilmesi hacimsel olarak oldukça yer tasarrufu sağlayacaktır. Ayak bileği rehabilitasyon robotunun bir merkezde birden fazla kullanılacağı düşünülürse bu yer tasarrufu ciddi boyutlara ulaşabilir. Gömülü sistemler vasıtasıyla gerçekleştirilecek olan gerçek zamanlı uygulamalarda işlem karmaşıklığının az olması sistem performansı için önemli olduğu için BMD ve TD'ye göre daha az karmaşıklığa sahip olan KDPID denetleyici tercih edilebilir.

Geliştirilen robotun klinik çalışmalarda kullanılabilmesi için insan ve robotu birbirine bağlayacak görsel arayüzlü bir yazılıma ihtiyacı vardır. Bu yazılım robotun kullanıcıları olan terapistlerin önerileri ışığında geliştirilirse kolay kullanımlı bir arayüze sahip olabilir.

Rehabilitasyon robotunun pozisyon ve admitans kontrol düzenekleri için önerilen yöntemlerin verimliliği teorik olarak gösterilmiştir. Sistemin gerçek hasta grupları ile klinik deneylere tabi tutulması ve sonuçlarının irdelenmesi teorik olarak elde edilen başarılı sonuçlara destek verebilir. Fakat her bir önerilen yöntem için (pozisyon kontrol düzeneği için PID, KDPID, BMD ve TD, admitans kontrol için adaptif ve statik admitans kontrol) hasta gruplarının oluşturulması, klinik deneylere tabi tutulması ve iyileşme sürecinin gözlemlenmesi için hem hekim ve hastaneler ile sıkı işbirlikleri yapılmasına hem de uzun sürelere ihtiyaç vardır. Böyle bir çalışmanın bu tez çalışmasının devamı niteliğinde tasarlanması önerilmektedir. Yapılacak olan böyle bir çalışmada ayak bileğinin güçlendiğini gözlemlemek için uygun bölgelere yerleştirilen elektrotlar vasıtasıyla elde edilecek EMG işaretlerinden faydalanılabilir.

Bu tez kapsamında, özellikle denetleyici tasarım ve optimizasyonunda elde edilen sonuçlar daha verimli robot destekli rehabilitasyon uygulamalarının geliştirilmesine imkan sağlayabilir. Ayrıca önerilen bulanık mantık tabanlı adaptif admitans kontrol düzeneği da inşan-makine etkileşiminin olduğu diğer robotik tasarımların geliştirilmesine yardımcı olabilir.

6. KAYNAKLAR

1. Okamura, A.M., Mataric, M.J. ve Christensen, H.I., Medical and health-care robotics, Robotics and Automation Magazine, 17, 3 (2010) 26-27.
2. World Health Organization, World report on disability, 2011.
3. Harwin, W.S., Rahman, T. ve Foulds, R.A., A review of design issues in rehabilitation robotics with reference to North American research, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 3, 1 (1995) 3-13.
4. Tejima, N., Rehabilitation robotics: a review. Advanced Robotics, 14, 7 (2001) 551-564.
5. Krebs, H.I., Volpe, B.T., Aisen, M.L. ve Hogan, N., Increasing productivity and quality of care: robot-aided neuro-rehabilitation, Journal of rehabilitation research and development, 37, 6 (2000) 639-652.
6. Riener, R., Frey, M., Bernhardt, M., Nef, T. ve Colombo, G., Human-centered rehabilitation robotics, 9th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Haziran 2005, 319-322.
7. Krebs, H.I., Palazzolo, J.J., Dipietro, L., Ferraro, M., Krol, J., Ranekleiv, K., Volpe, B.T. ve Hogan, N., Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy, Autonomous robots, 15, 1 (2003) 7-20.
8. Vallery, H., Duschau-Wicke, A. ve Riener, R., Generalized elasticities improve patient-cooperative control of rehabilitation robots, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Haziran 2009, 535-541.
9. Roy, A., Krebs, H.I., Patterson, S.L., Judkins, T.N., Khanna, I., Forrester, L.W., Macko, R.M. ve Hogan, N., Measurement of human ankle stiffness using the anklebot, IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, Haziran 2007, 356-363.
10. Krebs, H.I., Hogan, N., Volpe, B.T., Aisen, M.L., Edelstein, L. ve Diels, C., Overview of clinical trials with MIT-MANUS: a robot-aided neuro-rehabilitation facility, Technology and Health Care, 7, 6 (1999) 419-423.
11. Jezernik, S., Colombo, G., Keller, T., Frueh, H. ve Morari, M., Robotic orthosis lokomat: a rehabilitation and research tool, Neuromodulation: Technology at the neural interface, 6, 2 (2003) 108-115.
12. Girone, M., Burdea, G., Bouzit, M., Popescu, V. ve Deutsch, J.E., A Stewart platform-based system for ankle telerehabilitation, Autonomous robots, 10, 2 (2001) 203-212.

13. Dai, J.S., Zhao, T. ve Nester, C., Sprained ankle physiotherapy based mechanism synthesis and stiffness analysis of a robotic rehabilitation device, Autonomous Robots, 16, 2 (2004) 207-218.
14. Siegler, S., Chen, J. ve Schneck, C.D., The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints—Part I: Kinematics, Journal of biomechanical engineering, 110, 4 (1988) 364-373.
15. Mrabet, Y., Human anatomy planes. http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Human_anatomy_planes.svg 12 Mayıs 2016.
16. Hallaceli, H., Uruc, V., Uysal, H.H., Ozden, R., Hallaceli, C., Soyuer, F., Parpucu, T.I., Yengil, E. ve Cavlak, U., Normal hip, knee and ankle range of motion in the Turkish population, Acta orthopaedica et traumatologica turcica, 48, 1 (2014) 37-42.
17. Mattacola, C.G. ve Dwyer, M.K., Rehabilitation of the ankle after acute sprain or chronic instability, Journal of athletic training, 37, 4 (2002) 413.
18. Saglia, J.A., Tsagarakis, N.G., Dai, J.S. ve Caldwell, D.G., A high performance redundantly actuated parallel mechanism for ankle rehabilitation, The International Journal of Robotics Research, 2009.
19. Jamwal, P.K., Xie, S.Q., Hussain, S. ve Parsons, J.G., An adaptive wearable parallel robot for the treatment of ankle injuries, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 19, 1 (2014) 64-75.
20. Ferris, D.P., Czerniecki, J.M., Hannaford, B. ve Washington, U., An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles, Journal of applied biomechanics, 21, 2 (2005) 189.
21. Cullell, A., Moreno, J.C., Rocon, E., Forner-Cordero, A. ve Pons, J.L., Biologically based design of an actuator system for a knee–ankle–foot orthosis, Mechanism and Machine Theory, 44, 4 (2009) 860-872.
22. Bharadwaj, K., Sugar, T.G., Koeneman, J.B. ve Koeneman, E.J., Design of a robotic gait trainer using spring over muscle actuators for ankle stroke rehabilitation, Journal of biomechanical engineering, 127, 6 (2005) 1009-1013.
23. Park, J.H., Lee, J.S., Shin, J.S. ve Cho, B.K., 2015, November. Design of a lower limb exoskeleton including roll actuation to assist walking and standing up, IEEE-RAS 15th International Conference on Humanoid Robots, Kasım 2005, Seoul, 359-364.
24. Rajasekaran, V., Aranda, J., Casals, A. ve Pons, J.L., An adaptive control strategy for postural stability using a wearable robot, Robotics and Autonomous Systems, 73, (2015) 16-23.

25. Saglia, J.A., Tsagarakis, N.G., Dai, J.S. ve Caldwell, D.G., Control strategies for ankle rehabilitation using a high performance ankle exerciser. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Mayıs 2010, Alaska 2221-2227.
26. Liu, G., Gao, J., Yue, H., Zhang, X. ve Lu, G., Design and kinematics simulation of parallel robots for ankle rehabilitation, Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, Haziran 2006, Luoyang, 1109-1113.
27. Yoon, J. ve Ryu, J., A novel reconfigurable ankle/foot rehabilitation robot, Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Nisan 2005, Barcelona, 2290-2295.
28. Malosio, M., Negri, S.P., Pedrocchi, N., Vicentini, F., Caimmi, M. ve Molinari Tosatti, L., A spherical parallel three degrees-of-freedom robot for ankle-foot neuro-rehabilitation, Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Ağustos 2012, San Diego, 3356-3359.
29. Blaya, J.A. ve Herr, H., Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 12, 1 (2004) 24-31.
30. Roy, A., Krebs, H.I., Williams, D.J., Bever, C.T., Forrester, L.W., Macko, R.M. ve Hogan, N., Robot-aided neurorehabilitation: a novel robot for ankle rehabilitation, IEEE Transactions on Robotics, 25, 3 (2009) 569-582.
31. Sawicki, G.S. ve Ferris, D.P., A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with myoelectric activation and inhibition, Journal of neuroengineering and rehabilitation, 6, 1 (2009) 1.
32. Sawicki, G.S., Gordon, K.E. ve Ferris, D.P., Powered lower limb orthoses: applications in motor adaptation and rehabilitation, 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, Temmuz 2005, Chicago, 206-211.
33. Boehler, A.W., Hollander, K.W., Sugar, T.G. ve Shin, D., Design, implementation and test results of a robust control method for a powered ankle foot orthosis (AFO), IEEE international conference on Robotics and automation, Mayıs 2008, Pasadena , 2025-2030.
34. Agrawal, A., Banala, S.K., Agrawal, S.K. ve Binder-Macleod, S.A., Design of a two degree-of-freedom ankle-foot orthosis for robotic rehabilitation., 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, Temmuz 2005, Chicago, 41-44.
35. Wheeler, J.W., Krebs, H.I. ve Hogan, N., An ankle robot for a modular gait rehabilitation system, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Eylül 2004, Sendai, 2, 1680-1684.

36. Satici, A.C., Erdogan, A. ve Patoglu, V., Design of a reconfigurable ankle rehabilitation robot and its use for the estimation of the ankle impedance, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Haziran 2009, Kyoto, 257-264.
37. Deutsch, J.E., Lewis, J.A. ve Burdea, G., Virtual reality-integrated telerehabilitation system: Patient and technical performance, International Workshop on Virtual Rehabilitation, Ağustos 2006, New York, 140-144.
38. Girone, M., Burdea, G. ve Bouzit, M., The Rutgers ankle orthopedic rehabilitation interface, Proc. ASME Dyn. Syst. Control Div, 67, (1999) 305-312.
39. Girone, M., Burdea, G., Bouzit, M., Popescu, V. ve Deutsch, J.E., Orthopedic rehabilitation using the " Rutgers ankle" interface, Studies in health technology and informatics, (2000) 89-95.
40. Deutsch, J.E., Lewis, J.A. ve Burdea, G., Technical and patient performance using a virtual reality-integrated telerehabilitation system: preliminary finding, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 15, 1 (2007) 30-35.
41. Tsoi, Y. H. Modelling and adaptive interaction control of a parallel robot for ankle rehabilitation, Doktora Tezi, ResearchSpace, Auckland, 2011.
42. Dong, S., Lu, K.Q., Sun, J.Q. ve Rudolph, K., A prototype rehabilitation device with variable resistance and joint motion control, Medical engineering & physics, 28, 4 (2006) 348-355.
43. Yoon, J., Ryu, J. ve Lim, K.B., Reconfigurable ankle rehabilitation robot for various exercises, Journal of Robotic Systems, 22, S1 (2006) S15-S33.
44. Tsoi, Y.H. ve Xie, S.Q., Design and control of a parallel robot for ankle rehabilitation 15th International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice, Aralık 2008, Auckland, 515-520.
45. Hogan, N., Impedance control: An approach to manipulation: Part II—Implementation, Journal of dynamic systems, measurement, and control, 107, 1 (1985) 8-16.
46. Bennett, S., The past of PID controllers, Annual Reviews in Control, 25, 1 (2001) 43-53.
47. Masanori, Y., Takashi, S. , Yasushi, B. ve Fumia, K., A Two Degrees of Freedom PID Control System, its Features and Applications, Control Conference, 7 (2004) 456-459.

48. Aström, K. J. ve Hagglund, T., *Advanced PID Control*. 1. Baskı, ISA - Instrumentation, Systems and Automation Society, 2006.
49. Caponetto R., Dongola G., Fortuna L. ve Petras I., *Fractional Order Systems: Modeling and Control Applications*, World Scientific, 2010.
50. Itik, M., Sahin, E. ve Ayas, M. S., Fractional order control of conducting polymer artificial muscles, *Expert Systems with Applications*, 42, 21 (2015) 8212-8220.
51. da Graça Marcos, M., Duarte, F. B. ve Machado, J. T., Fractional dynamics in the trajectory control of redundant manipulators, *Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation*, 13, 9 (2008) 1836-1844.
52. Calderón, A. J., Vinagre, B. M. ve Feliu, V., Fractional order control strategies for power electronic buck converters, *Signal Processing*, 86, 10 (2006) 2803-2819.
53. Kumar, S., Singh, K. ve Saxena, R., Closed-form analytical expression of fractional order differentiation in fractional Fourier transform domain, *Circuits, Systems, and Signal Processing*, 32, 4 (2013) 1875-1889.
54. El-Khazali, R., Fractional-order controller design, *Computers & Mathematics with Applications*, 66 5 (2013) 639-646.
55. Das, S., *Functional fractional calculus*,. Springer Science & Business Media, 2011.
56. Polubny, I., Fractional-order systems and $PI^\lambda D^\mu$ controller, *IEEE Transactions on Automatic Control*, 44 (1999) 208-214.
57. Monje, C. A., Calderon, A. J., Vinagre, B. M., Chen, Y.ve Feliu, V., On fractional PI^λ controllers: some tuning rules for robustness to plant uncertainties, *Nonlinear Dynamics*, 38, (1-4) (2004) 369-381.
58. Bingül, Z. ve Karahan, O., Fractional PID controllers tuned by evolutionary algorithms for robot trajectory control, *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*, 20, 1 (2012) 1123-1136.
59. Copot, C., Zhong, Y., Ionescu, C. ve Keyser, R., Tuning fractional PID controllers for a Steward platform based on frequency domain and artificial intelligence methods, *Open Physics*, 11, 6 (2013) 702-713.
60. Zamani, M., Karimi-Ghartemani, M., Sadati, N. ve Parniani, M., Design of a fractional order PID controller for an AVR using particle swarm optimization, *Control Engineering Practice*, 17, 12 (2009) 1380-1387.

61. Biswas, A., Das, S., Abraham, A. ve Dasgupta, S., Design of fractional-order $PI^{\lambda}D^{\mu}$ controllers with an improved differential evolution, Engineering applications of artificial intelligence, 22, 2 (2009) 343-350.
62. Sharma, R., Rana, K. P. S. ve Kumar, V., Performance analysis of fractional order fuzzy PID controllers applied to a robotic manipulator, Expert systems with applications, 41, 9 (2014) 4274-4289.
63. Zadeh, L.A, Fuzzy Sets, Information and Control., 8 (1965) 338-353.
64. Mamdani, E.H., Applications of fuzzy algorithms for control of simple dynamic plant, Proceedings of the Institution of Electrical Engineers, 12 (1974) 1585-1588.
65. Tong, S., Sui, S. ve Li, Y., Fuzzy adaptive output feedback control of MIMO nonlinear systems with partial tracking errors constrained, IEEE Transactions on Fuzzy Systems, 23, 4 (2015) 729-742.
66. Wang Li-Xin, A course in fuzzy systems and control, Prentice Hall, 1997.
67. Ayas M. Ş., Doğrusal sistem simülasyonu ve kontrolü için interaktif sanal laboratuvar, Yüksek Lisans Tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 2012.
68. Francis, B. A., ve Wonham, W. M., The internal model principle of control theory, Automatica, 12, 5 (1976) 457-465.
69. Inoue, T. K. S. M. T., Nakano, M., Kubo, T., Matsumoto, S., ve Baba, H., High accuracy control of a proton synchrotron magnet power supply, In Proceedings of the 8th World Congress of IFAC, Ağustos 1981, Kyoto, 216-221.
70. Itik, M., Repetitive control of a trilayer conjugated polymer actuator, Sensors and Actuators A: Physical, 194, (2013) 149-159.
71. Hara, S., Yamamoto, Y., Omata, T. ve Nakano, M., Repetitive control system, A new type servo system for periodic exogenous signals, IEEE Transactions on Automatic Control, 33, 7 (1988) 659-668.
72. Tsai, M.C. ve Yao, W.S., Design of a plug-in type repetitive controller for periodic inputs, IEEE Transactions on Control Systems Technology, 10, 4 (2002) 547-555.
73. Necipoglu, S., Cebeci, S.A., Basdogan, C., Has, Y.E. ve Guvenc, L., Repetitive control of an XYZ piezo-stage for faster nano-scanning: Numerical simulations and experiments, Mechatronics, 21, 6 (2011) 1098-1107.
74. Demirel, B., ve Guvenc, L., Parameter space design of repetitive controllers for satisfying a robust performance requirement, IEEE Transactions on Automatic Control, 55, 8 (2010) 1893-1899.

75. Srinivasan, K. ve Shaw, F.R., Analysis and design of repetitive control systems using the regeneration spectrum, Journal of dynamic systems, measurement, and control, 113, 2 (1991) 216-222.
76. Choi, G.S., Lim, Y.A. ve Choi, G.H., Tracking position control of piezoelectric actuators for periodic reference inputs, Mechatronics, 12, 5 (2002) 669-684.
77. Necipoglu, S., Cebeci, S.A., Has, Y.E., Guvenc, L. ve Basdogan, C., Robust repetitive controller for fast AFM imaging, IEEE Transactions on Nanotechnology, 10, 5 (2011) 1074-1082.
78. James, K. ve Russell, E., Particle swarm optimization, In Proceedings of 1995 IEEE International Conference on Neural Networks, Kasım 1995, 1942-1948).
79. Eberhart, R.C. ve Kennedy, J., A new optimizer using particle swarm theory, In Proceedings of the sixth international symposium on micro machine and human science, Ekim 1995, New York, 1, 39-43.
80. Gaing, Z.L., A particle swarm optimization approach for optimum design of PID controller in AVR system, IEEE Transactions on Energy Conversion, 19, 2 (2004) 384-391.
81. Yang, X.S. ve Deb, S., Engineering optimisation by cuckoo search, International Journal of Mathematical Modelling and Numerical Optimisation, 1, 4 (2010) 330-343.
82. Karahan O., Seri ve Paralel Robotlarda Parçacık Sürü Optimizasyonu İle Yörünge Kontrolörü Tasarım, Doktora Tezi, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 2012.
83. Ulaş B., Stewart Platform Tasarımı, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 2009.
84. Kizir S., Medikal Amaçlı Haptik Güdümlü Empedans Kuvvet Kontrollü Stewart Platformunun Geliştirilmesi ve Kontrolü, Doktora Tezi, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 2012.
85. Merlet, J.P., Direct kinematics of parallel manipulators, IEEE transactions on robotics and automation, 9, 6 (1993) 842-846.
86. Schultz, W.C. ve Rideout, V.C., Control system performance measures: Past, present, and future, IRE transactions on automatic control, 1 (1961) 22-35.
87. Nagrath, I.J., Control systems engineering, New Age International, 2006.
88. Mamdani, E.H. ve Assilian, S., An experiment in linguistic synthesis with a fuzzy logic controller, International journal of man-machine studies, 7, 1 (1975) 1-13.

89. Van Leekwijck, W. ve Kerre, E.E., Defuzzification: criteria and classification. Fuzzy sets and systems, 108, 2 (1999) 159-178.
90. Altaş, İ. H. ve Sharaf, A. M., A Generalized Direct Approach for Designing Fuzzy Logic Controllers in Matlab/Simulink GUI Environment, International Journal of Information Technology and Intelligent Computing, 1 (2007).
91. Wang, Y., Gao, F. ve Doyle, F.J., Survey on iterative learning control, repetitive control, and run-to-run control, Journal of Process Control, 19, 10 (2009) 1589-1600.
92. Hogan, N., Impedance control: An approach to manipulation: Part I—Theory, Journal of dynamic systems, measurement, and control, 107, 1 (1985) 1-7.
93. Kizir, S. ve Bingul Z., 2012. Stewart platformunun konum ve bulanık empedans-kuvvet kontrolü, Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, Ekim 2012, Niğde, 711-716.

ÖZGEÇMİŞ

10.11.1987 Tarihinde Trabzon'da doğdu. İlkokul, ortaokul ve lise öğrenimini Trabzon'da tamamladı. 2005 yılında başladığı Hacettepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik–Elektronik Mühendisliği Bölümünden 2009 yılında Elektrik–Elektronik Mühendisi unvanı ile mezun oldu. 2009 yılı güz döneminde Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimine başladı. Aynı yıl, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde Araştırma Görevlisi olarak göreve başladı. 2010-2011 eğitim-öğretim döneminde Erasmus öğrenci değişimi programı kapsamında yüksek lisans çalışması yapmak için İsveç Halmstad Üniversitesine gitti. 2012 yılında yüksek lisans eğitimini tamamlayarak, Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. TÜBİTAK BİDEB 2214-A Yurt Dışı Araştırma Burs Programı kapsamında Ekim 2015- Ağustos 2016 arasında doktora çalışması yapmak için Tennessee Üniversitesine gitti. Karadeniz Teknik Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümünde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaya devam etmektedir. Yabancı dil olarak İngilizce bilmektedir.

SCI/SCI-E indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

1. Ayas, M. S. ve Altas, I. H., Fuzzy logic based adaptive admittance control of a redundantly actuated ankle rehabilitation robot, Control Engineering Practice, doi: 10.1016/j.conengprac.2016.11.015 (2017).
2. Ayas, M. S., Altas, I. H. ve Sahin, E., Fractional order based trajectory tracking control of an ankle rehabilitation robot, Transactions of the Institute of Measurement and Control, doi: 10.1177/0142331216667810 (2016).
3. Ayas, M. S., Altas, I. H. VE Alcelik, T., Fast measurement of headlamps by means of a developed fuzzy luxmeter based on a fuzzy mapping algorithm, Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences, 24, 4 (2016) 2627-2637.
4. Ayas, M. S. ve Altas, I. H., A virtual laboratory for system simulation and control with undergraduate curriculum, Computer Applications in Engineering Education, 24, 1 (2016) 122-130.
5. Itik, M., Sahin, E. ve Ayas, M. S., Fractional order control of conducting polymer artificial muscles, Expert Systems with Applications, 42, 21 (2015) 8212-8220.

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

1. Ayas, M. S., ve Altas, I. H., A Redundantly Actuated Ankle Rehabilitation Robot and Its Control Strategies, IEEE Symposium Series on Computational Intelligence (IEEE SSCI 2016), Aralık 2016, Atina.
2. Ayas, M. S., ve Djouadi, S. M., Undetectable Sensor and Actuator Attacks for Observer Based Controlled Cyber-Physical Systems, IEEE Symposium Series on Computational Intelligence (IEEE SSCI 2016), Aralık 2016, Atina.
3. Ayas M.Ş. ve Altaş İ.H., Ayak Bileği Rehabilitasyon Robotu ve Adaptif Admitans Kontrolü, Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı (BİYOMUT), Kasım 2016, İzmir, 1-5.
4. Ayas, M. S., Altas, I. H. ve Sahin, E., An optimized fuzzy logic controller for a parallel mechanism rehabilitation robot, In 2015 IEEE International Conference on Fuzzy Systems (FUZZ-IEEE), Ağustos 2015, İstanbul, 1-6).
5. Ayas M.Ş., Altaş İ.H. ve Şahin E., Ayak Bileği Rehabilitasyonu için Geliştirilen Bir Paralel Robotun Yörünge Kontrolü, Otomatik Kontrol Türk Milli Komitesi (TOK), Eylül 2015, Denizli, 1109-1114.
6. Ayas M.Ş. ve Altaş İ.H., Doğrusal Sistem Simülasyonu ve Denetimi için Geliştirilen Bir Sanal Laboratuvar, Otomatik Kontrol Türk Milli Komitesi (TOK), Eylül 2015, Denizli, 931-936.
7. Şahin E., Ayas M.Ş. ve Altaş İ.H., A Pso Optimized Fractional-Order Pid Controller For A Pv System With Dc-Dc Boost Converter, 16th International Power Electronics and Motion Control Conference and Exposition, Eylül 2014, Antalya, 477-481.
8. Ayas M.Ş., Şahin E. ve Altaş İ.H., Trajectory Tracking Control Of A Stewart Platform, 16th International Power Electronics and Motion Control Conference and Exposition, Eylül 2014, Antalya, 720-724.
9. Ayas M.Ş., Şahin E. ve Altaş İ.H., Optimized Control Of A Parallel Mechanism Rehabilitation Robot, IASTED International Conference on Robotics Applications, Haziran 2014, Zürih, 1-5.
10. Şahin E., Ayas M.Ş., Altaş İ.H. ve Sharaf A.M., A Pso Optimized Fractional-Order Pid Controller Design For A Pv Array With Non-Inverting Buck-Boost Converter, International Conference on Smart Grid Engineering (SEGE'14), Ağustos 2014, Oshawa, 1-5.
11. Ayas M.Ş., Danayiyen Y. ve Altaş İ.H., Design of a fuzzy logic controller for a 2-DOF robot manipulator, International Conference on Electronics, Computer and Computation (ICECCO), Kasım 2013, Ankara, 265-268.

12. Ayas M.Ş. ve Altaş İ.H., A Fuzzy Logic Controlled Model-Based Reflex Agent Simulator, International Conference on Electronics, Computer and Computation (ICECCO), Kasım 2012, Ankara, 57-60.
13. Ayas M.Ş. ve Altaş İ.H., Design Of A Fuzzy Logic Controller For Light Tracking Servo Systems, International Symposium on INnovations in Intelligent SysTems and Applications (INISTA), Haziran 2010, Kayseri 239-243.
14. Akyazi Ö., Ayas M.Ş. ve Altaş İ.H., Fırçasız Doğru Akım Motorunun Oransal İntegral Ve Bulanık Mantık Denetleyicilerle Hız Kontrolü Karşılaştırılması, Türk Milli Komitesi Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, Eylül 2010, Kocaeli, 532-535.
15. Akyazi Ö., Sesli E., Ayas M.Ş. ve Akpınar A.S., Kıyıcı Beslemeli Doğru Akım Motorunun Oransal İntegral, Bulanık Mantık Ve Bulanık Mantık-Oransal İntegral Denetleyicilerle Hız Kontrolü Karşılaştırılması, Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları Sempozyumu (ASYU), Haziran 2010, Kayseri, 178-182.

Ödüller

- TÜBİTAK BİDEB 2214-A Yurt Dışı Doktora Araştırma Bursu, 2015-2016.
- TÜBİTAK BİDEB 2211-C Yurt İçi Doktora Bursu, 2013-2015.