

T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJELERİ
KOORDİNASYON BİRİMİ



**UZUV İŞLEV BOZUKLUĞU OLAN HASTA İÇİN FİZYOTERAPİST
TARAFINDAN UYGULANAN EGZERSİZ HAREKETLERİNİN
MODELLENMESİ VE BU MODEL VASITASI İLE ÖĞRENEBİLEN
ZEKİ KONTROLCÜ TASARIMI**

Proje No: FBA-2014-5332

Normal Araştırma Projesi

SONUÇ RAPORU

Proje Yürütücüsü:

Doç. Dr. İkbâl ESKİ
Mühendislik Fakültesi, Mekatronik Müh. Bölümü

Araştırmacılar:

Prof. Dr. Mehmet KIRNAP
Tıp Fakültesi, Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı
Arş. Gör. Ahmet KIRNAP
Mühendislik Fakültesi, Mekatronik Müh. Bölümü

Bu proje çalışması, Proje No: FBA-2014-5332 nolu proje olarak Erciyes
Üniversitesi BAP Birimi tarafından desteklenmiştir.

Kasım 2017

KAYSERİ

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ	3
2. LİTERATÜR ÖZETİ	4
3. İNSAN ÜST EKSTREMİTESİNİN DİNAMİK MODELİ	11
4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	15
5. KONTROLCÜ TASARIMI	19
6. TARTIŞMA VE SONUÇLAR	24
KAYNAKLAR	40

UZUV İŞLEV BOZUKLUĞU OLAN HASTA İÇİN FİZYOTERAPİST TARAFINDAN UYGULANAN EGZERSİZ HAREKETLERİNİN MODELLENMESİ VE BU MODEL VASITASI İLE ÖĞRENEBİLEN ZEKİ KONTROLCÜ TASARIMI

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 eklem hareketliliğinin tamamını veya bir kısmını geri kazanması için uygulanmaktadır. Bu uygulamalı projede: fizyoterapistlere yardımcı ve pasif hareketleri sürekli tekrar edebilen mekatronik sistem için zeki kontrolcü dizayn edilmiştir. Kontrol organını dizayn etmek için, ilk aşamada omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin esneme - germe terapileri sırasında sensörler kullanılarak açısal yer değiştirme parametreleri elde edilmiştir. İkinci aşamada omuz, dirsek ve bilek eklemleri için matematiksel modeller elde edilmiştir. Üçüncü aşamada, omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin açısal yer değiştirme yörüngelerinin takibi için üç farklı kontrol organı seçilmiştir. 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: İnsan eklemleri, Pasif terapötik egzersizler, PID kontrol, yapay sinir ağıları.

MODELING OF EXERCISE MOVEMENTS APPLIED BY PHYSIOTHERAPISTS FOR A PATIENT WITH LIMB DYSFUNCTION AND DESIGN OF LEARNING INTELLIGENT CONTROLLER

ABSTRACT

Passive exercises are implemented as a treatment for people who have movement limitation at joints due to any reason. These exercises are generally first treatment method for most of the limitations and applying for recovering all or a part of movement functionality. In this experimental work, an intelligent controller designed for a mechatronic system that supporting physiotherapists and capable of constantly repeating the passive therapy movements. For designing controller, at first part, real angular displacement parameters during flexion-extension therapy of shoulder, elbow and wrist joints were obtained by means of sensors. At second part, mathematical models were obtained for shoulder, elbow and wrist joints. At third part, three control structures were selected for tracking shoulder, elbow and wrist angle trajectories. 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, Human joints, Passive therapeutic exercises, PID control.

1. 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 artırılması 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 ağırlık sınırına kadar tekrarlama gerekmektedir. Pasif egzersizler bu konuda uzman kişiler, fizyoterapistler tarafından yapılmaktadır.

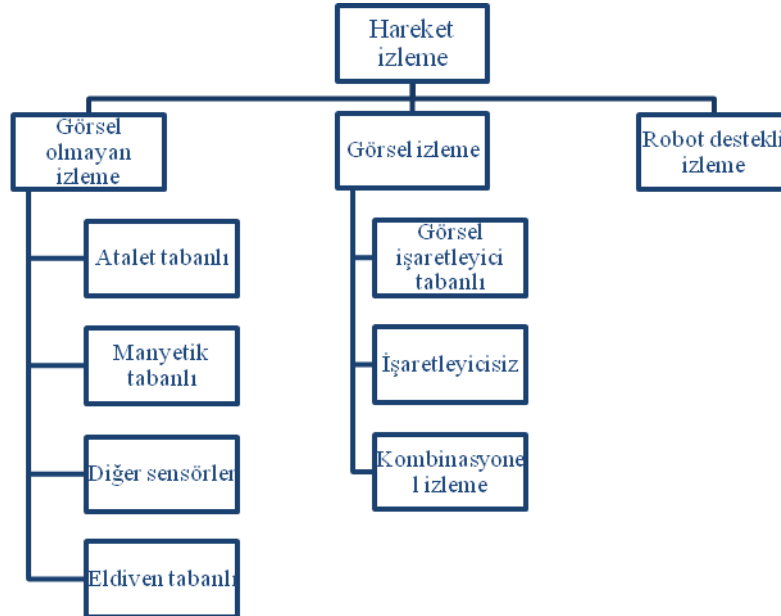
Tedavi maliyetinin yüksek olması, ayrıca fizyoterapistlerin pasif egzersizleri her hastaya yaptırmak zorunda olması ve aynı zamanda tedavinin her aşamasında hastanın yanında olmasının gerekmesi ciddi bir zaman kaybıdır. Tüm bu nedenlerden dolayı, fizyoterapistin pasif terapi egzersizleri sırasındaki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

2. LİTERATÜR ÖZETİ

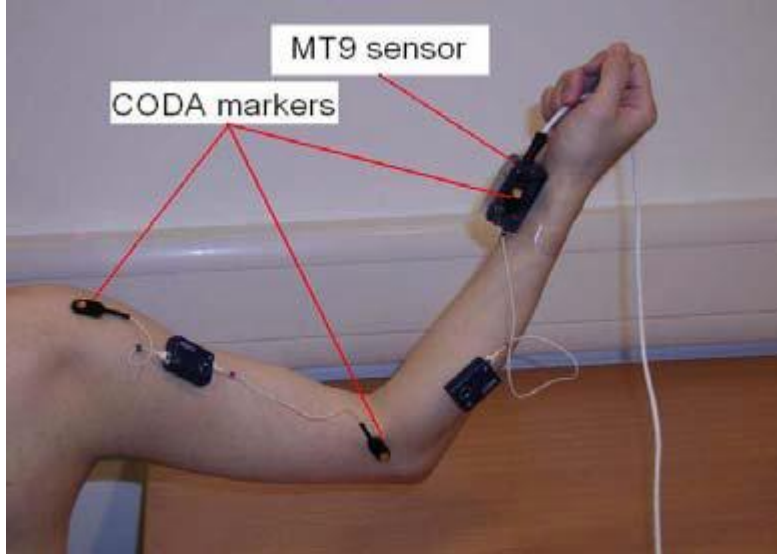
2.1. Hareket Algılama

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.

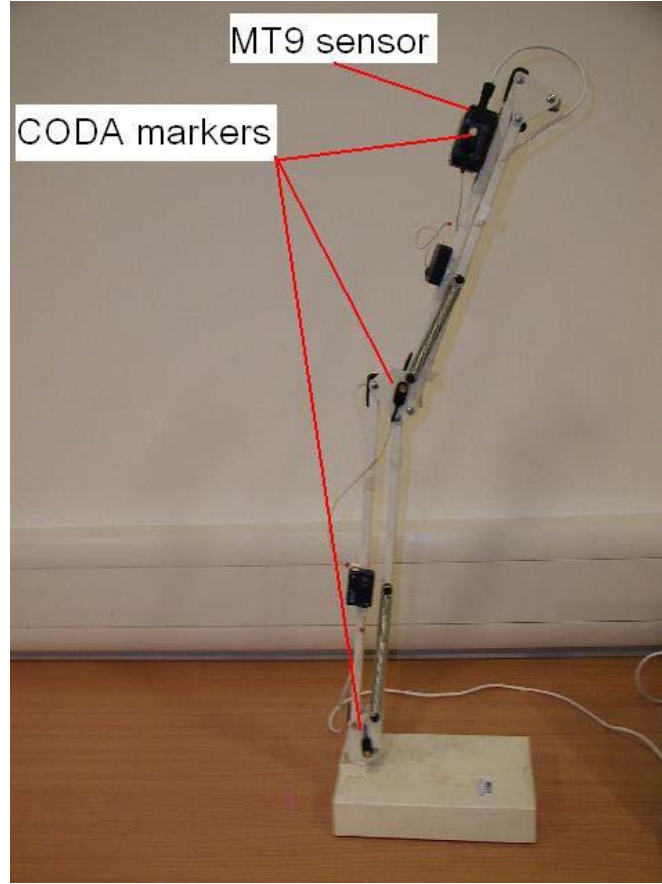
Zhou ve arkadaşları çalışmalarında insan hareket algılaması ve rehabilitasyon amaçlı hareket algılama üzerinedir ve bu konuda birçok hareket algılama metodunu test etmişlerdir. İnsan hareket algılamada kullanılabilecek metotlar Şekil 2.1'de verilmiştir. Çalışmalarında CODA, Qualysis gibi hareket izleme metotlarından elde ettikleri verileri birbirleriyle karşılaştırmışlardır. Bu karşılaştırma ve çalışmalardan bazıları Şekil 2.2 - 2.4'de verilmiştir. Yaptıkları karşılaştırmalar atalet sensörlerinin hareket algılamada en kolay kullanılabilen ve yüksek doğruluğa sahip veri sağladığını doğrulamışlardır [1-6]



Şekil 2.1 - Hareket algılama metodları



Şekil 2.2 - CODA ile MT9 atalet sensörünün insan kolundaki yerleşimi



Şekil 2.3 - CODA ile MT9 atalet sensörünün mekanik sistem üzerine yerleştirilmesi

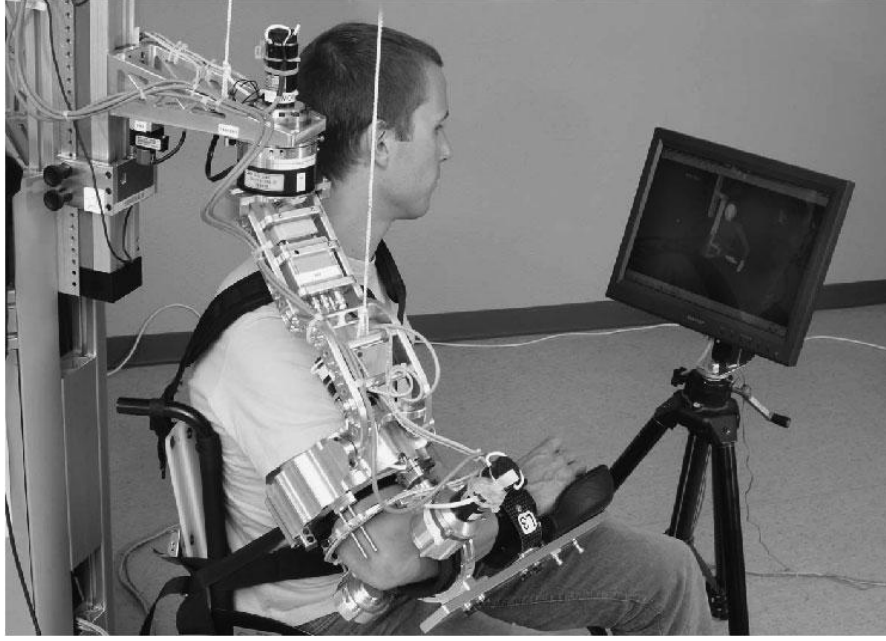


Şekil 2.4 - Atalet sensörlerinin yerleşimi

2.2. Pasif ve Aktif Rehabilitasyon Cihazları

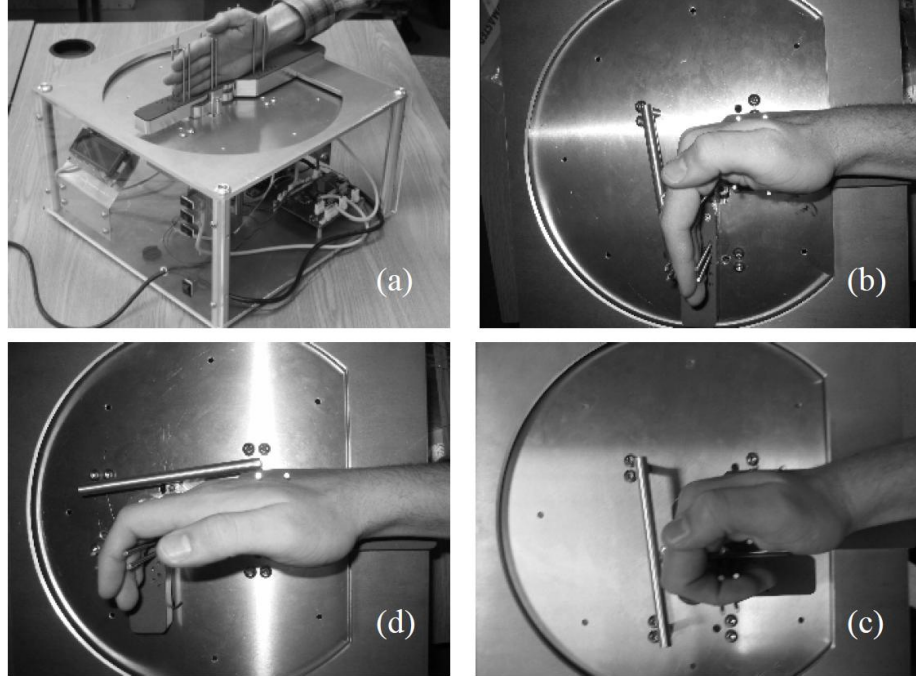
Pasif ve aktif rehabilitasyon hareketlerini hastalara yaptırabilmeleri için günümüze kadar yapılan mekanizmalardan bazıları şunlardır.

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 [7]. Mihelj ve arkadaşları üst ekstremitte rehabilitasyon robotu için yeni hasta işbirlikçi kontrol stratejisi geliştirmişlerdir. Çalışmalarında exoskeleton robotu olan ARMin robotunu kullanmışlardır. ARMin prototip robotu Şekil 2.5'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 yörüngeyi 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 [8].



Şekil 2.5 - 4 aktif serbestlikli ARMin prototip omuz ve dirsek destek robotu

Birch ve arkadaşları Şekil 2.6'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 [9]. 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 [10]. Dong ve arkadaşları Şekil 2.7'de görülen insan mafsalları 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 [11].



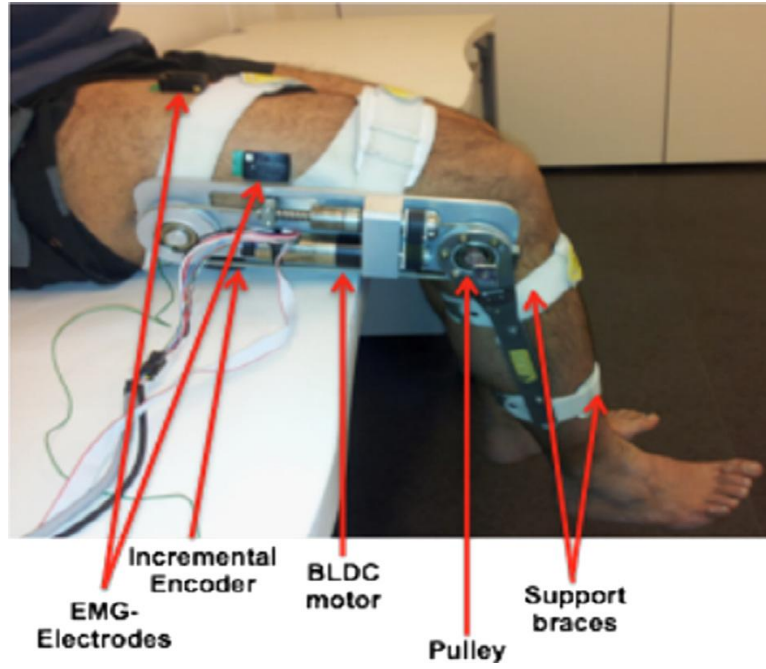
Şekil 2.6 - El rehabilitasyon cihazı a) başlangıç pozisyonu b) MCP'de intrinsek kası pozitif c) yumruk d)PIP'de intrinsek kası negatif



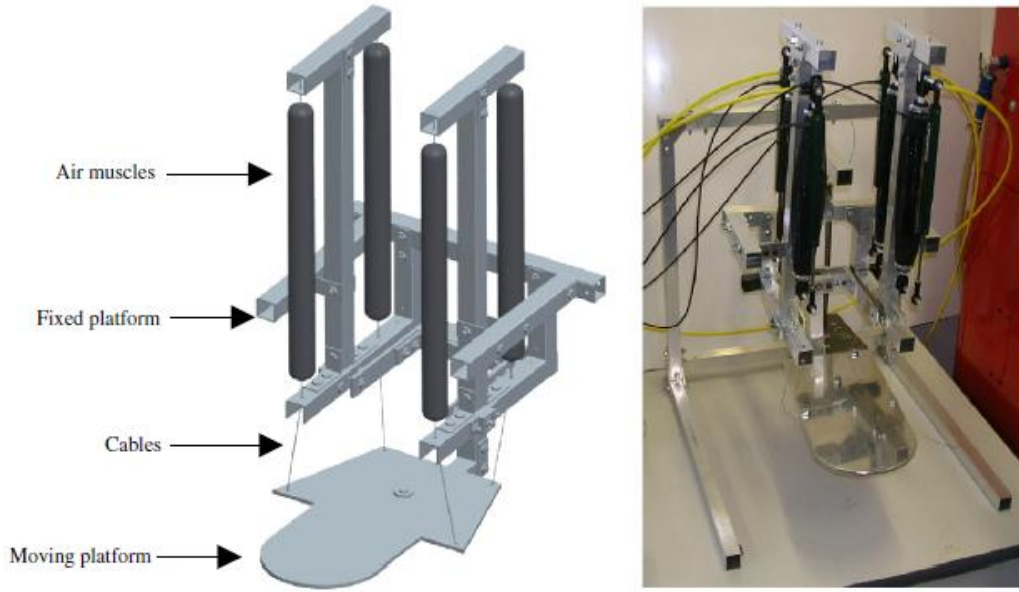
Şekil 2.7 - Rehabilitasyon cihazı tasarımı

Hassani ve arkadaşları alt uzuvların rehabilitasyonu süresince sağlık personeline yardımcı olacak ve pasif - aktif hareketleri gerçekleştirebilecek Şekil 2.8'de görülen güç destekli sistemi dizayn etmişlerdir [12]. Diz ekleminin açı değişimleri Zhang ve arkadaşları

tarafından geri yayımlı 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 [13]. İnsan ayak bileği hareketi için paralel robot tasarımı Prashant ve arkadaşları tarafından önerilmiştir. Şekil 2.9'da görülen önerilen robot için kinematik analiz ve genetik algoritma kullanarak optimizasyon problemini irdilemişlerdir [14].



Şekil 2.8 - İnsana bağlanmış güç destekli rehabilitasyon sistemi



Şekil 2.9 - Paralel robot rehabilitasyon cihazı tasarımı

Wang ve arkadaşları diz, kalça ve ayak bileği için rehabilitasyon cihazı tasarlamış, cihazın kararlılığını ve dinamik performansını irdilemişlerdir. Ayrıca optimizasyon probleminde Swarm Optimizasyon algoritmasını kullanmışlardır [15]. Lee ve arkadaşları diz eklemine yapay bir mekanizma yerleştirmiş ve bu mekanizma için matematik modelini çıkarmışlardır [16]. Bir grup gönüllü insanın diz ve kalça eklemlerinin açısal değişimi Chua ve arkadaşları tarafından ölçülmüştür ve bu açısal değişim verisini rehabilitasyon robotu tasarımında kullanışlardır [17]. Yıldırım ve Eski insan diz ve kalça eklemlerinin titreşim değerlerini ivmeölçer yardımıyla alarak Yapay Sinir Ağı analizörünün tasarımında kullanmışlardır [18].

3. İNSAN ÜST EKSTREMİTESİNİN DİNAMİK MODELİ

3.1. İnsan Eklemlerinin Dinamik Modeli

Literatürde insan üst ekstremitte eklemlerini içeren farklı modeller kullanılmıştır. Bu çalışmada insan kolunun 3 rijit uzuvdan meydana geldiği ve 3 serbestlik dereceli olduğu kabul edilmiştir. Her bir mafsallık, 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:

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

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 eklem 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 modellenilebilir:

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

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, eklem dinamik denklemi ikinci-derece sistem olacaktır [19].

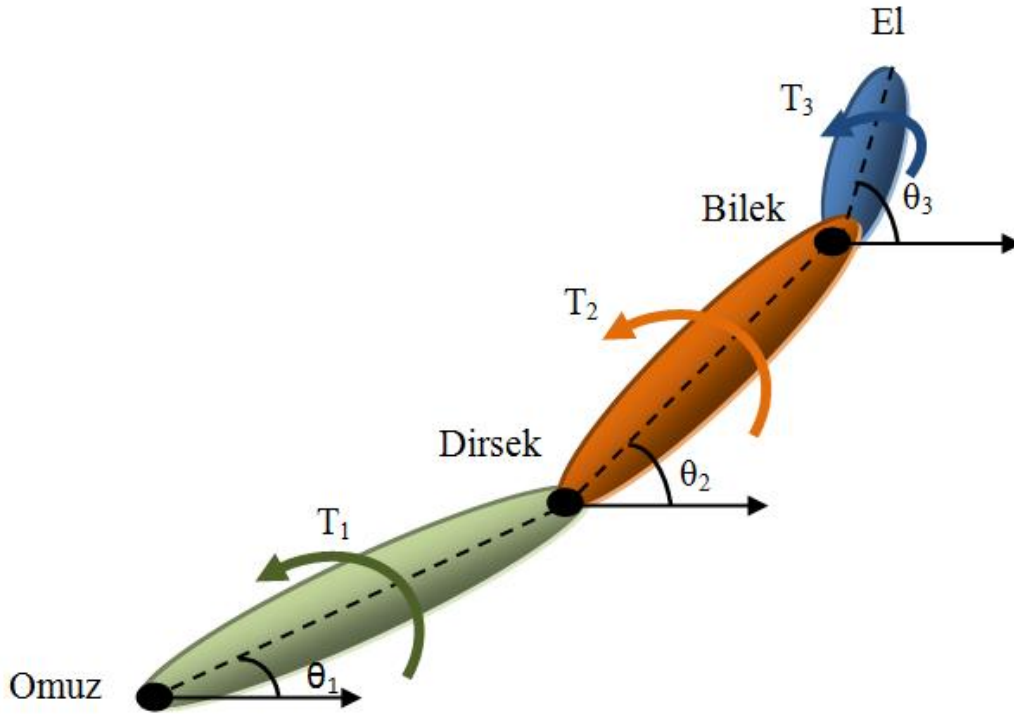
Pasif terapi egzersizleri sırasında kasların tamamen serbest pozisyonda olacağı ve kas aktivitesinin sıfıra çok yakın olacağı göz önüne alındığında, kasın dönüşsel torku olan T_m sıfıra çok yakın olacağı için yok sayılabilir. Buna bağlı olarak Denklem 1.'deki açısallık

değişimin, Milner ve arkadaşlarının [20] ve Morita ve arkadaşlarının [21] 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.

$$I\ddot{\theta} + b\dot{\theta} + k\theta = T \quad (3)$$

3.2. 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 3.1'de verilmiştir.



Şekil 3.1 - İnsan üst ekstremitesinin eklemleri için açı ve tork modeli

Omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin dinamikleri şu şekildedir:

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

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

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

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:

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

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

$$\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \end{bmatrix} \quad (9)$$

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

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

$$C = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$D = [0] \quad (13)$$

Omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin, tamamen serbest durumda ve minimum kas aktivitesi durumundaki dinamik parametreleri Tablo 3.1'de verilmiştir [19, 20, 22-24].

Tablo 3.1 - 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

4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

4.1. 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 4.1'de de görülen Xsens MTw kablosuz hareket algılayıcı olarak seçilmiştir. Bu sensörlere ait fiziksel özellikler ve veri performansı Tablo 4.1 ve 4.2'de verilmiştir.



Şekil 4.2 - Xsens MTw

Tablo 4.2 - MTw sensörün fiziksel özellikleri

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

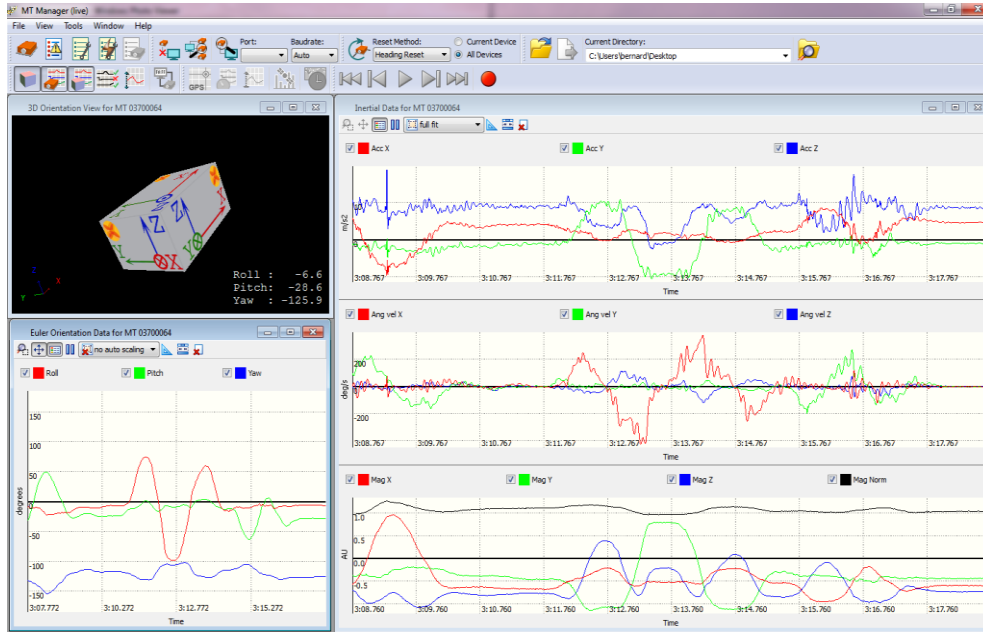
Tablo 4.3 - MTw sensörün fiziksel özellikleri

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 4.2'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 4.3'de veri alımı sırasında görülen MT manager yazılımı ise MTw'lerin ayarlanması, 3D yönlenmenin ve sensör verilerinin gerçek zamanlı izlenmesini, verilerin kaydedilmesini ve sonraki analizler için kaydedilen verilerin ASCII dosyaları şeklinde dışa verilmesine olanak sağlamaktadır [25].

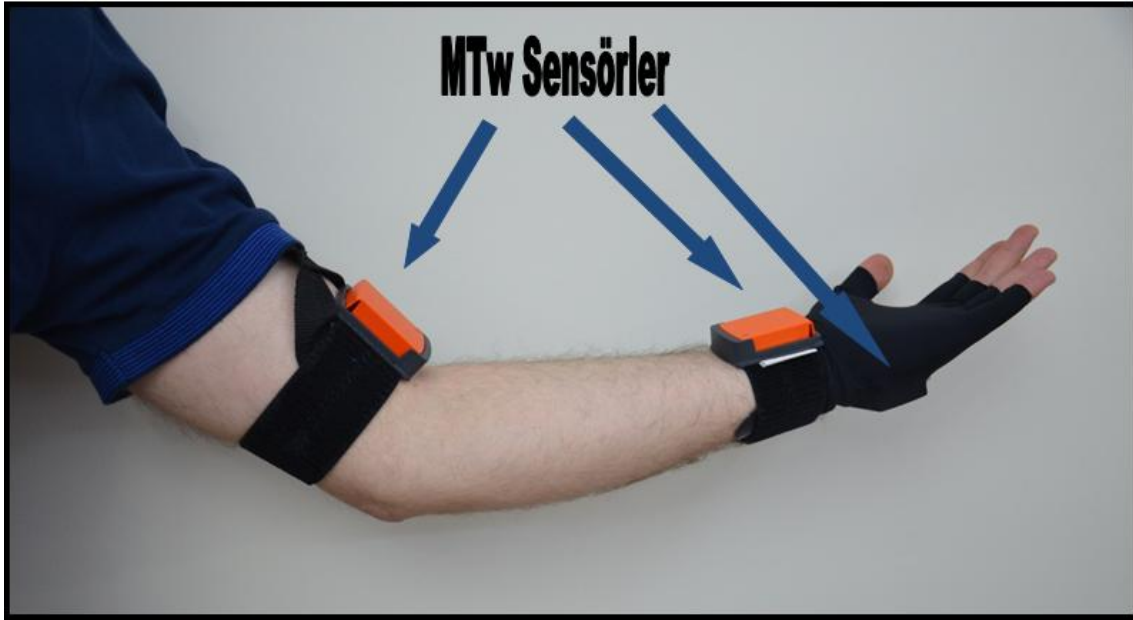


Şekil 4.3 - Awinda istasyonu



Şekil 4.4 - Mt Manager yazılımı

Üst ekstremitenin terapötik egzersizleri sırasında açısal değişim verilerinin alınabilmesi için eş zamanlı olarak 3 adet sensör kullanılmıştır. Bu sensörlerin yerleşimi Şekil 4.4'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 4.5 - Sensörlerin yerleşimi

Çalışma kapsamında, etik kurul izniyle beraber, Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Bölümü'nde tedavi görmekte olan 8 farklı hastanın, toplamda 9 eklemin terapi egzersizleri sırasında eklemlerindeki açısal değişim verileri alınmıştır. Bu hastalardan ikisi bilek, beşi 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 4.3'de verilmiştir.

Tablo 4.4 - Veri alınan hasta bilgileri

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

5. 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.

5.1. 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:

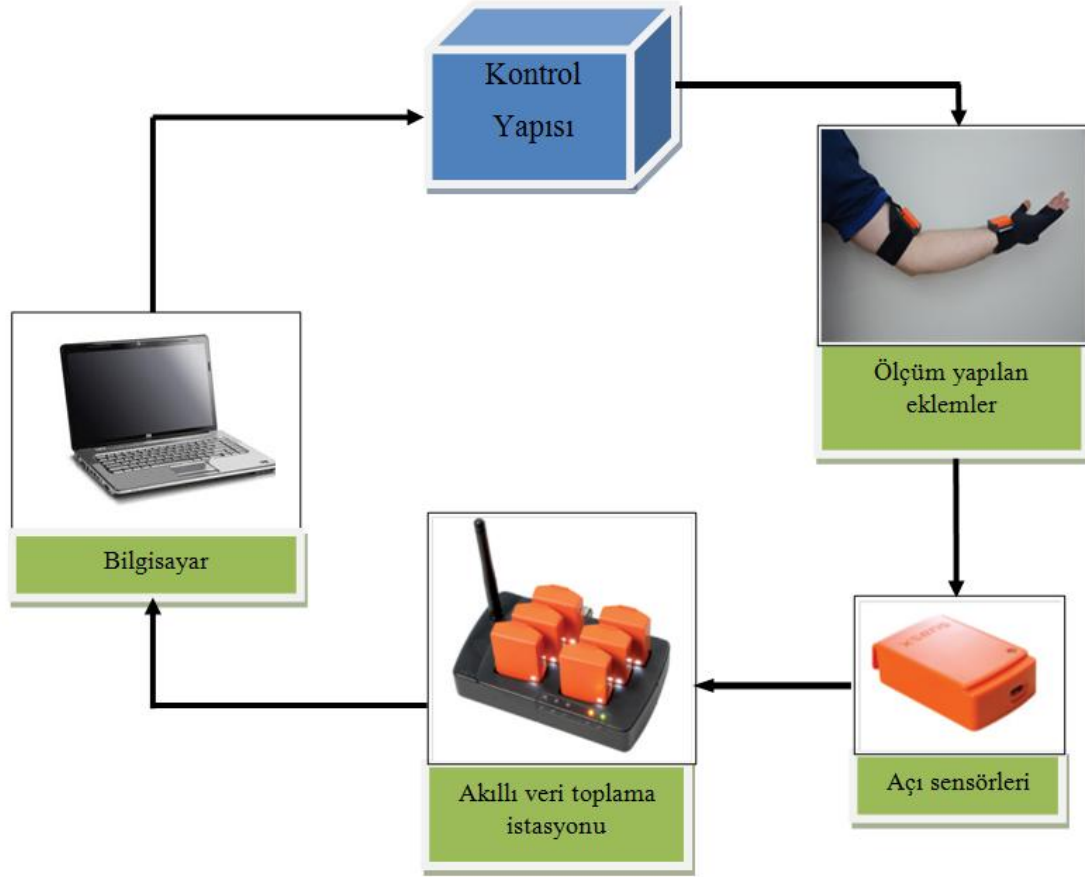
$$T_{PID}(t) = K_P \theta_e(t) + K_I \int_0^t \theta_e(t) dt + K_D \frac{d\theta_e(t)}{dt} \quad (14)$$

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

$$\theta_e(t) = \theta_a(t) - \theta_r(t) \quad (15)$$

$\theta_r(t)$ 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 [26]. PID kontrolcülerin omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin yörünge kontrolü için parametreler Tablo 5.1 - 5.4'de verilmiştir. Hastaların ölçüm alınan uzuvları, sensörler ve kontrolcü blok diyagram olarak Şekil 5.1'de verilmiştir.



Şekil 5.6 - Deneysel ve simülasyon çalışmalarının blok diyagramı

5.2. Yapay Sinir Ağı PID Kontrol Sistemi (NNPID)

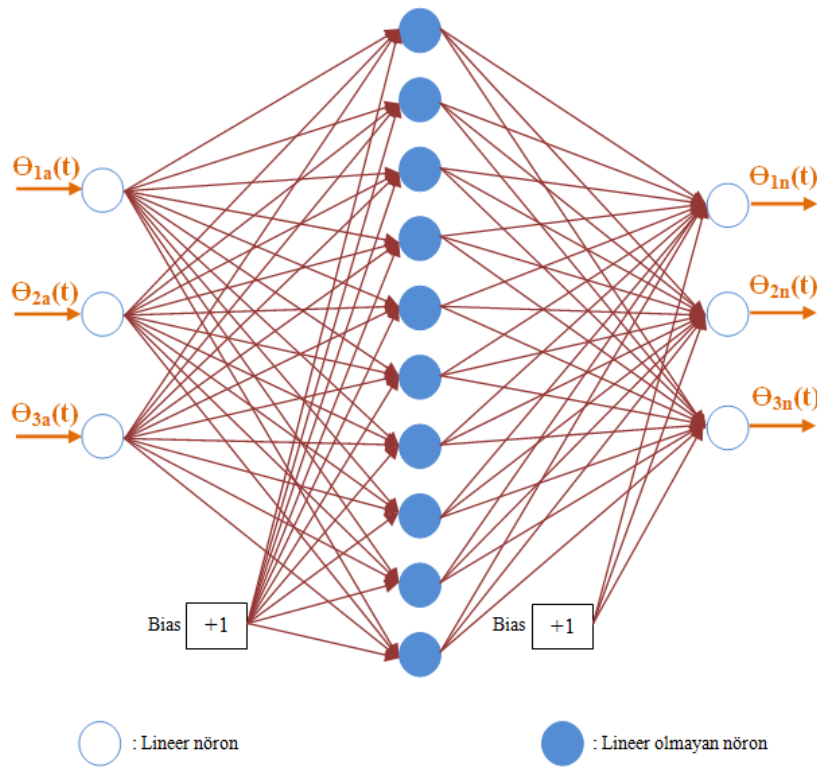
NNPID kontrol sistemi, PID kontrolcü ve yapay sinir ağı olarak iki kontrolcüden meydana gelmektedir. Sinirsel blok modeli, önceki bloğun giriş ve çıkışlarını blok çıkışını tahmin etmek için işlemektedir. Kontrol aşamasında, model kontrolcü tarafından gelecek performansın tahmini için kullanılmaktadır. Sinirsel model bloğun sonuçlarını tahmin etmektedir [27]. NNPID yapısının kontrol kuralı şu şekilde açıklanmıştır:

$$T(t) = K_p \theta_e(t) + K_i \int_0^t \theta_e(t) dt + K_d \frac{d\theta_e(t)}{dt} + \sum_{j=1}^3 f(\theta_r(t+1) - \theta_n(t+1))^2 + \rho \sum_{j=1}^3 g(T'_N(t+j-1) - T'_N(t+j-2))^2 \quad (16)$$

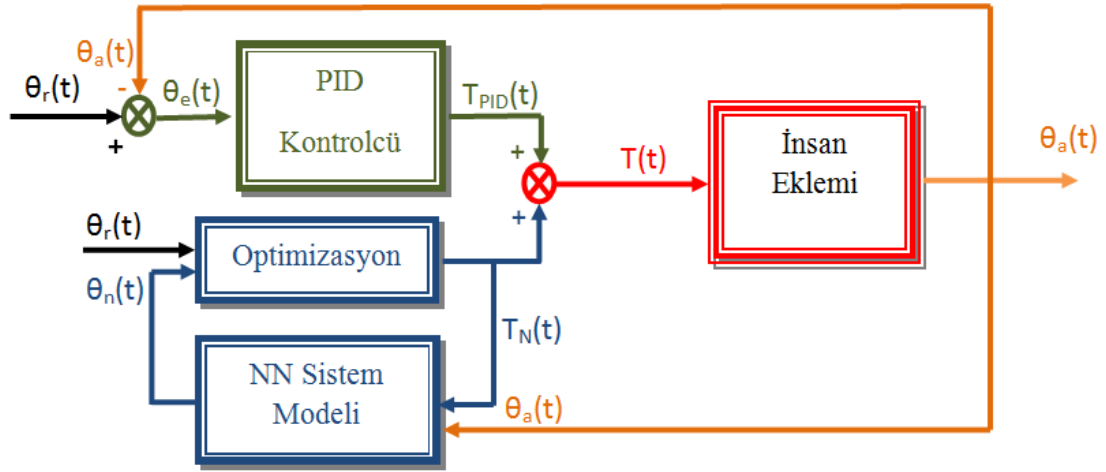
burada f ve g gizli ve çıkış katmanlarının aktivasyon fonksiyonlarıdır, teker teker ifade edilecek olursa:

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

$T'_N(t)$ 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 5.2'de, blok diyagram Şekil 4.3'de olarak görülmektedir. NNPID kontrolcünün omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin yörünge kontrolü için parametreler Tablo 5.1 - 5.4'de verilmiştir.



Şekil 5.7 - Yapay Sinir Ağı modeli



Şekil 5.8 - Yapay Sinir Ağı PID kontrol sistemi

Tablo 5.5 - 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 5.6 - 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 5.7 - 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 5.8 - Omuz eklemi için kontrol yapısı parametreleri

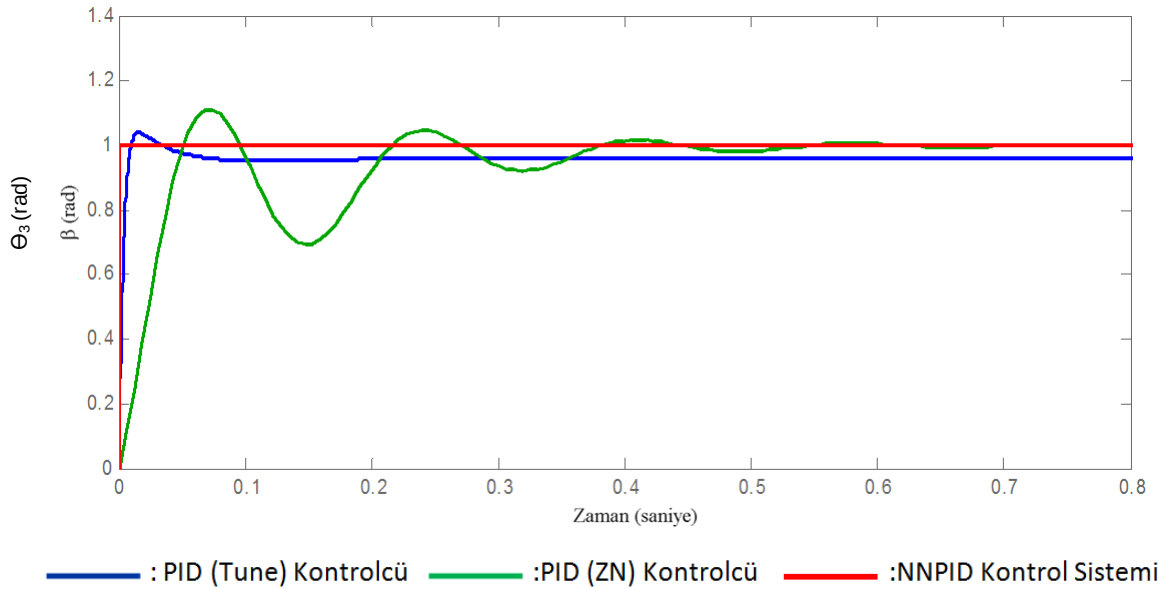
Kontrol Yapısı	Kp	Ki	Kd	Filtre Katsayısı (N)
PID (Tune)	18.31	729.33	0.08	243.3401
PID (ZN)	90	10	0.5625	-
NNPID	η : Öğrenme parametresi	α : Momentum parametresi	N : İterasyon sayısı	-
	0.25	0.15	50000000	-

6. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

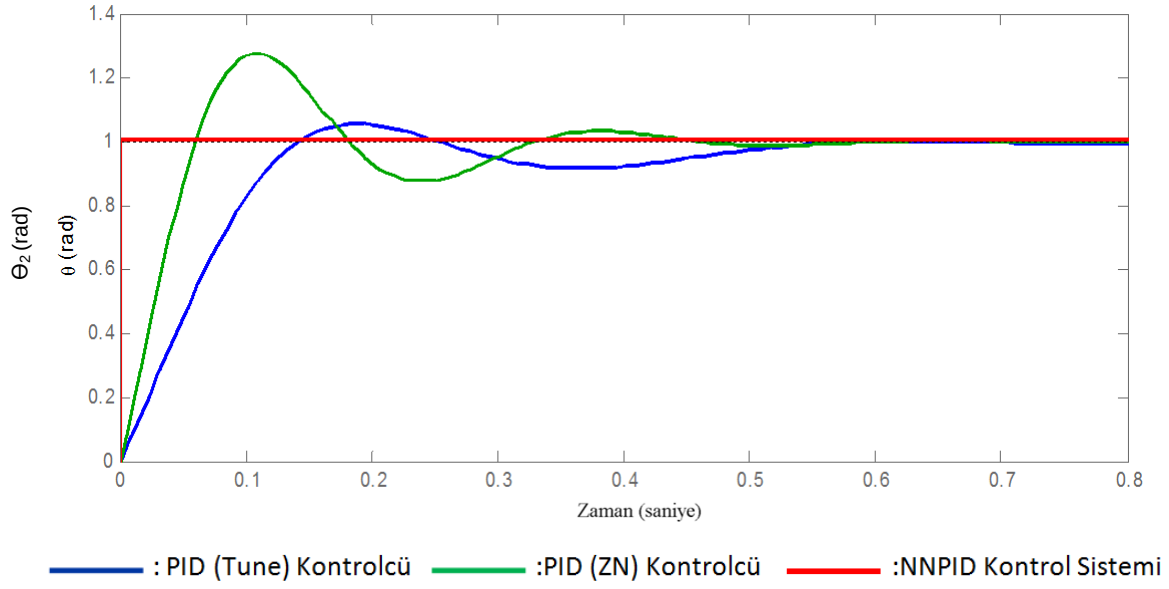
Bu bölümde, farklı eklemlerinin hareketlerinde kısıtlılık olan hastalardan alınan verilere dayanılarak geliştirilen kontrol tekniklerinin sonuçları verilmiştir. Hastalardan alınan omuz, dirsek ve bilek eklemlerine ait açısal değişim verilerinden, PID (Tune), PID (ZN) ve Yapay Sinir Ağı Tabanlı PID kontrol sistemi tasarlanmıştır. Matlab'ın PID ayarlama algoritması ve Ziegler-Nichols algoritması PID kontrolcünün kazanç parametrelerini ayarlama 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.

6.1.Kontrol Yapılarının Geçici Durum Davranışları

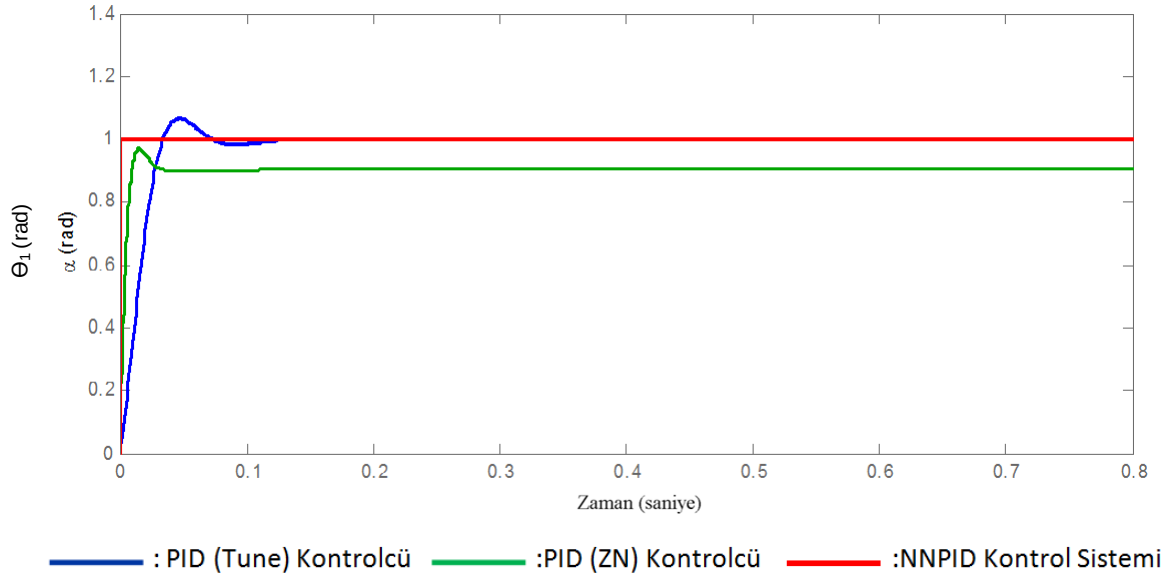
Kontrol yapılarının, step girişe karşı geçici durum davranışları, bilek eklemi için Şekil 6.1'de, dirsek eklemi için Şekil 6.2'de ve omuz eklemi için Şekil 6.3'de verilmiştir, şekillerden ve Tablo 5.1'den de görüldüğü gibi NNPID kontrol yapısı yükselme zamanı, yerleşme zamanı ve maksimum aşma gibi parametrelerde en iyi sonucu vermektedir.



Şekil 6.9 - Bilek eklemi için kontrol yapılarının birim basamak giriş sinyaline cevabı



Şekil 6.10 - Dirsek eklemi için kontrol yapılarının birim basamak giriş sinyaline cevabı



Şekil 6.11 - Omuz eklemi için kontrol yapılarının birim basamak giriş sinyaline cevabı

6.2. Kontrol Yapılarının Hasta Verileri ile Simülasyonu

Fizyoterapist tarafından hastanın problemlili uzvuna uygulanan terapötik egzersizler sensörler vasıtasıyla alınmıştır. 9 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 6.4 - 6-12'de verilmiştir.

Şekil 6.4'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.

Önkolda oluşan kırık sonrası sağ bileğinde hareket kısıtlılığı olan 65 yaşındaki bayan hastanın 10 sn süren egzersizinin farklı kontrolcüler kullanılarak elde edilen sonuçları Şekil 6.5'de 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.

Şekil 6.6'da 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 6.7'de 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.

Egzersiz 10 saniye süren 61 yaşındaki erkek hastanın kısıtlı sağ dirsek sonuçları Şekil 6.8'de 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.

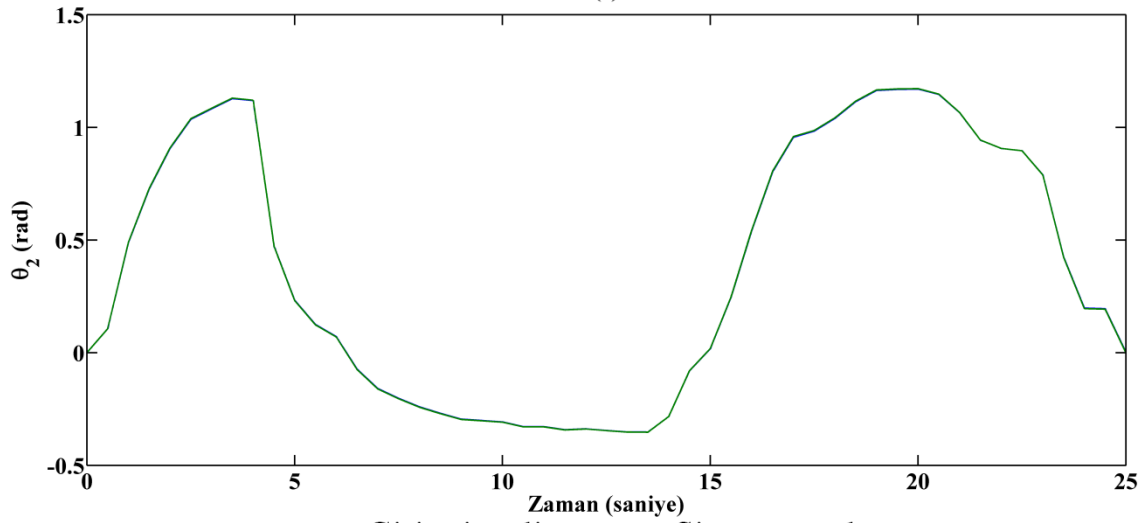
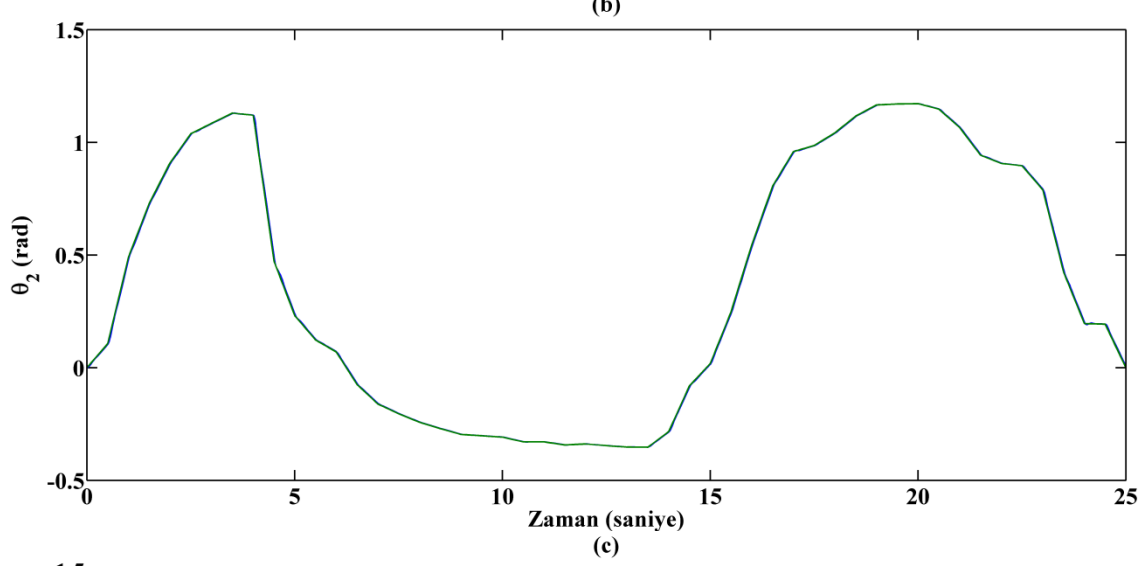
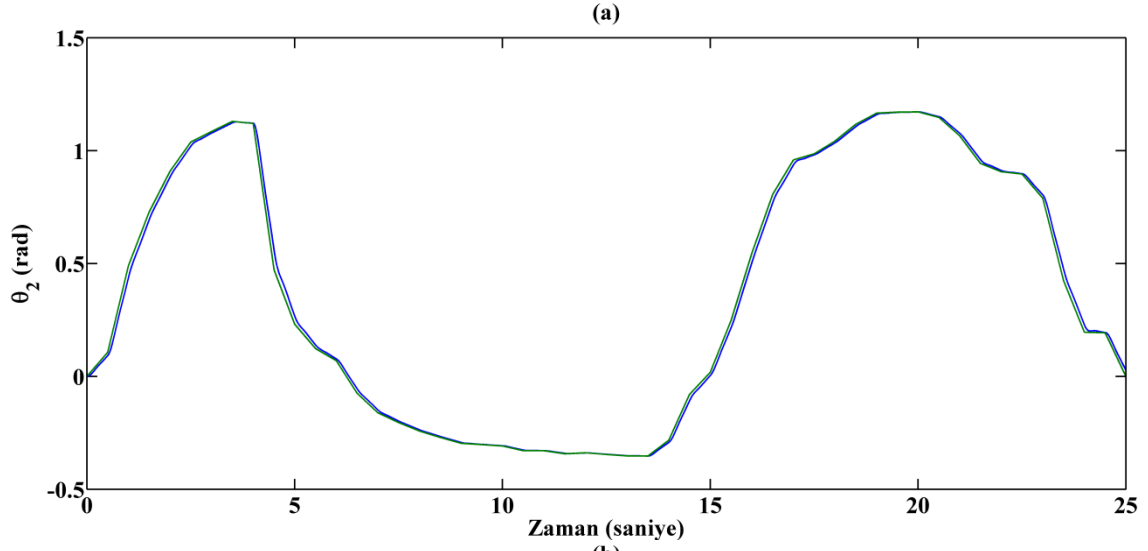
Şekil 6.9'da egzersizi 21 saniye süren ve sol bileğinde hareket kısıtlılığı olan 61 yaşındaki erkek hastanın sonuçları verilmiştir. PID (Tune), PID (ZN) ve NNPID kontrol yapılarının simülasyonu sırasıyla a,b ve c şekillerinde incelendiği zaman. PID (Tune) ve PID (ZN) kontrol yapılarının, giriş sinyalini 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 6.10'da 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 6.11'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 sinyalinin takipte yüksek performans sergilediği kanısına ulaşılmıştır.

Şekil 6.12'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 izlemeye 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.

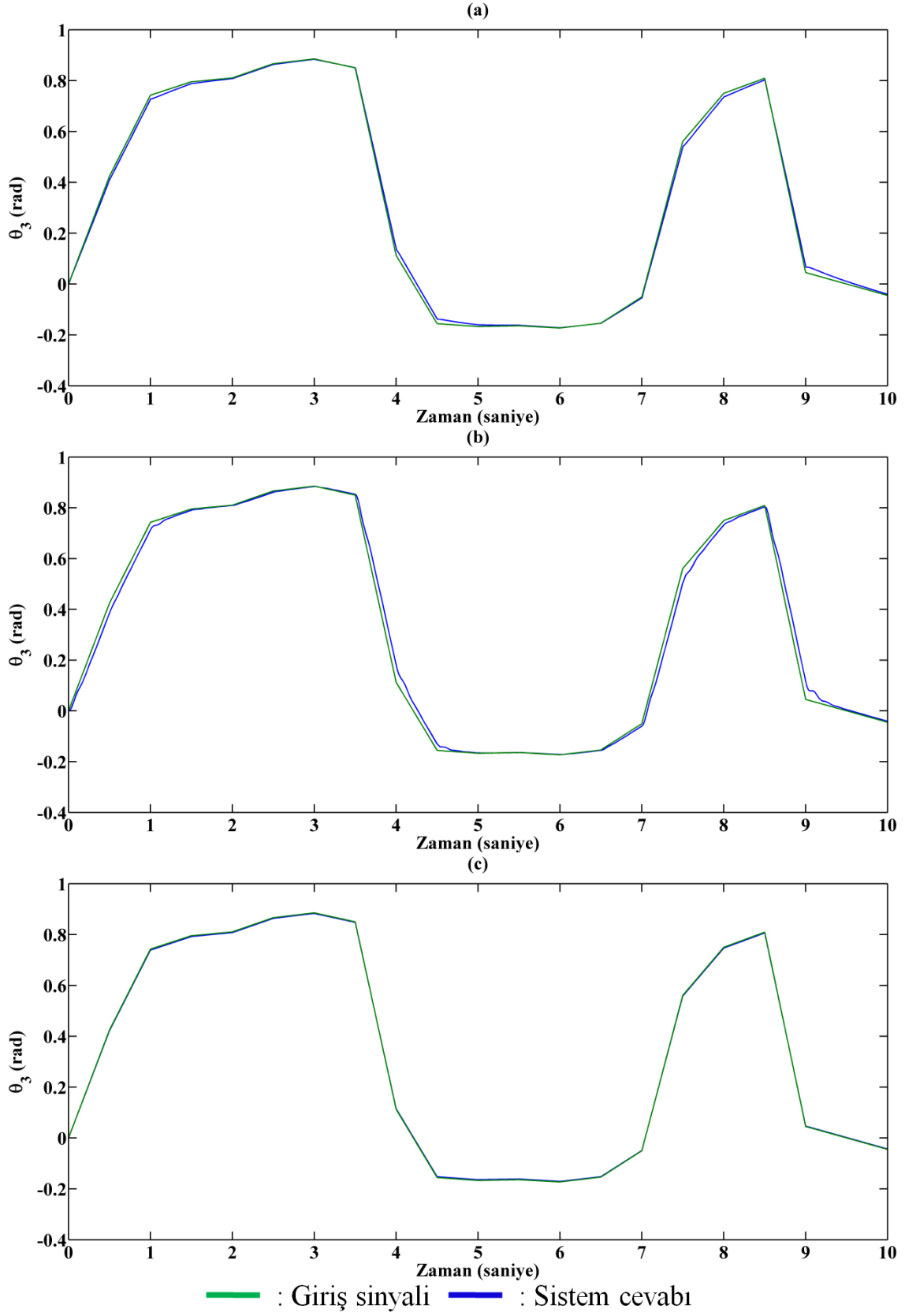


— : Giriş sinyali — : Sistem cevabı

Şekil 6.4 - Hasta - 1'in dirsek eklemi açısai değışimi a) PID (Tune) kontrolcü

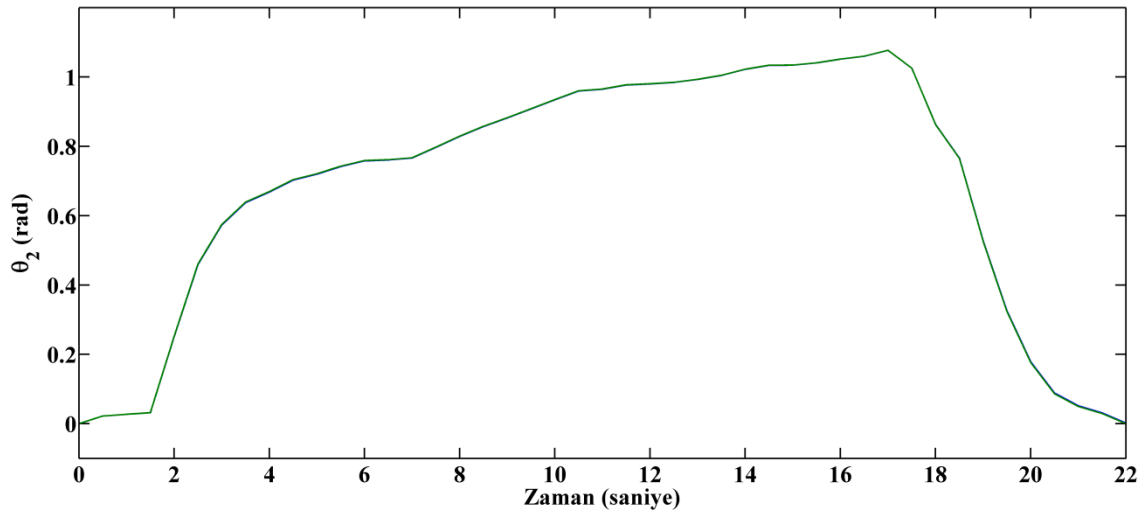
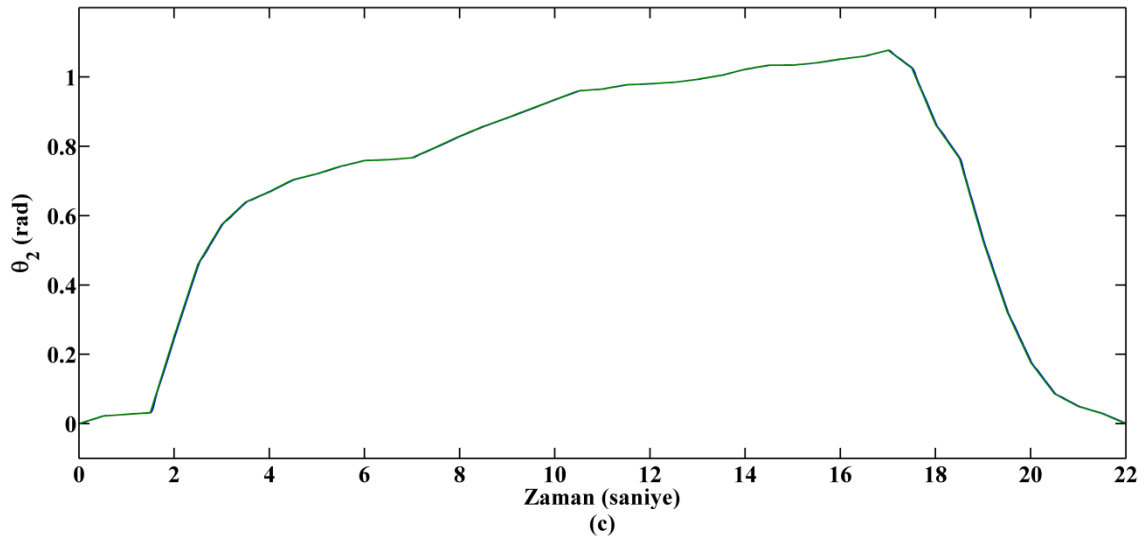
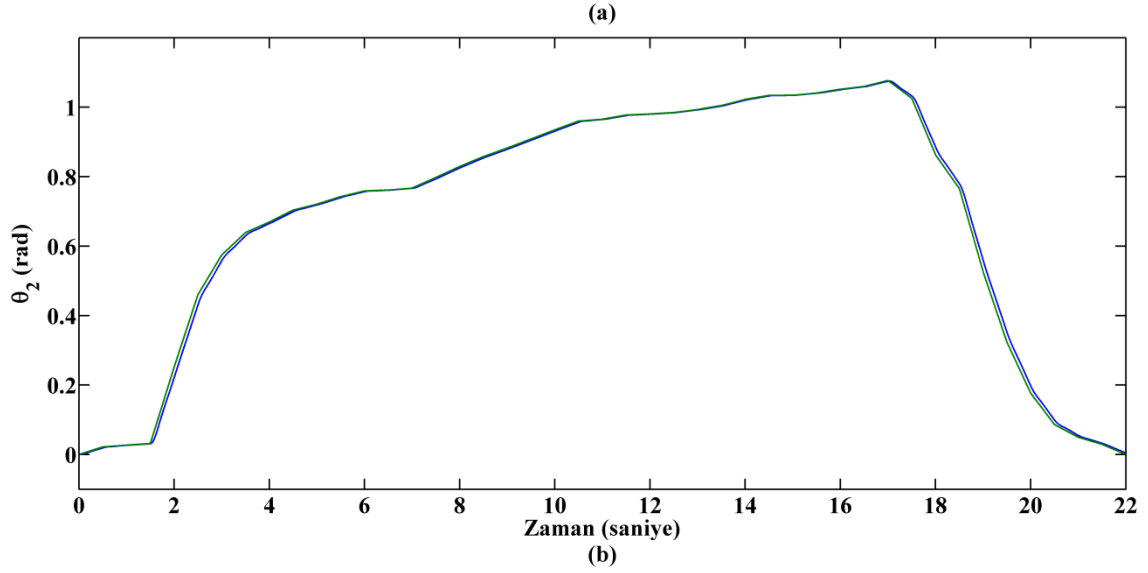
b)

PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi



Şekil 6.5 - Hasta - 2'nin bilek eklemi açısai değışimi a) PID (Tune) kontrolcü

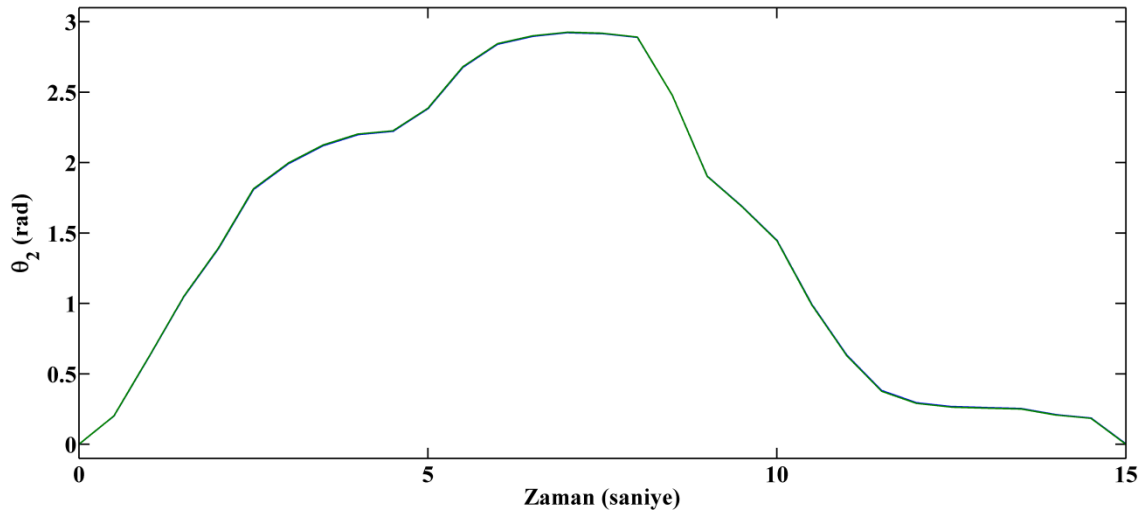
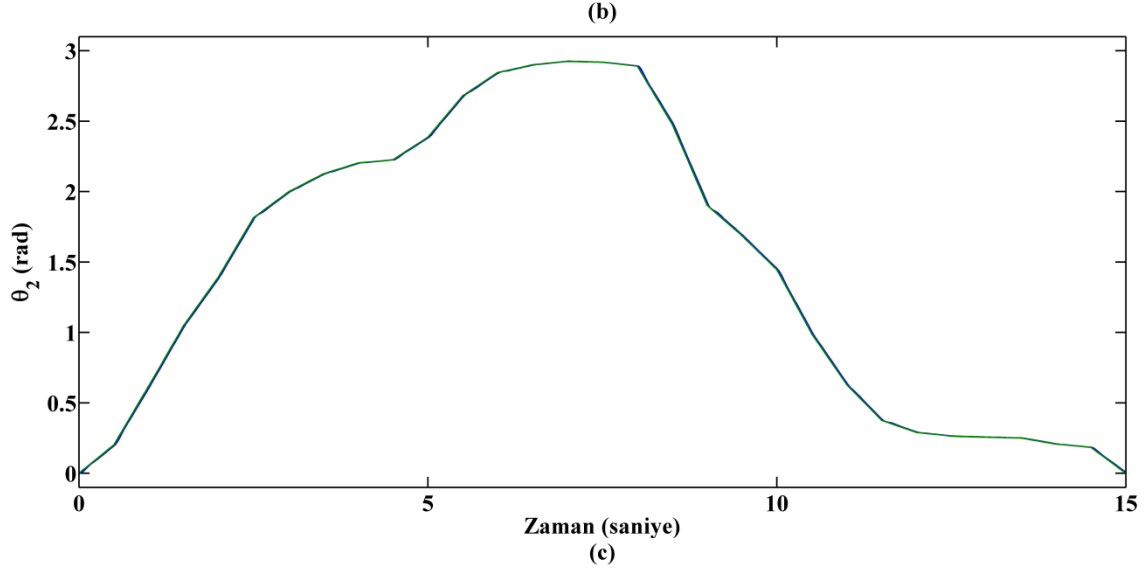
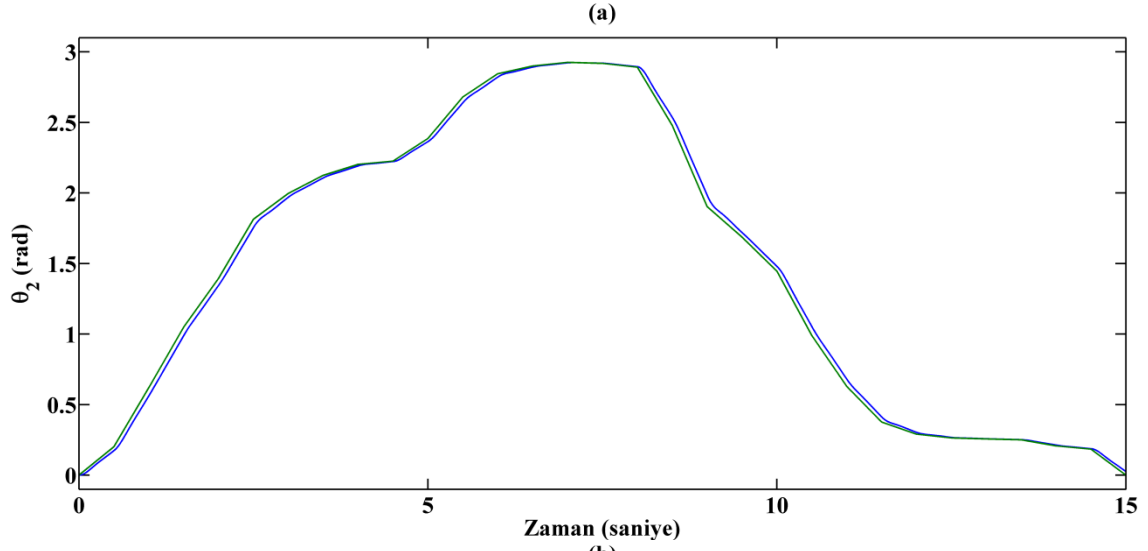
b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi



— : Giriş sinyali — : Sistem cevabı

Şekil 6.6 - Hasta - 3'ün dirsek eklemi açısai değışimi a) PID (Tune) kontrolcü

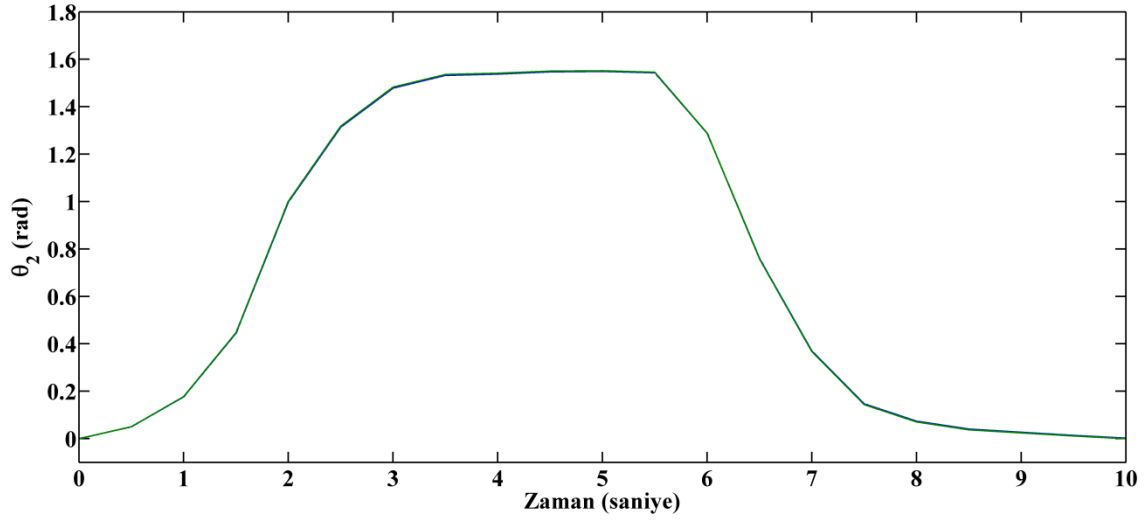
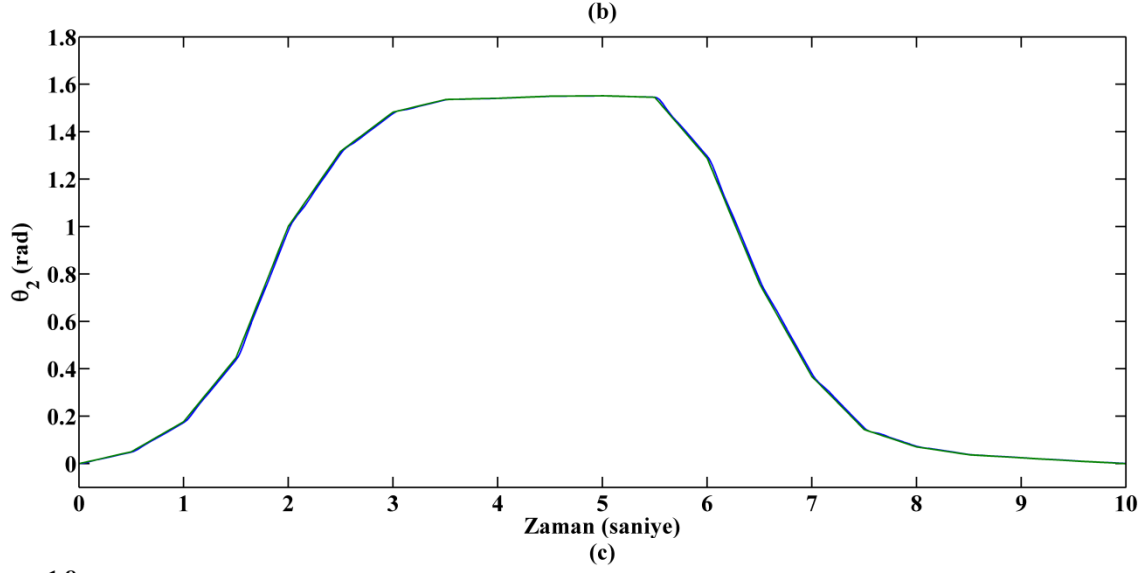
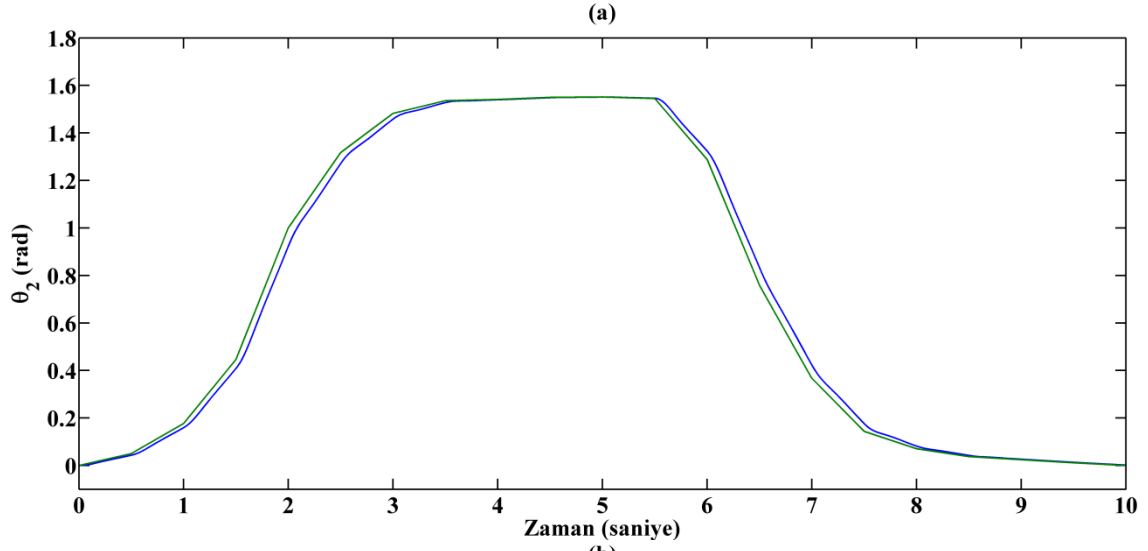
b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi



— : Giriş sinyali — : Sistem cevabı

Şekil 6.7 - Hasta - 4'ün dirsek eklemi açısal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü

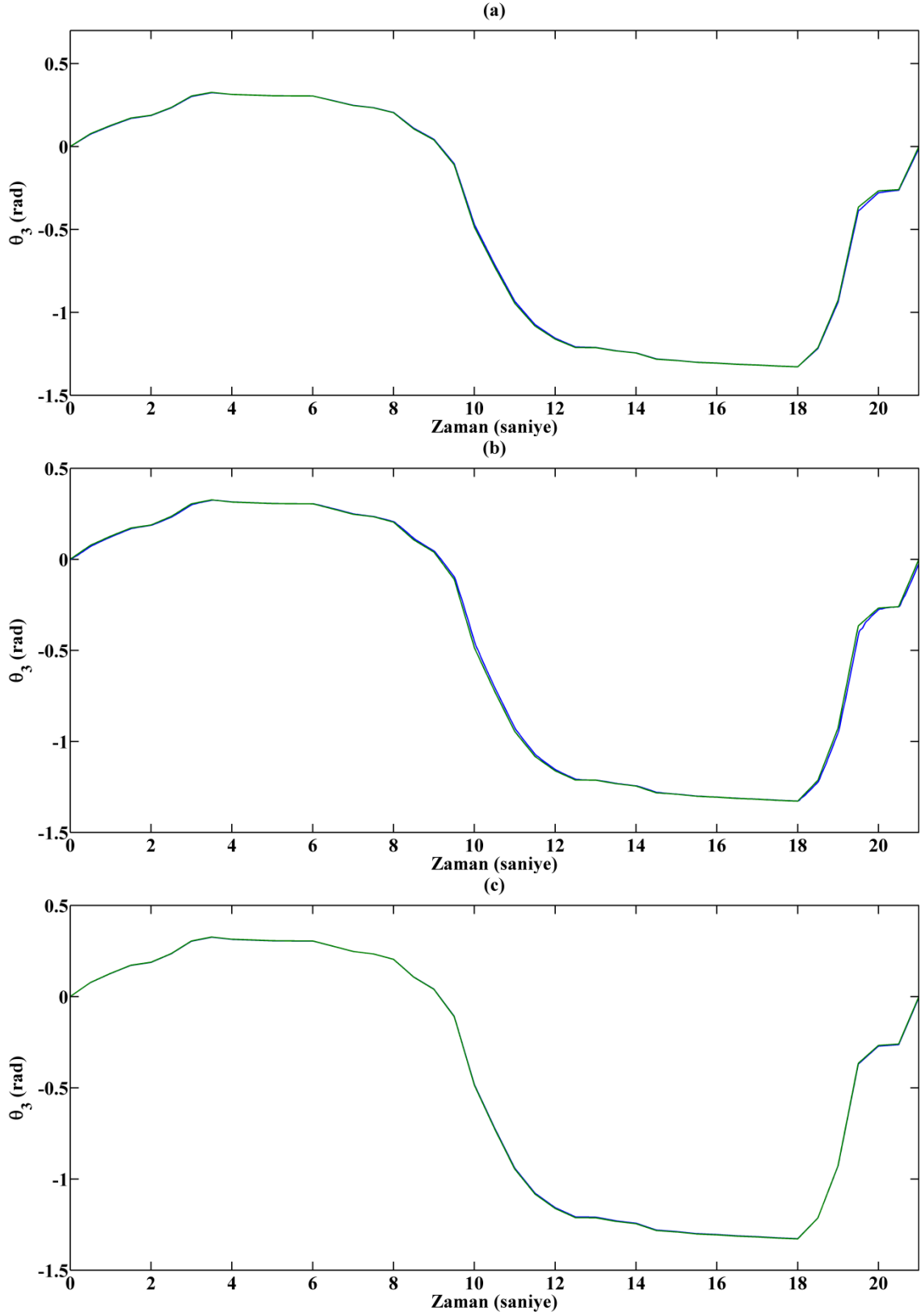
b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi



— : Giriş sinyali — : Sistem cevabı

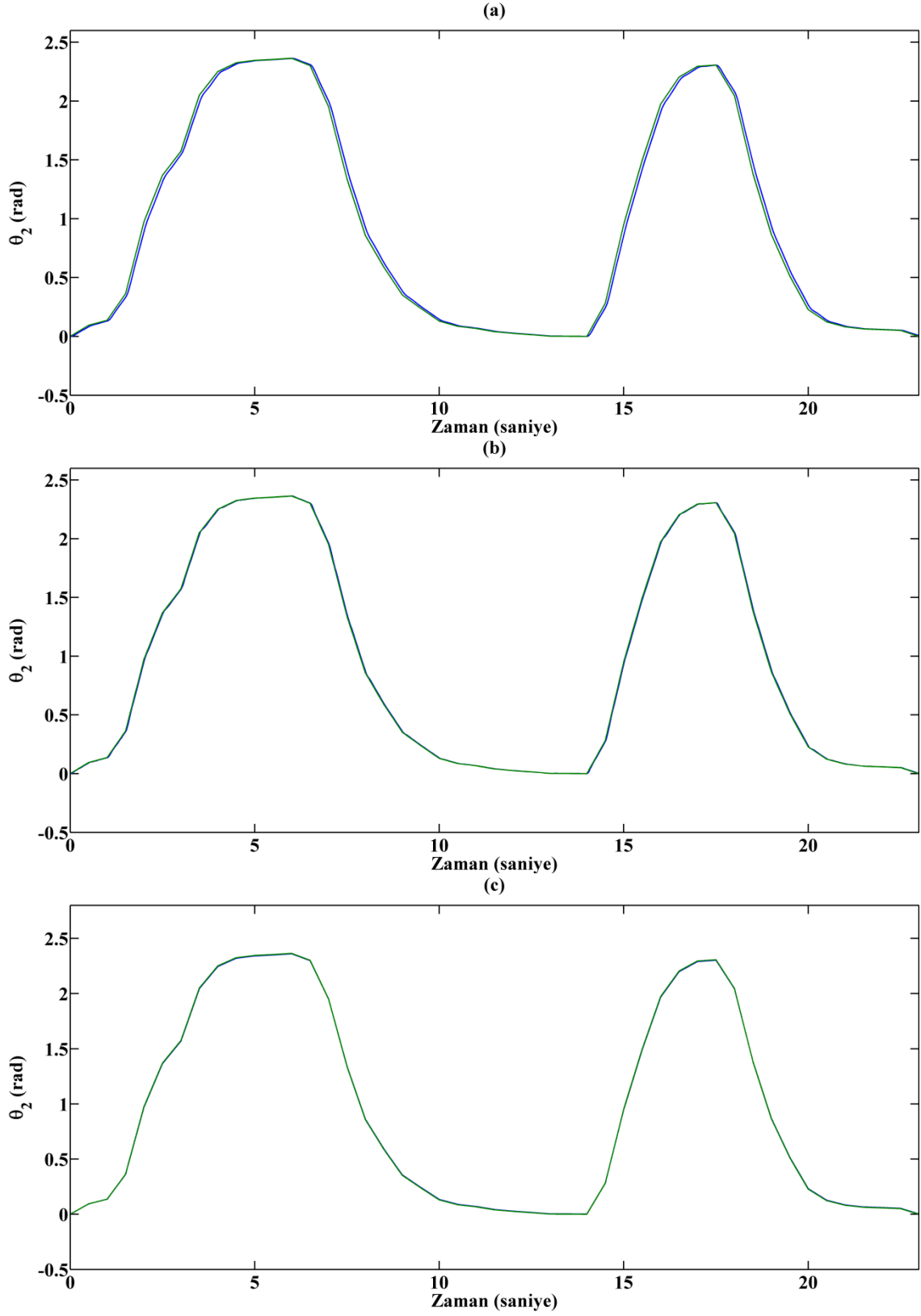
Şekil 6.8 - Hasta - 5'in dirsek eklemi açılmal değişimi a) PID (Tune) kontrolcü

b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi

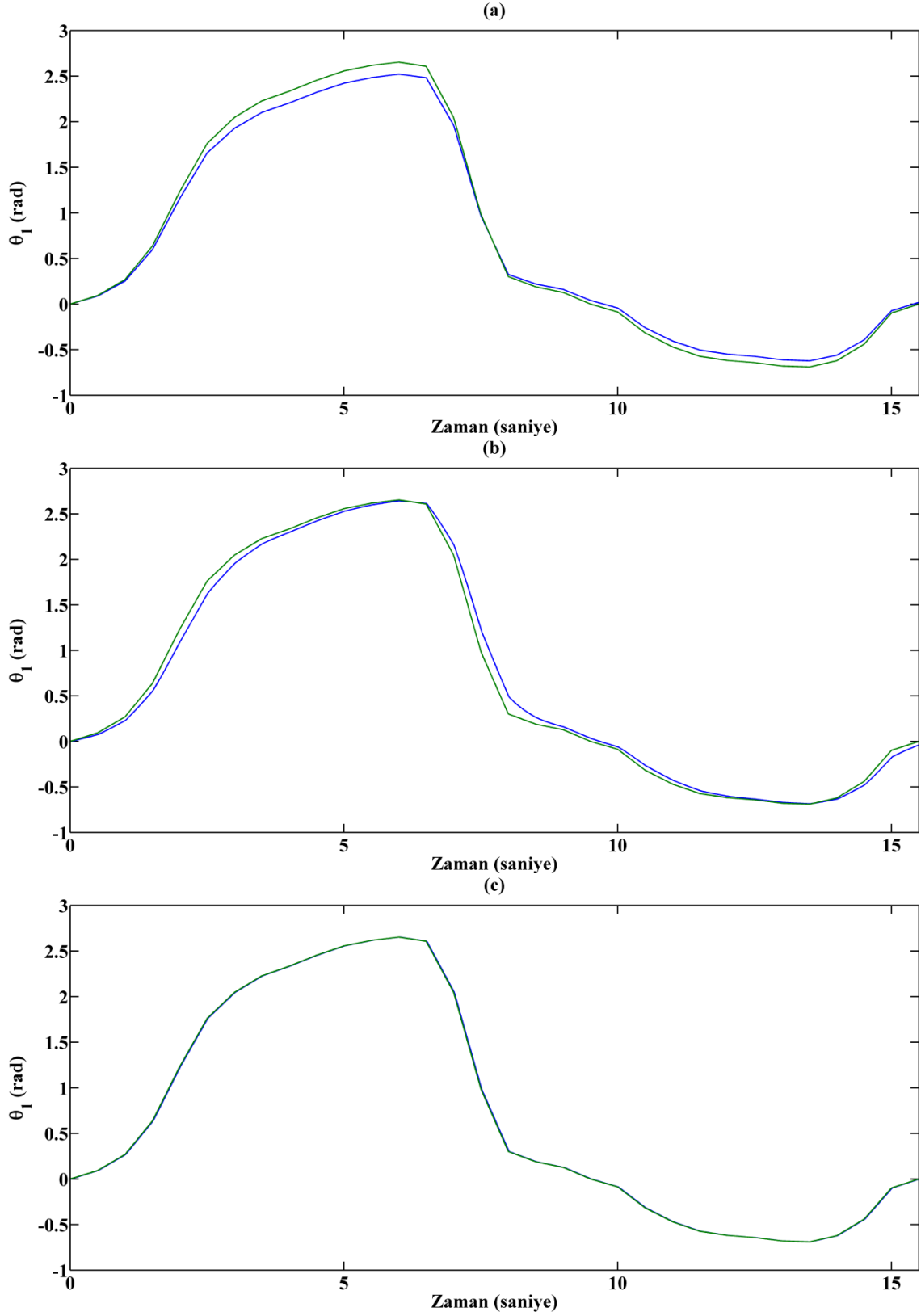


Şekil 6.9 - Hasta - 6'nın bilek eklemi açısai değışimi a) PID (Tune) kontrolcü

b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi



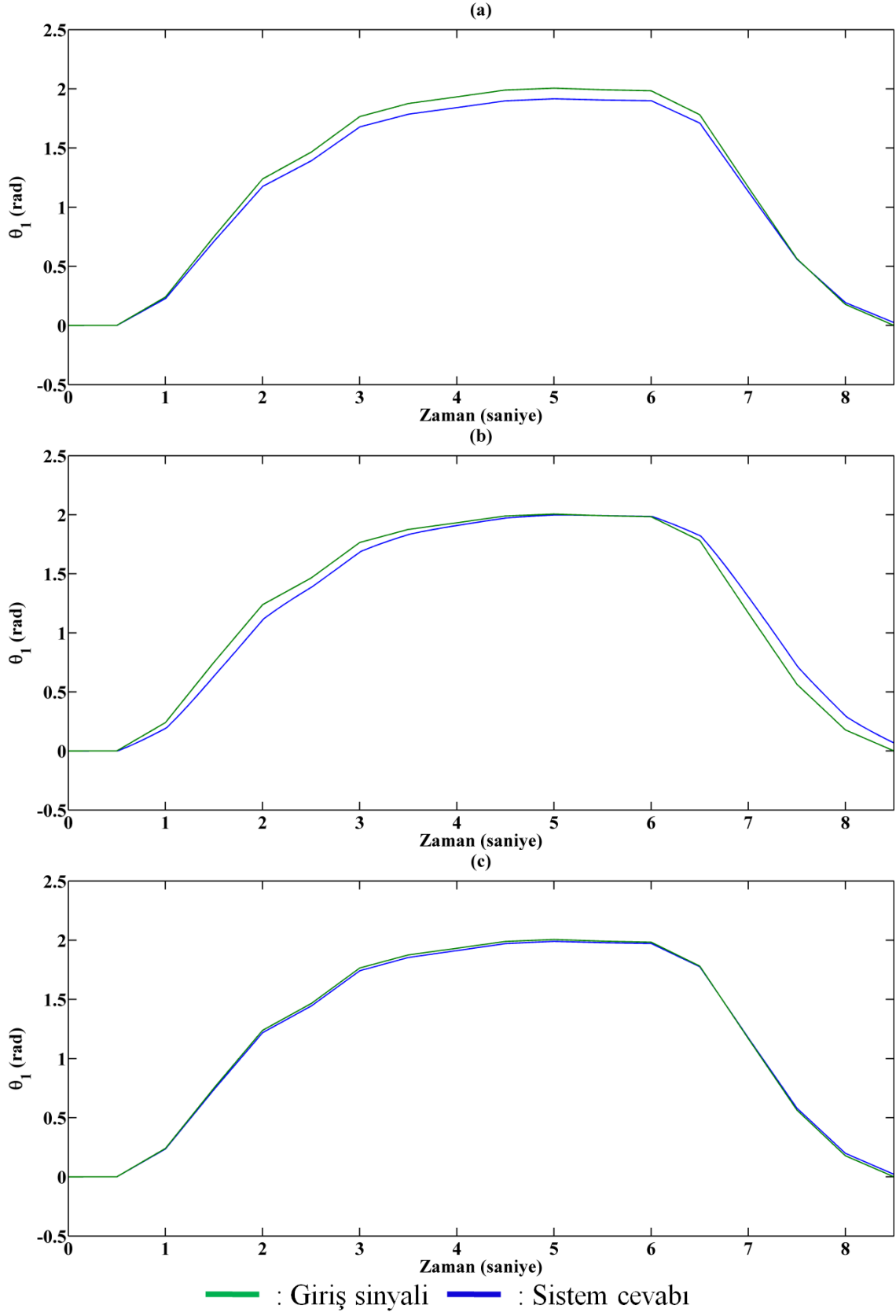
— : Giriş sinyali — : Sistem cevabı
 Şekil 6.10 - Hasta - 7'nin dirsek eklemi açısai değışimi a) PID (Tune) kontrolcü
 b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi



— : Giriş sinyali — : Sistem cevabı

Şekil 6.11 - Hasta - 8'in omuz eklemi açısai değışimi a) PID (Tune) kontrolcü

b) PID (ZN) kontrolcü c) NNPID kontrol sistemi



Şekil 6.12 - Hasta - 9'un omuz eklemi açısıl 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 yardımcı rehabilitasyon cihazlarının kontrolü için uygun bir kontrol sistemidir.

6.3. Tartışma

Başarı ölçütü yüksek performanslı kontrol sistemi olan bu projede, farklı rahatsızlıklara ve farklı fiziksel özelliklere sahip sekiz hastadan alınan dokuz eklem verisine 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 öğrenme 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 yapısı olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Proje çıktıları, uluslararası sempozyumlarda tam metin bildiri olarak sunulmuş ve makale olarak uluslararası indeksli hakemli dergide hakem değerlendirmesi aşamasındadır.

KAYNAKLAR

1. Zhou, H., Hu, H., 2008. Human motion tracking for rehabilitation—A survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, 3: (1): 1-18.
2. Zhou, H., Hu, H., Inertial motion tracking of human arm movements in stroke rehabilitation, 1306-1311. *IEEE International Conference Mechatronics and Automation*. 2005.
3. Zhou, H., Hu, H., Kinematic model aided inertial motion tracking of human upper limb, 150-155. *IEEE International Conference on Information Acquisition*. 27 June-3 July 2005,
4. Zhou, H., Hu, H., Harris, N. D., Wearable inertial sensors for arm motion tracking in home-based rehabilitation, 930-937. *Intelligent Autonomous Systems (IAS)*.
5. Zhou, H., Hu, H., 2007. Inertial sensors for motion detection of human upper limbs. *Sensor Review*, 27: (2): 151-158.
6. Zhou, H., Hu, H., 2007. Upper limb motion estimation from inertial measurements. *International Journal of Information Technology*, 13: (1): 1-14.
7. 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. *IEEE Asia-Pacific Conference on Circuits and Systems*. 6-9 Dec. 2004.
8. 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.
9. 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. *30th Annual International IEEE EMBS Conference*. 20-24 Aug. 2008.
10. Saputra, M., Iskandar, A., Development of automatic Continuous Passive Motion therapeutic system, 376-379. *2nd International Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology and Biomedical Engineering (ICICI-BME)*. 8-9 Nov. 2011.
11. 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.
12. Hassani, W., Mohammed, S., Rifai, H., Amirat, Y., 2014. Powered orthosis for lower limb movements assistance and rehabilitation. *Control Engineering Practice*, 26: 245-253.
13. 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.
14. 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.

15. 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.
16. Lee, K.-M., Guo, J., 2010. Kinematic and dynamic analysis of an anatomically based knee joint. *Journal of Biomechanics*, 43: (7): 1231-1236.
17. 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.
18. 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.
19. Stroeve, S., 1999. Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm I. Posture control. *Biological Cybernetics*, 81: (5): 475-494.
20. Milner, T. E., 2002. Adaptation to destabilizing dynamics by means of muscle cocontraction. *Experimental Brain Research*, 143: (4): 406-416.
21. Morita, S., Kondo, T., Ito, K., Estimation of forearm movement from EMG signal and application to prosthetic hand control, 3692-3697. *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. 2001.
22. Kuchenbecker, K. J., Park, J. G., Niemeyer, G., Characterizing the human wrist for improved haptic interaction, 591-598. *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*.
23. Hogan, N., Controlling impedance at the man/machine interface, 1626-1631. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 14-19 May 1989,
24. 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.
25. Xsens, 2016. Mtw Leaflet. (<https://www.xsens.com/wp-content/uploads/2013/11/mtw-leaflet.pdf>), (Temmuz 2016).
26. Costea, C., Silaghi, H., Gergely, E., Husi, G., Coroiu, L., Nagy, Z., Approach of PID controller tuning for ball mill, 1-4. *International Symposium on Fundamentals of Electrical Engineering (ISFEE)*.
27. Eski, İ., Temürlenk, A., 2013. Design of neural network-based control systems for active steering system. *Nonlinear Dynamics*, 73: (3): 1443-1454.