



BİR BİLEK ORTEZİ İÇİN PASİF REHABİLİTASYON VE DİRENÇLİ EGZERSİZ UYGULAMA MODLARININ GELİŞTİRİLMESİ

Ergin KILIÇ*, Özgür BAŞER

Süleyman Demirel Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Isparta, Türkiye

Anahtar Kelimeler	Öz
<i>Robotik Rehabilitasyon, Bilek Rehabilitasyonu, Pasif Rehabilitasyon, Dirençli Egzersizler, EMG Sinyalleri.</i>	Günümüzde gittikçe artan yaşlı nüfusa ve yaşanan kazalara bağımlı olarak kısmi felçli insan sayısı sürekli artmakta olup gün geçtikçe terapistlerin emek, zaman ve maliyet olarak bu külfeti karşılamaları giderek zorlaşmaktadır. Robotik rehabilitasyon ise ev ortamı rahatlığında daha uzun süreli ve düşük maliyetli bir tedavi seçeneği sunmakta olup bu cihazlar yardımıyla tekrarlanabilir, ölçülebilir ve kontrol edilebilir uzuv hareketlerin yaptırılması oldukça kolaydır. Bu çalışmada el bileği rehabilitasyonu için geliştirilmiş olan bir aktif bilek ortezine hem pasif rehabilitasyon hem de dirençli egzersiz uygulamalarının yaptırılması amacıyla iki ayrı denetim modu daha eklenerek bir bilek rehabilitasyonunda ihtiyaç duyulacak tüm gereksinimlerin tek bir cihaz ile karşılanabilmesi sağlanmıştır.

DEVELOPMENT OF PASSIVE REHABILITATION AND RESISTIVE EXERCISE APPLICATION MODES FOR A WRIST ORTHOSIS

Keywords	Abstract
<i>Robotic Rehabilitation, Wrist Rehabilitation, Passive Rehabilitation, Resistive Exercises, EMG Signals.</i>	Nowadays, the number of people with hemiplegia is constantly increasing due to the cumulative elderly population and accidents, henceforth; it is becoming difficult for therapists to meet this burden as labor, time and cost. Robotic rehabilitation provides a longer lasting and cost-effective treatment option in the comfort of home environment, and it is very easy to make repeatable, measurable and controllable limb movements with the help of these devices. In this study, two separate control modes were added to an active wrist orthosis developed for wrist rehabilitation in order to perform both passive rehabilitation and resistive exercise applications, therefore; it is ensured that all the requirements that will be needed in a wrist rehabilitation can be met with a single device.

Alıntı / Cite

Kılıç, E., Başer, B., (2020). Bir Bilek Ortezi İçin Pasif Rehabilitasyon ve Dirençli Egzersiz Uygulama Modlarının Geliştirilmesi, Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 8(1), 33-41.

Yazar Kimliği / Author ID (ORCID Number)

E. Kılıç, 0000-0002-3099-0303
Ö. Başer, 0000-0002-7284-9797

Makale Süreci / Article Process

Başvuru Tarihi / Submission Date	08.02.2019
Revizyon Tarihi / Revision Date	29.05.2019
Kabul Tarihi / Accepted Date	10.07.2019
Yayın Tarihi / Published Date	20.03.2020

1. Giriş (Introduction)

Konvansiyonel rehabilitasyon süreci hasta ve terapist arasındaki etkileşime dayalı gerçekleştirilmekte olup bu da ciddi bir emek, zaman ve maliyet külfetine yol açmaktadır. Gelişen teknoloji ile birlikte terapist üzerindeki iş yükünü ciddi ölçüde ortadan kaldıran ve ihtiyaca yönelik programlanabilir rehabilitasyon robotları sayesinde fiziksel rehabilitasyon uygulamalarının daha etkin bir şekilde yürütüldüğü bilinmektedir. Robotik rehabilitasyonun bir diğer önemli avantajı ise hastaların ev ortamlarında kendi başlarına doğrudan rehabilitasyon robotları ile etkileşime girerek tedavileri için gerekli olan egzersizleri daha uzun vadede gerçekleştirebilmeleridir. Ayrıca konvansiyonel rehabilitasyon sürecinde iyileştirici hareket uygulamalarının etkinliği ve verimliliği doğrudan terapistin kişisel performansına bağlıyken robotik rehabilitasyonda ise kinematik yapısı tanımlanabilen

* İlgili yazar / Corresponding author: erginkilic@sdu.edu.tr, +90-246-211-1252

çok daha kontrollü (tekrarlanabilir, ölçülebilir, ayarlanabilir) hareketlerin yaptırılması söz konusudur. Sık ve tekrarlı uzuv hareketlerin yapılmasıyla yeni nöronların sürekli uyarılması sağlanarak zarar görmüş sinir bağlantıları yerine yeni sinir iletim hatlarının oluşturulduğu ve böylelikle kaybedilmiş fonksiyonların çok daha hızlı bir şekilde geri kazanılabildiği nöroplastisite konusunda yapılmış bilimsel çalışmalarda bildirilmektedir (Cauraugh ve Summers, 2005; Dean vd., 2000; Kahn vd., 2006). Sonuç olarak daha çok sıklıkta ve tekrarda gerçekleştirilen egzersizlerin etkinliği kanıtlanmış olup uzun süreli sıkılmadan ve yorulmadan çalışabilen robotlar yardımıyla bu zahmetli ve yorucu süreç çok daha kolay bir şekilde aşılabilmektedir (Colombo vd., 2001; Lum vd., 2002). Robotik rehabilitasyon odaklı fizik tedavi programlarının hastalarda kaybedilmiş fonksiyonların geri kazanımında büyük rol oynadığı gerçekleştirilen klinik çalışmalarda sunulmaktadır. Klinik çalışmalarda geniş yer alan ilk robotik sistem MIT-MANUS (Krebs vd., 1998) olup 20 felçli hastaya 11 hafta boyunca günlük birer saatlik tedavi uygulandığında hastaların omuz ve dirsek kısımlarındaki bozuklukların azaldığı görülmüştür. Benzer olarak alt uzuvların tedavi edilmesi için tasarlanan bir rehabilitasyon robotu ile 10 dakikadan oluşan 16 seanslık bir tedavi uygulanmış ve tedavi sonucunda hastaların adım sayılarında ve tempolarında önemli gelişmeler yaşandığı görülmüştür (Kubota vd., 2013).

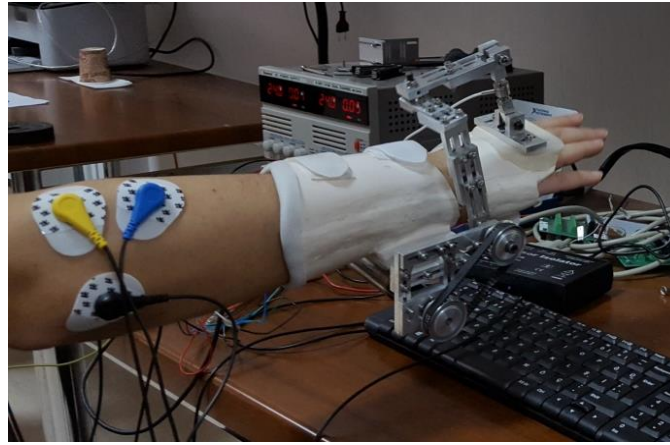
Günümüzde yaşlı nüfusun artışına bağlı olarak felçli insan sayısı da sürekli artmaktadır. Felç sonrası sinirlerde oluşan hasarlar bireylerin üst ya da alt uzuv eklemlerini ciddi ölçüde etkileyerek günlük yaşam faaliyetlerini sürdürmelerine engel olmaktadır. Ayrıca, insanlar doğuştan kaynaklanan nedenlerle olabildiği gibi çeşitli kazalardan dolayı da sakat kalabilmektedirler. Özellikle travmatik beyin ve omurilik yaralanmalarında sinir hasarları oluşmakta ve genellikle uzuv hareketlerinde kalıcı hasarlar meydana gelmektedir. İşlevini yitirmiş ve insan hayatını olumsuz yönde etkileyen kırık ya da felçli uzuvların tedavisinde şüphesiz fiziksel rehabilitasyon oldukça önemli iyileştirici bir faktördür. Örneğin 35 yaş üzeri bayanlarda her yıl binde dört oranında bilek kırığı vakasına rastlanılmakta (O'Neill vd., 2001) olup ciddi bilek kırıkları tespit edilen hastalara fizyoterapi uygulanarak hasarlı uzuvlara yeniden işlev kazandırılmaktadır (Bruger vd., 2013). El bileği üzerine geliştirilen aktif ortezler incelendiğinde görülmektedir ki, Takahashi vd. (2008) felçli hastaların el ve bilek tedavisi için 3 serbestlik dereceli ve pnömatik eyleyicileri olan HWARD (Hand Wrist Assisting Robotic Device) isimli bir ortez kullanmıştır. Ayrıca Chapuis vd. (2010) tarafından bilek eklemleri için tek serbestlik dereceli ReFlex isimli bir rehabilitasyon cihazı geliştirilmiş olup cihaz kullanıcısı kişilerin motor öğrenme becerilerinin ciddi ölçüde artırılması sağlanmıştır. Geliştirilen cihazın fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri için çalışma aralığının $\pm 75^\circ$ olduğu ve parçacık fren (particle brake) teknolojisinden faydalanılarak 4 Nm seviyesinde bir direnç torqu oluşturulabildiği belirtilmiştir. Erdoğan vd. (2011) tarafından ise ön kol ve bilek rehabilitasyonu için sabit platforma bağlı bir dış iskelet robot tasarımı ve uygulaması gerçekleştirilerek el bileğine fleksiyon/ekstansiyon yönlerinde yaklaşık 5 Nm dolaylarında destek torqu sağlanabildiği açıklanmıştır. Felçli hastalara tekrarlı bilek hareketleri yaptırmak adına Kinetic Muscles Inc. firması tarafından Hand Mentor isimli tek serbestlik dereceli bir bilek ortezi geliştirilmiş olup hastaların motor öğrenme becerilerini yeniden kazanabildikleri Kutner vd. (2010) tarafından gösterilmiştir. Kang vd. (2013) ise omurilik zedelenmesi olan kişiler için hastaların özellikle el fonksiyonlarını yeniden kazanmaları amacıyla el bileğinin fleksiyon/ ekstansiyon hareketleri ile çalışan bir ortez geliştirmiştir. Squeri vd. (2014) tarafından ise felçli hastaların hem motor fonksiyonlarında oluşan kayıp miktarlarının belirlenmesi hem de motor fonksiyonlarının yeniden kazandırılması amacıyla empedans denetim mimarisi kullanılarak bir robotik sistem geliştirilmiş olup bu geliştirilen cihaz sayesinde fleksiyon/ekstansiyon yönlerindeki bilek hareketleri için 1 Nm seviyesinde yardımcı tork desteği sağlanabildiği açıklanmıştır.

Gerçekleştirilen literatür araştırmalarında, bilek rehabilitasyon robotlarının dirsek ve ön-kol için geliştirilmiş olan robotlara göre çok daha az sayıda çalışıldığı görülmüştür. Bilek rehabilitasyonu için araştırmacıların ilgi yoğunluğunun sınırlı sayıda kalması ve özellikle aktif bilek ortez geliştirilmesi konusunda bilimsel çalışmaların yetersiz olduğu Squeri vd. (2014) tarafından açıkça bildirilmektedir. Bu eksikliğin giderilmesine yönelik Kılıç ve Doğan (2017) tarafından bir aktif bilek ortez tasarımı ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Söz konusu cihazın aktif rehabilitasyon dışında tam ya da kısmi felçli hastaların pasif rehabilitasyon (tekrarlı egzersiz) süreçlerinde etkin bir şekilde kullanılması mümkün olup hastanın bu esnadaki kas EMG sinyal seviyeleri kayıt altına alınabilmektedir. Pasif rehabilitasyon sürecinde cihaz kullanıcısının kaslarında en ufak bir iyileşme olduktan sonra ise hasta aktif rehabilitasyon sürecine geçebilecektir. Cihazın aktif rehabilitasyon sürecine ilişkin çalışma modları daha önce bir bulanık mantık kontrolcüsü kullanılarak Kilic ve Dogan (2017) tarafından ve bir takım yapay sinir ağ modelleri kullanılarak ise Kilic (2017) tarafından başarıyla gerçekleştirilmiştir. Aktif rehabilitasyon sürecinde cihaz kontrolü EMG sinyalleri üzerinden tamamen hastaya bırakılmakta olup bir takım sinyal işleme yöntemleri ve tasarlanmış olan ileri düzey kontrolcüler yardımıyla cihazın kontrolü başarıyla gerçekleştirilmiştir. Aktif rehabilitasyon sürecinden sonra ise kasların iyice güçlendirilmesi için dirençli egzersiz tedavilerine başlanması gerekmektedir. Yine bu çalışmada oluşturulmuş olan düşük/orta/yüksek ve sanal yük etkili dirençli egzersizler ile bir bilek tedavi sürecinin son aşamasında ihtiyaç duyulan dirençli egzersizler için gerekli olan tüm ayarlanabilir atalet, viskoz sürtünme ve ağırlık hissi oluşturacak sanal ortam çalışmaları önerilen bu çalışmada sunulmaktadır. Bölüm 2'de tasarlanmış ve üretilmiş olan aktif bilek ortezinin kısa bir tanıtımı yapılmaktadır. İlgili cihaz üzerinde ilk defa gerçekleştirilen tekrarlı bilek hareketleri (pasif rehabilitasyon) ve dirençli egzersiz uygulamaları detaylı bir

şekilde Bölüm 3'te sunulmakta olup çalışmanın özgünlük içeren kısmını oluşturmaktadır. Sonuç ve Tartışma kısmı ise Bölüm 4'te yer almaktadır.

2. Aktif Bilek Ortezi (Active Wrist Orthosis)

Sağ ön kol ve el ayasına giyilebilir şekilde tasarımı ve üretimi gerçekleştirilmiş olan bilek ortezi Şekil 1'de gösterilmektedir. Görüleceği üzere bir dişli kayış tahrik sistemi üzerinden üretilen motor torku el ayasına aktararak el bileğine $\pm 70^\circ$ açı limitlerinde arzulanan fleksiyon ve ekstansiyon hareketler yaptırılmaktadır. Neredeyse bütün cihaz uzuvları ayarlanabilir olup geniş bir yaş aralığı için kullanıma uygun hale getirilmeye çalışılmıştır. Cihazda alüminyum ve termo-plastik ağırlıklı parçalar kullanılmış olup cihazın toplam ağırlığı tüm eyleyici ve sensör sistemleri dahil 700 gram civarındadır. Cihazda 90-W gücünde fırçasız elektrik motoru (Maxon® EC-4pole, Part number 323218) kullanılmış olup 53.5 mNm'lik nominal motor torku ve 14700 dev/dak'lık nominal motor hızı 104:1'lik bir planet dişli sistemi (Maxon® Planetary Gearhead, Part number 370783) ve akabinde kullanılan 3:1'lik bir dişli kayış-kasnak tahrik sistemi (HDT-3M) vasıtasıyla el bileğine rahatlıkla 10 Nm üzeri torku yaklaşık $360^\circ/s$ hızlara kadar sağlayabilecek düzeydedir. Ayrıca cihaz üzerinde ± 200 N ölçüm kapasitesine sahip minyatür bir kuvvet sensörü (Burster® Model: 8417) ile 2000 darbe/devir'lik bir optik enkoder yer almaktadır. Bilek hareketlerinden sorumlu olan Extensor Carpi Radialis (ECR) ve Flexor Carpi Radialis (FCR) ön kol kaslarının aktivasyon seviyelerini ölçmek için 2 adet EMG sensörü (MyoScan™ Sensor-T9503M) kullanılmaktadır. EMG sinyalleri 1kHz'lik örnekleme frekansı altında 16 bit'lik Analog-Dijital Çeviriciye (ADC) sahip bir veri toplama kartı (National Instruments PCI-6221) üzerinden kayıt altına alınmaktadır.

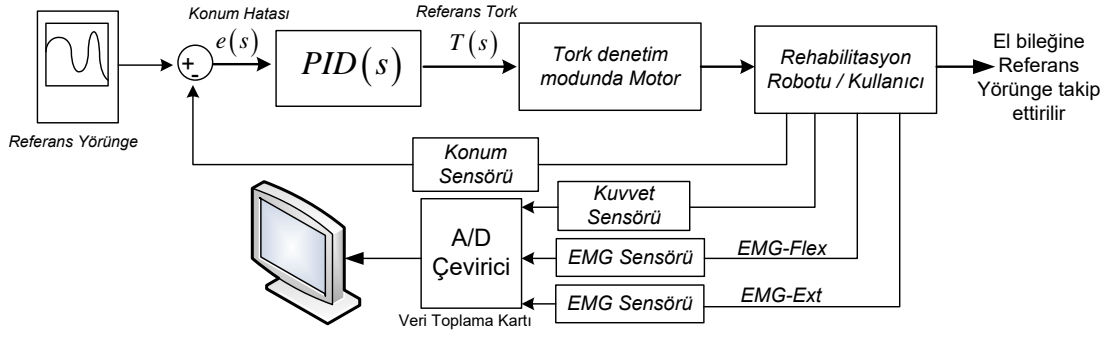


Şekil 1. Çalışmada kullanılan aktif bilek ortezi (Active wrist orthosis used in the study)

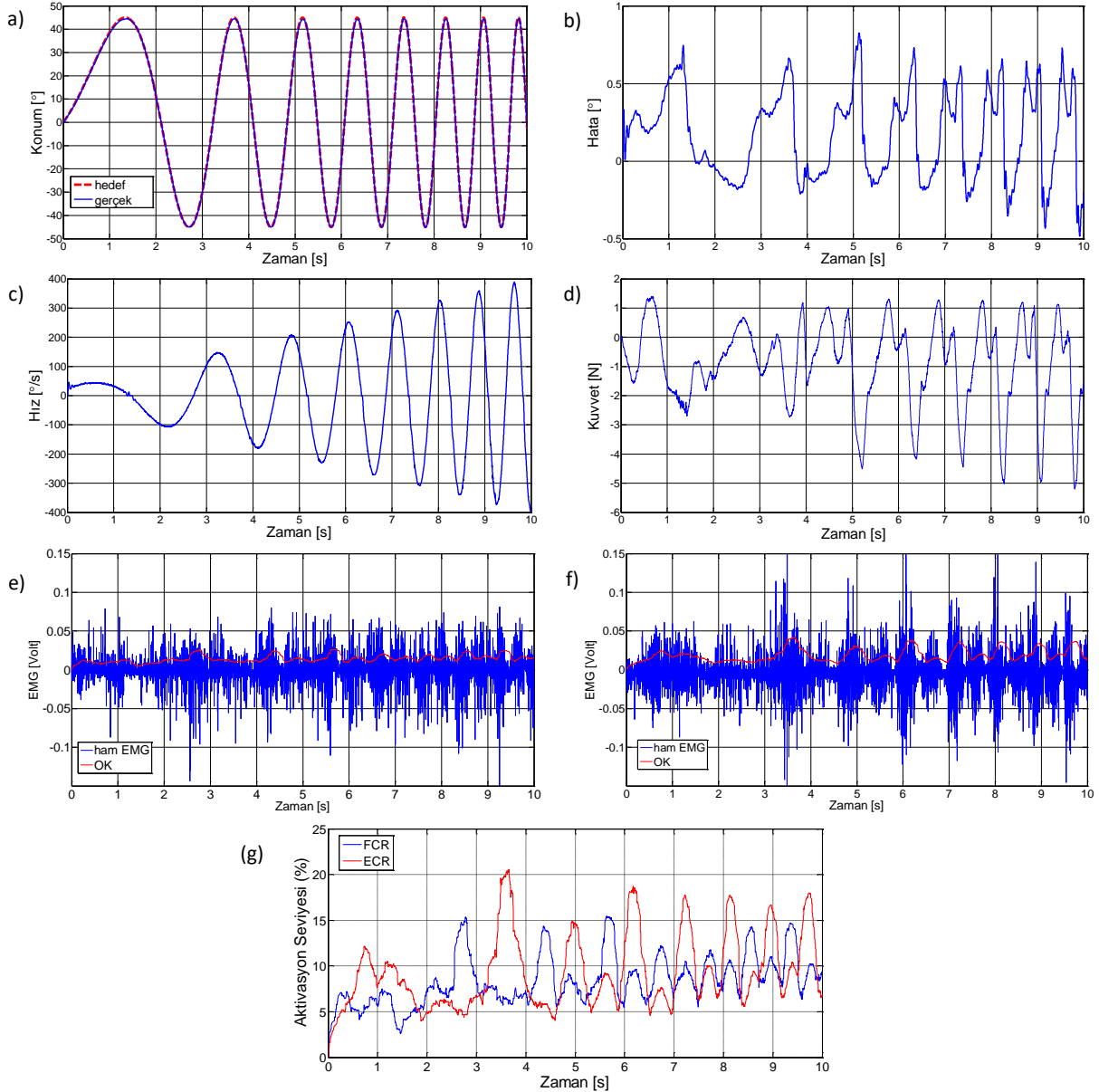
3. Kontrol Yöntemleri ve Deneysel Sonuçlar (Control Methods and Experimental Results)

3.1. Pasif Rehabilitasyon (Passive Rehabilitation)

Önemle belirtmek gerekir ki; bu makalede kullanılan kontrolcülerin çalışma performansları söz konusu bilek ortezi dinamik modelinin kurulduğu bir benzetim ortamında test edilmesinden sonra deney uygulamalarına geçilmiştir (Kılıç ve Doğan, 2018). Cihazın ilk olarak kapalı çevrim pozisyon kontrol testleri gerçekleştirilmiştir. Cihaz kullanıcısı bu kontrol modunda tamamen pasif durumda olup özellikle kısmi ya da tam felçli hastaların tedavilerinde kullanılması amaçlanmıştır. Bu kontrol yöntemindeki temel amaç bir hareketi sıklıkla ve tekrarlı bir şekilde yaptırarak hastanın merkezi sinir sisteminde bulunan motor nöronların uyarılmasını ve kaybedilen fonksiyonların yavaş yavaş geri kazanılmasını sağlamaktır. Şekil 2'de görüldüğü üzere konum kontrolcüsü için bir PID (Proportional Integral and Derivative) denetleyici tasarlanmış olup ilgili katsayılar sırasıyla P için 800, I için 10 ve D için ise 5 olarak ayarlanmıştır. Cihazın motor sürücüsü tork denetim modunda çalışmakta olup PID kontrolcü vasıtasıyla referans yörüngesinin minimum hata ile takip edilmesi sağlanmaktadır. Aynı zamanda kuvvet sensörü ve EMG sensörleri üzerinden de ölçümler alınarak gerçekleştirilen testler esnasında kullanıcı eline aktarılan kuvvetler ve kullanıcının ön kol kaslarının EMG seviyeleri gibi kritik öneme sahip veriler Şekil 3'te gösterildiği üzere veri toplama kartı sayesinde anlık olarak gözlemlenebilmekte ve kayıt altına alınabilmektedir.



Şekil 2. Pasif rehabilitasyon denetim mimarisi (Passive rehabilitation control architecture)



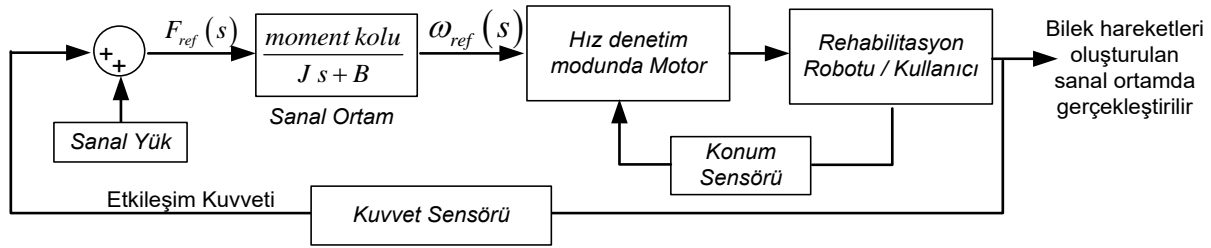
Şekil 3. Pasif rehabilitasyon uygulama sonuçları; a) konum, b) konum hatası, c) hız, d) kuvvet, e) EMG fleksiyon, f) EMG ekstansiyon, g) kas aktivasyon seviyeleri (Passive rehabilitation results; a) position, b) position error, c) velocity, d) force, e) EMG flexion, f) EMG extension, g) muscle activation levels)

İlk önce Şekil 3a'da gösterilen sinüs sinyal yapısında bir referans konum profili ile el bileğine $\pm 45^\circ$ arasında 10 saniye boyunca 7-8 kez önce yavaş frekanslardan (0.1 Hz) başlayarak daha sonra ise hızlı frekanslara (1 Hz) kadar Fleksiyon/Ekstansiyon hareketler yaptırılmaktadır. Şekil 3b'den görüleceği üzere konum hataları bu süre zarfında $[-0.48^\circ, 0.82^\circ]$ arasında ölçülmüş olup tüm hareket boyunca oluşan hataların ortalama karekök değeri ise 0.33° olarak hesaplanmıştır. Şekil 3c'de ise cihaz ve el bileği hızının 10. saniyede yaklaşık $400^\circ/s$ hızlarına kadar

çıkabildiği görülmektedir. Şekil 3d ise el ayası ile cihaz arasında oluşan etkileşim kuvvetlerini göstermekte olup bu kuvvetin maksimum mutlak değeri 5 N dolaylarındadır. Bu esnada FCR ve ECR kaslarından ölçülen ham EMG verileri ve bunların ortalama karekök değerleri ise sırasıyla Şekil 3e ve Şekil 3f'de sunulmaktadır. Şekil 3g'de ise kasların aktivasyon seviyeleri gösterilmekte olup her iki kasında yaklaşık yaklaşık %15 seviyelerinde aktive edildiği görülmektedir. Böylelikle geliştirilen cihaz yardımıyla bir pasif rehabilitasyon sürecinde ihtiyaç duyulan eklem açıklıklarında ve arzulanan hız aralığında tekrarlı bilek hareketleri kolaylıkla yaptırılabilir olup bu esnada cihazın hastaya uyguladığı kuvvet desteği ve hastanın ön kol kaslarında yaşanacak olan iyileşmeler ise EMG sinyal seviyeleri üzerinden rahatlıkla gözlemlenebilecektir. Pasif rehabilitasyon uygulamaları hem hastalar hem de terapistler için çok zorlu ve yorucu bir süreç olup bu çalışmada gösterildiği üzere hastalar artık bir rehabilitasyon merkezine ve bir terapistle bağımlı kalmadan daha uzun bir zaman boyunca ev ortamında tedavilerine rahatça devam edebileceklerdir.

3.2. Dirençli Egzersizler (Resistive Exercises)

Rehabilitasyon robotları kullanılarak genelde hastaya belirli bir direnç kuvveti hissettirilir ve bu direnç kuvveti altında hastanın bir hedef yörüngesi takip etmesi istenir. Böylelikle hasta kaslarının güçlendirilmesi amaçlanır. Cihazın dirençli egzersiz modu için Şekil 4'te gösterilen admitans model tabanlı bir denetim mimarisi tasarlanmıştır ve ilgili parametrelerin (J, B ve Sanal Yük) ayarlanması ile cihaz kullanıcı için bir sanal ortam oluşturulmuştur. Bu ayarlanabilir parametreler sırasıyla atalet (J), viskoz sürtünme (B) ve sanal yükün yer çekimi ağırlığıdır. Egzersizler sırasında kullanıcıya kendi hareketleri ve izlemesi gereken hedef yörünge bilgisayar ekranında gösterilmektedir. Cihaz kullanıcı hedef yörüngesi takip etmeye çalışırken yörüngeden sapma hataları, cihaz ile kullanıcı arasındaki etkileşim kuvvetleri, bilek eklem hızı ve FCR ile ECR kaslarından ölçülen EMG verileri sürekli ve anlık olarak kayıt altına alınmaktadır.

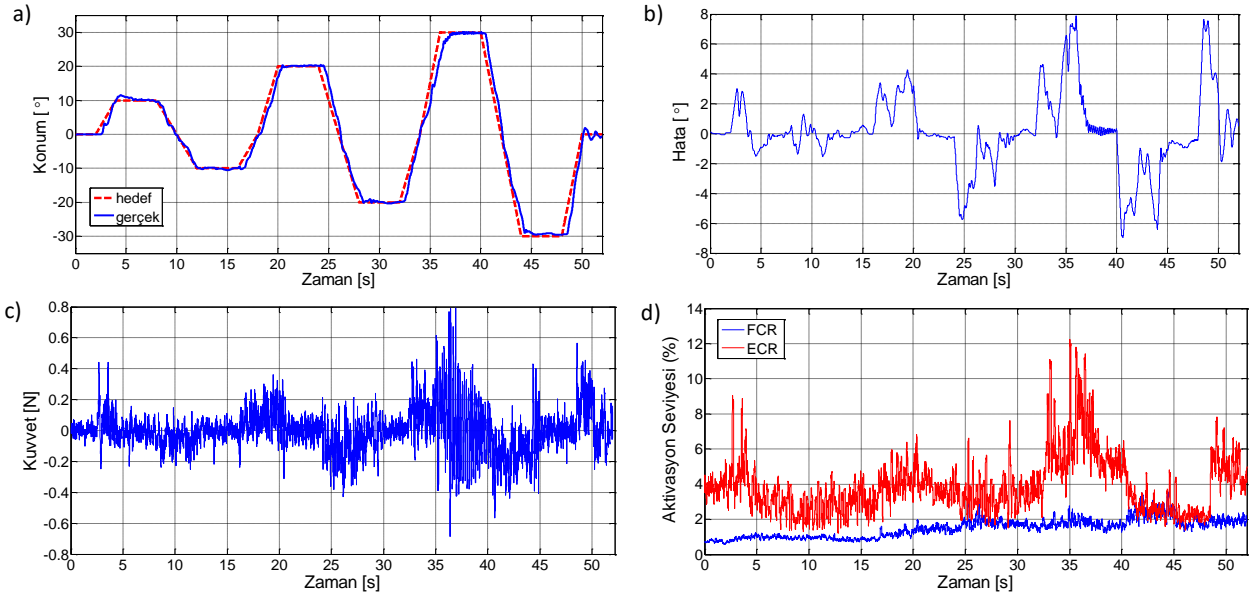


Şekil 4. Dirençli yük denetim mimarisi (Resistive load control architecture)

3.2.1 Düşük Dirençli Egzersiz (Low Resistive Exercise)

Düşük dirençli egzersiz için ilgili parametreler; $J = 5 \times 10^{-5}$ [kg.m²], $B = 5 \times 10^{-4}$ [N.m/(°/s)], Moment Kolu = 0.05 [m] ve Sanal Yük = 0 [N] değerlerine ayarlanmıştır. Bu değerler robotun kontrol sisteminde kararsızlık yaratmayacak şekilde seçilebilecek minimum J ve B parametre değerleridir. Moment Kolu değeri sabit olup cihazı kullanan kişinin yaklaşık el ayası uzunluğudur. Bu kullanılan parametre değerleri ile bilek ekleminde hissedilecek olan eylemsizlik ve viskoz sürtünme etkisi mümkün olan minimum seviyelere çekilmiştir. Böylelikle cihaz kullanıcı çok düşük kas kuvvetleri ile Fleksiyon/Ekstansiyon bilek hareketlerini yapabilecektir.

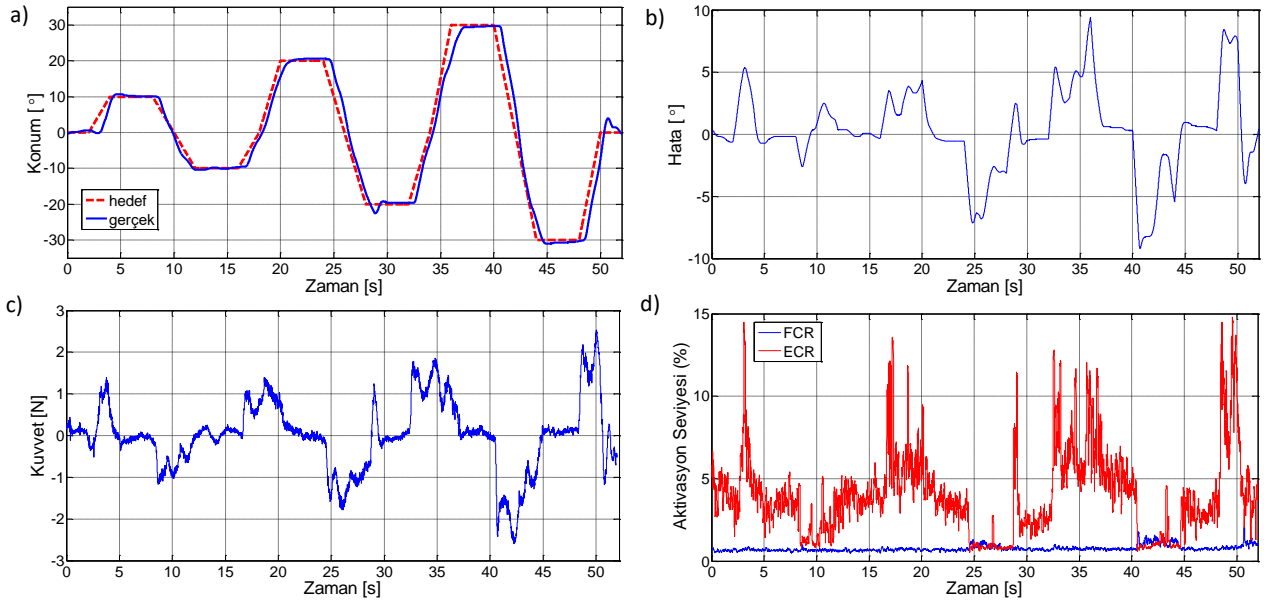
Şekil 5'te düşük dirençli egzersiz test sonuçları sunulmuş olup görüleceği üzere ölçülen etkileşim kuvvetlerinin seviyesi ± 0.8 [N] arasında değişmekte olup kullanıcının cihazı neredeyse hissetmediği rahatlıkla söylenebilir. Referans yörüngeye göre fark oluşturan hatalar $[-6.93^\circ, 7.89^\circ]$ aralığında ölçülmüş olup tüm yörünge boyunca konum hatalarının ortalama karekök değeri ise 2.44° olarak hesaplanmıştır. FCR ve ECR kaslarının aktivasyon seviyeleri ise %10'nun altında olup ön kol kaslarının çok az çalıştırıldığı söylenebilir.



Şekil 5. Düşük dirençli egzersiz sonuçları; a) konum, b) konum hatası, c) kuvvet, d) kas aktivasyon seviyeleri (Low resistive exercise results; a) position, b) position error, c) force, d) muscle activation levels)

3.2.2 Orta Dirençli Egzersiz (Medium Resistive Exercise)

Orta dirençli egzersiz için ilgili parametreler; $J = 5 \times 10^{-4}$ [kg. m²], $B = 5 \times 10^{-3}$ [N. m/(°/s)], Moment Kolu = 0.05 [m] ve Sanal Yük = 0 [N] değerlerine ayarlanmıştır. Test sonuçları Şekil 6'da sunulmaktadır. Cihaz kullanıcısı artık el ayasında bir direnç hissetmeye başlamış olup söz konusu referans yörüngeyi takip ederken etkileşim kuvvetlerinin değeri görüldüğü üzere ± 2 [N] arasında değişmektedir. Referans yörüngeye göre ölçülen konum hataları $[-9.19^\circ, 9.41^\circ]$ aralığında çıkmış olup tüm yörünge boyunca hataların ortalama karekök değeri ise 3.27° olarak hesaplanmıştır. FCR kas aktivasyon seviyesi %1-2 seviyelerinde olup ECR kasının aktivasyon seviyesinin ise %15'lere kadar çıktığı görülmektedir.

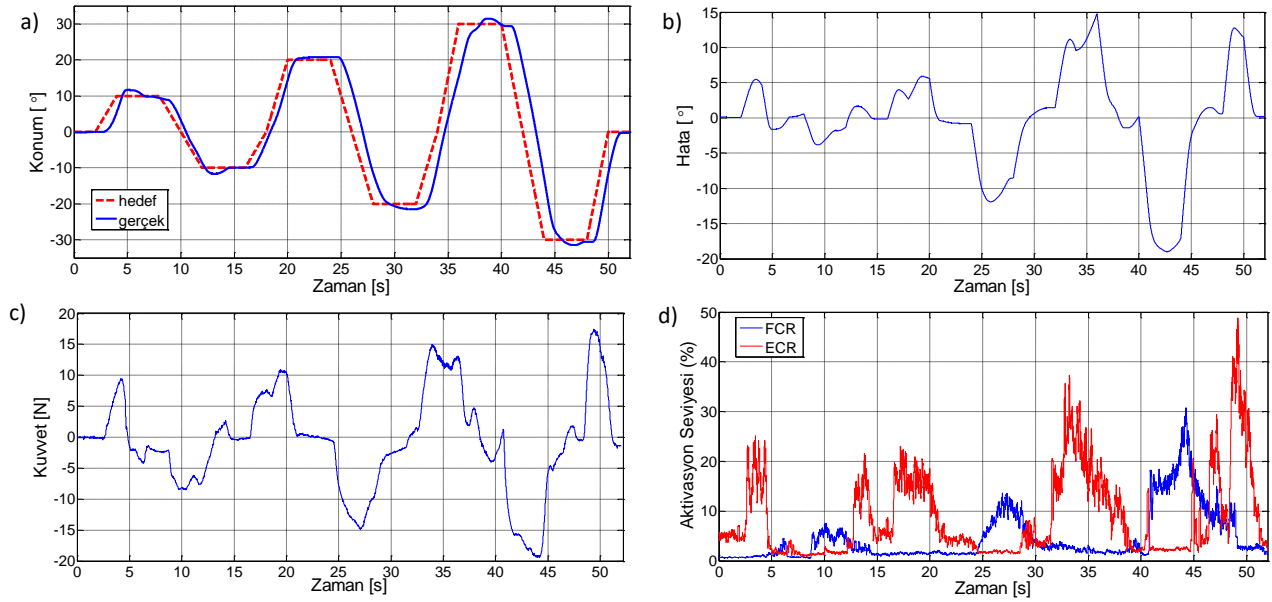


Şekil 6. Orta dirençli egzersiz sonuçları; a) konum, b) konum hatası, c) kuvvet, d) kas aktivasyon seviyeleri (Medium resistive exercise results; a) position, b) position error, c) force, d) muscle activation levels)

3.2.3 Yüksek Dirençli Egzersiz (High Resistive Exercise)

Yüksek dirençli egzersiz için ilgili parametreler; $J = 5 \times 10^{-3}$ [kg. m²], $B = 5 \times 10^{-2}$ [N. m/(°/s)] Moment Kolu = 0.05 [m] ve Sanal Yük = 0 [N] değerlerine ayarlanmıştır. Şekil 7'de sunulan sonuçlardan görüleceği üzere cihaz kullanıcısı artık el ayasında ciddi seviyede bir direnç kuvveti hissetmekte olup söz konusu referans yörüngeyi takip ederken ciddi ölçüde zorlanmaktadır. Etkileşim kuvvetlerinin değeri bu sefer ± 20 [N] arasında değişmektedir. Referans yörüngeye göre ölçülen konum hataları ise bu sefer $[-18.98^\circ, 14.74^\circ]$ aralığında seyretmekte olup tüm

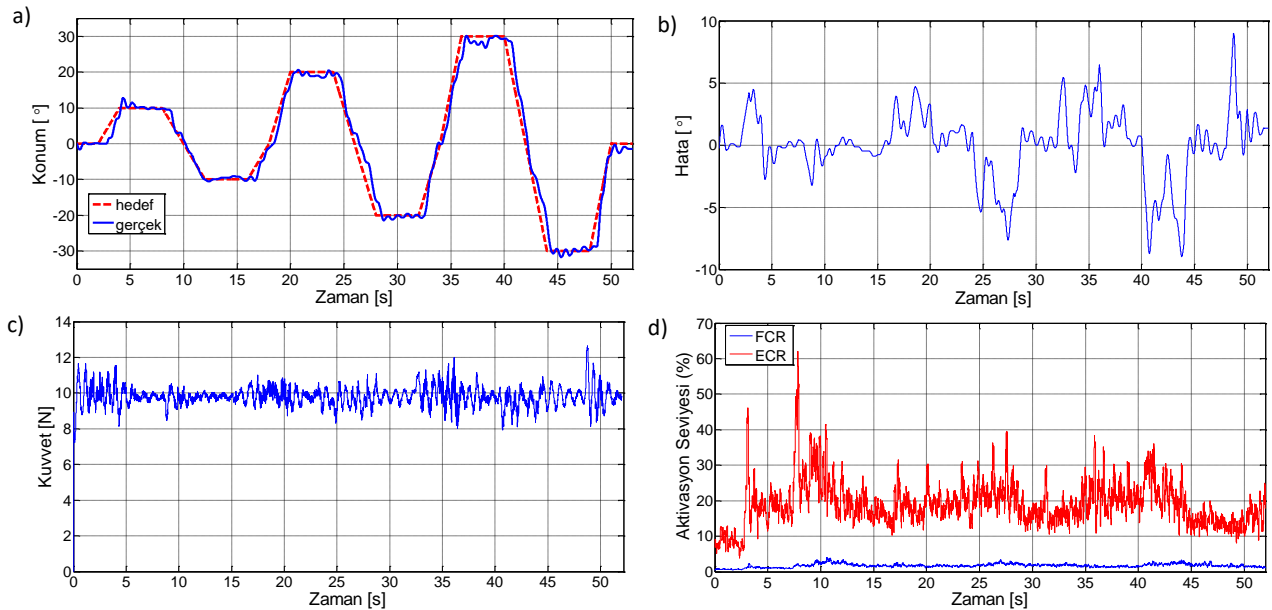
yörünge boyunca hataların ortalama karekök değeri ise 6.91° hesaplanmıştır. FCR kasının aktivasyon seviyesi %30, ECR kasının aktivasyon seviyesinin ise %40'lara kadar çıktığı görülmektedir.



Şekil 7. Yüksek dirençli egzersiz sonuçları; a) konum, b) konum hatası, c) kuvvet, d) kas aktivasyon seviyeleri (High resistive exercise results; a) position, b) position error, c) force, d) muscle activation levels)

3.2.4 Sanal Yük Uygulaması (Virtual Load Application)

Orta dirençli test parametre değerleri kullanılarak bu sefer Sanal Yük değeri +10 [N] olarak değiştirilmiştir. Böylelikle cihaz kullanıcısının el ayasına ECR kasını çalıştıracak yönde yaklaşık 1 kg'lık bir sanal yükleme yapılmıştır. Şekil 8'de sunulan sonuçlardan görüldüğü üzere kuvvet değerleri artık 10 ± 2 [N] şeklinde değişmektedir. Referans yörüngeye göre ölçülen konum hataları $[-8.98^\circ, 9.01^\circ]$ arasında değişmekte olup hareket boyunca toplam hataların ortalama karekökü ise 2.71° olarak hesaplanmıştır. FCR kas aktivasyon seviyesi %2 seviyelerinde olup ECR kası ise sürekli 10 [N]'luk sanal bir yüke maruz kalması nedeniyle yaklaşık %25 seviyelerinde sürekli aktive edilmektedir.



Şekil 8. Sanal yük egzersiz sonuçları; a) konum, b) konum hatası, c) kuvvet, d) kas aktivasyon seviyeleri (Virtual load exercise results; a) position, b) position error, c) force, d) muscle activation levels)

4. Sonuç ve Tartışma (Result and Discussion)

Bu çalışmada daha önce geliştirilmiş olan bir aktif bilek ortezi üzerine pasif rehabilitasyon ve dirençli egzersiz uygulamalarının yapılabilmesi için 2 ayrı rehabilitasyon modu eklenmiştir. Gerçekleştirilen deneysel sonuçlardan

görülebileceği üzere cihaz pasif rehabilitasyon modunda iken arzulanan referans yörünge bir kapalı çevrim PID kontrolcü üzerinden başarıyla sağlayabilmektedir. Böylelikle tam ya da kısmi felçli hastaların ilk rehabilitasyon süreçlerinde etkin bir şekilde kullanılabilir olup hastanın bu hareketleri şimdiye kadar kaç kez ve hangi sıklıkta yaptığı kayıt altına alınıp tedaviyi yönlendirecek olan doktora sunulabilecektir. Pasif rehabilitasyon sürecinde çok sık tekrarlı bilek hareketleri yaptırılarak hasarlı sinir hücreleri yerine yeni iletim hatlarını oluşturabilecek sağlıklı sinir hücrelerinin devreye alınması amaçlanmaktadır. Ön kol kaslardan toplanan EMG sinyalleri tedavi süreci boyunca sürekli kayıt altına alınarak hastanın günden güne iyileşme belirtisi gözlemlenebilecektir. Hatta kasların yüzde olarak ne kadar aktive edildiği raporlanabilecektir. Hastanın kaslarında en ufak bir iyileşme gözlemlendikten sonra ise hasta aktif rehabilitasyon sürecine geçecektir. Aktif rehabilitasyon sürecinde cihaz kontrolü EMG sinyalleri üzerinden sağlanmakta olup cihaz tamamen hastadan gelen istemli komutlara göre çalışmaktadır. Yani cihaz kullanıcısı ön kol kaslarını az ya da çok kasarak cihazın düşük ya da yüksek hızlarda çalışmasını kontrol etmekte ve böylelikle konum kontrolünü de sağlayabilmektedir. Bilindiği üzere aktif rehabilitasyon sürecinden sonra ise kasların iyice güçlendirilmesi için dirençli egzersizlerin hastanın gelişim seviyesine uygun bir şekilde yapılması gerekmektedir. Özellikle bu çalışma kapsamında gerçekleştirilmiş olan düşük/orta/yüksek ve sanal yük etkili dirençli egzersiz modları sayesinde bir bilek tedavi sürecinin son aşamasında ihtiyaç duyulan dirençli egzersizlerin başarıyla yapılabildiği gösterilmiştir. Bir bilek tedavisinde ihtiyaç duyulan atalet, viskoz sürtünme ve ağırlık hissi parametreleri farklı değerlere ayarlanarak sanal ortam testleri yapılmıştır. Test sonuçlarından görüleceği üzere parametre değerleri kademeli olarak arttırılmış ve cihaz kullanıcısının giderek ağırlaşan şartlar altında bileğini hareket ettirmek zorunda kaldığı gösterilmiştir. Böylece söz konusu cihaza 2 ayrı rehabilitasyon modu daha eklenerek cihazın olası tüm rehabilitasyon uygulamalarını yapabilecek düzeye ulaşması sağlanmıştır. Bundan sonra ki süreçte ise geliştirilmiş olan bu bilek rehabilitasyon cihazını gerçek hastalar üzerinde deneme testleri yapılarak cihazın iyileştirme etkilerine yönelik istatistiksel çalışmaların gerçekleştirilmesi planlanmaktadır.

Teşekkür (Acknowledgement)

Bu çalışma 114M890 numaralı TÜBİTAK projesi kapsamında gerçekleştirilmiş olup desteklerinden dolayı makale yazarları TÜBİTAK'a en içten teşekkürlerini sunarlar.

Çıkar Çatışması (Conflict of Interest)

Yazarlar tarafından herhangi bir çıkar çatışması beyan edilmemiştir. No conflict of interest was declared by the authors.

Kaynaklar (References)

- Bruder, A.M., Taylor, N.F., Dodd, K.J., Shields, N., 2013. Physiotherapy intervention practice patterns used in rehabilitation after distal radial fracture. *Physiotherapy*, 99 (3), 233-240.
- Cauraugh, J.H., Summers, J.J., 2005. Neural plasticity and bilateral movements: A rehabilitation approach for chronic stroke. *Progress in Neurobiology*, 75 (5), 309-320.
- Chapuis, D., Grave, R.B., Lamercy, O., Gassert, R., 2010. ReFlex, a Haptic Wrist Interface for Motor Learning and Rehabilitation. *IEEE Haptics Symposium*, 25-26 March, Waltham, Massachusetts, USA.
- Colombo, G., Wirz, M., Dietz, V., 2001. Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. *Spinal Cord*, 39, 252-255.
- Dean, C.M., Richards, C.L., Malouin, F., 2000. Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: A randomized, controlled pilot trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81 (4), 409-417.
- Erdoğan, A., Satıcı, A.C., Patoglu, V., 2011. Passive Velocity Field Control of a Forearm-Wrist Rehabilitation Robot. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich, Switzerland.
- Kahn, L.E., Zygmant, M.L., Rymer, W.Z., Reinkensmeyer, D.J., 2006. Robot-assisted reaching exercise promotes arm movement recovery in chronic hemiparetic stroke: a randomized controlled pilot study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3, 1-12.
- Kang, Y-S., Park, Y-G., Lee, B-S., Park, H-Y. 2013. Biomechanical evaluation of wrist-driven flexor hinge orthosis in persons with spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 50 (8), 1129-1138.
- Kılıç, E., Doğan, E., 2017. Aktif bir bilek ortez tasarımı ve üretimi. *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi Part C: Tasarım ve Teknoloji*, 5 (1), 33-44.
- Kılıç, E., Doğan, E., 2018. Aktif bir bilek ortezin kinematik ve kinetik analizleri. *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 24(1), 50-62.
- Kilic, E., 2017. EMG based neural network and admittance control of an active wrist orthosis. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 31 (12), 6093-6106.
- Kilic, E., Dogan, E., 2017. Design and fuzzy logic control of an active wrist orthosis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 231 (8), 728-746.
- Krebs, H.I., Hogan, N., Aisen, M.L., Volpe, B.T., 1998. Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6 (1), 75-87.

- Kubota, S., Nakata, Y., Eguchi, K., Kawamoto, H., Kamibayashi, K., Sakane, M., Sankai, Y., Ochiai, N., 2013. Feasibility of rehabilitation training with a newly developed wearable robot for patients with limited mobility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94 (6), 1080-1087.
- Kutner, N.G., Zhang, R., Butler, A.J., Wollf, S.L., Alberts, J.L., 2010. Quality-of-Life Change Associated With Robotic-Assisted Therapy to Improve Hand Motor Function in Patients With Subacute Stroke: A Randomized Clinical Trial. *Physical Therapy*, 90 (4), 493-504.
- Lum, P.S., Burgar, C.G., Shor, P.C., Majmundar, M., Van der Loos, M., 2002. Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83 (7), 952-959.
- O'Neill, T.W. et al. 2001. Incidence of distal forearm fracture in British men and women. *Osteoporosis International*, 12 (7), 555-558.
- Squeri, V., Masia, L., Giannoni, P., Sandini, G., Morasso, P. 2014. Wrist Rehabilitation in Chronic Stroke Patients by Means of Adaptive, Progressive Robot-Aided Therapy. *IEEE Transactions On Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22 (2), 312-325.
- Takahashi, C.D., Der-Yeghiaian, L., Le, V., Motiwala, R.R., Cramer, S.C., 2008. Robot-based hand motor therapy after stroke. *Brain*, 131, 425-437.