T.C.
ERCİYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

UZUV İŞLEV BOZUKLUĞUNA SAHİP HASTALAR İÇİN ÖĞRENEBİLEN ZEKİ KONTROLCÜ TASARIMI

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Hazırlayan
Ahmet KIRNAP

Danışman
Doç. Dr. İkbal ESKİ

Temmuz 2016
KAYSERİ

T.C.
ERCİYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

UZUV İŞLEV BOZUKLUĞUNA SAHİP HASTALAR İÇİN ÖĞRENEBİLEN ZEKİ KONTROLCÜ TASARIMI
(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Hazırlayan
Ahmet KIRNAP

Danışman
Doç. Dr. İkbal ESKİ

Bu çalışma; Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından FYL-2015-5884 kodlu proje ile desteklenmiştir.

Temmuz 2016
KAYSERİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.



Ahmet KIRNAP

Uzuv İşlev Bozukluğuna Sahip Hastalar İçin Öğrenebilen Zeki Kontrolcü Tasarımı adlı Yüksek Lisans tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi'ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan
Ahmet KIRNAP

Danışman
Doç.Dr. İkbal ESKİ

Mekatronik Mühendisliği ABD Başkanı
Prof. Dr. Şahin YILDIRIM

Doç. Dr. İkbal ESKİ danışmanlığında Ahmet Kırnap tarafından hazırlanan "Uzuv İşlev Bozukluğuna Sahip Hastalar İçin Öğrenebilen Zeki Kontrolcü Tasarımı" adlı bu çalışma jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalında yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

30 / 07 / 2016

JÜRİ:

Danışman : Doç. Dr. İkbal ESKİ .....

Üye :Prof. Dr. Şahin YILDIRIM .....

Üye :Yrd. Doç. Dr. Menderes KALKAT .....

ONAY :

Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun 02/08/2016 tarih ve 2016/34-14 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

02 / 08 / 2016

Prof. Dr. Mehmet AKKURT

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Başta "Uzuv İşlev Bozukluğuna Sahip Hastalar İçin Öğrenebilen Zeki Kontrolcü Tasarımı" konulu tez çalışmasının seçiminde, yürütülmesinde, sonuçlandırılmasında ve sonuçlarının değerlendirilmesinde destek ve yardımlarını esirgemeyen sayın danışmanım Doç. Dr. İkbal ESKİ olmak üzere Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Mekatronik Mühendisliği Bölümü'ndeki hocalarıma,

Bu çalışmaya verdikleri destekten ötürü babam Prof. Dr. Mehmet KIRNAP başta olmak üzere tüm Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon bölümü personeline ve bana sundukları desteklerden dolayı, Arş. Gör. Sertaç SAVAŞ ve Arş. Gör. Mustafa GÜL'e,

Desteğini hiçbir zaman esirgemeyen eşim Neslihan KIRNAP'a, her daim yanımda olan annem ve babama ve beni her daim motive eden ablam Arş. Gör. S. Merve KIRNAP DÖNMEZ'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca bu tez çalışmasına maddi destek veren Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne (Proje Kodu: FYL-2015-5884) teşekkür ederim.

Ahmet KIRNAP

Kayseri, 2016

UZUV İŞLEV BOZUKLUĞUNA SAHİP HASTALAR İÇİN ÖĞRENEBİLEN ZEKİ KONTROLCÜ TASARIMI

Ahmet KIRNAP
Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
Yüksek Lisans Tezi, Temmuz 2016
Danışman: Doç. Dr. İkbal ESKİ

ÖZET

Pasif egzersizler herhangi bir nedenden dolayı eklemlerinde hareket kısıtlılığı olan hastalara tedavi amaçlı uygulanır. Bu egzersizler çoğu işlev kısıtlılığında ilk tedavi yöntemi olarak ve eklemin hareketliliğinin tamamını veya bir kısmını geri kazanması için uygulanmaktadır. Bu çalışmada, fizyoterapistlere yardımcı ve pasif hareketleri sürekli tekrar edebilen mekatronik sistem için kontrol organı dizayn edilmiştir. Kontrol organını dizayn etmek için, omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin esneme - germe terapileri sırasında sensörler kullanılarak açısal yer değiştirme parametreleri elde edilmiştir. Omuz ekleminde rahatsızlığa sahip 2 hastadan, dirsek ekleminde rahatsızlığa sahip 7 hastadan ve bilek ekleminde rahatsızlığa sahip 2 hastadan veriler alınmıştır. Hastalardan elde edilen bu veriler, kontrol yapılarının giriş sinyali olarak kullanılmıştır. Bu kontrol yapıları sırasıyla PID (Tune), PID (ZN) ve yapay sinir ağı esaslı PID kontrol sistemidir. Deneysel ve simülasyon sonuçlarına göre yapay sinir ağı esaslı PID kontrol yapısı diğer kontrol yapıları ile karşılaştırıldığında verilen yörüngeyi takip etmede en iyi sonucu vermiştir.

Anahtar Kelimeler: Pasif terapötik egzersizler, PID kontrol, yapay sinir ağları.

DESIGNING INTELLIGENT CONTROLLER DESIGN FOR PATIENTS HAS MALFUNCTION AT JOINTS

Ahmet KIRNAP

Erciyes University, Institute of Natural and Applied Sciences

M.Sc. Thesis, July 2016

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Ikbal ESKI

ABSTRACT

Passive exercises are implemented as a treatment to people who have movement limitation at joints due to any reason. These exercises are generally first treatment method for most of limitations and applying for recovering all or a part of movement functionality. In this experimental work, a controller designed for mechatronic system that supporting physiotherapists and capable of constantly repeating the passive therapy movements. For designing controller, real angular displacement parameters during flexion-extension therapy of shoulder, elbow and wrist joints were obtained by means of sensors. Data's obtained from two shoulder limited, seven elbow limited and two wrist limited patients. Obtained data's from patients, used as input signal of control structures. These control structures are PID(Tune), PID(ZN) and artificial neural network based PID controller, respectively. According to experimental and simulation results, neural network based PID controller is the best controller for tracking given trajectory compared with other control structures.

Key Words: Artificial neural networks, passive therapeutic exercises, PID control.

İÇİNDEKİLER

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK ii

YÖNERGEYE UYGUNLUK iii

ONAY iv

TEŞEKKÜR v

UZUV İŞLEV BOZUKLUĞUNA SAHİP HASTALAR İÇİN ÖĞRENEBİLEN ZEKİ KONTROLCÜ TASARIMI vi

ÖZET vi

DESIGNING INTELLIGENT CONTROLLER DESIGN FOR PATIENTS HAS MALFUNCTION AT JOINTS vii

ABSTRACT vii

İÇİNDEKİLER viii

ŞEKİLLER LİSTESİ x

TABLOLAR LİSTESİ xii

GİRİŞ 1

1. BÖLÜM
REHABİLİTASYON VE OTONOM REHABİLİTASYON CİHAZLARI

1.1 Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon 3

1.2 Tedavi Edici Egzersizler 4

1.2.1 Eklem Hareket Açıklığı 4

1.3 Hareket Algılama 6

1.4 Pasif ve Aktif Rehabilitasyon Cihazları 9

2. BÖLÜM
İNSAN ÜST EKSTREMİTESİNİN DİNAMİK MODELİ

2.1 İnsan Eklemlerinin Dinamik Modeli 14
2.2 Üst Ekstremitenin Dinamik Modeli 15

3. BÖLÜM
DENEYSEL ÇALIŞMALAR

3.1 Atalet Sensörleri ve Veri Alınması 19
3.2 Terapötik Egzersizlerin Açısal Değişim Verileri 22

4. BÖLÜM
KONTROLCÜ TASARIMI

4.1 PID Kontrolcünün Tasarımı 29
4.2 Yapay Sinir Ağı PID Kontrol Sistemi (NNPID) 31

5. BÖLÜM
SONUÇLAR VE ÖNERİLER

5.1 Kontrol Yapılarının Geçici Durum Davranışları 35
5.2 Kontrol Yapılarının Hasta Verileri ile Simülasyonu 37
5.3 İrdeleme 54
KAYNAKÇA 55
ÖZGEÇMİŞ 58

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1 - Omuz eklemi EHA değerleri a) sıfır pozisyonu b) ektensiyon c) fleksiyon ...5
Şekil 1.2 - Dirsek eklemi EHA değerleri a) sıfır pozisyonu (ekstensiyon) b) fleksiyon ..5
Şekil 1.3 - Bilek eklemi EHA değerleri a) sıfır pozisyonu b) fleksiyon c) ekstensiyon ...6
Şekil 1.4 - Hareket algılama metodları ...7
Şekil 1.5 - CODA ile MT9 atalet sensörünün insan kolundaki yerleşimi...7
Şekil 1.6 - CODA ile MT9 atalet sensörünün mekanik sistem üzerine yerleştirilmesi 8
Şekil 1.7 - Atalet sensörlerinin yerleşimi ...8
Şekil 1.8 - 4 aktif serbestlikli ARMin prototip omuz ve dirsek destek robotu ...9
Şekil 1.9 - El rehabilitasyon cihazı a) başlangıç pozisyonu b) MCP'de intrensek kası pozitif c) yumruk d)PIP'de intrensek kası negatif...10
Şekil 1.10 - Rehabilitasyon cihazı tasarımı...11
Şekil 1.11 - İnsana bağlanmış güç destekli rehabilitasyon sistemi ...12
Şekil 1.12 - Paralel robot rehabilitasyon cihazı tasarımı...12
Şekil 2.1 - İnsan üst ekstremitesinin eklemleri için açı ve tork modeli ...16
Şekil 3.1 - Xsens MTw ...19
Şekil 3.2 - Awinda istasyonu ...20
Şekil 3.3 - Mt Manager yazılımı ...21
Şekil 3.4 - Sensörlerin yerleşimi ...22
Şekil 3.5 - Hasta-1 dirsek eklemi için açısal değişim grafiği...23
Şekil 3.6 - Hasta-2 dirsek eklemi için açısal değişim grafiği...24
Şekil 3.7 - Hasta-3 bilek eklemi için açısal değişim grafiği ...24
Şekil 3.8 - Hasta-4 dirsek eklemi için açısal değişim grafiği...25
Şekil 3.9 - Hasta-5 dirsek eklemi için açısal değişim grafiği...25
Şekil 3.10 - Hasta-6 dirsek eklemi için açısal değişim grafiği...26
Şekil 3.11 - Hasta-7 dirsek eklemi için açısal değişim grafiği...26
Şekil 3.12 - Hasta-8 bilek eklemi için açısal değişim grafiği ...27
Şekil 3.13 - Hasta-9 dirsek eklemi için açısal değişim grafiği...27
Şekil 3.14 - Hasta-10 omuz eklemi için açısal değişim grafiği...28
Şekil 3.15 - Hasta-11 omuz eklemi için açısal değişim grafiği...28
Şekil 4.1 - Deneysel ve simülasyon çalışmalarının blok diyagramı ...30
Şekil 4.2 - Yapay Sinir Ağı modeli ...32

Şekil 4.3 - Yapay Sinir Ağı PID kontrol sistemi.....32
Şekil 5.1 - Bilek eklemi için kontrol yapılarının birim basamak giriş sinyaline cevabı .36
Şekil 5.2 - Dirsek eklemi için kontrol yapılarının birim basamak giriş sinyaline cevabı36
Şekil 5.3 - Omuz eklemi için kontrol yapılarının birim basamak giriş sinyaline cevabı 37
Şekil 5.4 - Hasta - 1'in dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi 38
Şekil 5.5 - Hasta - 2'nin dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi 40
Şekil 5.6 - Hasta - 3'ün bilek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi 42
Şekil 5.7 - Hasta - 4'ün dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi 43
Şekil 5.8 - Hasta - 5'in dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi 45
Şekil 5.9 - Hasta - 6'nın dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi 46
Şekil 5.10 - Hasta - 7'nin dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi 48
Şekil 5.11 - Hasta - 8'in bilek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi 49
Şekil 5.12 - Hasta - 9'un dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi 50
Şekil 5.13 - Hasta - 10'un omuz eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi 52
Şekil 5.14 - Hasta - 11'in omuz eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi 53

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1 - Omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin fiziksel parametreleri 18
Tablo 3.1 - MTw sensörün fiziksel özellikleri 19
Tablo 3.2 - MTw sensörün fiziksel özellikleri 20
Tablo 3.3 - Veri alınan hasta bilgileri 23
Tablo 4.1 - Omuz, dirsek ve bilek eklemleri için geçici durum davranış parametreleri . 33
Tablo 4.2 - Bilek eklemi için kontrol yapısı parametreleri 33
Tablo 4.3 - Dirsek eklemi için kontrol yapısı parametreleri 34
Tablo 4.4 - Omuz eklemi için kontrol yapısı parametreleri 34

GİRİŞ

Günümüzde uzuvlarında işlev kaybı olan insanların tedavi sürecine yardımcı olacak farklı bir çok mekatronik sistem dizayn edilmektedir. Fonksiyonlarını tamamen veya kısmen kaybetmiş uzuvların işler hale getirilmesi ve kas kuvvetinin arttırılması oldukça zordur. Bu fonksiyonların tamamını veya bir kısmını geri kazanabilmeleri için terapötik (tedavi edici) egzersizler uygulanmaktadır. Bu egzersizler eklem hareket açıklığı (EHA) egzersizleri olarak da bilinmektedir. EHA egzersizleri; aktif egzersizler ve pasif egzersizler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Aktif egzersizler insanın kendi başına yani dışarıdan destek almadan yaptığı egzersizlerdir. Pasif egzersizler ise hastanın eklem hareketini dışarıdan sağlamayı içermektedir yani hastanın çoğu işlev kaybında ilk olarak uygulanan pasif egzersizle tedavi yöntemini dışarıdan yardımla yapması gerekmektedir. Pasif egzersizlerin çoğu tekrarlama üzerine kuruludur bu yüzden hastaya yardım eden kişinin sürekli olarak hastanın yanında olması ve bu hareketi belirli bir ağrı sınırına kadar tekrarlaması gerekmektedir. Pasif egzersizler bu konuda uzman kişiler, fizyoterapistler tarafından yapılmaktadır.

Tedavi maliyetinin yüksek olması, ayrıca fizyoterapistlerin pasif egzersizleri her hastaya yaptırmak zorunda olması ve aynı zamanda tedavinin her aşamasında hastanın yanında olmasının gerekmesi ciddi bir zaman kaybıdır. Tüm bu nedenlerden dolayı, fizyoterapistin pasif terapi egzersizleri sırasındaki yükünü kısmen hafifletecek zeki mekatronik sistem kontrolcüsünün dizaynı son derece önemlidir. Bu çalışmada üst uzuv egzersizlerinde fizyoterapistlerin iş yükünü azaltmak amacıyla üretilebilecek mekatronik sistem için zeki kontrolcü tasarımı hedeflenmiştir.

Fizyoterapi konusunda uzman kişilerin eğitim ve tecrübeleri doğrultusunda hastaya zarar vermeyecek uygun eklem açılarında ve hastanın ağrı sınırını aşmayacak şekilde doğru terapiye karar vermesi gerekmektedir ayrıca doğru terapi şekli birçok değişkene bağlı olduğu için, egzersiz şekline non-klinik olarak karar verilmektedir. Hastalara uygulanan tedavinin bir standardı olmamasından dolayı fizyoterapistin terapi hareketini sisteme göstermesi gereklidir. Mekatronik sistem sayesinde fizyoterapistin terapi hareketini sadece bir kez yapmasının yetmesi, kontrolcünün bu yörüngeyi öğrenip tekrarlaması hedeflenmiştir.

Bu çalışmada kontrolcü tasarımı için hastalardan sensörler vasıtası ile bilek, dirsek ve omuz eklemleri için pasif terapötik egzersizler sırasındaki açı değişimleri alınmıştır. Her bir hastaya ait bu açısal değişimler kontrol döngüsünün giriş sinyalini oluşturmaktadır. İnsan kolu, literatürdeki dinamik denklemler incelenerek MatLab/Simulink programı vasıtası ile modellenmiştir. Kontrol sistemi tasarımında PID, Adaptif PID ve YSA gibi zeki kontrol teknikleri kullanılmıştır. Bu kontrolcü bilek ve kol dirseği terapilerine kolayca adapte olabilmekte ve egzersiz yörüngelerini birebir takip etmektedir. Bu sayede projenin sonraki çalışmalarında tasarlanabilecek mekatronik sistemin kontrol algoritması ve kontrolcüsü ortaya çıkmıştır. Zeki kontrolcü, fizyoterapistin birçok kez tekrarlamak zorunda olduğu terapi hareketlerini mekatronik bir sistem vasıtası ile hastaya yaptırabilecektir.

Geliştirilen bu kontrolcü sayesinde bir fizyoterapistin gözetiminde birden fazla hastaya hizmet verilebilir. Böylece hastaya egzersiz yaptıran kişilerin hastalara harcayacakları zaman azalacak ve personelin ağır iş yükü kısmen hafifleyecektir. Ayrıca hastaların tedavi süresince harcanan temel sağlık giderleri azalacak, kontrolcünün kullanılacağı mekatronik sistem, kullanılan terapi cihazlarına göre daha düşük maliyetli olacaktır. Bu nedenle geliştirilen kontrolcünün kullanılabileceği mekanizmanın üretimi durumunda ülke ekonomimize katkısı büyük olacak, bu cihazlar noktasındaki dışa bağımlılık ortadan kalkacak ve gelişen teknolojik imkânların insanların yaşam standardını artırabilmesine imkân sağlanmış olacaktır.

Bu tez toplamda beş bölümden oluşmaktadır.Takip eden 1. bölümde rehabilitasyon kavramı ve rehabilitasyon cihazları konusunda daha önce literatürle yayınlanmış çalışmalardan bazıları, 2.bölümde insan üst ekstremitesinin dinamik modelinin çıkarılması, 3. bölümde deneysel sistem, 4. bölümde kullanılacak olan kontrolcülerin tasarımı ve 5. bölümde ise elde edilen sonuçlar verilmiştir.

1. BÖLÜM
REHABİLİTASYON VE OTONOM REHABİLİTASYON CİHAZLARI

1.1 Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon

Fizik Tedavi; Fizik vasıtaların tedavi amacıyla kullanılmasına verilen addır. Başından beri fizik araçlar fiziksel tıp ve rehabilitasyon (FTR) uzmanı hekimlerin koyduğu endikasyonlarda ve onların kontrolünde uygulana gelmiştir. Bununla birlikte, fizik tedavi geçtiğimiz yüzyılın tam ortalarına doğru hekimlerin organizasyon ve yayınlarının adı olmaktan çıkmış, yerini 'fiziksel tıp'a bırakmıştır.

Fiziksel Tıp; Tıbbi rehabilitasyonun önemli bir parçasıdır. Fiziksel ajan ve tekniklerin yetersizlik ve bir dereceye kadar sakalığın tanı ve tedavisinde kullanılması anlamına gelir.

Rehabilitasyon fizyolojik ya da anatomik yetersizliği ve çevreye uyumsuzluğu olan kişinin, arzularına ve yaşam planlarına uygun olarak fiziksel, ruhsal, toplumsal, mesleki, özel uğraşı ve eğitsel potansiyelini en üst düzeye çıkarmaktır. Rehabilitasyonda amaç özürlü ve engellilere fiziksel, ruhsal, ekonomik ve sosyal yönden olabildiğince bağımsızlık kazandırmaktır. Kapsamlı ve entegre bir rehabilitasyon programı bağımsızlığı artıracak, yatağa ve başkalarına bağımlı kalma süresini kısaltacak ve yaşam kalitesini yükseltecektir. Toplumsal açıdan rehabilitasyon, özürlünün tüketici konumundan üretici konumuna getirilmesidir. Fonksiyonel kapasitesi artırıldığı halde sağlıklıyken üretken olan bir hasta, eski mesleğine dönemez veya yeni bir meslek edinemezse, rehabilitasyon çalışmaları hedefine ulaşmış sayılamaz. Bundan dolayı tıbbi rehabilitasyon sosyal ve mesleki rehabilitasyonla birlikte ele alınmalıdır [1].

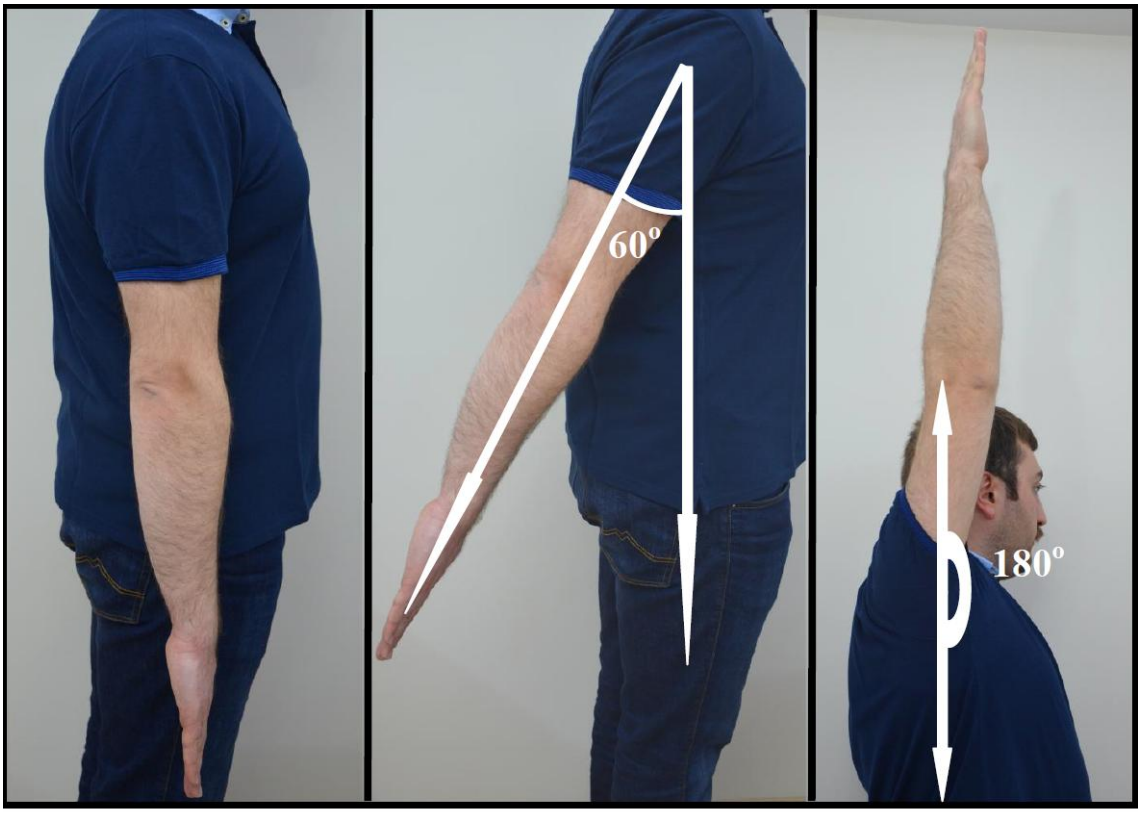
1.2 Tedavi Edici Egzersizler

Tedavi edici (terapötik) egzersizler, fiziksel sakatlığı önleyen veya tedavi eden, özel protokollerle sınırlı, kontrollü hareketler olarak tanımlanabilir. Bu egzersiz protokollerinde, hastanın bireysel ihtiyaçlarına göre beceri ve koordinasyonu geliştirme, mobilite, fleksibilite, kas gücü ve enduransı ile kardiyovasküler uyumu restore etme, koruma veya arttırma gibi amaçlar güdülmektedir.

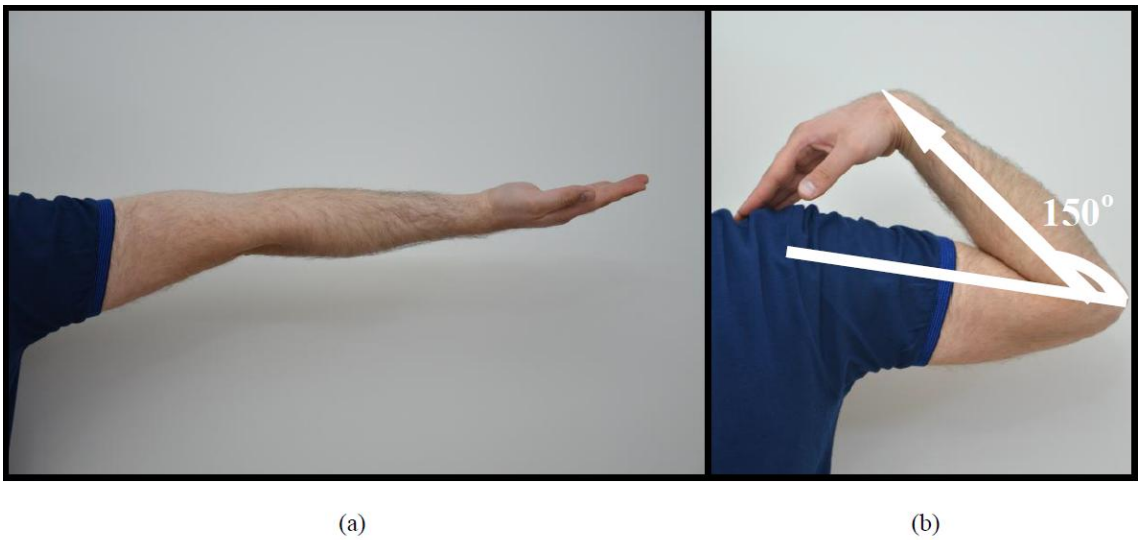
Terapötik egzersizlerle, vücuda uygun tip ve miktarda stres uygulayarak, adaptasyon sağlanmaya çalışır. Zira organizma kendisine uygulanan strese uyum gösterme yeteneğindedir. "Aşırı yüklenme (over-load)" prensibine göre fonksiyonel kapasiteyi arttırmak için, doku ya da organizmaya kapasitesinden fazla yükleme yapmak gerekir. Bunun tersine, eğer yük azaltılırsa, fiziksel kondüsyon kaybedilir [1].

1.2.1 Eklem Hareket Açıklığı

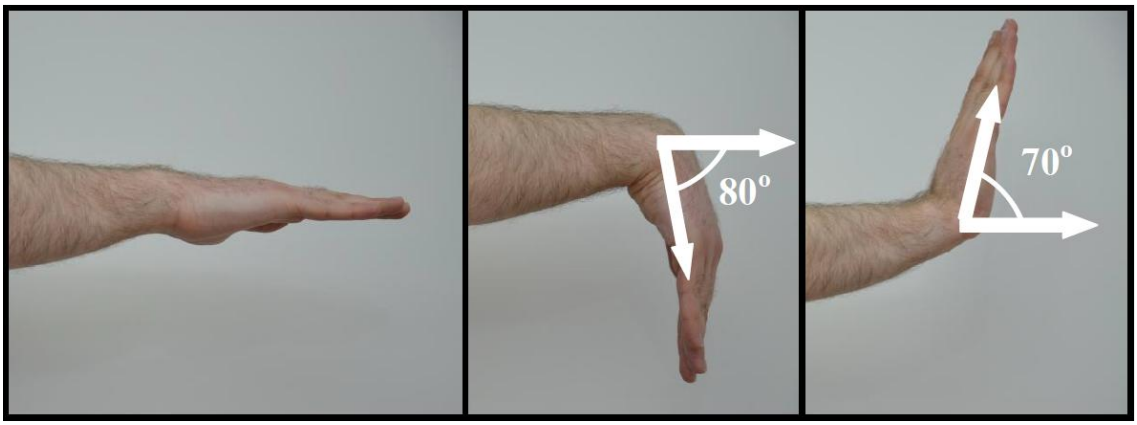
Eklem hareket açıklığı (EHA), eklemlerin hareket sınırlarını belirlemektedir. Rehabilitasyon ve tedavi edici egzersizler için yüksek önem arz eden EHA hastalarda değerlendirilirken, anatomik pozisyonu başlangıç noktası olarak kabul edilmektedir. EHA ölçümü önemli kişisel farklılıklar gösterebilmektedir. Yaş, cinsiyet, genel durum, obezite ve genetik faktörler normal EHA'yı etkileyebilir. American Academy of Orhopaedic Surgeons tarafından yayınlanan makalede insanda ortalama EHA değerleri belirlenmiştir. Şekil 1.1-1.3'de üst ekstremite için başlangıç pozisyonu ve ortalama EHA değerleri verilmiştir [2].



Şekil 1.1 - Omuz eklemi EHA değerleri a) sıfır pozisyonu b) ektensiyon c) fleksiyon



Şekil 1.2 - Dirsek eklemi EHA değerleri a) sıfır pozisyonu (ekstensiyon) b) fleksiyon

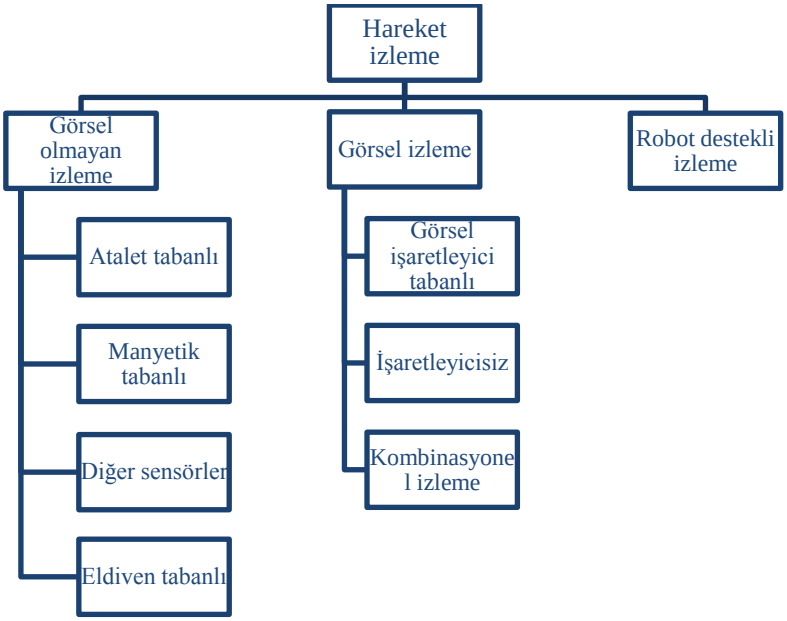


Şekil 1.3 - Bilek eklemi EHA değerleri a) sıfır pozisyonu b) fleksiyon c) ekstensiyon

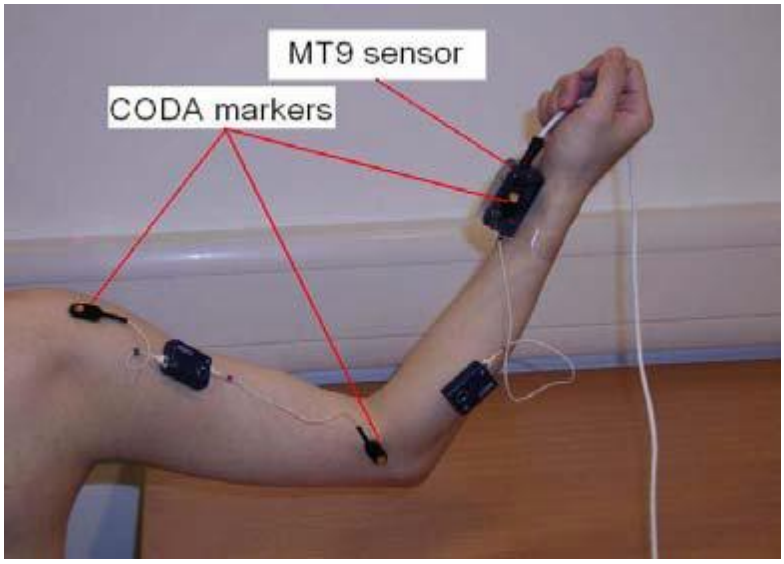
1.3 Hareket Algılama

Rehabilitasyon amaçlı otonom cihazların kontrolcü tasarımı için ilk aşama insan uzuv hareketlerinin modellenmesidir. İnsan uzuv hareketlerinin modellenmesi için hareketlerin algılanması gerekmektedir. İnsan hareketlerinin algılanması konusunda yapılan çalışmalardan bazıları şunlardır.

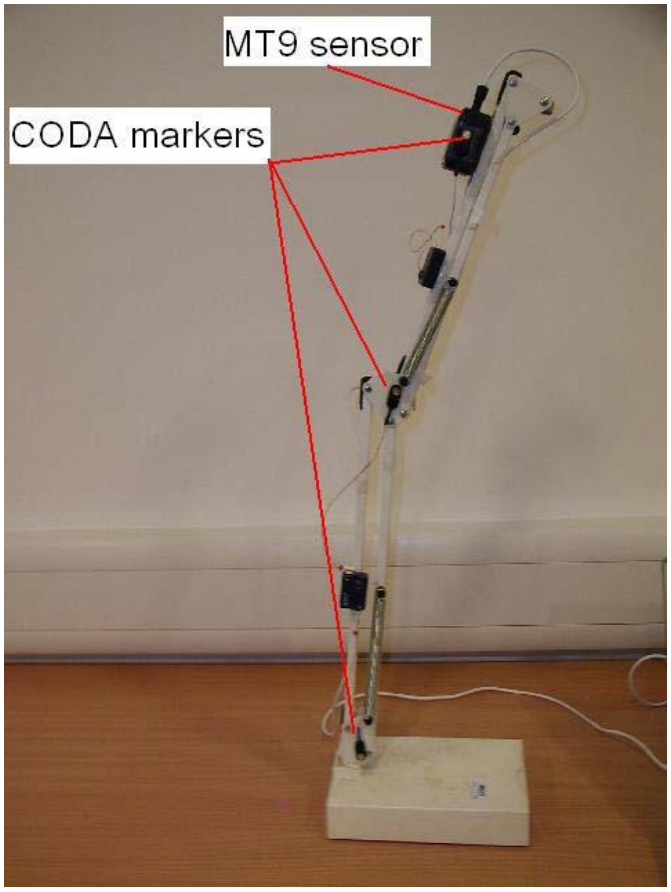
Zhou ve arkadaşları çalışmalarında insan hareket algılaması ve rehabilitasyon amaçlı hareket algılama üzerinedir ve bu konuda birçok hareket algılama metodunu test etmişlerdir. İnsan hareket algılamada kullanılabilecek metotlar Şekil 1.4'de verilmiştir. Çalışmalarında CODA, Qualysis gibi hareket izleme metotlarından elde ettikleri verileri birbirleriyle karşılaştırmışlardır. Bu karşılaştırma ve çalışmalardan bazıları Şekil 1.5 - 1.7'de verilmiştir. Yaptıkları karşılaştırmalar atalet sensörlerinin hareket algılamada en kolay kullanılabilen ve yüksek doğruluğa sahip veri sağladığını doğrulamışlardır [3-8]



Şekil 1.4 - Hareket algılama metodları



Şekil 1.5 - CODA ile MT9 atalet sensörünün insan kolundaki yerleşimi



Şekil 1.6 - CODA ile MT9 atalet sensörünün mekanik sistem üzerine yerleştirilmesi

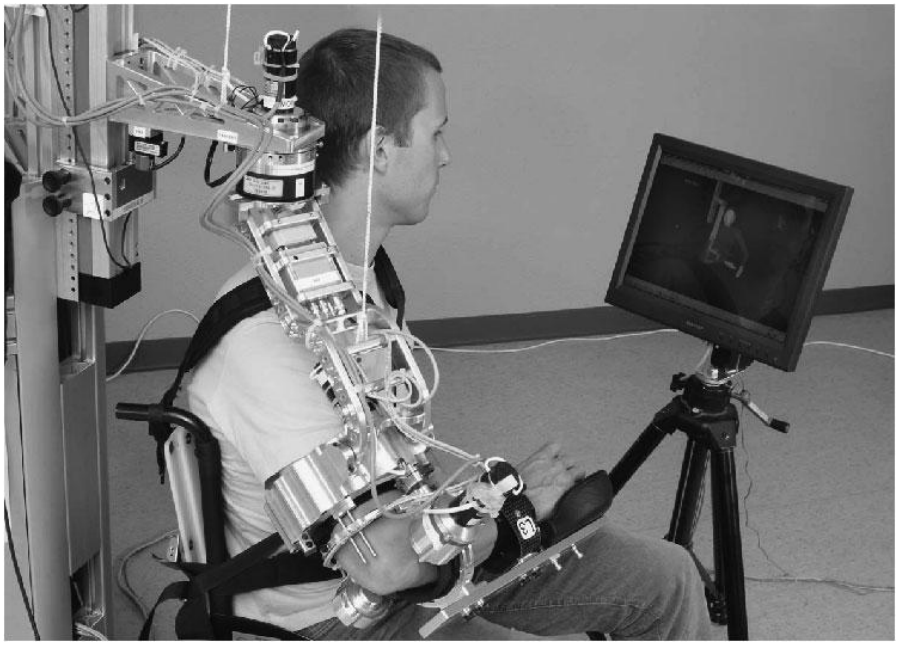


Şekil 1.7 - Atalet sensörlerinin yerleşimi

1.4 Pasif ve Aktif Rehabilitasyon Cihazları

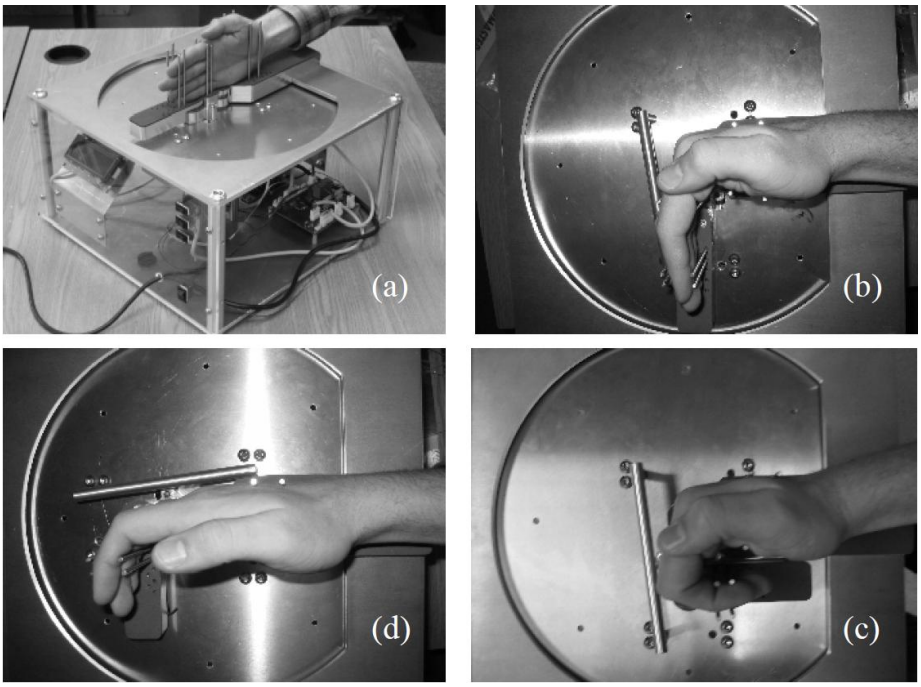
Pasif ve aktif rehabilitasyon hareketlerini hastalara yaptırabilmeleri için günümüze kadar yapılan mekanizmalardan bazıları şunlardır.

Rasyid ve arkadaşları omuz eklemi için continuous passive motion (CPM) cihazı tasarlamışlardır. Bu cihaz hastalar operasyon geçirdikten sonra veya omuz eklemlerinde donuk omuz hastalığının ilk evrelerindeki hareket kısıtlılığını yaşayan hastalarda kullanılabilmektedir [9]. Mihelj ve arkadaşları üst ekstremite rehabilitasyon robotu için yeni hasta işbirlikçi kontrol stratejisi geliştirmişlerdir. Çalışmalarında exoskeleton robotu olan ARMin robotunu kullanmışlardır. ARMin prototip robotu Şekil 1.8'de verilmiştir. Kontrolcüyü tasarlarken hastaya minimum müdahale ile destek sağlanmasını amaçlamışlardır. Bu sayede hasta hedeflenen noktaya ulaşırken kendi istediği yörüngeyi takip edebilmektedir. Tedavi sırasında çizilen yörüngenin optimize edilmesi hastanın kendine bağlıdır. Hastaların bazıları tedavi sürecinde önemli olan yörüngeyi takip edemeseler de yeterli robot desteği ile istenen noktaya ulaşabilmişlerdir. Bu durum da önerilen kontrol stratejisinin hedefidir [10].



Şekil 1.8 - 4 aktif serbestlikli ARMin prototip omuz ve dirsek destek robotu

Birch ve arkadaşları Şekil 1.9'da görülen el için taşınabilir rehabilitasyonu cihazı dizayn etmişlerdir. Bu cihaz CPM ve CAM için kullanılabilmektedir. CPM modunda PD kontrol kullanılmışlardır ve bu modda cihaz önceden ayarlanmış yörüngede ilerlemektedir. CAM modunda ise cihaz hastanın hareketine aktif olarak direnç göstermektedir. Bu cihazın önemli özelliklerinden biride MCP ve PIP eklemlerinde ayrı ayrı çalışabiliyor olmasıdır. Bu cihazın tasarımını non-klinik olarak yapmışlar ve bu çalışmanın ileri aşamasını rehabilitasyon konusunda uzman kişiler ile klinik olarak yapmak olduğunu belirtmişlerdir [11]. Saputra ve arkadaşları diz eklemi için otomatik olarak çalışan CPM cihazı tasarlamış ve geliştirmişlerdir. Sistem hasta acı hissettiğinde durup başlangıç pozisyonuna geri dönmektedir. Bunu analog-digital converter (ADC) kullanarak sağlamışlardır. Motor zorlandığı zaman yükten dolayı oluşacak voltaj düşümü ADC tarafından algılanarak 1.5 sn sonunda motor ters yönde dönmeye başlayacak şekilde tasarlamışlardır. Bu sistemin kontrolü için mikrokontrolcü kullanmışlardır [12]. Dong ve arkadaşları Şekil 1.10'da görülen insan mafsal hareketini kontrol etmek için prototip rehabilitasyon cihazı geliştirmişlerdir. Hastaya terapist tarafından hareketi gerçekleştirebilecek zeki kontrolcü tasarlamışlardır. Bu cihaz izometrik ve izokinetik hareketlerin her ikisini de sağlayabilmektedir [13].

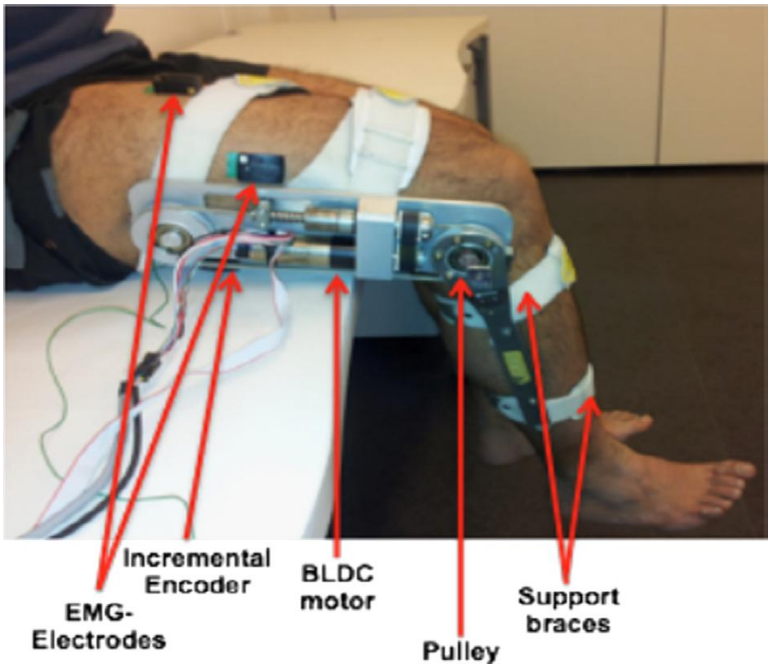


Şekil 1.9 - El rehabilitasyon cihazı a) başlangıç pozisyonu b) MCP'de intrensek kası pozitif c) yumruk d)PIP'de intrensek kası negatif

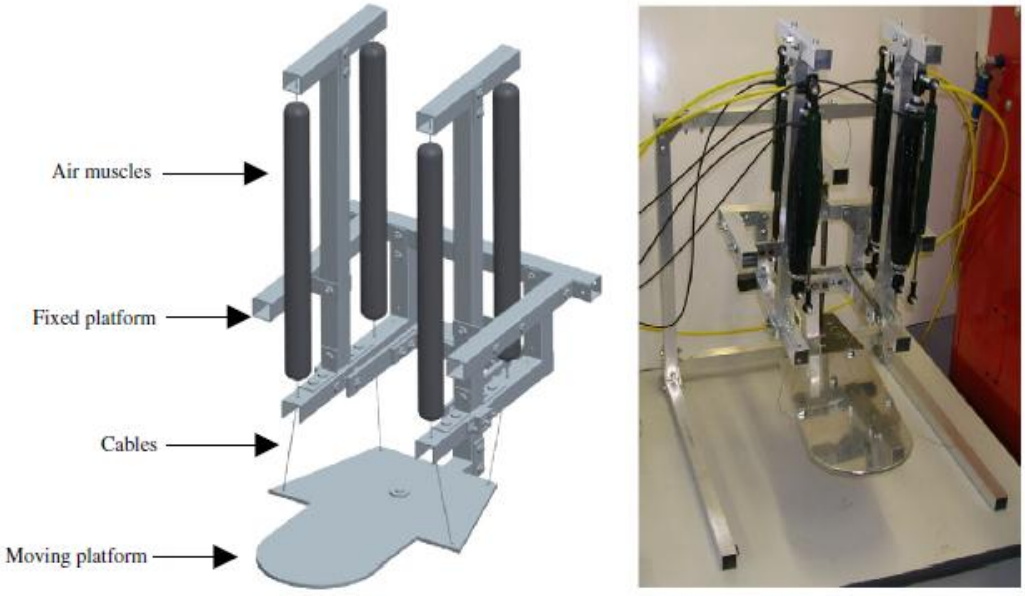


Şekil 1.10 - Rehabilitasyon cihazı tasarımı

Hassani ve arkadaşları alt uzuvların rehabilitasyonu süresince sağlık personeline yardımcı olacak ve pasif - aktif hareketleri gerçekleştirebilecek Şekil 1.11'de görülen güç destekli sistemi dizayn etmişlerdir [14]. Diz ekleminin açı değişimleri Zhang ve arkadaşları tarafından geri yayılımlı yapay sinir ağı kullanılarak tahmin edilmiştir. YSA'nın verimliliğini doğrulamak için altı hasta deneye katılmıştır. Bu YSA yapısı aktif rehabilitasyonda tedavi amaçlı kullanılacak olan robotun dizaynında kullanılmıştır [15]. İnsan ayak bileği hareketi için paralel robot tasarımı Prashant ve arkadaşları tarafından önerilmiştir. Şekil 1.12'de görülen önerilen robot için kinematik analiz ve genetik algoritma kullanarak optimizasyon problemini irdelemişlerdir [16].



Şekil 1.11 - İnsana bağlanmış güç destekli rehabilitasyon sistemi



Şekil 1.12 - Paralel robot rehabilitasyon cihazı tasarımı

Wang ve arkadaşları diz, kalça ve ayak bileği için rehabilitasyon cihazı tasarlamış, cihazın kararlılığını ve dinamik performansını irdelemişlerdir. Ayrıca optimizasyon probleminde Swarm Optimizasyon algoritmasını kullanmışlardır [17].

Lee ve arkadaşları diz eklemine yapay bir mekanizma yerleştirmiş ve bu mekanizma için matematik modelini çıkarmışlardır [18]. Bir grup gönüllü insanın diz ve kalça eklemlerinin açısal değişimi Chua ve arkadaşları tarafından ölçülmüştür ve bu açısal değişim verisini rehabilitasyon robotu tasarımında kullanışlardır [19]. Yıldırım ve Eski insan diz ve kalça eklemlerinin titreşim değerlerini ivmeölçer yardımıyla alarak Yapay Sinir Ağı analizörünün tasarımında kullanmışlardır [20].

2. BÖLÜM
İNSAN ÜST EKSTREMİTESİNİN DİNAMİK MODELİ

2.1 İnsan Eklemlerinin Dinamik Modeli

Literatürde insan üst ekstremite eklemlerini içeren farklı modeller kullanılmıştır. Bu çalışmada insan kolunun 3 rijit uzuvdan meydana geldiği ve 3 serbestlik dereceli olduğu kabul edilmiştir. Her bir mafsal, tek serbestlik derecesine sahip olduğu varsayılmıştır.

Dış kuvvetler ile dış kuvvetlerden kaynaklı yer değiştirmeler arasında ilişki genellikle mekanik empedans veya admitans olarak adlandırılan lineer transfer fonksiyonu ile ifade edilebilir. Tek mafsallı kas-iskelet sisteminin temel lineer gösterimi Laplace domeninde aşağıdaki gibi ifade edilmiştir:

$$\theta(s) = \frac{1}{Is^2 + Bs + K}[T_m(s) + T_e(s)] \tag{1}$$

Burada Θ eklem açısını, I atalet momentini, B eklem viskozitesini, K eklem rijitliğini, T_m kas torkunu ve T_e dışarıdan uygulanan torkunu ifade etmektedir. Visko-elastik özellikler eklemin kendi visko-elastik özelliklerine, kasın pasif bileşenlerinin visko-elastik özelliklerine ve aktif kasların visko-elastik özelliklerine bağlıdır. Kasın visko-elastik özellikleri içsel sistem ve dönüşsel sistem olarak ikiye ayrılabilir. Denklem 1.'deki B ve K içsel sistemi içermesine karşın dönüşsel sistemi içermemektedir. Kasların dönüşsel torku şu şekilde modellenebilir:

$$T_m(s) = -\frac{\beta_1 s + \beta_0}{\alpha s + 1} e^{-\tau s} \theta(s) \tag{2}$$

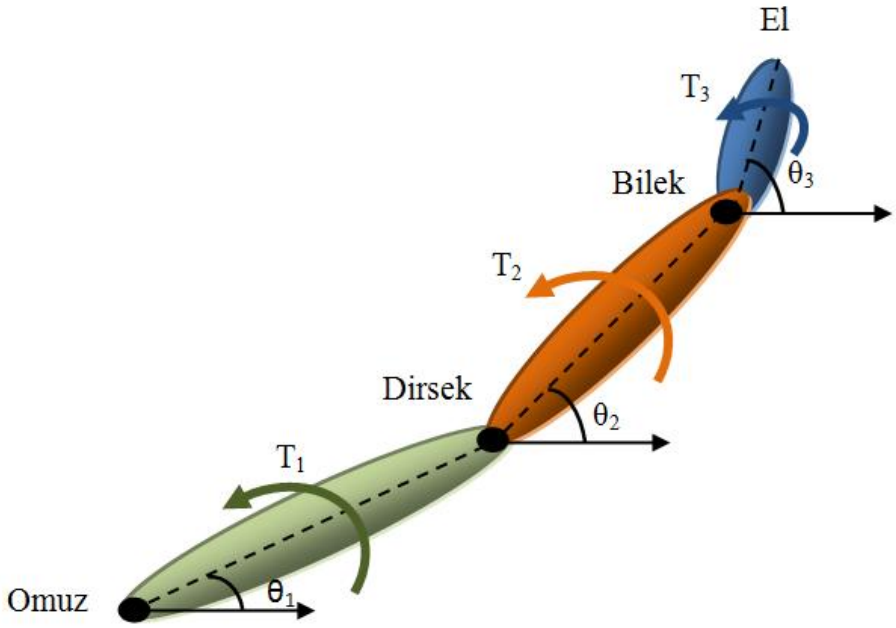
Burada β_0 pozisyon geri besleme kazancı, β_1 hız geri besleme kazancı, τ döngü gecikmesi ve α zaman sabitini ifade etmektedir. İnsan dinamiklerini hesaplamada Denklem 1.'i kullanırken, eğer dönüşsel tork çok küçükse ya da kas aktivasyon dinamikleri yok sayılabiliyorsa, eklemin dinamik denklemi ikinci-derece sistem olacaktır [21].

Pasif terapi egzersizleri sırasında kasların tamamen serbest pozisyonda olacağı ve kas aktivitesinin sıfıra çok yakın olacağı göz önüne alındığında, kasın dönüşsel torku olan T_m sıfıra çok yakın olacağı için yok sayılabilir. Buna bağlı olarak Denklem 1.'deki açısal değişimin, Milner ve arkadaşlarının [22] ve Morita ve arkadaşlarının [23] da çalışmalarında kullandığı gibi, yalnız dışarıdan uygulanan torka ve içsel sisteme bağlı olduğu sonucuna ulaşılır. Sonuç olarak insan eklemlerinin dinamik denklemleri ayrı ayrı ikinci derece sistem olarak modellenirse Denklem 3.'deki gibi ifade edilebilir.

$$I\ddot{\theta} + b\dot{\theta} + k\theta = T \tag{3}$$

2.2 Üst Ekstremitenin Dinamik Modeli

Kontrolcü tasarımı yapılacak rehabilitasyon cihazının üst ekstremiteye pasif egzersizleri tork uygulayarak yaptırması hedeflenmektedir. İnsan omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin uygulanan torka bağlı olarak açısal değişiminin matematiksel ifadesinde kullanılacak olan model Şekil 2.1'de verilmiştir.



Şekil 2.1 - İnsan üst ekstremitesinin eklemleri için açı ve tork modeli

Omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin dinamikleri şu şekildedir:

$$(I_1 + I_2 + I_3)\ddot{\theta}_1 + B_1\dot{\theta}_1 + K_1\theta_1 = T_1 \tag{4}$$

$$(I_2 + I_3)\ddot{\theta}_2 + B_2\dot{\theta}_2 + K_2\theta_2 = T_2 \tag{5}$$

$$I_3\ddot{\theta}_3 + B_3\dot{\theta}_3 + K_3\theta_3 = T_3 \tag{6}$$

Şekil 2.1'de de görüldüğü üzere Denklem 4 omuz eklemi, Denklem 5 dirsek eklemi ve Denklem 6 da bilek eklemi içindir. Denklem 4-6 için durum uzayı modeli şu şekildedir:

$$\begin{aligned} \dot{x}(t) &= Ax(t) + Bu(t) \\ y(t) &= Cx(t) + Du(t) \end{aligned} \tag{7}$$

$$x = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \dot{\theta}_1 \\ \theta_2 \\ \dot{\theta}_2 \\ \theta_3 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \tag{8}$$

$$\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \end{bmatrix} \tag{9}$$

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{K_1}{(I_1+I_2+I_3)} & \frac{B_1}{(I_1+I_2+I_3)} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{K_2}{(I_2+I_3)} & \frac{B_2}{(I_2+I_3)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -\frac{K_3}{I_3} & -\frac{B_3}{I_3} \end{bmatrix} \tag{10}$$

$$B = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ \frac{1}{(I_1+I_2+I_3)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{(I_2+I_3)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{I_3} \end{bmatrix} \tag{11}$$

$$C = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \tag{12}$$

$$D = [0] \tag{13}$$

Omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin, tamamen serbest durumda ve minimum kas aktivitesi durumundaki dinamik parametreleri Tablo 2.1'de verilmiştir [21, 22, 24-26].

Tablo 2.1 - Omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin fiziksel parametreleri

I_3 (El)	**Bilek**	
	B_3	K_3
0.005 kg/m^3	0.003 N.m.s/rad	3 N.m/rad
I_2 (Ön kol)	**Dirsek**	
	B_2	K_2
0.013 kg/m^3	0.2 N.m.s/rad	2 N.m/rad
I_1 (Üst kol)	**Omuz**	
	B_1	K_1
0.015 kg/m^3	0.3 N.m.s/rad	10 N.m/rad

3. BÖLÜM
DENEYSEL ÇALIŞMALAR

3.1 Atalet Sensörleri ve Veri Alınması

Terapi egzersizleri sırasında hastalardan açısal değişim verileri alınması için, çalışmada kurulumunun kolay olmasına karşın sağladığı verilerde yüksek doğruluğa sahip olan, atalet sensörleri kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan atalet sensörleri, sensörlerden veri alınmasını sağlayan yazılım ve donanım, eş ve gerçek zamanlı olarak birden çok sensörden veri almayı sağlayacak özellikte Şekil 3.1'de de görülen Xsens MTw kablosuz hareket algılayıcı olarak seçilmiştir. Bu sensörlere ait fiziksel özellikler ve veri performansı Tablo 3.1 ve 3.2'de verilmiştir.



Şekil 3.1 - Xsens MTw

Tablo 3.1 - MTw sensörün fiziksel özellikleri

Ağırlık	27 gram
Boyular (Genişlik x Boy x Yükseklik)	34.5 x 57.8 x 14.5 mm

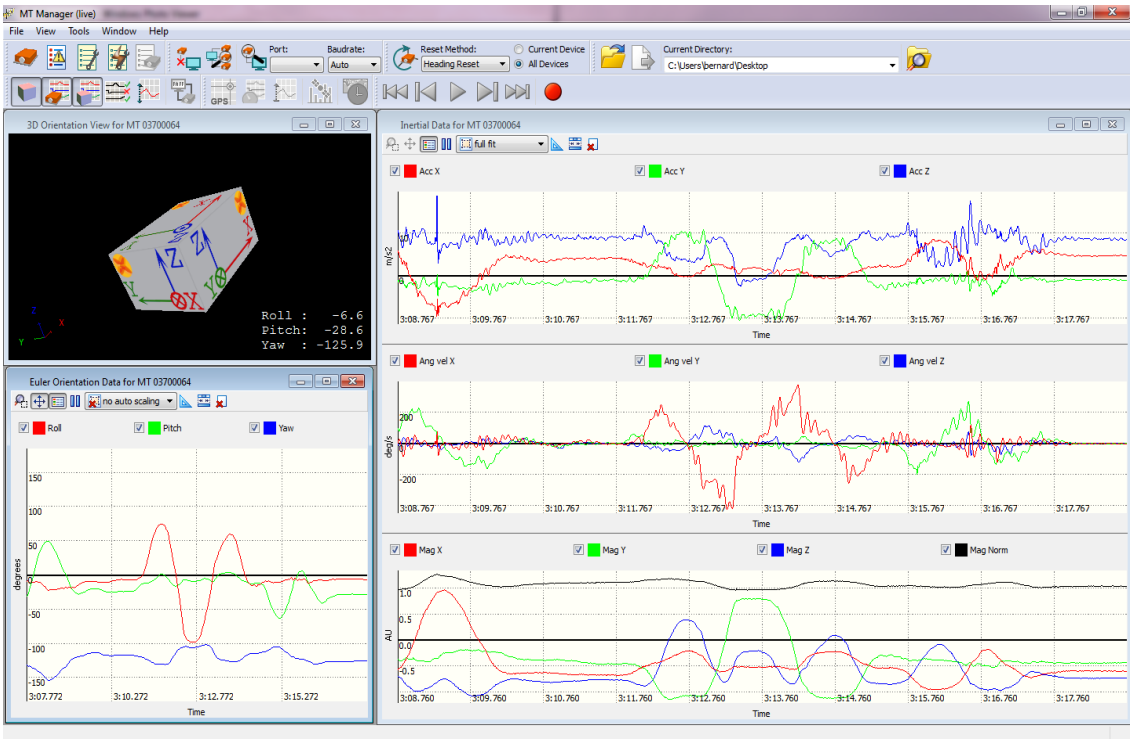
Tablo 3.2 - MTw sensörün fiziksel özellikleri

Statik Doğruluk (Roll/Pitch)	< 0.5 derece
Statik doğruluk	< 1 derece
Dinamik doğruluk	< 2 derece RMS
Açısal çözünürlük	0.05 derece
Yenileme hızı	50 - 120 Hz (Eşzamanlı bağlı sensör sayısına bağlı)

Sensörlerden veri Şekil 3.2'de görülen Awinda istasyonu aracılığıyla MT Manager isimli yazılım ile alınmaktadır. Awinda istasyonu 32 adete kadar sensör bağlanabilen aynı zamanda da 6 adete kadar sensörü şarj edebilen kablosuz istasyondur. Şekil 3.3'de veri alımı sırasında görülen MT manager yazılımı ise MTw'lerin ayarlanmasını, 3D yönlenmenin ve sensör verilerinin gerçek zamanlı izlenmesini, verilerin kaydedilmesini ve sonraki analizler için kaydedilen verilerin ASCII dosyaları şeklinde dışa verilmesine olanak sağlamaktadır [27].

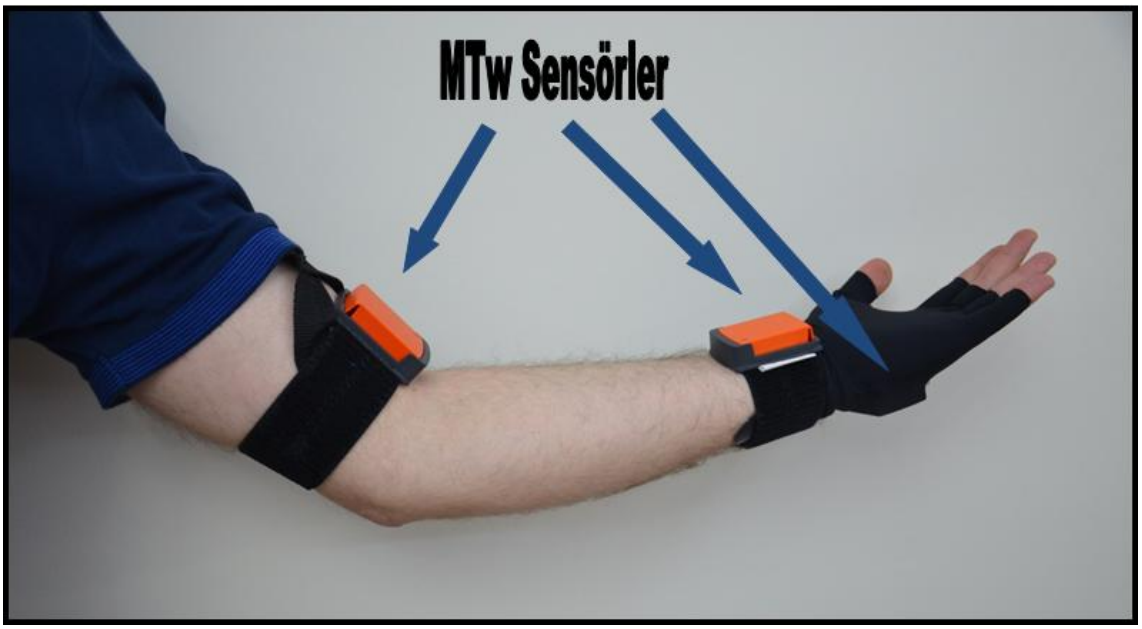


Şekil 3.2 - Awinda istasyonu



Şekil 3.3 - Mt Manager yazılımı

Üst ekstremitenin terapötik egzersizleri sırasında açısal değişim verilerinin alınabilmesi için eş zamanlı olarak 3 adet sensör kullanılmıştır. Bu sensörlerin yerleşimi Şekil 3.4'de verilmiştir. Burada bilek ekleminin açısal değişimini ölçen sensör elin üst kısmına ve eldivenin içerisine, dirsek eklemindeki açısal değişimi ölçen sensör ön kolda bileğe yakın kısma ve omuz eklemindeki açısal değişimi ölçen sensör ise üst kolda dirseğe yakın kısma yerleştirilmiştir.



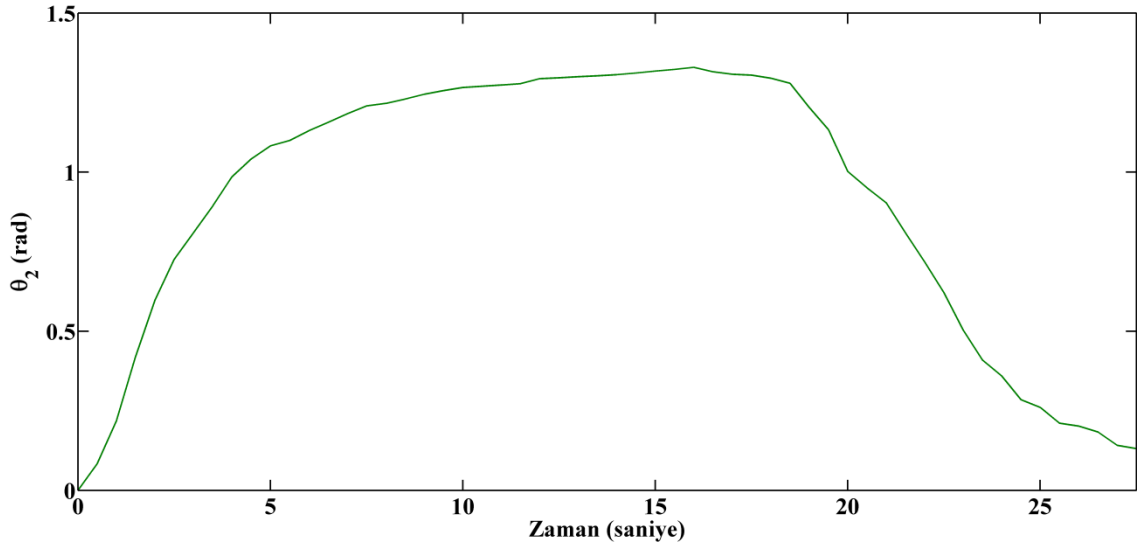
Şekil 3.4 - Sensörlerin yerleşimi

3.2 Terapötik Egzersizlerin Açısal Değişim Verileri

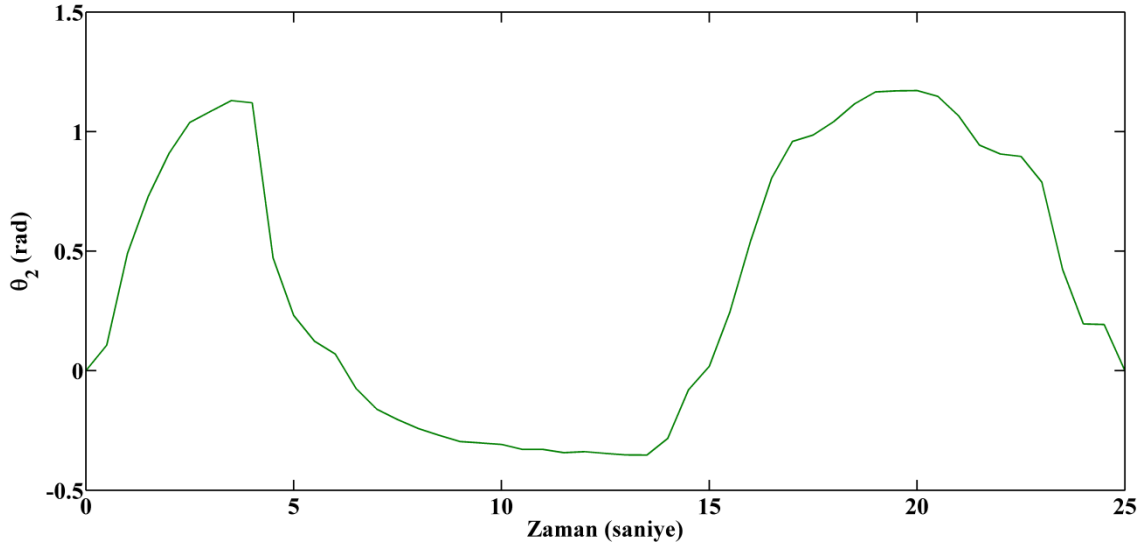
Çalışma kapsamında, etik kurul izniyle beraber, Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Bölümü'nde tedavi görmekte olan 10 farklı hastanın terapi egzersizleri sırasında eklemlerindeki açısal değişim verileri alınmıştır. Bu hastalardan ikisi bilek, yedisi dirsek ve ikisi omuz ekleminde hareket kısıtlılığına sahiptir ve tedavi olarak bu hastalara pasif terapötik egzersizler uygulanmaktadır. Veri alınan hastaların bazı fiziksel özellikleri ve hastalık sebepleri Tablo 3.3'de verilmiştir. Hastalardan sensörler vasıtasıyla alınan açısal yer değiştirme verileri Şekil 3.5-3.15'da Tablo 3.3'deki hasta sıralamasına göre verilmiştir.

Tablo 3.3 - Veri alınan hasta bilgileri

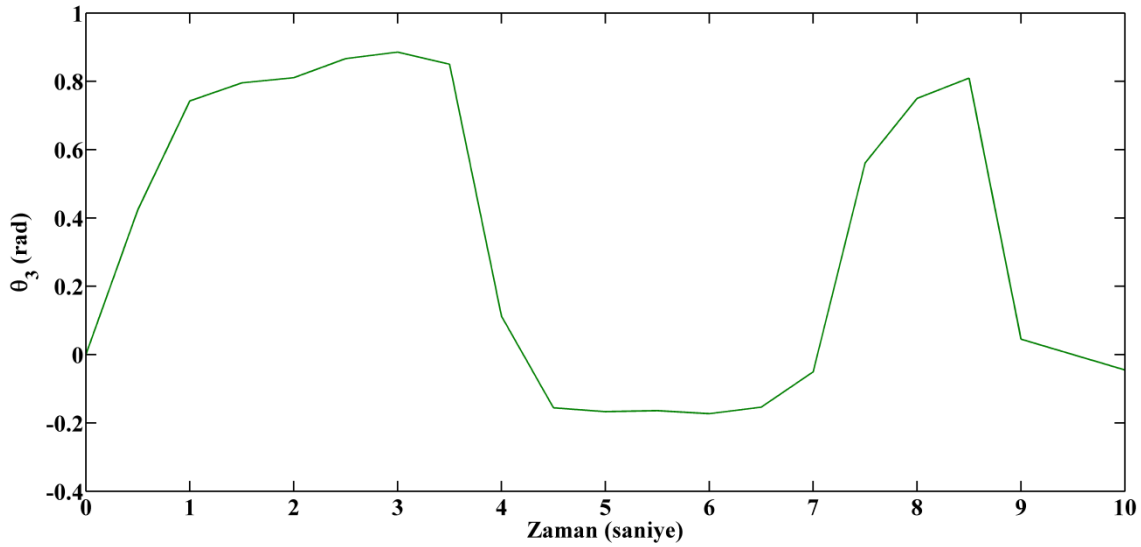
No.	Cinsiyet	Yaş	Hastalık	Eklem
1	Erkek	12	Kırık sonrası sol dirsekte kısıtlılık	Dirsek
2	Erkek	65	Sağ dirsekte kısıtlılık	Dirsek
3	Kadın	65	Önkol kırığı sonrası sağ bilekte kısıtlılık	Bilek
4	Erkek	16	Sağ dirsekte kısıtlılık	Dirsek
5	Erkek	34	İş kazasından sonra sağ dirsekte kısıtlılık	Dirsek
6	Erkek	19	Zorlanma sonrası sağ dirsekte kısıtlılık	Dirsek
7	Erkek	61	Sağ dirsekte kısıtlılık	Dirsek
8	Erkek	61	Sol bilekte kısıtlılık	Bilek
9	Erkek	19	Kırık sonrası sağ dirsekte kısıtlılık	Dirsek
10	Erkek	61	Sağ omuzda kısıtlılık	Omuz
11	Kadın	62	Kırık sonrası sol omuzda kısıtlılık	Omuz



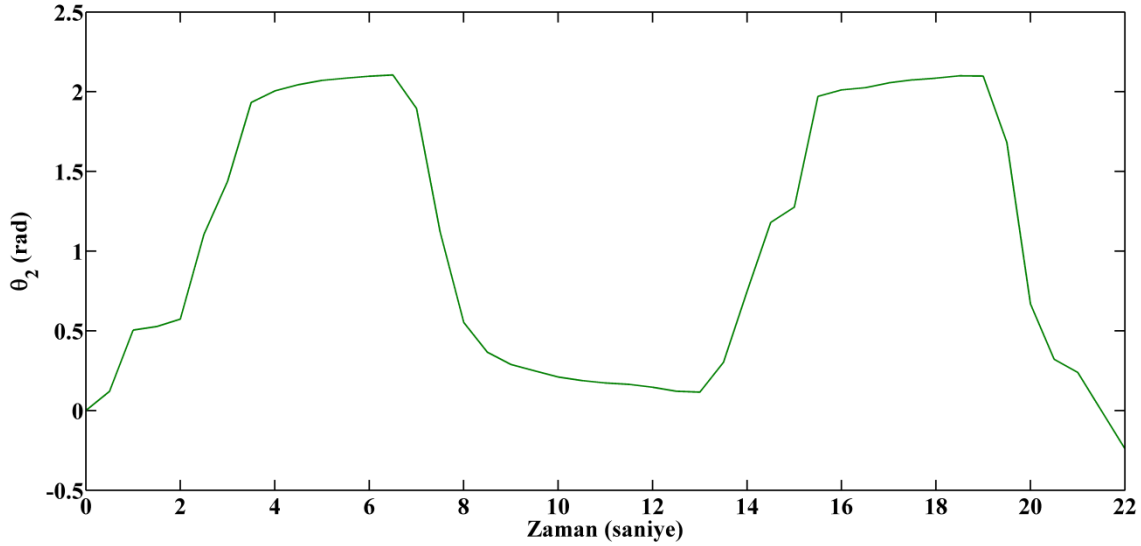
Şekil 3.5 - Hasta-1 dirsek eklemi için açısal değişim grafiği



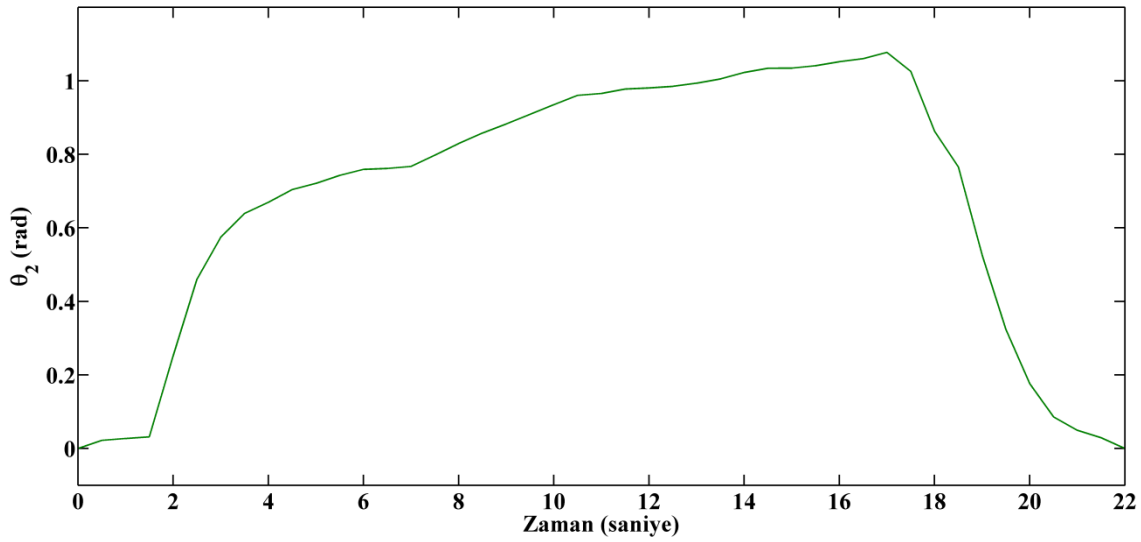
Şekil 3.6 - Hasta-2 dirsek eklemi için açısal değişim grafiği



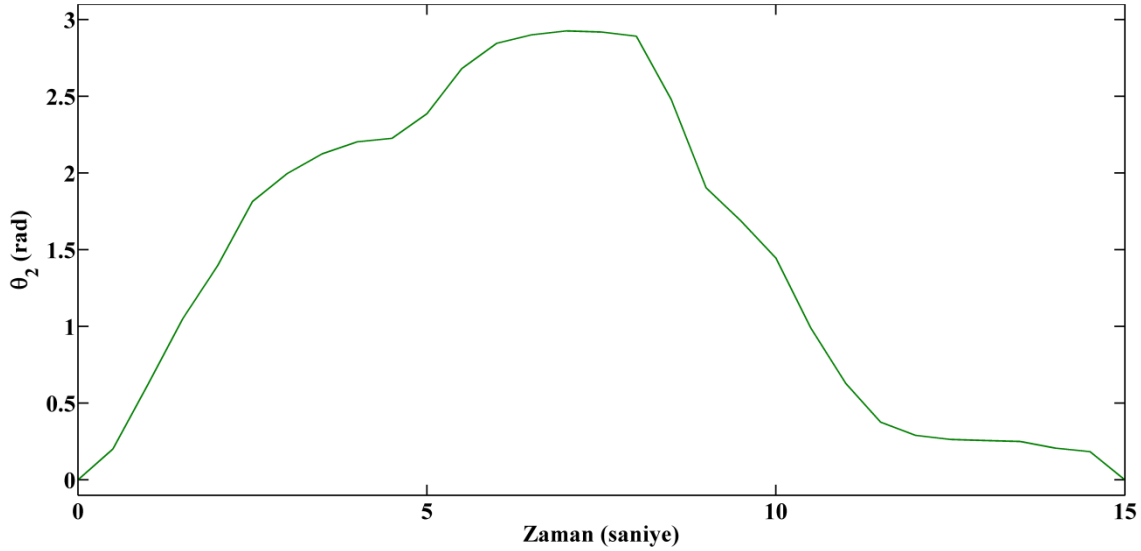
Şekil 3.7 - Hasta-3 bilek eklemi için açısal değişim grafiği



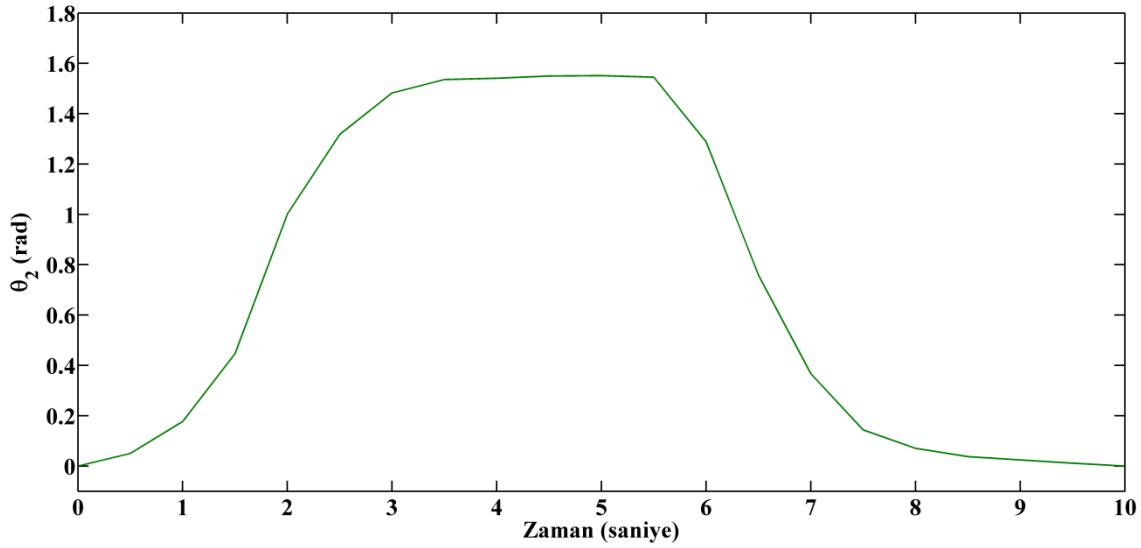
Şekil 3.8 - Hasta-4 dirsek eklemi için açısal değişim grafiği



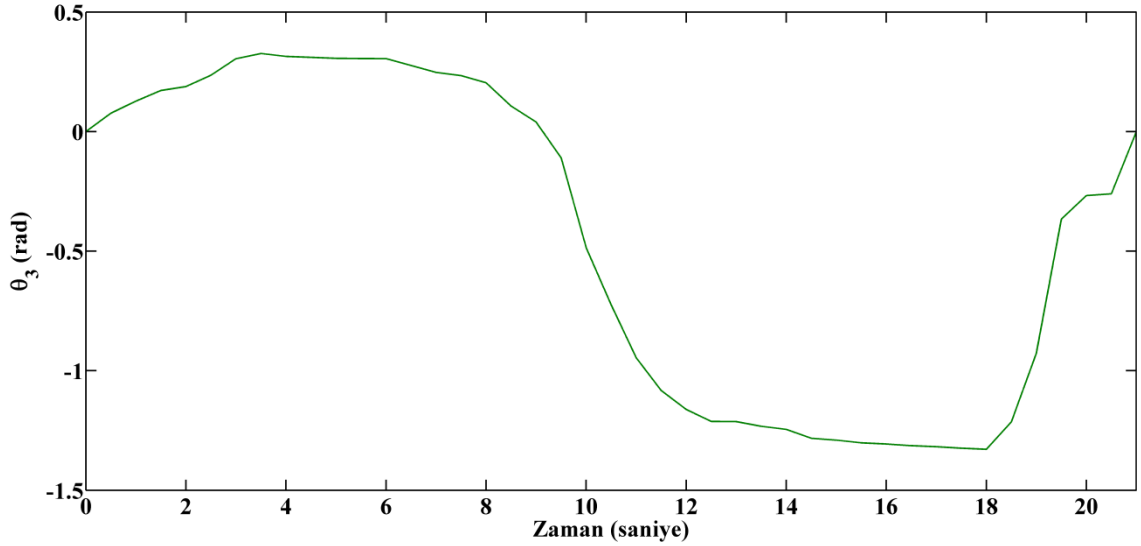
Şekil 3.9 - Hasta-5 dirsek eklemi için açısal değişim grafiği



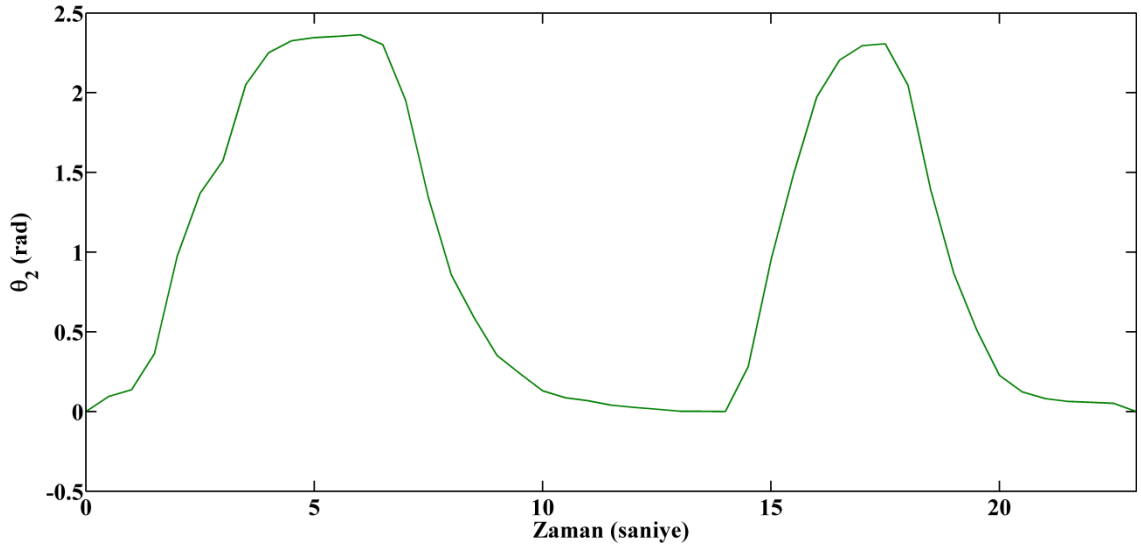
Şekil 3.10 - Hasta-6 dirsek eklemi için açısal değişim grafiği



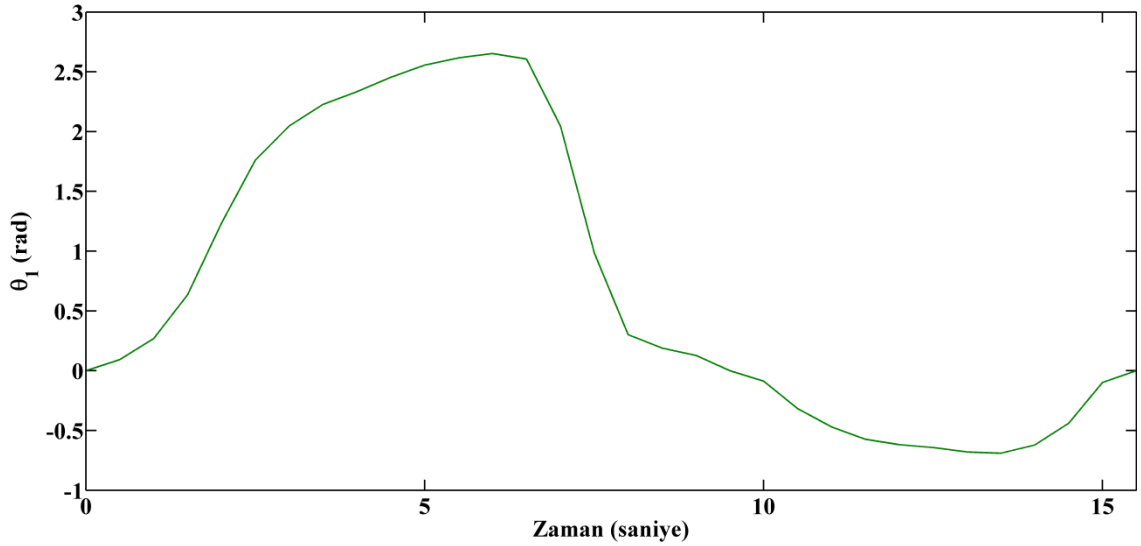
Şekil 3.11 - Hasta-7 dirsek eklemi için açısal değişim grafiği



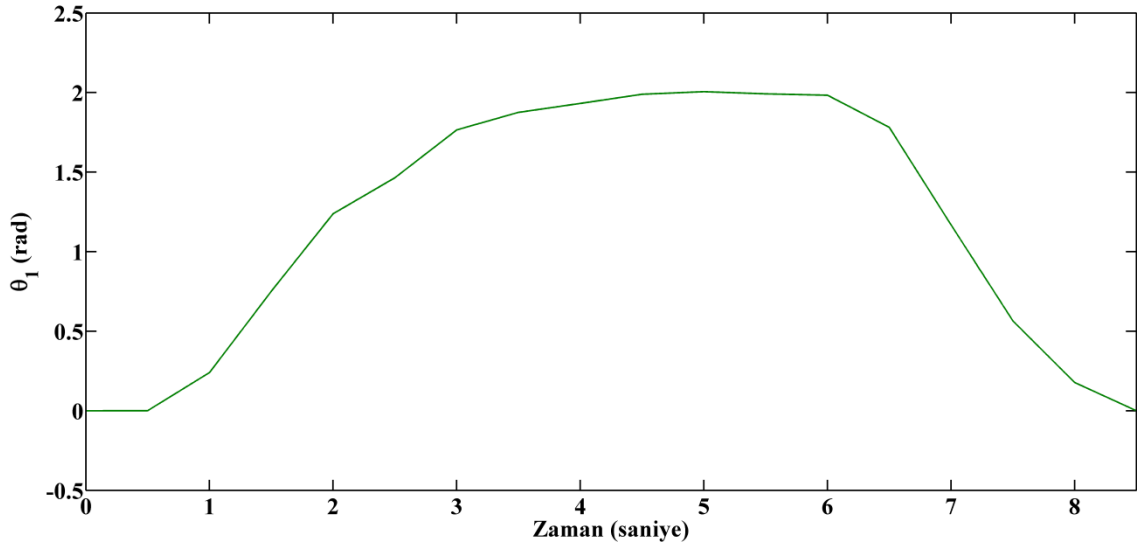
Şekil 3.12 - Hasta-8 bilek eklemi için açısal değişim grafiği



Şekil 3.13 - Hasta-9 dirsek eklemi için açısal değişim grafiği



Şekil 3.14 - Hasta-10 omuz eklemi için açısal değişim grafiği



Şekil 3.15 - Hasta-11 omuz eklemi için açısal değişim grafiği

4. BÖLÜM
KONTROLCÜ TASARIMI

Bu çalışmada, omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin açısal yörüngelerinin kontrolü için iki farklı kontrol tekniği kullanılmıştır. Bunlardan ilki PID, ikincisi ise yapay sinir ağı tabanlı PID (NNPID) kontrol yapısıdır. Bu kontrol yapıları alt bölümlerde açıklanmıştır.

4.1 PID Kontrolcünün Tasarımı

PID kontrolcünün ayarlanması, oransal etki (K_P), integral etki (K_I) ve türev etkiden oluşur. PID kontrolcü transfer fonksiyonu olarak şu şekilde ifade edilebilir:

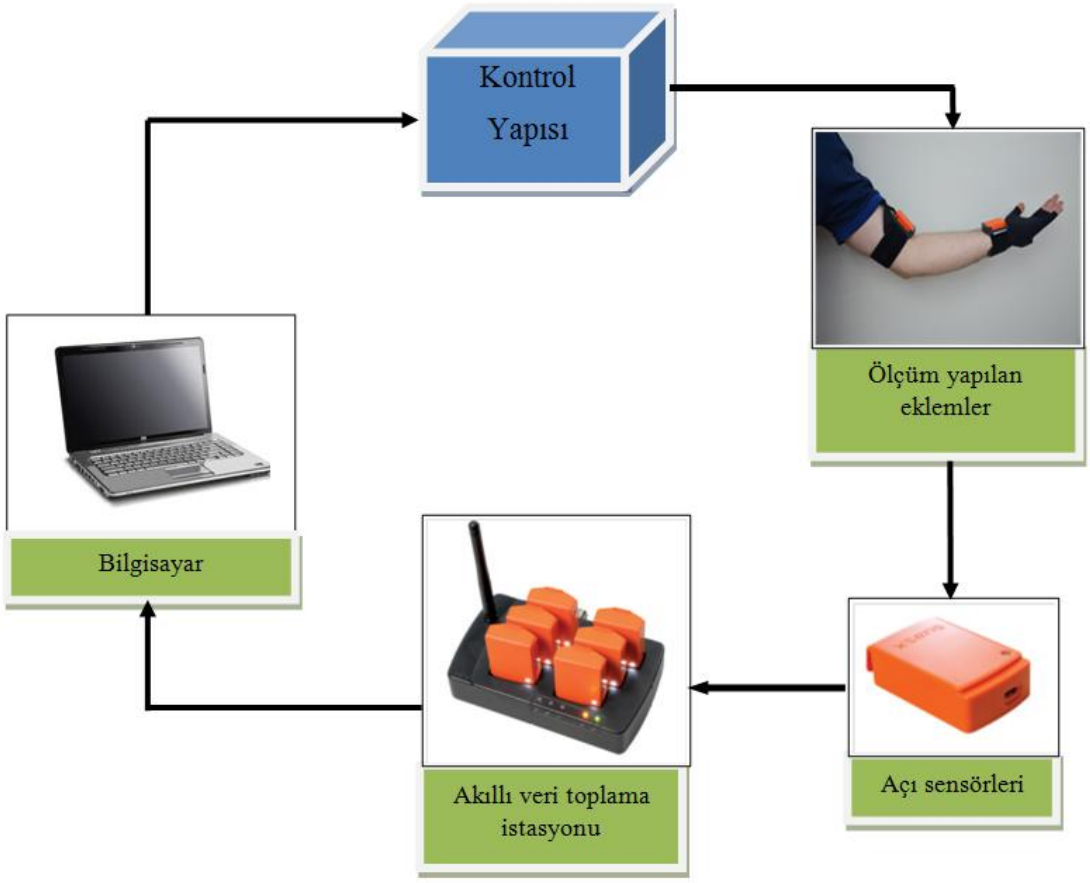
$$T_{PID}(t) = K_P\theta_e(t) + K_I\int_0^t \theta_e(t)dt + K_D\frac{d\theta_e(t)}{dt} \tag{14}$$

Burada, $\theta_e(t)$ kontrol hatası olarak;

$$\theta_e(t) = \theta_a(t) - \theta_r(t) \tag{15}$$

$\theta_r(t)$ referans giriş sinyali ve $\theta_a(t)$ sistemin çıkış sinyalidir.

Bu çalışmada, PID kontrolcünün kazanç parametreleri, omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin açısal yörüngelerinin kontrolü için iki farklı kazanç parametresi ayarlama metoduyla ayarlanmıştır. PID kontrolcünün kazanç parametreleri ilk olarak MatLab programının PID ayarlama algoritması ile ayarlanmıştır ve simülasyon çalışmalarında PID (Tune) olarak adlandırılmıştır. İkinci kazanç parametresi ayarlama metodu olarak Ziegler-Nichols algoritması kullanılmıştır ve simülasyon çalışmalarında PID (ZN) olarak adlandırılmıştır [28]. PID kontrolcülerin omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin yörünge kontrolü için parametreler Tablo 4.1 - 4.4'de verilmiştir. Hastaların ölçüm alınan uzuvları, sensörler ve kontrolcü blok diyagram olarak Şekil 4.1'de verilmiştir.



Şekil 4.1 - Deneysel ve simülasyon çalışmalarının blok diyagramı

4.2 Yapay Sinir Ağı PID Kontrol Sistemi (NNPID)

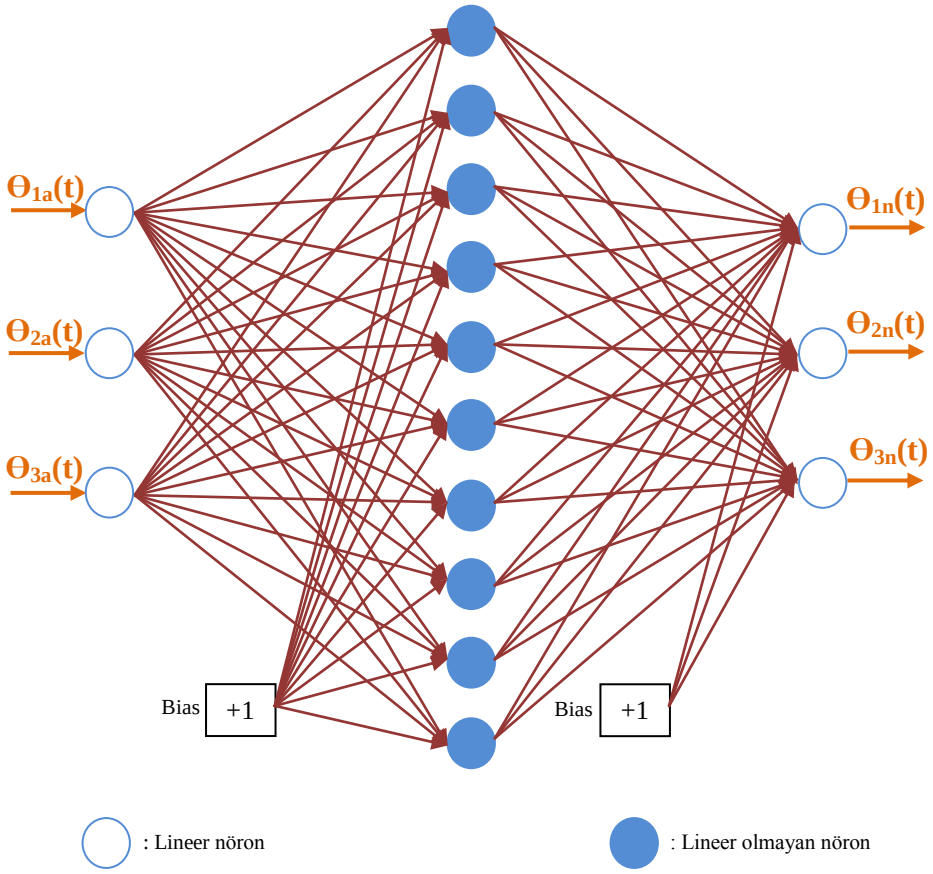
NNPID kontrol sistemi, PID kontrolcü ve yapay sinir ağı olarak iki kontrolcüden meydana gelmektedir. Sinirsel blok modeli, önceki bloğun giriş ve çıkışlarını blok çıkışını tahmin etmek için işlemektedir. Kontrol aşamasında, model kontrolcü tarafından gelecek performansın tahmini için kullanılmaktadır. Sinirsel model bloğun sonuçlarını tahmin etmektedir [29]. NNPID yapısının kontrol kuralı şu şekilde açıklanmıştır:

$$T(t) = K_P\theta_e(t) + K_I\int_0^t \theta_e(t)\,dt + K_D\frac{d\theta_e(t)}{dt} + \sum_{j=1}^{3} f\left(\theta_r(t+1) - \theta_n(t+1)\right)^2 + \rho\sum_{j=1}^{3} g\left(T_N'(t+j-1) - T_N'(t+j-2)\right)^2 \tag{16}$$

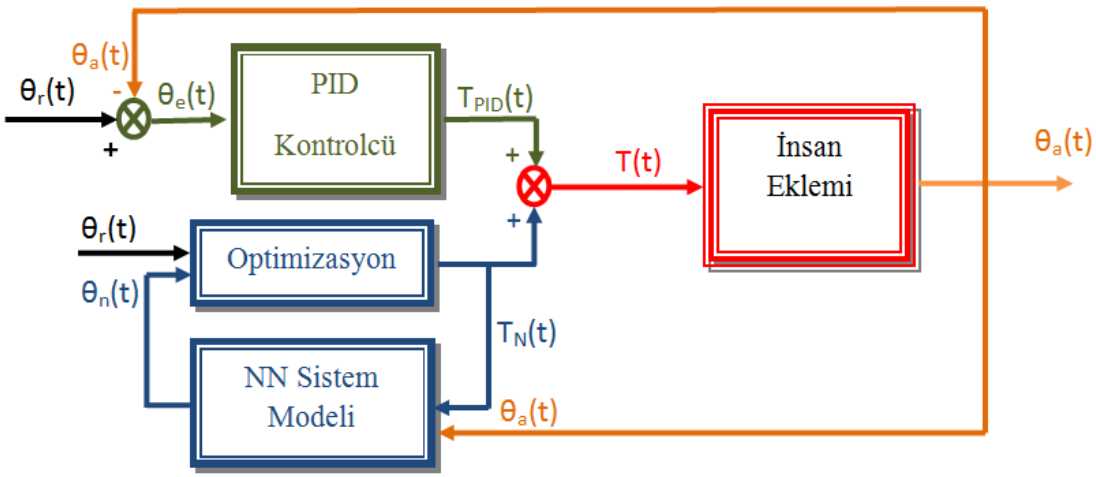
burada f *ve* g gizli ve çıkış katmanlarının aktivasyon fonksiyonlarıdır, teker teker ifade edilecek olursa:

$$f(t) = \frac{1}{(1+e^{-t})}, \quad g(t) = t \tag{17}$$

$T_N'(t)$ değişkeni geçici kontrol sinyali ve $\theta_n(t)$ sinirsel çıktıdır. ρ parametresi kontrol artışlarının karelerinin toplamının performans endeksi üzerindeki katkısını tanımlar. Optimizasyon yapısı sonlu zaman ekseninde blok performansını optimize eden kontrol girişini ifade etmektedir. Önerilen NNPID kontrol sisteminin modeli Şekil 4.2'de, blok diyagram Şekil 4.3'de olarak görülmektedir. NNPID kontrolcünün omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin yörünge kontrolü için parametreler Tablo 4.1 - 4.4'de verilmiştir.



Şekil 4.2 - Yapay Sinir Ağı modeli



Şekil 4.3 - Yapay Sinir Ağı PID kontrol sistemi

Tablo 4.1 - Omuz, dirsek ve bilek eklemleri için geçici durum davranış parametreleri

Bilek Eklemi				
Kontrol Yapısı	**Yükselme Zamanı**	**Yerleşme Zamanı**	**Maksimum Aşma**	**Kalıcı Durum Hatası**
PID (Tune)	0.0044	-	%11.4	0.0387
PID (ZN)	0.0391	0.493	%11.2	0
NNPID	**0.0002**	**0.00038**	**% 0**	0
Dirsek Eklemi				
Kontrol Yapısı	**Yükselme Zamanı**	**Yerleşme Zamanı**	**Maksimum Aşma**	**Kalıcı Durum Hatası**
PID (Tune)	0.102	0.513	%5.33	0
PID (ZN)	0.0467	0.421	%27.7	0
NNPID	**0.0001**	**0.00024**	**% 0**	0
Omuz Eklemi				
Kontrol Yapısı	**Yükselme Zamanı**	**Yerleşme Zamanı**	**Maksimum Aşma**	**Kalıcı Durum Hatası**
PID (Tune)	0.021	0.0935	% 7.95	0
PID (ZN)	0.00894	0.045	% 0	0.098
NNPID	**0.000218**	**0.000383**	**% 0**	0

Tablo 4.2 - Bilek eklemi için kontrol yapısı parametreleri

Kontrol Yapısı	**Kp**	**Ki**	**Kd**	**Filtre Katsayısı (N)**
PID (Tune)	47.23	109.48	1.49	611.35
PID (ZN)	4.8	64	0.09	-
NNPID	**η:** Öğrenme parametresi	**α :**Momentum parametresi	**N :**İterasyon sayısı	-
	0.2	0.25	50000000	-

Tablo 4.3 - Dirsek eklemi için kontrol yapısı parametreleri

Kontrol Yapısı	**Kp**	**Ki**	**Kd**	**Filtre Katsayısı (N)**
PID (Tune)	4.14	27.97	0.152	1849.93
PID (ZN)	12	120	0.3	-
NNPID	**η:** Öğrenme parametresi	**α :**Momentum parametresi	**N :**İterasyon sayısı	-
	0.25	0.3	50000000	-

Tablo 4.4 - Omuz eklemi için kontrol yapısı parametreleri

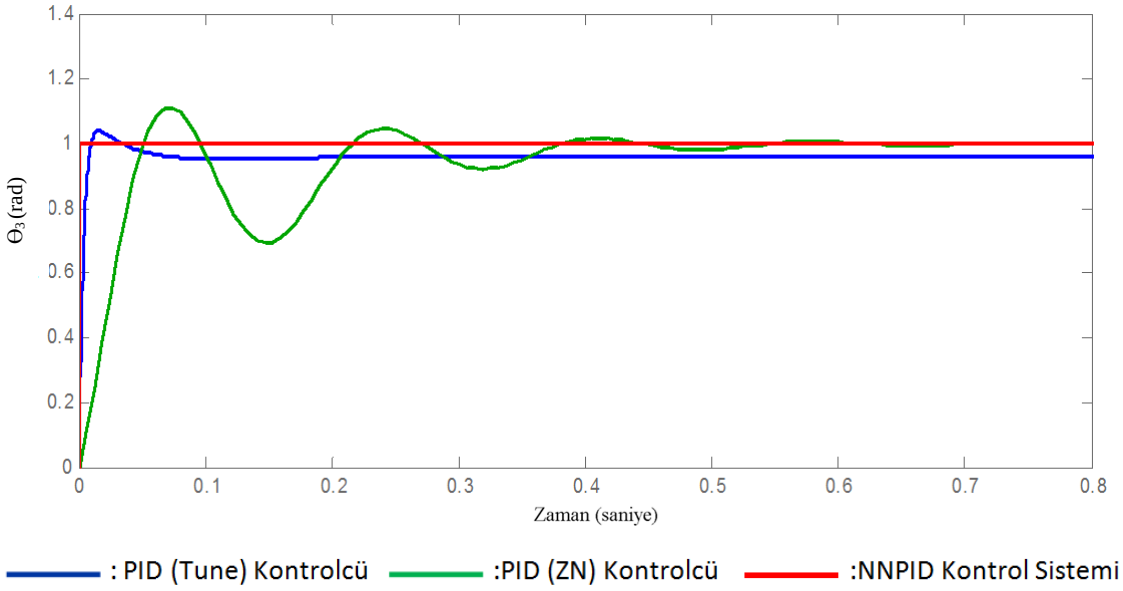
Kontrol Yapısı	**Kp**	**Ki**	**Kd**	**Filtre Katsayısı (N)**
PID (Tune)	18.31	729.33	0.08	243.3401
PID (ZN)	90	10	0.5625	-
NNPID	**η:** Öğrenme parametresi	**α :**Momentum parametresi	**N :**İterasyon sayısı	-
	0.25	0.15	50000000	-

5. BÖLÜM
SONUÇLAR VE ÖNERİLER

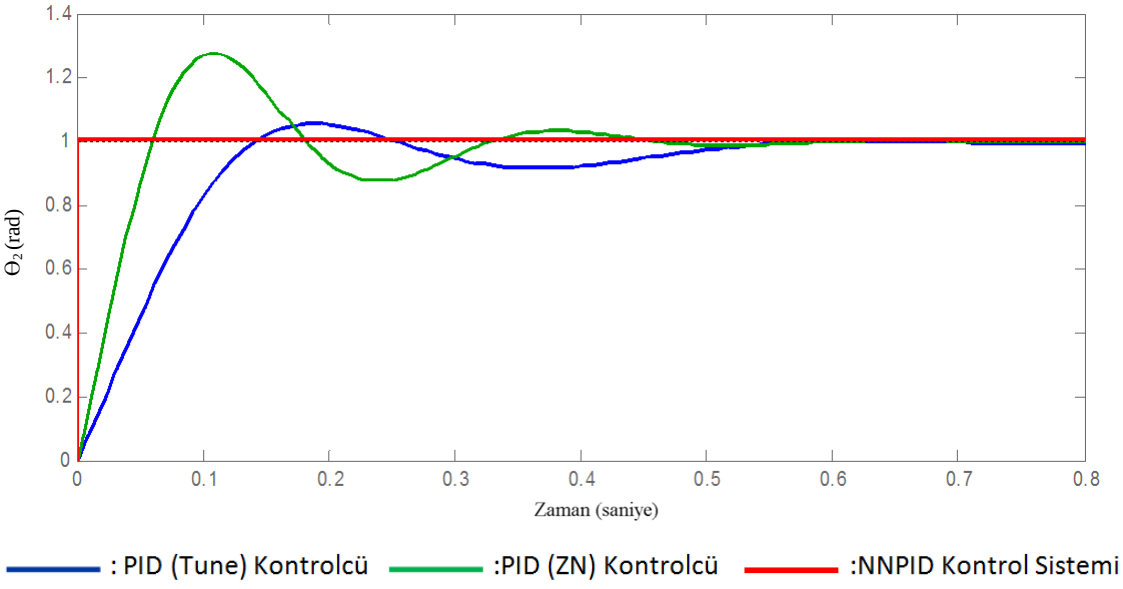
Bu bölümde, farklı eklemlerinin hareketlerinde kısıtlılık olan hastalardan alınan verilere dayanılarak geliştirilen kontrol tekniklerinin sonuçları verilmiştir. Hastalardan alınan omuz, dirsek ve bilek eklemlerine ait açısal değişim verilerinden, PID (Tune), PID (ZN) ve Yapay Sinir Ağı Tabanlı PID kontrol sistemi tasarlanmıştır. Matlab'ın PID ayarlama algoritması ve Ziegler-Nichols algoritması PID kontrolcünün kazanç parametrelerini ayarlamada kullanılmıştır. PID (ZN)'nin PID (Tune)'dan daha iyi sonuç vermesinden dolayı, kalıcı durum hatasını azaltmak için PID (ZN) kontrolcüye yapay sinir ağı yapısı eklenmiştir.

5.1 Kontrol Yapılarının Geçici Durum Davranışları

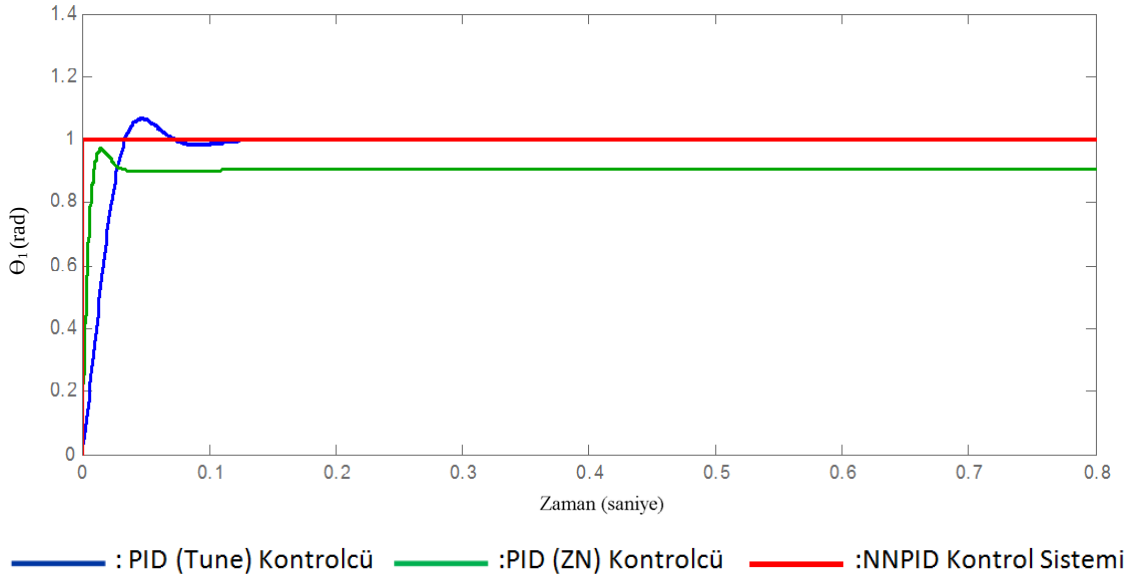
Kontrol yapılarının, step girişe karşın geçici durum davranışları, bilek eklemi için Şekil 5.1'de, dirsek eklemi için Şekil 5.2'de ve omuz eklemi için Şekil 5.3'de verilmiştir, şekillerden ve Tablo 4.1'den de görüldüğü gibi NNPID kontrol yapısı yükselme zamanı, yerleşme zamanı ve maksimum aşma gibi parametrelerde en iyi sonucu vermektedir.



Şekil 5.1 - Bilek eklemi için kontrol yapılarının birim basamak giriş sinyaline cevabı



Şekil 5.2 - Dirsek eklemi için kontrol yapılarının birim basamak giriş sinyaline cevabı

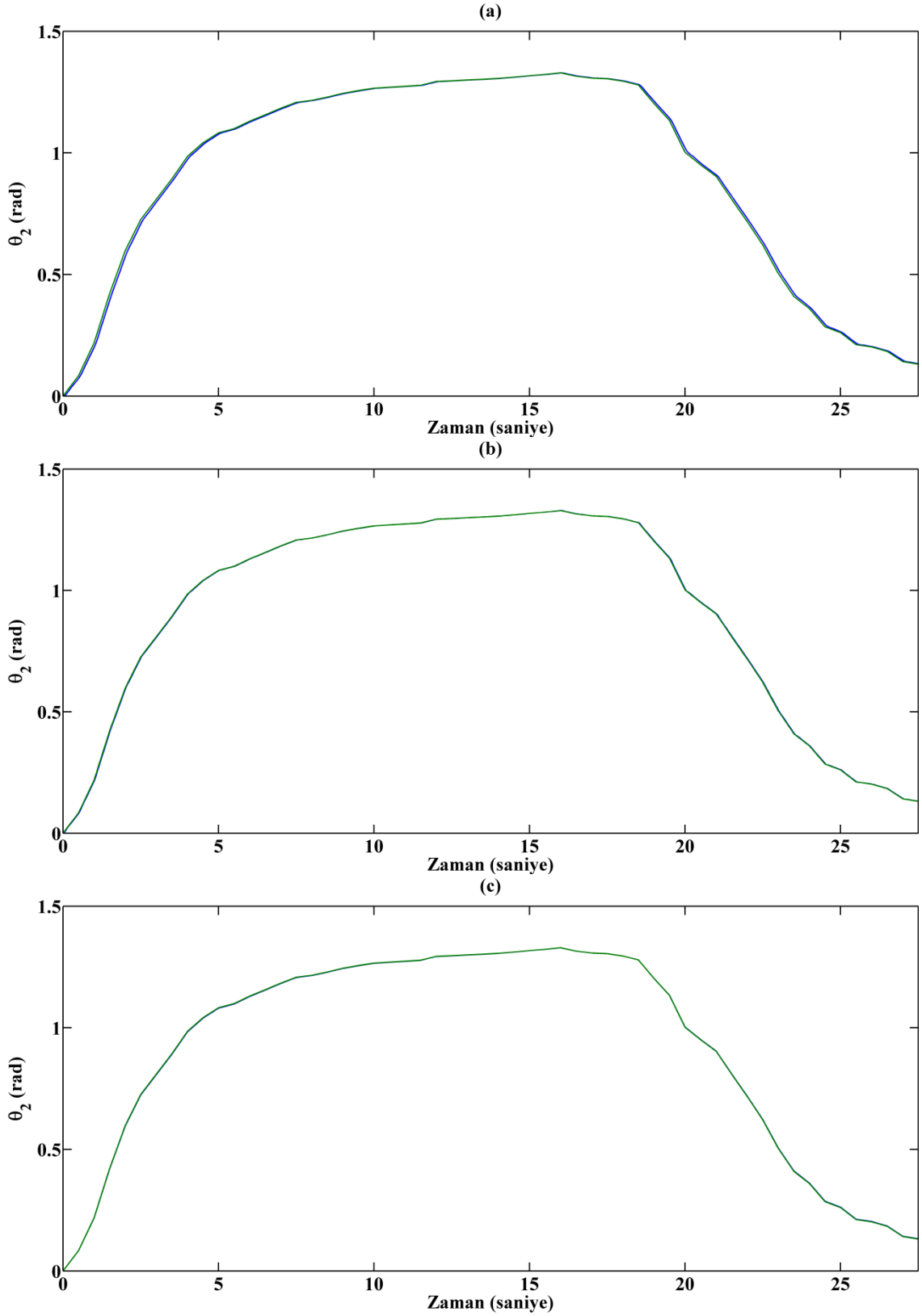


Şekil 5.3 - Omuz eklemi için kontrol yapılarının birim basamak giriş sinyaline cevabı

5.2 Kontrol Yapılarının Hasta Verileri ile Simülasyonu

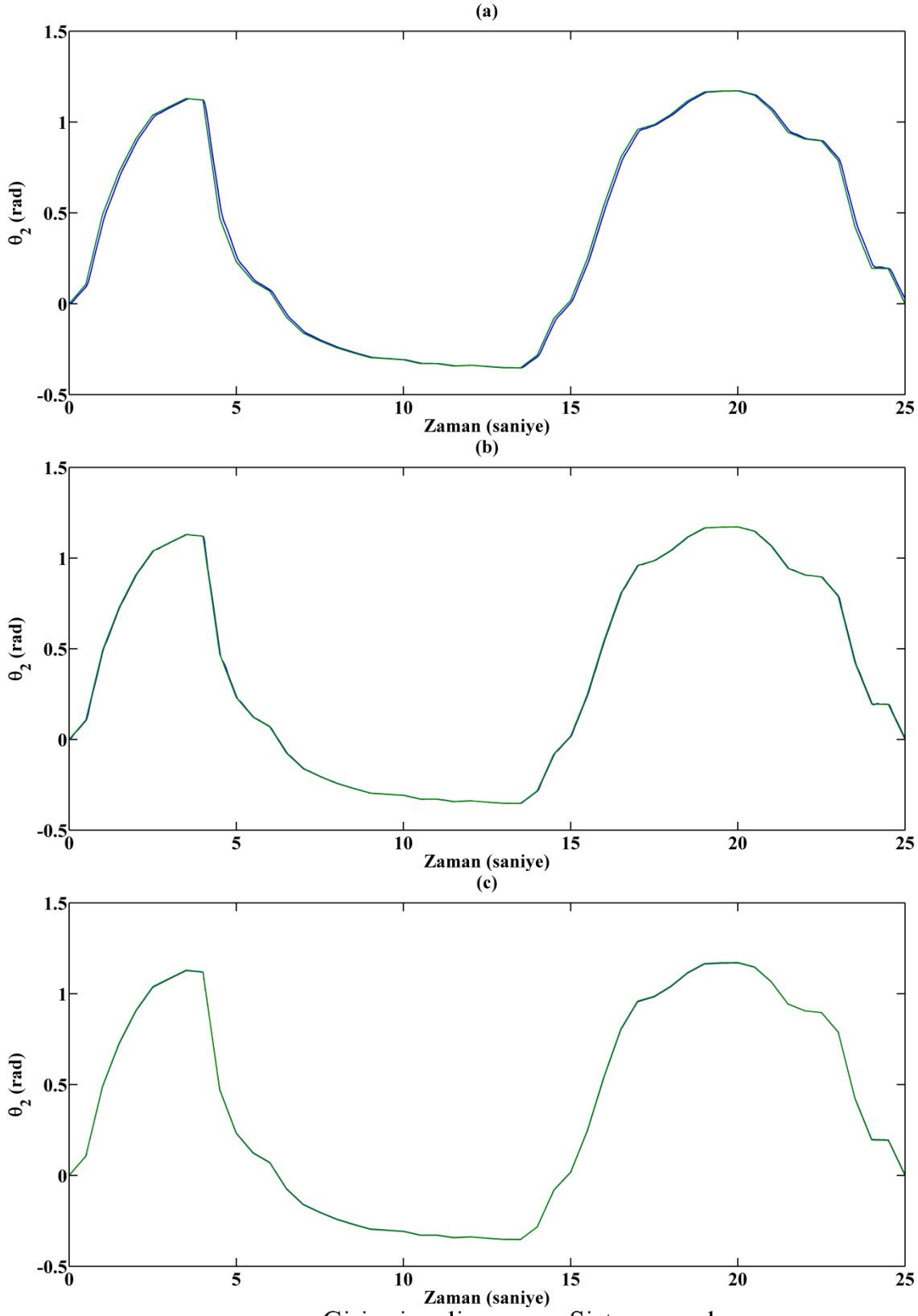
Fizyoterapist tarafından hastanın problemli uzvuna uygulanan terapötik egzersizler sensörler vasıtasıyla alınmıştır. 11 hastadan alınan bu açısal değişim verileri PID (Tune) ("a" harfi ile ifade edilmiştir.), PID (ZN) ("b" harfi ile ifade edilmiştir.) ve NNPID ("c" harfi ile ifade edilmiştir.)kontrolcülerinin performanslarını test etmek için kullanılmış ve sonuçlar Şekil 5.4 - 5-14'de verilmiştir.

Şekil 5.4'de sol dirseğinde kırık sonrası hareket kısıtlılığı olan 12 yaşındaki erkek hastanın sonuçları verilmiştir. Bu hasta için egzersiz 27,5 saniye boyunca sürmüştür. a şekli incelendiğinde; hareketin başından 10,5'uncu saniyeye kadar çıkışta kalıcı durum hatası gözlenmektedir. Hareketin yavaşlayıp daha sonra yön değiştirdiği aralıkta yani 18. saniyeye kadar kalıcı durum hatası sıfıra oldukça yakın fakat sıfır değildir. Ancak hareketin normal hızında seyrettiği 18. saniyeden hareket tamamlanana kadar yeniden kalıcı durum hatası gözlemlenmektedir. b şeklini incelediğimizde PID (ZN)'nin 0-10,5 ve 18-27,5'uncu normal hızlı hareket sırasındaki kalıcı durum hatasını azalttığı, teorik sistemde kabul edilebilir gibi gözükse de gerçek sisteme geçildiği zaman kabul edilemeyecek hataya sahip olduğu gözlemlenmektedir. PID (ZN) kontrolcünün çıkışındaki bu hataları sıfırlamak için kullanılan NNPID sisteminin çıkışının verildiği c şeklinden görüldüğü gibi kalıcı durum hatası 27,5 saniye boyunca sıfırlanmıştır.



Şekil 5.4 - Hasta - 1'in dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi

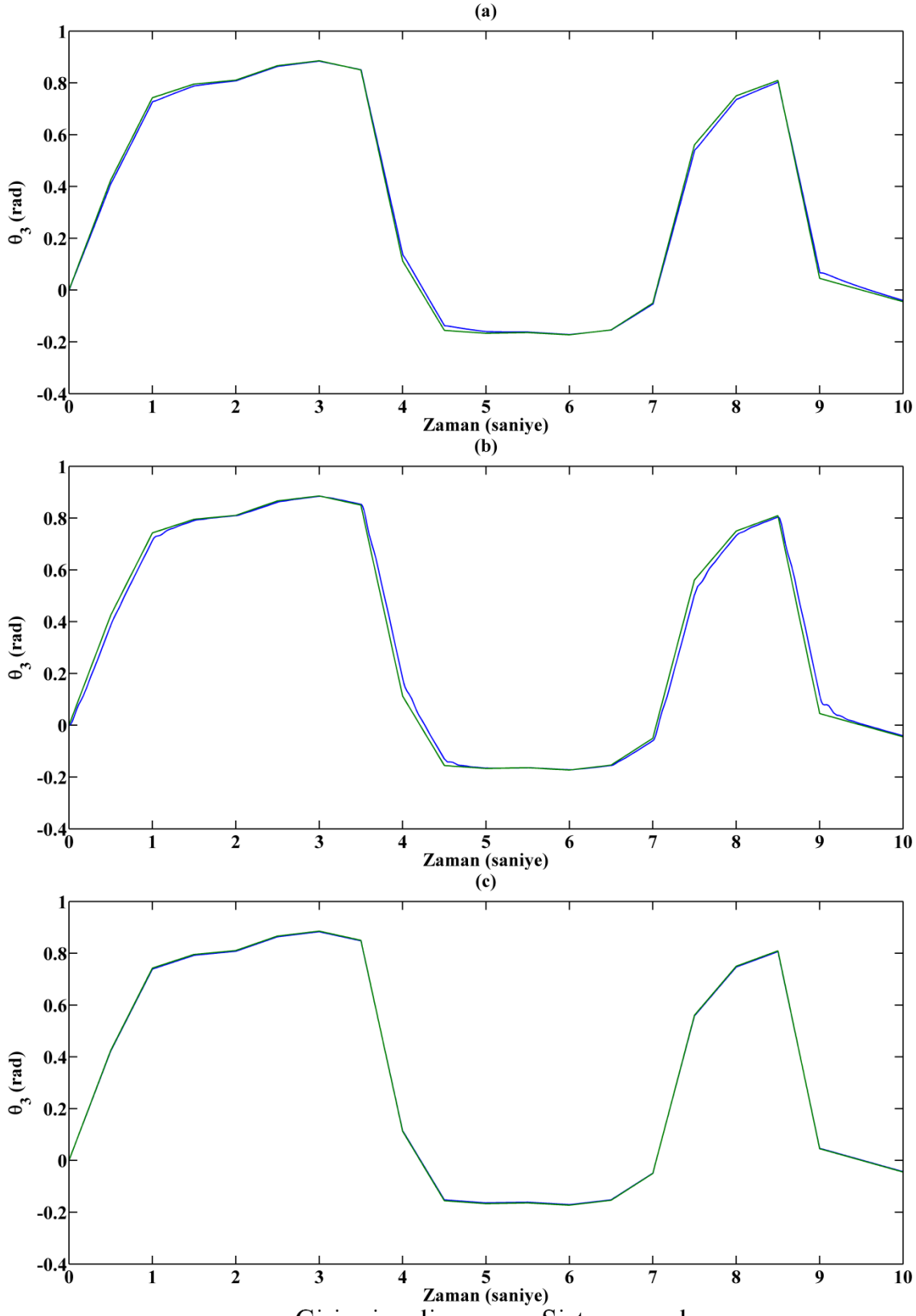
Şekil 5.5'de 65 yaşında ve sağ dirsek ekleminde hareket kısıtlılığı olan erkek hastanın kontrol sistemi test sonuçları verilmiştir ve hastanın terapi hareketi 25 sn sürmüştür. PID (Tune) kontrol yapısının sonucunu veren a şeklinde görüldüğü üzere, hareketin başından 3,5'uncu saniyeye kadar kontrol sistemi hareketi yüksek hata ile takip etmiştir. 3,5-4. saniyeler arasında hareket yavaşladığı zaman hata değeri düşmekte ancak sıfıra yaklaşmamaktadır. 4. saniye ile 8. saniyeler arasında görülebileceği gibi hareket hızı normal seviyeye yükseldiği zaman hata değeri yüksek seviyeye çıkmıştır. 8. saniyeden 25. saniyeye kadar hareketin yavaşladığı 8-13, 19-20,5 ve 22-22,5 saniyeleri haricinde hata yüksek seviyelerde kalmakta bu saniyelerde ise düşmekte ancak gerçek sistem için halen yüksek kalmaktadır. b şeklinde görüldüğü üzere 25 saniyelik hareket boyunca hareketin yavaşladığı yerlerde düşük geri kalan yerlerde yüksek kalıcı durum hatasına sahiptir buna ek olarak 4., 13,5., 20,5., 21,5 ve 22,5 ve 24. saniyelerde görüldüğü üzere PID (ZN) kontrol sistemi hareketteki yön ve hız değişimlerine adaptasyon konusunda yetersiz kalmaktadır. c şekli incelendiğinde NNPID kontrol sistemi PID (ZN) de oluşan kalıcı durum hatalarını sıfırlamış, yön ve hız değişimlerine adaptasyon konusunda yüksek performansa sahip olduğunu göstermiştir. Şekillerden de anlaşıldığı gibi NNPID kontrol sistemini dirsek ekleminin açısal değişimini izlemede diğer iki kontrol sistemine kıyasla en düşük hata ve en iyi adaptasyon performansına sahiptir.



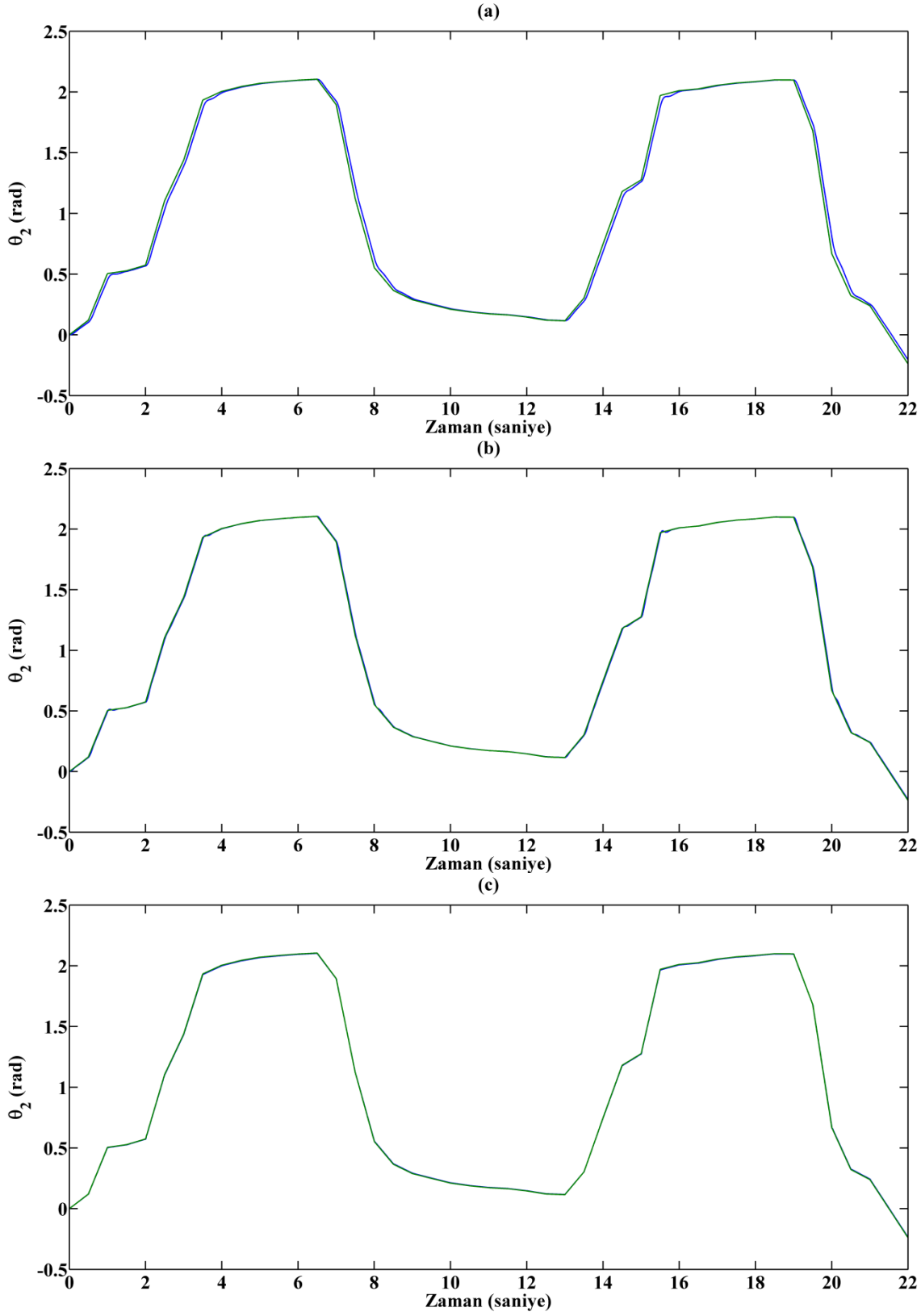
Şekil 5.5 - Hasta - 2'nin dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi

Önkolda oluşan kırık sonrası sağ bileğinde hareket kısıtlılığı olan 65 yaşındaki bayan hastanın 10 sn süren egzersizinin farklı kontrolcüler kullanılarak elde edilen sonuçları Şekil 5.6'da verilmiştir. a ve b şekilleri beraber incelendiğinde iki kontrolcünün de 0 ve 1. saniyeler arasında yüksek kalıcı durum hatasına sahip olduğu 1. saniyedeki hareket hız değişimine adapte olamadığı ve hata değerinin arttığı ve 2. saniyeye kadar hata değerinin yüksek kaldığı gözlemlenmektedir. 2-3.5. saniyeler arasında nispeten daha düşük kalıcı durum hatası gözlemlenmiştir ancak daha sonra bu hata değeri yükselmektedir. 4,5., 7,5. ve 9,5 uncu saniyelerde ise hareket hızındaki ve yönündeki değişimlere karşı adaptasyon performanslarının düşük olduğu görülmektedir. NNPID kontrol sisteminin kullanıldığı c şeklinde ise hareket hız ve yön değişimlerinin olduğu saniyelerdeki adaptasyonun iyi olduğu, 10 saniyelik hareket boyunca oluşan maksimum kalıcı durum hatasının sıfıra yakın ve kabul edilebilir olduğu gözlemlenmiştir.

Sağ dirseğinde hareket kısıtlılığı olan 16 yaşındaki erkek hastanın sonuçları ise Şekil 5.7'de verilmiştir. 22 saniye süren terapi egzersizi boyunca alınan verilerin kullanılmasıyla elde edilen sonuçlar incelendiğinde, a şeklinde PID (Tune) kontrolcünün hareketin 1,5-2., 4-6,5., 9-13., ve 16-19. saniyeleri arasında geri kalan kısma göre daha düşük hataya sahip olduğu gözlemlenmektedir. Geri kalan kısımdaki hata değerleri ve belirtilen aralıktaki hata değerleri nispeten düşük olsa bile bu sistem için yüksek hata değerleridir ve bu durum PID (Tune) kontrol yapısının kullanılamayacağının göstergesidir. b şekli incelendiğinde hareketin 1,5-2., 4-6,5., 9-13., ve 16-19. saniyeleri arasında kalıcı durum hatasının sıfıra yakın olduğu bu saniyeler arasında kalıcı durum hatasının nispeten büyük olduğu görülmüştür. Aynı zamanda 1., 2., 3,5., 6,5. ve 15,5. saniyelerdeki hareket yön ve hız değişimlerine adaptasyonda gecikme oluştuğu ve performansının iyi olmadığı görülmüştür. NNPID kontrol yapısının kullanıldığı c şeklinde, kontrol yapısının diğer iki kontrolcüye göre minimum hata değerine sahip olduğu ve adaptasyonda mükemmel performans sergilediği gözlemlenmektedir.



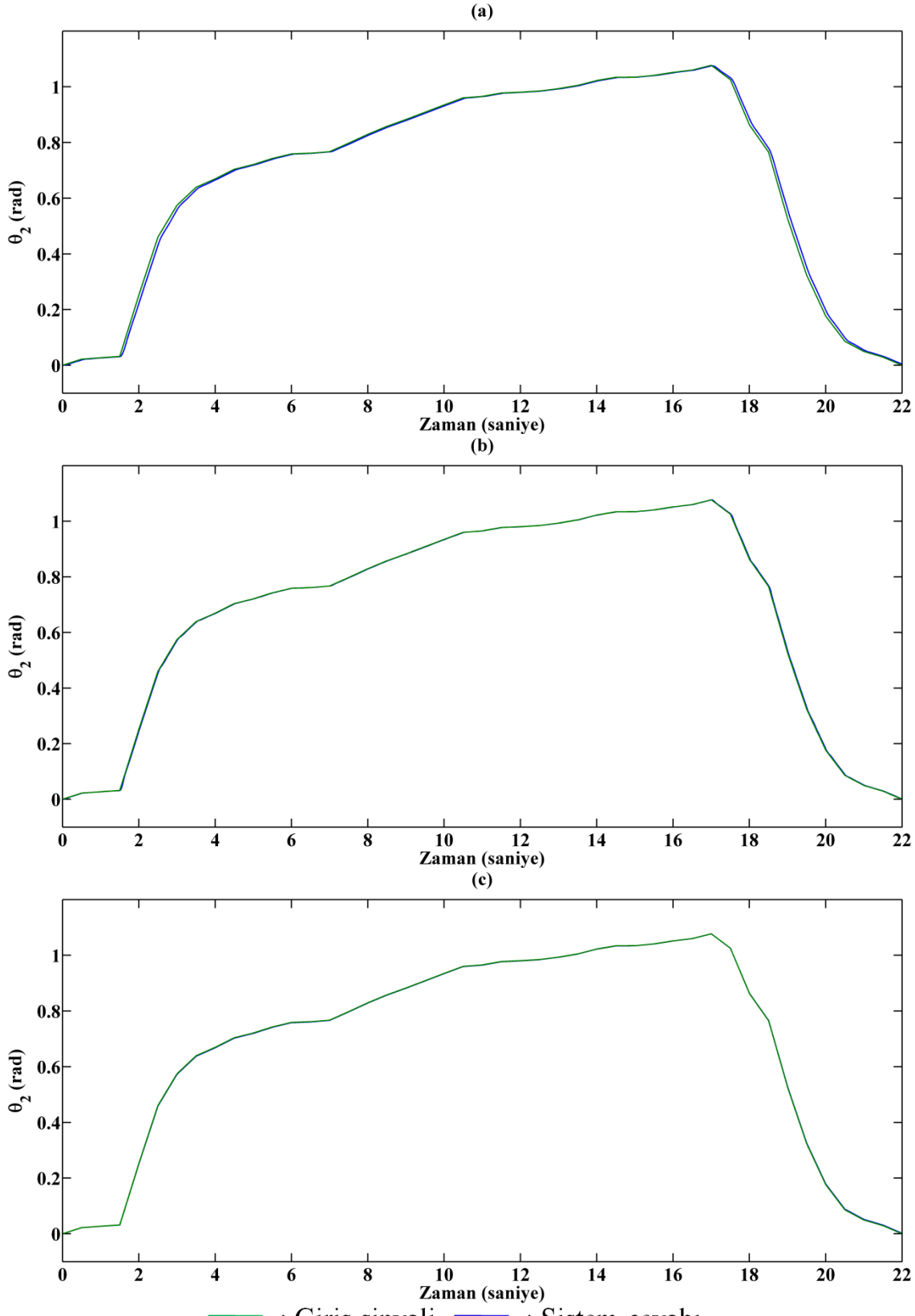
Şekil 5.6 - Hasta - 3'ün bilek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi



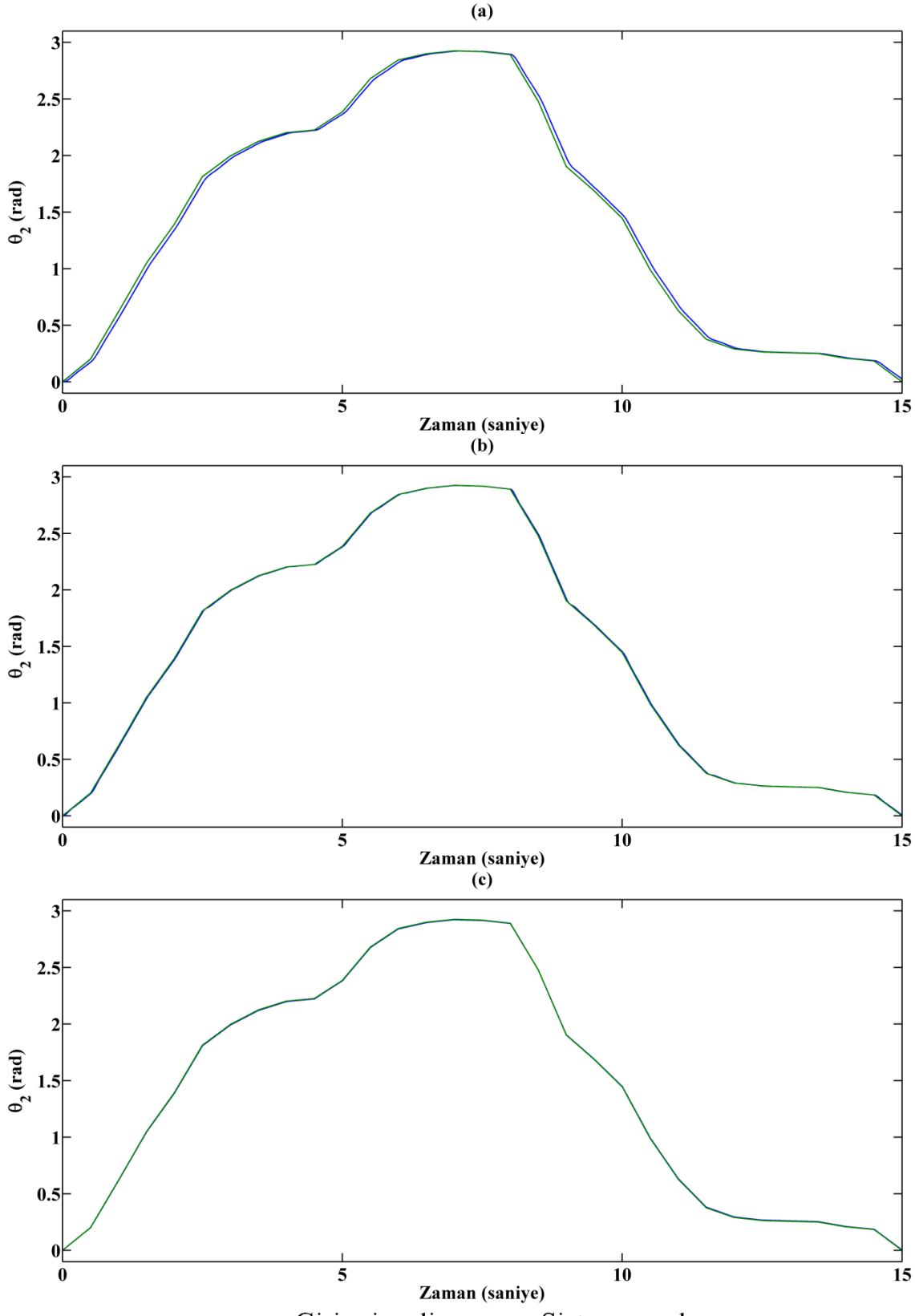
Şekil 5.7 - Hasta - 4'ün dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi

Şekil 5.8'de 34 yaşındaki ve geçirdiği iş kazası sonrası önkolunun bir kısmını ve elini kaybeden, protez uygulaması için sağ dirsek kısıtlılığı tedavisi gören erkek hasta için elde edilen sonuçlar verilmiştir. toplam 22 saniye süren tedavi süresince alınan verilere göre, a şeklinde kullanılan kontrol yapısı, 1,5-6., 7-10,5. ve 17-22. saniyeler arası yüksek hatalı çıkış vermiştir. Diğer bölgelerdeki hata değerleri de yok sayılamayacak düzeydedir. b şekli incelendiğinde PID (Tune)'a göre hatayı azalttığı görülmektedir, ancak halen kalıcı durum hatası mevcuttur. Aynı zamanda 1,5 ve 17,5. saniyelerde oluşan yerleşme gecikmeleri de beklentileri karşılamamaktadır. c şeklindeki NNPID kontrol sistemi incelendiğinde görülmektedir ki, 22 saniyelik hareketin tamamı boyunca kalıcı durum hatası sıfırlanmıştır ve yerleşme gecikmesi yaşanmamaktadır.

Sağ dirseğinde zorlanma sonrası hareket kısıtlılığı olan 19 yaşındaki erkek hastanın sonuçları Şekil 5.9'da verilmiştir. Bu hasta için egzersiz 15 saniye sürmektedir. a grafiği incelendiğinde egzersizin ilk 4 saniyesi yüksek kalıcı durum hatası bulunmaktadır. 4-4,5. saniyeler arasında hata nispeten azalmıştır. 4,5-6,5. saniyeler arasında hata tekrar eski yüksek değerine gelmiş, 6,5-8. saniyeler arasında yeniden azalmış, 8. saniyede kontrolcünün adaptasyondaki düşük performansı gözlemlenmektedir. 8. saniyeden 12. saniyeye kadar yüksek hata ile hareketi izlemeye çalışan kontrolcü, 12. saniye ile 14,5. saniyeler arasında düşük hata ile takip etmeye çalışmış, 14,5-15. saniyeler arasında yeniden yüksek hata ile çıkış vermiştir. b ve c grafikleri beraber incelendiği zaman PID (ZN) kontrolcünün, NNPID kontrolcüye göre hareket boyunca çok daha yüksek kalıcı durum hatası verdiği ve 0,5., 8. ve 14,5. saniyelerden de gözlemlenebildiği gibi hareket hız ve yön değişimlerine adaptasyonunda yetersiz kaldığı görülmektedir. Görüldüğü üzere NNPID kontrol sistemi bu tip eklem rahatsızlıklarına sahip hastalar için kullanılacak rehabilitasyon cihazın kontrolünde kullanılabileceği kanısına varılabilmektedir.



Şekil 5.8 - Hasta - 5'in dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi

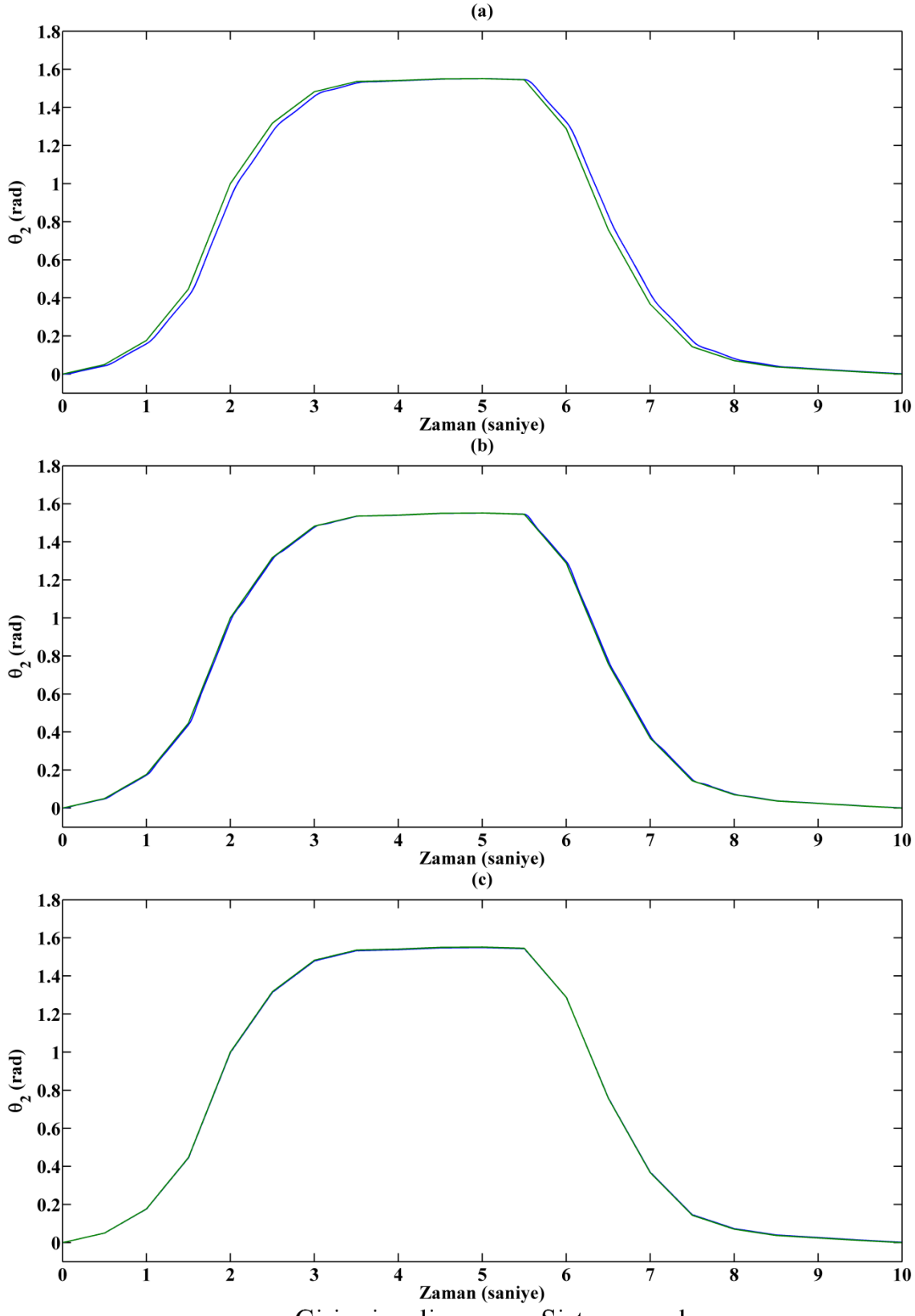


Şekil 5.9 - Hasta - 6'nın dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi

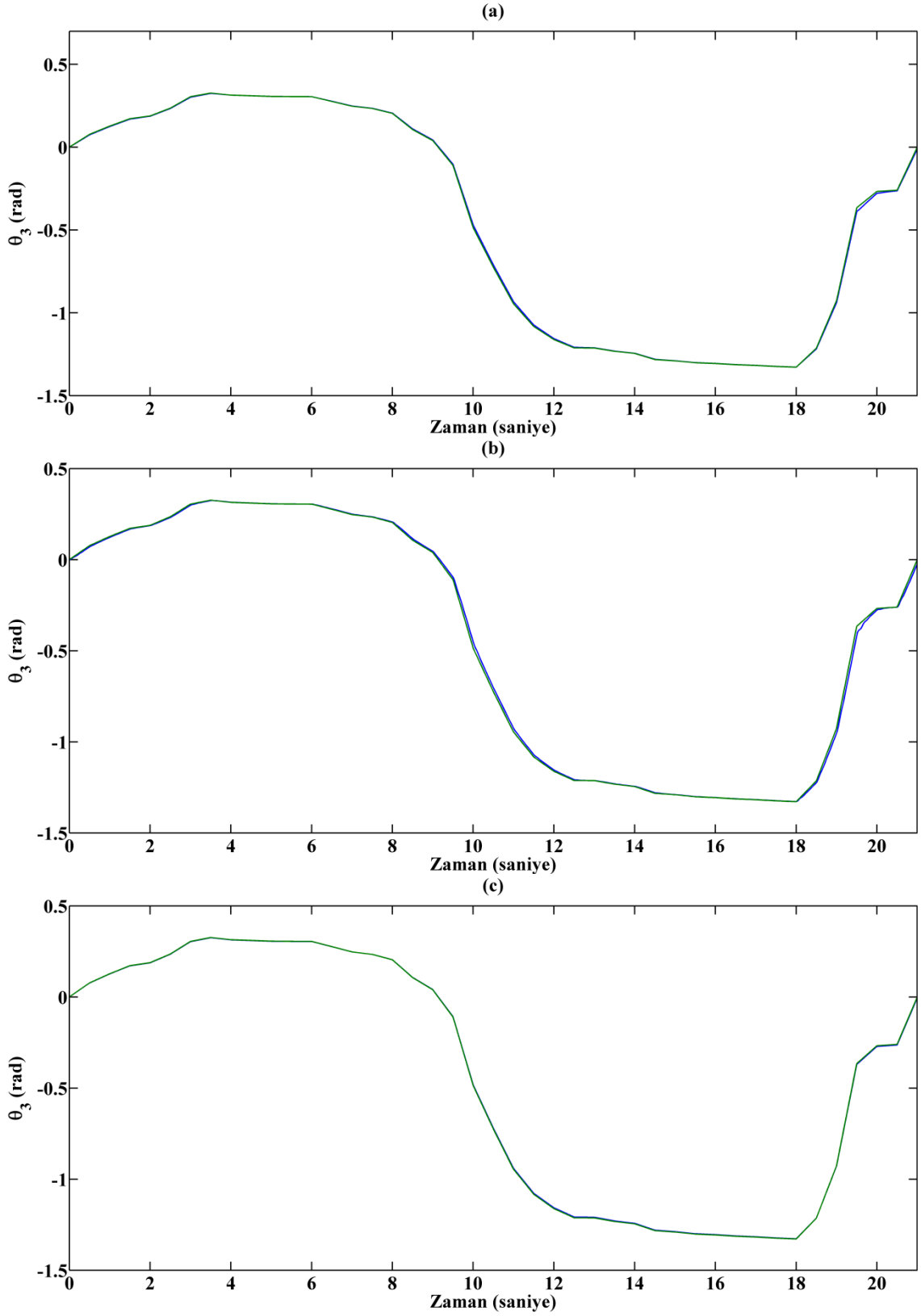
Egzersizi 10 saniye süren 61 yaşındaki erkek hastanın kısıtlı sağ dirsek sonuçları Şekil 5.10'da verilmiştir. PID (Tune) sonucunu veren a şeklini incelediğimizde, 3,5-5,5. ve 8,5-10. saniyeler arasında kalıcı durum hatasının diğer zamanlara nispeten az olduğu söylenebilmektedir. Kontrol yapısı diğer zamanlarda yüksek hatalı sonuçlar vermiştir. Belirtilen saniyeler arasındaki hata değerleri de, kontrol yapısının bu sistemde kullanıma uygun olmadığını göstermektedir. Diğer kontrol yapılarının simülasyon sonuçlarını veren b ve c şekilleri beraber incelendiğinde, PID (ZN)'nin kullanıldığı b şeklindeki minimum kalıcı durum hatası değerinin, NNPID'nin kullanıldığı c şeklindeki minimum kalıcı durum hatası değerinden yüksek olduğu gözlemlenmektedir. Ayrıca, b şeklindeki 1. ve 3. saniyeler arası, 5,5. saniye ve 5,5 ve 7,5. saniyeler arası incelendiğinde PID (ZN)'nin giriş sinyalini izlemekte ve ani değişimlere adaptasyonda yetersiz kaldığı görülmektedir.

Şekil 5.11'de egzersizi 21 saniye süren ve sol bileğinde hareket kısıtlılığı olan 61 yaşındaki erkek hastanın sonuçları verilmiştir. PID (Tune), PID (ZN) ve NNPID kontrol yapılarının simülasyonu sırasıyla a,b ve c şekillerinde incelendiği zaman. PID (Tune) ve PID (ZN) kontrol yapılarının, giriş sinyalini izlemede yetersiz kaldığı görülmektedir. Kontrolcüler özellikle 19,5 ve 20,5. saniyeler arasında görülebildiği gibi yüksek hatalı çıkışlar vermektedir. NNPID kontrol yapısının simülasyon sonuçlarının verildiği c şeklinde ise 21 saniye boyunca açısal değişim verisini izlemede yüksek performans sergilediği gözlemlenmiştir. Ayrıca NNPID kontrolcü diğer iki kontrolcünün, geri kalan zaman dilimlerine göre nispeten daha yüksek hataya sahip olduğu 19,5-20,5 aralığındaki sıfıra yakın hata değeriyle performansını ispat etmiştir.

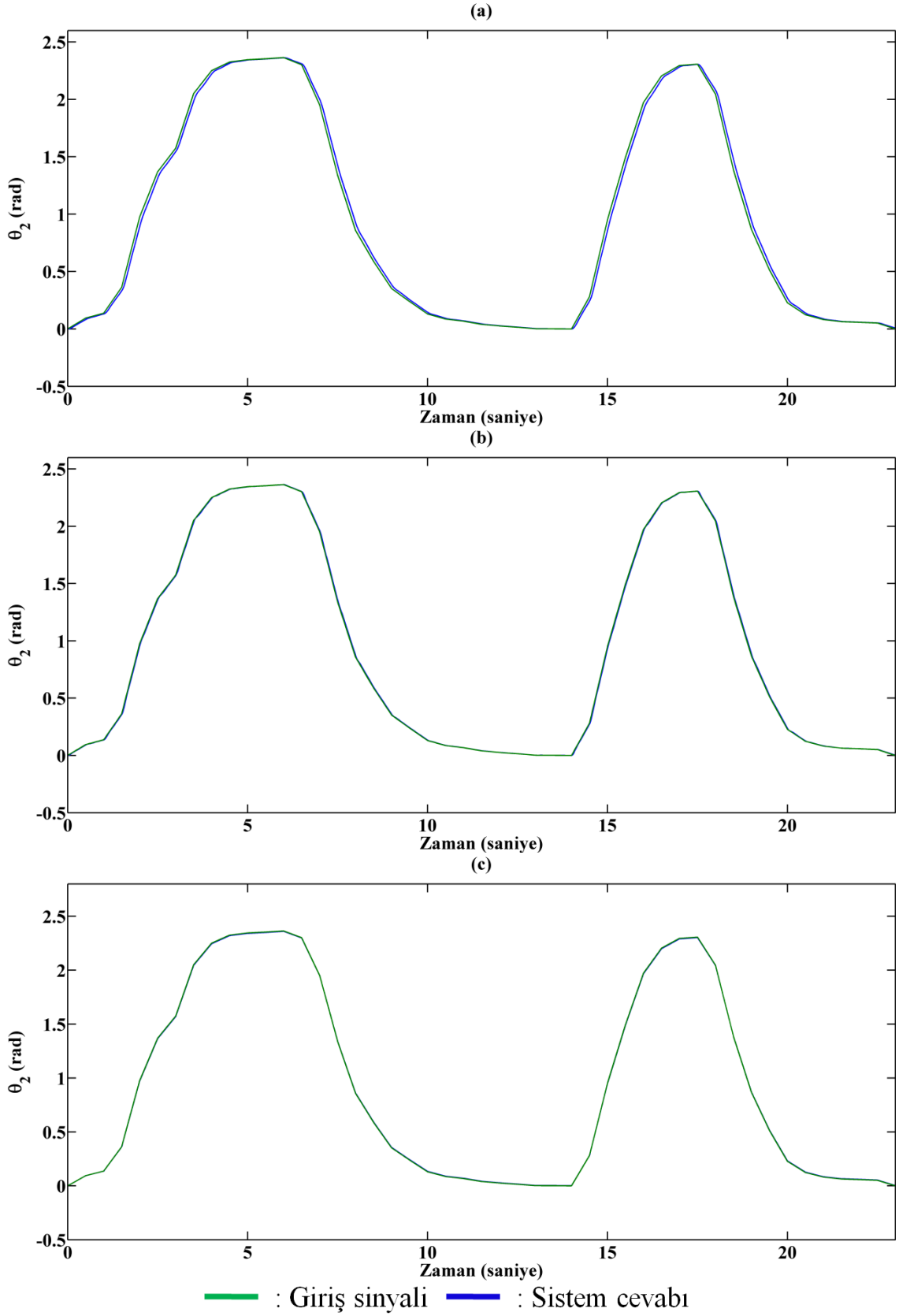
Şekil 5.12'de kırık sonrası sağ dirseğinde kısıtlılık oluşan 19 yaşındaki erkek hastanın sonuçları verilmiştir. Hastanın egzersizi 23 saniye sürmüştür. a şekli incelendiğinde, PID (Tune) kontrolcü, hareketin açısal hızının yavaşladığı 4,5-6., 10,5-14., 17-17,5. ve 21-22,5. saniye aralıklarında diğer zaman aralıklarına kıyasla daha düşük kalıcı durum hatası sergilemiştir. b şekline geçildiğinde ise tüm egzersiz boyunca PID (Tune)'dan daha düşük kalıcı durum hatası sergilediği görülmektedir, ancak bu kalıcı durum hatası halen istenen düzeye gelmemiştir. NNPID kontrol sistemi simülasyon sonucu olan c şeklinde görüldüğü gibi 23 saniye boyunca çıkış sinyalindeki hata istenen düzeyde ve düşüktür. Şekillerden de görüldüğü üzere, bilek ve dirsek eklemleri için yapay sinir ağı tabanlı PID kontrol sistemi diğer kontrolcülere kıyasla en düşük kalıcı durum hatasına ve en iyi adaptasyon performansına sahiptir.



Şekil 5.10 - Hasta - 7'nin dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi



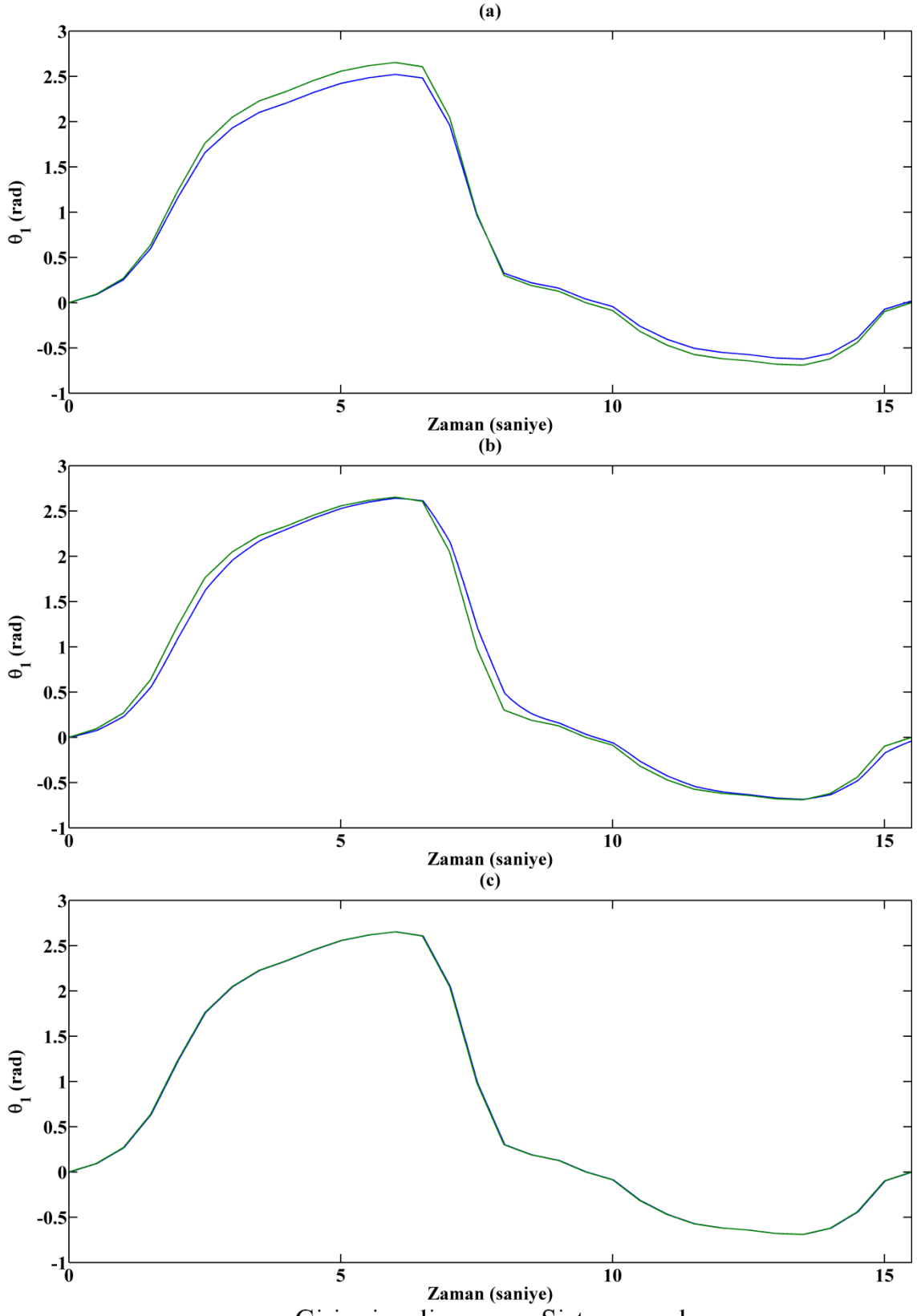
Şekil 5.11 - Hasta - 8'in bilek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi



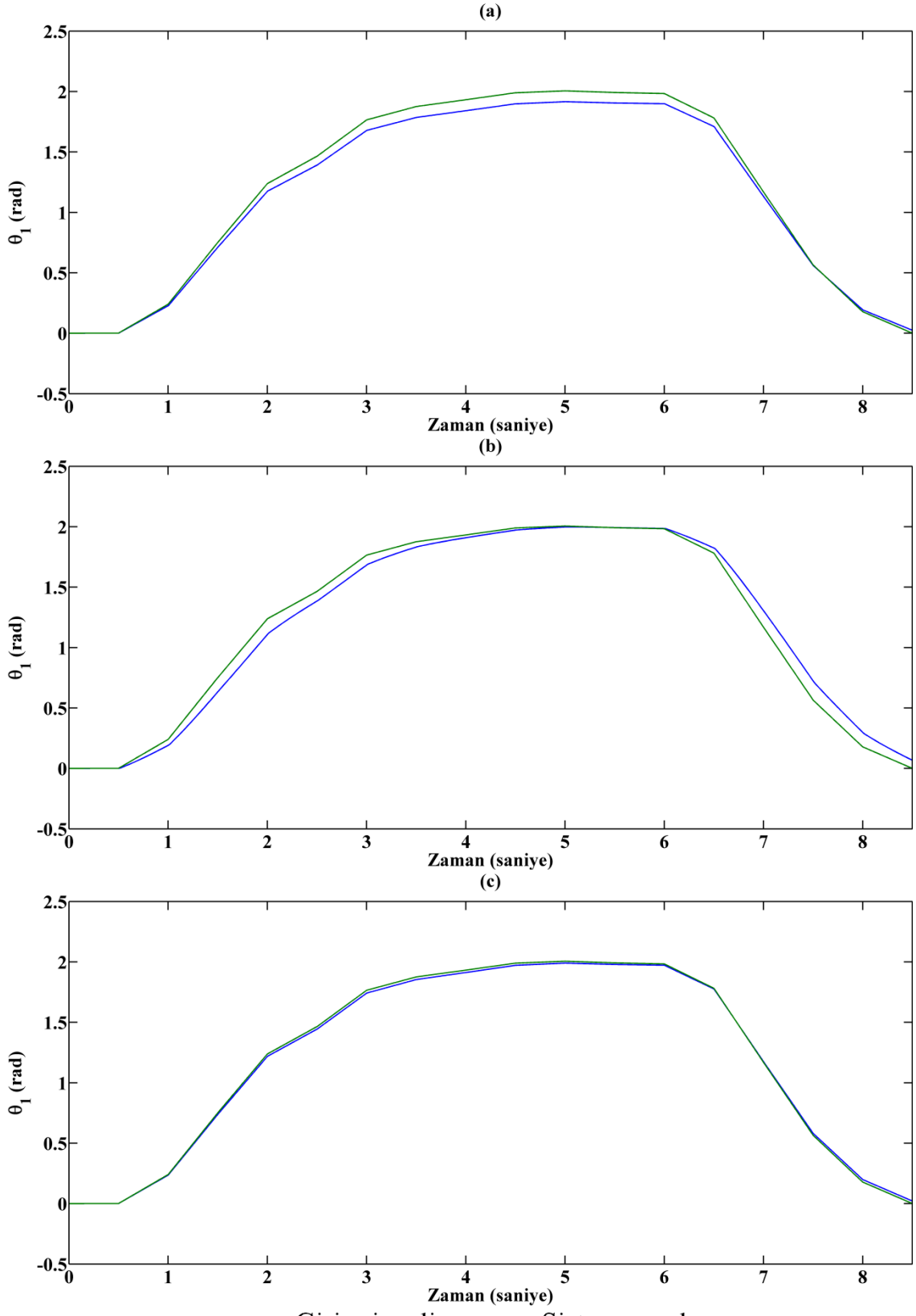
Şekil 5.12 - Hasta - 9'un dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi

Şekil 5.13'de sağ omzunda hareket kısıtlılığı olan 61 yaşındaki erkek hastanın kontrol sistemi simülasyon sonuçları verilmiştir. Bu hastanın egzersizi 15,5 saniye sürmüştür. a şekli incelendiğinde hareketin başından 0,5. saniyeye kadar olan kısmında ve 7 ile 8. saniyeler arasında diğer zamanlara göre düşük hata payına sahip olduğu ve yüksek hataya sahip diğer kısımlarla karşılaştırıldığında, düşük hatalı kısımların hareket hızının yavaşladığı ve açısal ivmenin sıfıra yaklaştığı kısımlar olduğu görülmektedir. Bu gözlem PID (Tune) yapısının eksiklerini ortaya sermektedir. b şekli incelendiğinde PID (ZN)'nin de PID (Tune) gibi giriş sinyalini yakalamakta başarısız olduğu görülmüştür ancak maksimum hata değeri PID (Tune)'a göre daha düşüktür. NNPID kontrol simülasyonuna geçildiğinde ise 15,5 saniye süren hareket boyunca hata değerinin diğer kontrolcülere göre çok daha düşük olduğu, giriş sinyalini takipte yüksek performans sergilediği kanısına ulaşılmıştır.

Şekil 5.14'de terapi egzersizi 8,5 saniye süren, kırık sonrası sol omzunda kısıtlılık oluşan 62 yaşındaki kadın hastanın sonuçları verilmiştir. a şeklinde bulunan PID (Tune) simülasyonunda hareket hızının çok düşük olduğu ilk yarım saniyelik kısmında ve 7,5. saniye etrafında hata değeri düşük ancak halen kabul edilemez düzeyde çıkış verdiği ve bunun dışında bu tarz sistemler için oldukça yüksek hataya sahip çıkış sağladığı görülmektedir. PID (ZN) kontrolcünün olduğu b şekline geçildiğinde hareket boyunca oluşan maksimum hatanın, PID (Tune)'a göre daha düşük olduğu ancak hareketin ilk yarım saniyelik kısmında ve 5 ile 6. saniyeler arası dışında halen çok yüksek hataya sahip olduğu görülmektedir. Belirtilen saniyeler arasındaki hata değerlerinin düşüklüğü bu kontrolcünün de kullanılması için yeterli değildir. c şeklindeki NNPID kontrol organı ise hareket boyunca diğer iki kontrolcüye kıyasla açısal değişimi izlemede çok yüksek performans sergilemektedir. Şekillerden de görüldüğü üzere NNPID kontrol yapısı omuz eklemi içinde diğer kontrolcülere kıyasla açısal değişimi takip etmede en iyi sonucu vermektedir.



Şekil 5.13 - Hasta - 10'un omuz eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi



Şekil 5.14 - Hasta - 11'in omuz eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi

Simülasyon sonuçları ve tablolar incelendiğinde, birçok farklı hasta ve farklı eklemlerin açısal değişiminin giriş sinyali olarak verildiği simülasyonlarda açısal değişimin takibinde, PID (ZN), PID (Tune)'dan daha iyi sonuçlar vermektedir. Bu yüzden PID (Tune) bu tarz sistemlerde kullanılmaya uygun değildir. Ancak PID (ZN) PID (Tune)'a göre daha iyi sonuç vermesine rağmen kalıcı durum hatasına sahiptir ve adaptasyonda kötü performansa sahiptir. Bu iki kontrolcüde açısal hızın düştüğü ve ivmenin sıfıra yaklaştığı noktalar haricinde yüksek hatalı çıkışlar vermiştir. PID (ZN)'nin sahip olduğu kalıcı durum hatasını azaltmak için, yapay sinir ağı yapısı PID (ZN)'ye eklenmiştir. NNPID kontrol yapısının sonuçları incelendiğinde ise, NNPID'nin değişimlere adapte olmada diğer kontrolcülere kıyasla en iyi olduğu ve kalıcı durum hatasını önemli derecede azalttığı gözlemlenmektedir. Bu yüzden önerilen NNPID kontrol sistemi, omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin rehabilitasyonunda kullanılacak olan hastalara yarımcı rehabilitasyon cihazlarının kontrolü için uygun bir kontrol sistemidir.

5.3 İrdeleme

Bu çalışmada, farklı rahatsızlıklara ve farklı fiziksel özelliklere sahip 11 hastadan alınan verilere göre kontrol organları dizayn edilmiştir. Deneysel ve simülasyon sonuçlarına göre, omuz, dirsek ve bilek eklemlerinde açısal yörünge değişimlerine en iyi adapte olabilen ve en az sürekli rejim hatası veren yapı NNPID kontrol sistemi olmuştur. YSA'ların öğrenebilme kabiliyeti ve genelleme yapabilme özelliklerinden dolayı tercih edilmiş ve PID kontrol organına eklenmiştir. Bu geliştirilen kontrol yapısı, sürekli rejim hatasını önemli oranda azaltmıştır. Bu nedenle bu tür rahatsızlığa sahip hastaların pasif egzersiz hareketlerinin tedavilerinde kullanılacak kontrolcü yapısıdır.

KAYNAKÇA

1. Oğuz, H., Dursun, E., Dursun, N., 2004. Tıbbi rehabilitasyon. Nobel Tıp Kitabevleri, 1,491.
2. DeLisa, J. A., Gans, B. M., 2007. Fiziksel tıp ve rehabilitasyon: ilkeler ve uygulamalar. Güneş Tıp Kitabevleri, 12-16.
3. Zhou, H., Hu, H., 2008. Human motion tracking for rehabilitation—A survey. **Biomedical Signal Processing and Control, 3:** (1): 1-18.
4. Huiyu, Z., Huosheng, H., Inertial motion tracking of human arm movements in stroke rehabilitation, 1306-1311 Vol. 3. *Mechatronics and Automation, 2005 IEEE International Conference.* 2005.
5. Huiyu, Z., Huosheng, H., Kinematic model aided inertial motion tracking of human upper limb, 6 pp. *Information Acquisition, 2005 IEEE International Conference on.* 27 June-3 July 2005.
6. Zhou, H., Hu, H., Harris, N. D., Wearable inertial sensors for arm motion tracking in home-based rehabilitation, 930-937. *IAS.*
7. Zhou, H., Hu, H., 2007. Inertial sensors for motion detection of human upper limbs. **Sensor Review, 27:** (2): 151-158.
8. Zhou, H., Hu, H., 2007. Upper limb motion estimation from inertial measurements. **International Journal of Information Technology, 13:** (1): 1-14.
9. Rasyid, H. N., Mengko, T. R., Soegijoko, S., Pramudito, J. T., Design and realization of personal computer-based continuous passive motion device to prevent shoulder joint stiffness, 573-576 vol.1. *Circuits and Systems, 2004. Proceedings. The 2004 IEEE Asia-Pacific Conference on.* 6-9 Dec. 2004.
10. Mihelj, M., Nef, T., Riener, R., 2007. A novel paradigm for patient-cooperative control of upper-limb rehabilitation robots. **Advanced Robotics, 21:** (8): 843-867.
11. Birch, B., Haslam, E., Heerah, I., Dechev, N., Park, E. J., Design of a continuous passive and active motion device for hand rehabilitation, 4306-4309. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE.* 20-25 Aug. 2008.

12. Saputra, M., Iskandar, A., Development of automatic Continuous Passive Motion therapeutic system, 376-379. *Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering (ICICI-BME), 2011 2nd International Conference on.* 8-9 Nov. 2011.
13. Dong, S., Lu, K.-Q., Sun, J. Q., Rudolph, K., 2006. A prototype rehabilitation device with variable resistance and joint motion control. **Medical Engineering & Physics, 28:** (4): 348-355.
14. Hassani, W., Mohammed, S., Rifaï, H., Amirat, Y., 2014. Powered orthosis for lower limb movements assistance and rehabilitation. **Control Engineering Practice, 26:** 245-253.
15. Zhang, F., Li, P., Hou, Z.-G., Lu, Z., Chen, Y., Li, Q., Tan, M., 2012. sEMG-based continuous estimation of joint angles of human legs by using BP neural network. **Neurocomputing, 78:** (1): 139-148.
16. Jamwal, P. K., Xie, S., Aw, K. C., 2009. Kinematic design optimization of a parallel ankle rehabilitation robot using modified genetic algorithm. **Robotics and Autonomous Systems, 57:** (10): 1018-1027.
17. Wang, W., Hou, Z.-G., Tong, L., Zhang, F., Chen, Y., Tan, M., 2014. A novel leg orthosis for lower limb rehabilitation robots of the sitting/lying type. **Mechanism and Machine Theory, 74:** 337-353.
18. Lee, K.-M., Guo, J., 2010. Kinematic and dynamic analysis of an anatomically based knee joint. **Journal of Biomechanics, 43:** (7): 1231-1236.
19. Chua, M. C., Hyngstrom, A. S., Ng, A. V., Schmit, B. D., 2014. Relative changes in ankle and hip control during bilateral joint movements in persons with multiple sclerosis. **Clinical Neurophysiology, 125:** (6): 1192-1201.
20. Yildirim, Ş., Eski, İ., Polat, Y., 2012. Design of adaptive neural predictor for failure analysis on hip and knee joints of humans. **Neural Computing and Applications, 23:** (1): 73-87.
21. Stroeve, S., 1999. Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm I. Posture control. **Biological Cybernetics, 81:** (5): 475-494.
22. Milner, T. E., 2002. Adaptation to destabilizing dynamics by means of muscle cocontraction. **Experimental Brain Research, 143:** (4): 406-416.

23. Morita, S., Kondo, T., Ito, K., Estimation of forearm movement from EMG signal and application to prosthetic hand control, 3692-3697 vol.4. *Robotics and Automation, 2001. Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on.* 2001.

24. Kuchenbecker, K. J., Park, J. G., Niemeyer, G., Characterizing the human wrist for improved haptic interaction, 591-598. *ASME 2003 International Mechanical Engineering Congress and Exposition.*

25. Hogan, N., Controlling impedance at the man/machine interface, 1626-1631 vol.3. *Robotics and Automation, 1989. Proceedings., 1989 IEEE International Conference on.* 14-19 May 1989.

26. Frolov, A. A., Prokopenko, R., Dufosse, M., Ouezdou, F. B., 2006. Adjustment of the human arm viscoelastic properties to the direction of reaching. **Biological cybernetics, 94:** (2): 97-109.

27. Xsens, 2016. Mtw Leaflet. (Web Sayfası: https://www.xsens.com/wp-content/uploads/2013/11/mtw-leaflet.pdf), (Erişim Tarihi: Temmuz 2016).

28. Costea, C., Silaghi, H., Gergely, E., Husi, G., Coroiu, L., Nagy, Z., Approach of PID controller tuning for ball mill, 1-4. *Fundamentals of Electrical Engineering (ISFEE), 2014 International Symposium on.*

29. Eski, İ., Temürlenk, A., 2013. Design of neural network-based control systems for active steering system. **Nonlinear Dynamics, 73:** (3): 1443-1454.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı	: Ahmet KIRNAP
Doğum Tarihi ve Yeri	: 4 Ocak 1991, Trabzon
E mail	: ahmetkirnap@erciyes.edu.tr
Yazışma Adresi	: Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Mekatronik Mühendisliği Bölümü Kayseri

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Lisans	E. Ü. Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü (Çift Anadal)	2014
Lisans	E. Ü. Mühendislik Fakültesi, Mekatronik Mühendisliği Bölümü	2013
Lise	Sami Yangın Anadolu Lisesi, Kayseri	2009

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2013-Halen	Erciyes Üniversitesi Eğitim Fakültesi	Araştırma Görevlisi