

BİLEK REHABİLİTASYONU İÇİN DÜŞÜK MALİYETLİ BİR TAŞINABİLİR ROBOTİK CİHAZIN GELİŞTİRMESİ VE KONTROLÜ

İbrahim KARABIYIK * 
Ergin KILIÇ ** 
Atilla BAYRAM *** 

Alınma: 22.08.2019; düzeltme: 28.10.2019; kabul: 18.11.2019

Öz: Bu çalışma kapsamında, el bileğinde dışa büküm ve içe büküm bilek hareketlerini kaybetmiş kısmi felçli hastalar için düşük maliyetli ve taşınabilir bir robotik rehabilitasyon cihazı geliştirilmiştir. Aktif bilek ortezi olarak tanımlanan bu cihaz ile rehabilitasyon merkezlerine ve bir sağlık personeline bağımlı kalmaksızın herhangi bir ortamında felçli hastalara tekrarlı bilek hareketlerinin yaptırılması amaçlanmıştır. Bu amaç için bir robotik ortez tasarımı yapıp prototip üretimi tamamlanmıştır. Bu prototip üzerinde elin ekstansiyon ve fleksiyon hareketlerinin konum kontrolü hem pasif hem de aktif rehabilitasyon modlarında yapılabilmektedir. Pasif rehabilitasyon modunda değişken hızlarda salınım hareketi bir potansiyometre yardımıyla gerçekleştirilirken aktif rehabilitasyon modunda ise EMG algılayıcıları üzerinden konum kontrolü, kuvvet sensörü üzerinden ise bir admitans türü kontrol mimarisi yardımıyla dirençli egzersiz uygulamaları tamamen cihaz kullanıcısının isteği/gayesi doğrultusunda gerçekleştirilmektedir. Tasarlanan bilek ortezinin mobil olmasının yanında en önemli hedeflerden biri de düşük maliyetli olmasıdır. Cihazdan istenen performansı yerine getirebilecek ölçüde donanım elemanlarının kullanılması ile performans/fiyat oranı en üst seviyede tutulmaya çalışılmıştır. Son olarak literatürde bu çalışmaya benzer fakat maliyeti oldukça yüksek bir başka çalışma ile performans ve maliyet yönüyle karşılaştırma yapılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Robotik rehabilitasyon, Pasif bilek rehabilitasyonu, Aktif bilek rehabilitasyonu, EMG sinyalleri, Gerçek zamanlı hareket denetimi, Admitans kontrolü

Development and Control of a Low-Cost and Portable Robotic Device for Wrist Rehabilitation

Abstract: In this study, a low cost and portable robotic device has been developed for patients with partial paralysis who have lost outward and twist wrist movements in the wrist. The main task of the device is to allow patients with partial paralysis to recover more quickly by performing repetitive wrist movements. The device is designed to allow the patient to perform wrist exercises comfortably in the home environment without being dependent on rehabilitation centers and a medical staff. In this study, a robotic orthosis device has been designed and manufactured with low cost. The flexion and extension motion control of the wrist were applied on this device in passive and active modes. In passive rehabilitation mode, oscillation movement at variable speeds and position control with potentiometer were performed. In the active mode, the device control can be provided directly via EMG sensors and according to the desire of the users, admittance control architecture is realized with the help of a force sensor. In addition to being a portable (light and mobile), one of the most important goals in this study is

* Süleyman Demirel Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği, 32260, Isparta

** Süleyman Demirel Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği, 32260, Isparta

*** Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği, 65080, Van

İletişim Yazarı: Atilla Bayram (atillabayram@yyu.edu.tr)

low cost. For this aim, the performance / price ratio was tried to be kept at a reasonable level with the selected hardware. Finally, this study was compared with similar another study but with a very high cost in terms of the performance and cost.

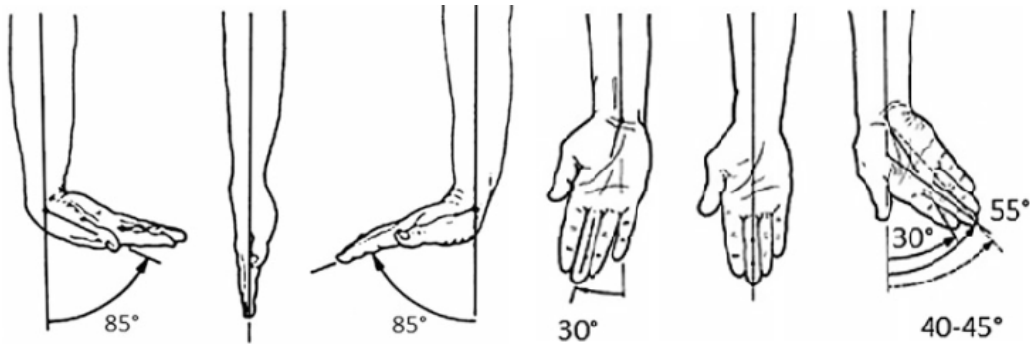
Keywords: Robotic rehabilitation, Passive wrist rehabilitation, Active wrist rehabilitation, EMG signals, Real-time motion control, Admitans control.

1. GİRİŞ

Değişik nedenlerden dolayı beyinde bir hasar sonucu veya lokal olarak insan vücudunun diğer uzuvları gibi el ve bilekte fel gibi hareket bozuklukları oluŐabilmektedir. Aynı zamanda yaŐlanmaya dayalı eklem fonksiyonlarında yaŐanan kayıplara bağlı hastalıklarda da artıŐlar yaŐanmaktadır. Bu tőr rahatsızlıklarda hastaların iyileŐmesinde sinirsel ve iŐlevsel olmak üzere iki farklı metot kullanılmaktadır. Eklemsel rahatsızlık rehabilitasyonunun birçok çeŐidi mevcut olup bunlardan yaygın olarak uygulanan yöntemlerden biri de orteز uygulamalarıdır.

Statik el bilek orteزleri, hastanın bileęinin hareketsiz kalması istendięi kırık, çatlak, doku zedelenmesi, karpal tūnel sendromu, tendon hasarında, kireçlenme gibi rahatsızlıklarda kullanılırlar. Dinamik el bilek orteزleri ise statik orteزler gibi el bileęinin Őekline gōre tasarlanmakla birlikte harekete izin verip el bileęi hareketlerini zorlaŐtırarak veya kolaylaŐtırarak zayıf olan kasların tedavisi sūrecinde kullanılırlar. Dinamik bilek ortezi sōnūmleyici yaylar ile kaslardan gelen kuvvetlere tepki verebilmektedir. Bōylece orteز bilek eklemine gelen titreŐim ve darbeleri sōnūmlemeye yardımcı olmaktadır (Cruz, 1995) ve (Hoffman ve Blakey, 2011). Bu iki tőr el bileęi orteزlerine ek olarak aktif el bilek orteزleri adıyla ūncū bir orteز tūrū de ortaya çıkmıŐtır. Aktif el bileęi orteزleri sūrekli geliŐen robot ve bilgisayar teknolojisi ile insanlarla uyumlu çalıŐabilen robotik sistemler içermektedir. Bu orteزler genellikle bir veya daha fazla eyleyici ve sensōrler yardımıyla el bileęine aktif veya pasif rehabilitasyon yaptırmak için kullanılırlar. Aktif bilek orteزlerinin temel amacı ise bilek hareketlerini yerine getiremeyen kısmi felçli hastaların bu kabiliyetlerini tekrar kazanabilmeleri için her hangi bir saęlık personeline ihtiyaç duymadan bir takım fizik tedavi hareketlerini programlanabilir ve tekrarlı olarak deęiŐik robotik sistemlerle yapabilmelerini saęlamaktır.

El bileęi eklemi serbestlik derecesi iki olan bir ūniversal mafsal yapısında olup bu el bileęi hareketleri ekstansiyon (ie būkūm), fleksiyon (dıŐa būkūm) ile radial deviasyon (dıŐa sapı) ve ulnar deviasyon (ie sapı) olarak tanımlanan hareketler ile saęlanmaktadır (Marangoz, 2006). Saęlıklı bir el bileęi hareketlerinin çalıŐma sınırları yetiŐkin bir insanda fleksiyon/ekstansiyon (F/E) için 70°/65° ve radial/ulnar (R/U) deviasyon için ise 30°/35° dolaylarındadır. El bileęinin gūnlük iŐleri yerine getirirken bilekte ihtiyaç duyulan tork deęerinin yaklaŐık 1.2 Nm seviyesinde olduęu bilinmektedir (Williams ve dię., 2001). Fleksiyon/ekstansiyon (F/E) ve radial/ulnar (R/U) deviasyon hareketleri Őekil 1'de verilmiŐtir.



Şekil 1:
El-bilek hareketleri (Wang, 2014)

Literatürde el-bilek ortezi çalışmalarında rehabilitasyon hareketleri tek serbestlik dereceli olarak fleksiyon/ekstansiyon hareketi üzerine yoğunlaşmaktadır. Diğer hareketler ise serbest bırakılmıştır. Koeneman ve diğ. (2004) tarafından geliştirilmiş olan pnömatik kaslı el terapi cihazında insan kasına benzer özellikler gösteren yapay pnömatik kaslar kullanılmış olup hava kası ön kola bağlanarak hareket, bileğin dönme ekseninden geçirilmiş olan bir mekanizmanın üst koluna iletmektedir. Takahashi ve diğ. (2005) tarafından tasarlanmış olan HWARD robotu elin nesnelere kavrama ve bırakma faaliyetlerine yardımcı olup el bileğinin fleksiyon/ekstansiyon hareketine de yardımcı olduğu bilinmektedir. Erdoğan ve diğ. (2011) tarafından geliştirilen ön kol ve bilek için fizik tedavi egzersizlerinin yapılabileceği bir dış iskelet robot tasarlanmış ve uygulaması yapılmıştır. Bu cihaz sabit bir platforma bağlı olup fleksiyon/ekstansiyon yönlerinde bilek hareketlerini desteklemektedir. Bu çalışmanın performansını karşılaştırmaya referans olan bir başka çalışmada Kilic ve Doğan (2017) ise aktif bilek ortezi tasarlayıp prototip üretimi yapılmış yüksek hassasiyetli bir kuvvet sensörü ve ham EMG sinyal çıktısı verebilen EMG sensörleri ile fleksiyon/ekstansiyon hareketinin kontrolünü gerçekleştirmiştir.

Birçok çalışmada el-bileği ortezi için fleksiyon/ekstansiyon ve radyal/ulnar hareketlerinin ayrı ayrı kontrol edildikleri gözlemlenmiştir. Carroza ve diğ. (2004) tarafından geliştirilen bilek rehabilitasyon robotunda, terapist tarafından uygulanacak olan tedaviye göre fleksiyon/ekstansiyon ve radyal/ulnar bilek hareketleri iki motor tarafından gerçekleştirilmekte olup hareket iletimi için motorlara bağlı kasnaklar kullanılmaktadır. Bileğin iki tür hareketine ek olarak pronasyon/supinasyon hareketi denen kolun kendi eksenine etrafında yaptığı hareketin rehabilitasyonunu içeren tasarımlar da literatürde mevcuttur. Mesela, Schmidt ve diğ. (2004) tarafından geliştirilmiş olan Bi-Manu-Track rehabilitasyon robotu iki kola aynı anda pasif ve aktif rehabilitasyon yaptırabilmekte olup ön kol için pronasyon/supinasyon, bilek için ise fleksiyon/extension hareketlerini yaptırabilmektedir. Cihaz her iki kol için hız, direnç ve genliği ayrı ayrı ayarlamaya olanak sunmaktadır. Diğer bir çalışmada ise fleksiyon/ekstansiyon ve radyal/ulnar bilek hareketlerine ek olarak pronasyon/supinasyon hareketini içeren rehabilitasyon sistemi Hogan ve diğ. (1992) tarafından tasarlanmıştır. 3B üretim teknolojisi kullanılarak robotik rehabilitasyon cihazlarının tasarımı üzerine literatürde değişik çalışmalara rastlamak mümkündür. Bu çalışmalardan birinde el için inme (stroke) rehabilitasyonu üzerine 3B ile üretilmiş bir el iskeleti tasarlanıp üretilmiştir (Abdallah ve diğ., 2017). Bu sistemde EMG sinyalleri ölçülerek elin hareketi hasta isteğine bağlı olarak gerçekleştirilmektedir. Diğer bir çalışmada ise Ambar ve diğ. (2017) fleksiyon/ekstansiyon ve pronasyon/supinasyon bilek hareketlerini kullanarak bilgisayar oyununu kontrol etmek için bir rehabilitasyon cihazı tasarlamışlardır. ABS malzeme kullanılarak 3B yazıcı ile üretilen bu cihaz elin üzerine oturabildiği kubbe şeklindeki bir joystick fare imlecini kontrol edebilmektedir. MIT-MANUS adı verilen robotik sistem 5 serbestlik derecesine sahip olup doğrudan tahrikli 5 çubuk bağlantılı SCARA mekanizması ile çalışmaktadır. Cihazın 2 serbestlik derecesi ön kol ve dirseğe hareket vermekte diğer üç serbestlik derecesi ise bileğe hareket vererek pronasyon/supinasyon, fleksiyon/extension ve radyal/ulnar hareketlerini sağlamaktadır. Dört serbestlik dereceli RiceWrist isimli robot ön kola pronasyon/supinasyon, el bileğine ise fleksiyon/extension ve radyal/ulnar hareketlerini yaptırmaktadır. Bu çalışmada pronasyon/supinasyon hareketleri 90°/90° açı limitlerinde 1.69 Nm'ye kadar tork üretebildiği bildirilmiştir (Gupta ve diğ., 2008).

Rehabilitasyon için kullanılan aktif ortezi sistemleri mekanik olarak aynı temel özellikleri göstermekle birlikte bazı sistemlerde pnömatik eyleyiciler (Bartlett ve diğ., 2015), step motor (AbdulKareem ve diğ., 2018), DC motor (Blank ve diğ., 2013) veya doğrusal eyleyiciler (Khokhar ve diğ., 2010) gibi farklı tahrik sistemleri kullanılmıştır. Fakat genel itibarıyla bu sistemlerde yüksek tork kapasitesi ve konum kontrollerin kolay olmasından dolayı servo motorlar eyleyici olarak tercih edilmiştir. Denetim sistemi ara yüz kontrolcüsü olarak genellikle pahalı ve karmaşık yapıda kontrol kartlarının yanında basitliği ve ucuz oluşundan dolayı Arduino kartları da kullanılmaktadır (Abdallah ve diğ., 2016), (Bartlett ve diğ., 2015). Kontrol işlemleri için Fuzzy-Logic (Abdallah ve diğ., 2016), (Kilic ve Doğan, 2017), kayan kip kontrol

(Allington ve diğ., 2011) ve PD (Gupta ve diğ., 2008), (Just ve diğ., 2016), empedans kontrol (Akdoğan ve diğ., 2018) gibi yöntemlerin literatürde sıklıkla kullanıldığı görülmektedir.

Yukarıda tanıtılan sistemlerin maliyetleri oldukça yüksek olup ancak rehabilitasyon merkezleri gibi özel yerlerde kullanılabilirlerdir. Bu çalışmada ise el bileğinde dışa büküm ve ie büküm bilek hareketlerini kaybetmiş kısmi felçli hastalar için düşük maliyetli ve taşınabilir bir aktif ortez robotik cihazın geliştirilmesi ve performans testlerinin sunumu gerçekleştirilmiştir. Cihazın en önemli özelliği hafif ve taşınabilir olması yanında oldukça ucuz mekanik ve elektronik donanım elemanlarının kullanımı ile maliyet olabildiğince düşük tutulmuştur. Böylece çok sayıda hasta tarafından kullanımına imkan oluşturulmak istenmiştir. Bu çalışmanın önemli bir hedefi performans/fiyat oranını iyileştirmek olduğu için söz konusu çalışma yazarının daha yüksek maliyetli olan benzer yapıdaki diğer bir ortez tasarımı içeren alışması (Kılıç ve Doğan, 2017) ile karşılaştırılmıştır. Literatürdeki yer alan bu çalışmada aktif bir bilek ortez cihazı geliştirilmiş fakat cihazın üzerinde yer alan sensör, tahrik nitesi, mikro işlemci gibi donanım elemanlarının aşırı maliyetli olması yüzünden cihazın ekonomik olarak hastalar tarafından kullanımı pek mümkün olmamıştır. Bu makalede yer alan çalışma kapsamında geliştirilen aktif bilek ortezi ise özellikle hafif, taşınabilir, kullanıya rahatlıkla uyulanabilir ve düşük maliyetli olması çalışmanın özgünlük değerini oluşurmaktadır.

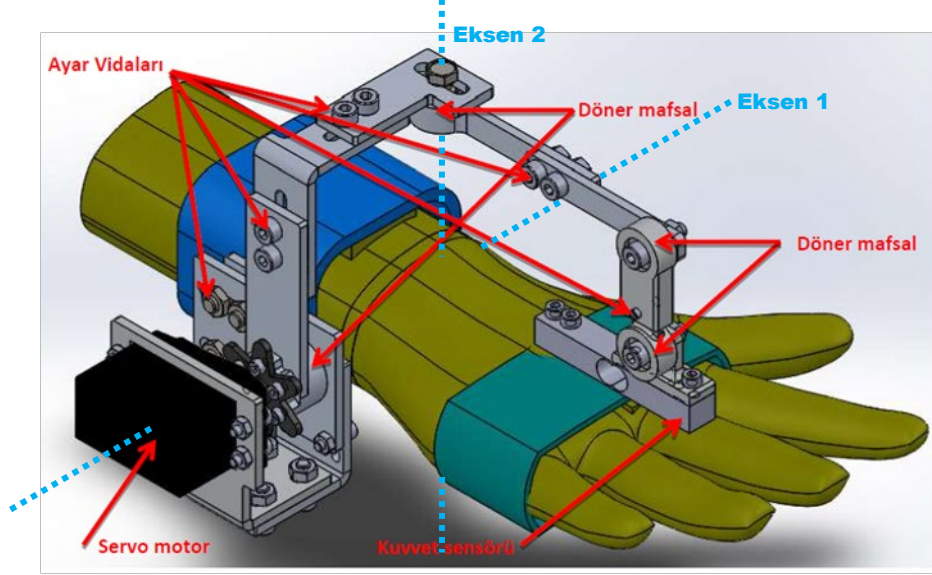
2. TAşINABİLİR REHABİLİTASYON CİHAZI

Bu alışma insan bileği için pasif ve aktif rehabilitasyon yapabilen bir taşınabilir aktif bilek ortezin tasarımı, prototip imalatı ve denetim çalışmalarını içermektedir. Söz konusu bu çalışma çok daha ucuz bir eyleyici, yk hücresi, mikro işlemci ve EMG sensör kitleri kullanılarak robotik bir cihazın geliştirilmesine yöneliktir. Günümüzde, robotik rehabilitasyon alanında birçok teknolojik cihaz tasarımı ve üretimi olmakla birlikte bu cihazlarda pahalı sensör/eyleyici ve tahrik mekanizmalarının kullanımından ötürü maliyetler aşırı derecede yüksek olup bundan dolayı bu tür cihazlar ancak belli başlı temel fizik-tedavi merkezlerinde hizmet verebilmektedirler. Dolayısıyla rehabilitasyon robotların geniş çaplı klinik ve evsel ortamlarda kullanıma girmesi, ancak düşük maliyetli donanım ile önemli ölçüde kolaylaştırılabilir. Bu makaledeki çalışmada aktif bilek ortezi tasarımı mekanik ve elektronik başlıkları altında incelenmiştir.

2.1. Mekanik Tasarım

Literatür taraması sonuçlarına göre maksimum fleksiyon/ekstansiyon (70°/60°) hareketlerine karşılık güvenli bölgede çalışma da göz önüne alındığında bu aılar $\pm 50^\circ$ olarak seçilmiştir. Cihaz fleksiyon/ekstansiyon ve radyal/ulnar deviasyon hareketleri için toplamda 2 serbestlik derecesine sahiptir. Ancak ortez üzerinde radyal/ulnar hareketleri için herhangi bir sınırlama getirilmemiş olup bu hareket cihaz üzerinde serbestçe yapılabilir. Yani, aktif ortez yalnızca fleksiyon/ekstansiyon hareketlerini ile hastaya hareket desteği sunacaktır. Tasarım olarak 4 çubuk mekanizmasını temel alan bu el bileği ortezinde toplamda 4 adet dönel mafsallık kullanılmış olup bu mafsallardan 2 tanesi el bileğinin fleksiyon/ekstansiyon hareketleri ve radyal/ulnar deviasyon hareketlerini yaptırarak birlikte diğer iki mafsallık ise 4 çubuk mekanizmasını oluşturacak Şekilde uygun yerlere konumlandırılmıştır. Bu mekanizmanın kilitlenmemesi için dönel mafsalların dönüş eksenleri tam olarak el bileğinin küresel mafsallıkta kesişmesi gerekmektedir. Bu işlem için motor ile dönel eksen aynı eksene bağlı olup bu eksenin el bileği eksenine getirilmesi ön kol ile arasında bulunan civata tertibatı ile kişiye özgü olarak ayarlanmaktadır. Cihaz tasarımına ait CAD modeli Şekil 2'de verilmiştir. Şekilde görüldüğü üzere Eksen1 fleksiyon/ekstansiyon hareketlerinin Eksen2 ise radyal/ulnar deviasyon hareketlerinin gerçekleştiği eksenlerdir. Bu eksenlerin çakışması ayar aparatları ile yapılmaktadır. Aynı zamanda ayar aparatları kuvveti aktaracak olan moment kolunun tam olarak 90° açısına ayarlanarak kuvvetin etkin bir Şekilde aktarılmasını sağlamak için

kullanılmaktadır. Sistemin hafif olması için hareket mekanizması Al 7075-T6 türü alüminyum malzemeden imal edilmiştir.



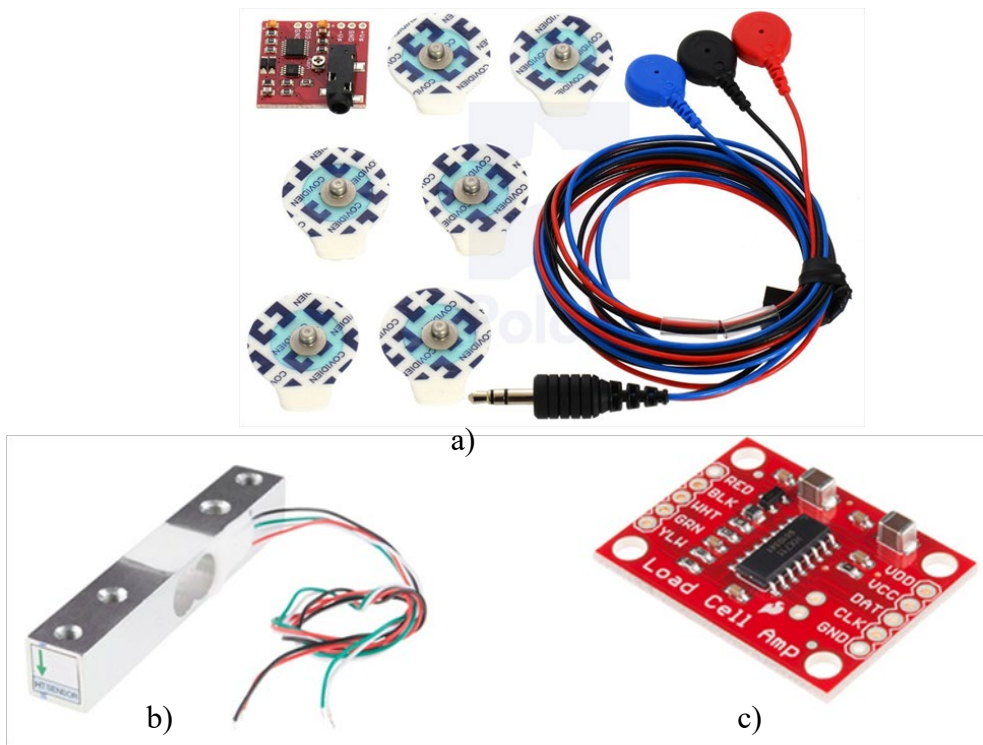
Şekil 2:
El-bilek ortezi CAD modeli

Kolayca konum kontrolünün yapılabilmesi, ayrıca ekstra bir enkodere ihtiyaç duymaması, hantal dişli mekanizmasına sahip olmamaları, hafif ve uygun fiyatlarda olması servo motorun eyleyici olarak kullanılmasında tercih edilme nedeni olmuştur. Bu çalışmada Savox® SC 1256 TG servo motor seçilmiş olup tahrik sisteminin karmaşıklığını azaltmak için doğrudan bilek eksenine bağlanmıştır. Seçilen servo motor 1.57 Nm tork ve 330°/sn açısal hız üretip kütlesi 52.4 gram ve boyutları 40.3x20.2x37.2 mm ile mobil rehabilitasyon robotu uygulaması için uygun bir seçim olarak gözükmektedir. Ortezin ön kol ve el ayası ile olan sabitleme işlemi için termoplastik malzeme kullanılmıştır. Termoplastik malzemeler kolay temizlenebilir, steril, mukavemet dayanımı yüksek ve ağırlık olarak ise hafif olup, 70 °C sıcaklıkta malzemeye istenilen her türlü kavisli şekil verilebilmektedir.

2.2. Elektronik Tasarım

Aktif ortez sisteminde kaslardaki aktivasyon sinyallerinin okunması, el bileği üzerindeki kuvvetin ölçülmesi ve tüm bu analog sinyallerin yükseltilerek mikro işlemciye aktarılmasını sağlayan işlemsel yükselteçler sistemde kullanılan elektronik donanım elemanlarını oluşturmaktadır. Kaslardaki aktivasyon seviyelerinin okunması EMG sensörleri sayesinde gerçekleştirilmektedir. Piyasada birçok EMG sensörü mevcut olup bunlardan düşük maliyetli olan Advancer Technologies® Muscle Sensor V3 sensör kiti seçilmiştir (Şekil 3a). Burada mevcut olan 3 adet elektrottan kırmızı kablolu olanı sinyal alınacak olan kasın ortasına, mavi kablolu olanı kasın sonuna, siyah kablolu olanı ise kas hareketi olmayan ya da kemik olan nötr bölgeye bağlanır. Bir EMG sensör kiti sadece bir kasta gelen bilgiyi okuyabildiği için ekstansiyon ve fleksiyon kas hareketlerini ayrı ayrı okuyabilmek için en az iki adet EMG sensörü kullanılmıştır. EMG sensöründen gelen sinyaller analog sinyal olup bu sinyaller Arduino® Mega 2560 geliştirme kartı ile gerçek zamanlı okunup aktarılmaktadır. Cihaz ile

hasta arasında oluşan reaksiyon kuvvetlerin ölçülebilmesi ve oluşan kuvvete göre cihazın kontrol edilebilmesi için de ± 250 gram ölçüm kapasitesine sahip bir kuvvet sensörü kullanılmıştır (Micro load cell, Model: SC133, Hassasiyet: 0.05%). Kullanılan kuvvet sensörü ve HX711 amplifikatöre ait görsel Şekil 3b ve 3c'de verilmektedir. Kuvvet sensörü Arduino® Uno tarafından okunmakta iken EMG sensörleri ise Arduino® Mega 2560 tarafından gerçek zamanlı olarak kayıt altına alınmaktadır. Bu çalışmada iki adet mikrodenetleyici kullanılmıştır. Sparkfun® HX711'den gelen bilgiler Arduino® Mega 2560 geliştirme kartında yer alan MATLAB/Simulink kontrol döngüsüne seri haberleşme yoluyla gönderilemediği için kuvvet sensörü verisi ilk önce ayrı bir Arduino® Uno geliştirme kartı tarafından okunmakta ve bu okunan değerler PWM çıkış portundan analog sinyale çevrilerek diğer karta (Arduino® Mega 2560) gönderilmektedir.

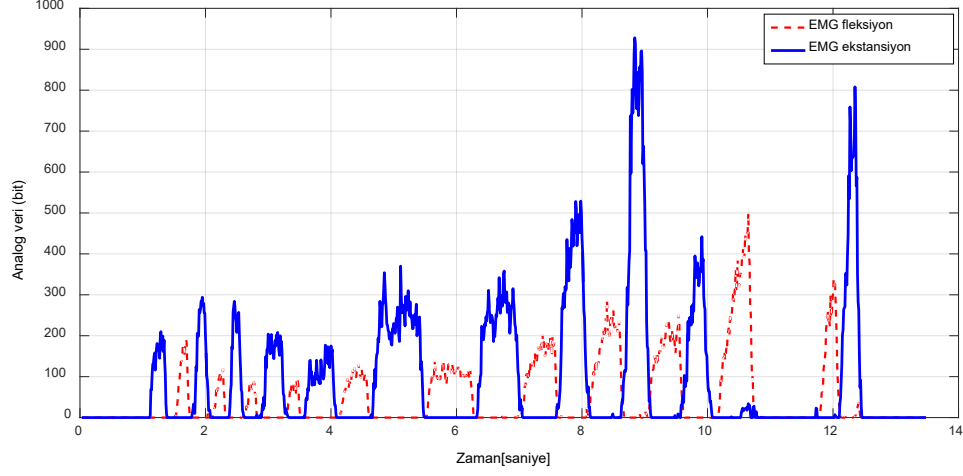


Şekil 3:
a) EMG kas sensör kiti, b) Kuvvet sensörü, c) HX711 amplifikatörü

Kas sensörlerinin doğru bilgi okuyabilmesi için EMG elektrodlarının doğru kaslar üzerine düzgün bir şekilde yapıştırılması çok önemlidir. Kullanıcı ön kol kaslarını farklı seviyelerde kasarak EMG sensöründen gelen bilgiler Arduino® Mega 2560 donanımı ve Matlab® Simulink programı kullanılarak 10 bitlik değerler elde edilmiştir. Şekil 4'te verildiği gibi yapılan deneme çalışmalarında ekstansiyon kasından gelen sinyallerin fleksiyon kasından gelen sinyallere göre daha güçlü olduğu ve arasında yaklaşık 3 katlık bir oran olduğu açıkça görülmektedir. Bu sebeple çalışmalarda fleksiyon kasından gelen sinyaller 3 ile çarpılarak kullanılmıştır.

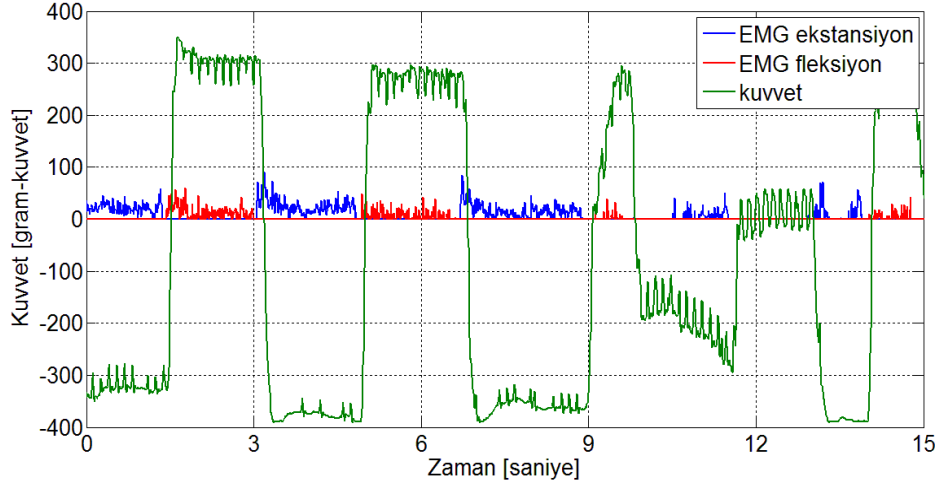
Kuvvet sensörleri çok düşük voltajda sinyaller üretmektedir. Bu sebeple kuvvet sensöründen gelen sinyallerin artırılması için Sparkfun® HX711 amplifikatör kullanılmıştır. HX711'den gelen bilgiler Arduino® Uno geliştirme kartının digital portlarından seri olarak okunmakta ve bu değerler analog çıkış portlarından PWM sinyali olarak Arduino® Mega 2560

geliştirme kartına 30 rad/s kesme frekansına sahip düşük geçirgen bir RC (direnç-kapasitör) filtre düzeneği üzerinden gönderilmektedir.



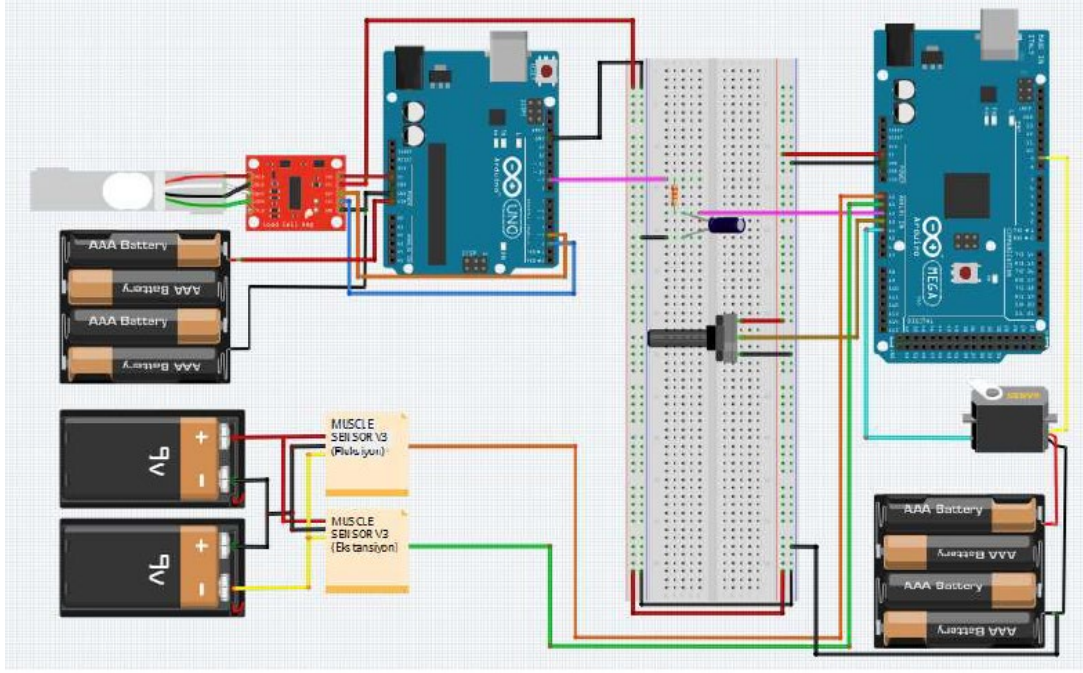
Şekil 4:
EMG verilerinin kıyaslanması

Cihaz konumu sabitlenmiş olarak fleksiyon ve ekstansiyon hareketler için bir test çalışması yaptırılarak kuvvet sensörü ve EMG sensörlerinin uyumu incelenmiş ve sonuç Şekil 5'teki grafikte verilmiştir. Görüleceği üzere cihaz kitli, servomotor bilek açısını sürekli 0°de tutmakta iken ortez kullanıcısı bileğini ekstansiyon harekete zorladığında kuvvet sensörü bası (negatif) gerilmelere maruz kalırken tam tersi bir durumda ise yani kullanıcı bileğini fleksiyon yönünde zorladığı vakit ise kuvvet sensörü çeki (pozitif) gerilmelere zorlanmaktadır.



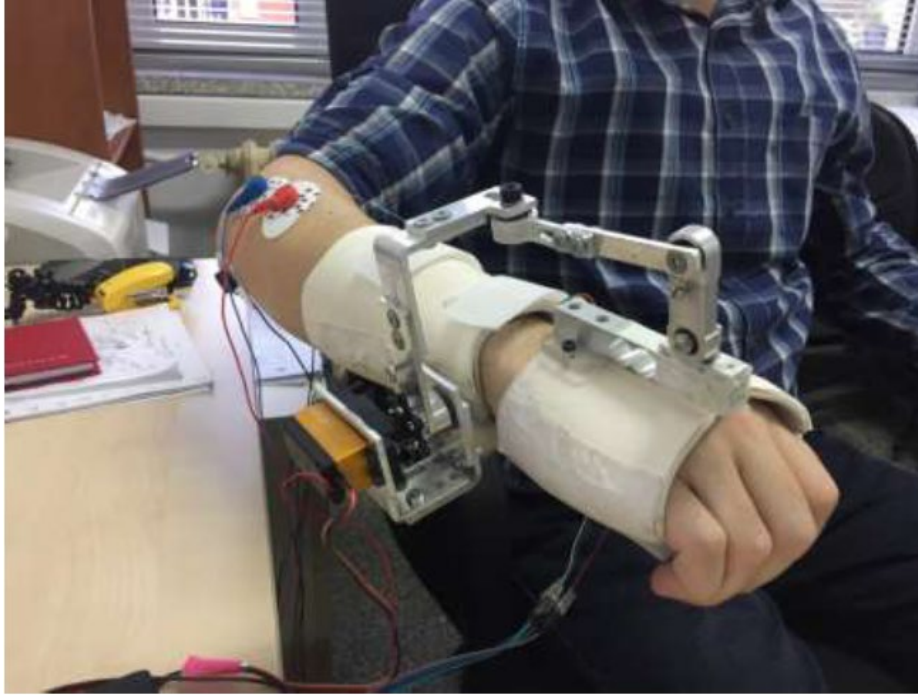
Şekil 5:
EMG verilerine karşılık kuvvet sensörü çıktıları

Bu çalışmaların sonucunda elektronik devrenin tasarımı tamamlanmış olup tüm bileşenlerin ve bağlantıların bulunduğu devre Fritzing® programında çizilmiştir. Elektronik devrenin şematik gösterimi Şekil 6'da verilmiştir.



şekil 6:
Elektronik devre elemanları bağlantısı devre şeması

Sonuç olarak üretilmiş olan prototip, batarya ve Arduino® geliştirme kartı hariç toplam kütle 0.455 kg olmuştur. Batarya ve Arduino® kart kolda taşınmayacağı için ağırlıkları önemsenmemiştir. Prototip ürünün kullanıcısı tarafından giyilmiş haldeki görüntüsü ise şekil 7’de verilmektedir.



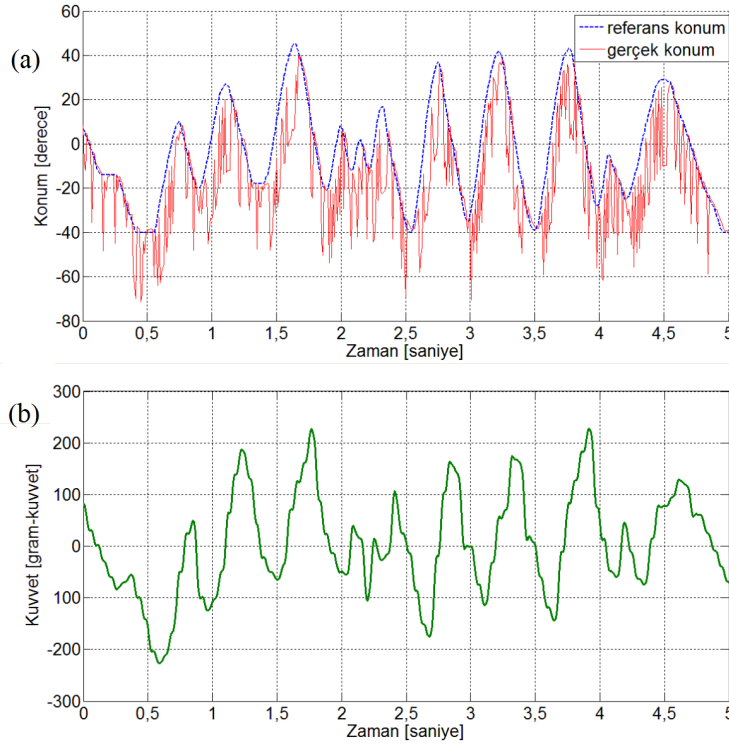
şekil 7:
Cihazın genel görünümü

3. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu makalede deneysel çalışmalar iki ana başlık altında yapılmış olup bunlar pasif rehabilitasyon ve aktif rehabilitasyon olarak sınıflandırılmıştır. Bu gerçek zamanlı çalışmalarda deney düzeneği ile bilgisayar arasında yazılım ara yüzü olarak MATLAB/Simulink® kullanılmıştır. Aynı zamanda veri alış-verişlerinin gerçekleştirilmesi için Arduino C® programı mikroişlemciler üzerinde gömülü olarak çalıştırılmıştır. Fakat cihaz mobil olarak evsel ortamlarda kullanıldığı zaman Arduino C® ile gömülü ortamda programlama yapılarak denetim sağlanmaktadır. Çalışmalarda etik kurallardan dolayı sağlıklı bir insan kullanılmıştır.

3.1. Pasif Rehabilitasyon

Pasif rehabilitasyon deneyleri bir potansiyometre kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Pasif rehabilitasyonda kullanıcı hiç bir şekilde kaslarını çalıştırmamakta ve harekete yardımcı olmamaktadır. Dolayısıyla istenen bilek hareketleri tamamen cihaz tarafından servo motor yardımıyla karşılanmaktadır. Söz konusu bu konum kontrolünde terapist hastaya temas etmeden sadece potansiyometreyi çevirmesi ile $[+50^\circ, -50^\circ]$ hasta bileğini fleksiyon/ekstansiyon yönünde rastgele hareket ettirmektedir. Testler sonucunda cihazın potansiyometre ile verilen referans konuma karşılık gerçekte gittiği konum bilgisi ve buna karşılık gelen kuvvet sensöründen ölçülen değerler Şekil 8'de sunulmuştur. Bu test sanki felçli bir hastaya uygulanıyormuş gibi bilek rahat bırakılmış ve hareketler sadece cihaz ile sağlanmıştır. Bu sebeple ekstansiyon hareketinde kuvvet sensörüne çeki kuvveti gelmekte olup kuvvet sensörü değerleri artı (+) yönde, fleksiyon hareketlerde ise kuvvet sensörüne bası kuvvetleri gelmekte olup eksi (-) değerler ölçülmektedir. Servo motorun geri besleme potansiyometresinden ölçülen gerçek konum sinyallerinin çok gürültülü olduğu gözükse de meydana gelen hareketin referans konum ile birlikte hareket ettiği rahatlıkla söylenebilir.



Şekil 8:

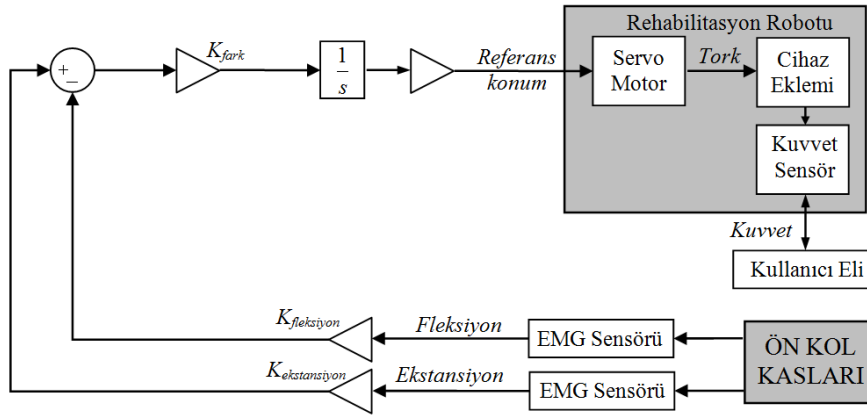
Potansiyometre ile konum kontrolü, a. Konum-Zaman, b. Kuvvet-Zaman

3.2. Aktif Rehabilitasyon

Aktif rehabilitasyon deneyleri EMG tabanlı konum kontrolü ve admitans tabanlı kuvvet kontrolü olmak üzere iki aşamalı olarak gerçekleştirilmiştir.

3.2.1. EMG Tabanlı Konum Kontrolü

EMG tabanlı konum kontrolü deneyinde cihaz kullanıcısı ekstansiyon ve fleksiyon kaslarını aktive ederek bunlar arasındaki farka göre rehabilitasyon robotunun yönlendirilmesi sağlanmıştır. Bu durum için cihazda oluşan kuvvetler ve servo motorun performansı incelenmiştir. EMG tabanlı konum kontrolü blok diyagramı Şekil 9'da verilmiştir. Bu deneyde cihaz kullanıcısı bileğini Şekil 10'da gözüktüğü üzere rastgele hareket ettirmekte ve dolayısıyla EMG sinyalleri arasında bir fark oluşmaktadır. Oluşan fark sıfırdan büyük olduğu durum ekstansiyon kasının daha çok kasıldığı ya da farkın sıfırdan küçük olduğu durumda ise fleksiyon kasının daha baskın olduğu durumda servo motor bileği farkın değerine göre orantılı olarak artı/eksi (+/-) yönlerde sürmektedir. Şekil 11a'da servo motora çıkılan referans konum ve servo motorun gerçekte gittiği konum değerleri, Şekil 11b'de ise bu gerçekleşen harekete karşılık kuvvet sensöründen ölçülen değerler sunulmaktadır.

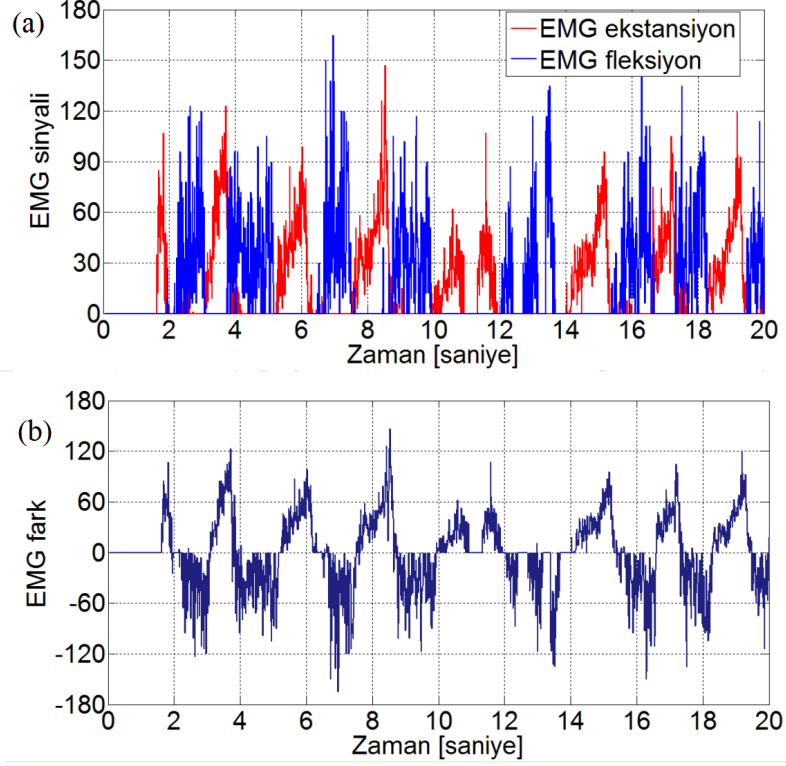


Şekil 9:

EMG tabanlı konum kontrolü blok diyagramı

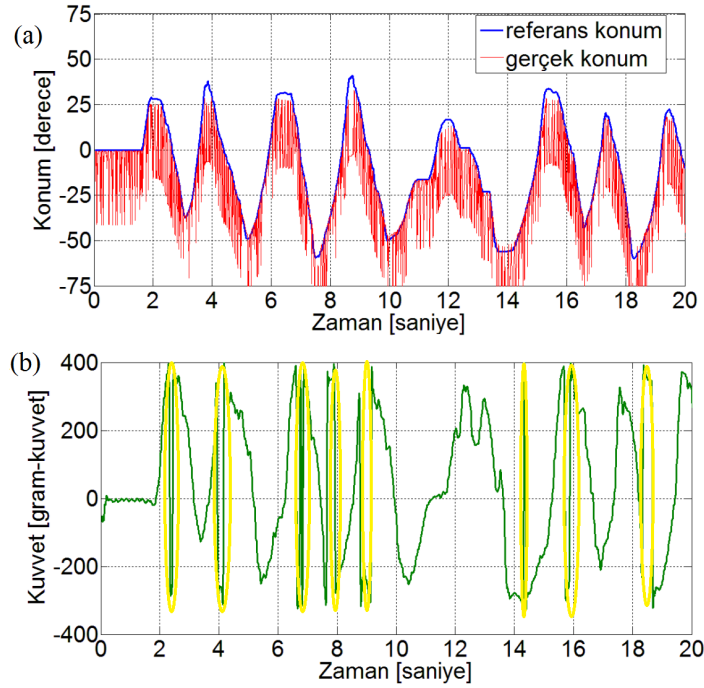
Deney sonuçlarından görüldüğü üzere herhangi bir EMG sinyali olmadığı durum için motor konumu 0'da olup kuvvet sensörü de 0 değerini göstermektedir. Ekstansiyon kasının kasıldığı durumda servo motor konumu da artı (+) yönde değiştirmektedir. Cihaz EMG kontrollü olarak aktif şekilde kullanıcı bileğini ekstansiyon (+) yönünde hareket ettirmeyi başarmakta olup kuvvet sensörünün bu esnada çeki kuvvete maruz kalması cihazın hareket desteği sağladığını da belirtmektedir. Aynı durum tam ters yöndeki hareket içinde geçerli olup fleksiyon kası kasıldığı zaman fark eksi (-) değerde oluşmaktadır. Bu durumda servo motor fleksiyon (-) yönünde harekete başlamakta olup kuvvet sensörünün ise bası kuvvetlere doğru geçiş yapması cihazın hastanın gitmek istediği yönde bilek hareketine destek sağladığını açıkça ortaya koymaktadır. Ayrıca önemle belirtmek gerekir ki kuvvet sensörü aşırı zorlandığında okuduğu değerlerde sapmalar yaşanmakta olup meydana gelen bu durum Şekil 11b'de sarı boyalı alanlar ile gösterilmiştir. Dolayısıyla bu bölgeler hatalı ölçümlere denk gelmekte olup göz önüne alınmaması gerekmektedir. Buradaki sıçramalar gerçek zamanlı veri toplama sırasında sensör gürültülerinden meydana gelmektedir. Denemeler esnasında bu gürültü salınımlar el bileğinde hissedilmemekte olup motorun geri besleme potansiyometresi karakteristiğinden kaynaklanmaktadır. Gözleme dayalı ölçümlerde motor üzerinde bu titreşimli hareketler hiçbir şekilde gözlemlenmemiştir. Yani Şekil 11a'da sunulan konum grafiğinde dikkat edilirse ilk 2 saniye boyunca EMG sinyal farkı mutlak 0° olup servo motora çıkılan

referans açı değeri de 0° 'dir. Fakat motorun geri besleme potansiyometresinden toplanan ölçüm sinyaline bakıldığında ilk 2 saniyelik bölüm için servo motorun sanki aşırı seviyelerde dengesizce titreşim hareketi yaptığı gözükmektedir. Halbuki gözleme dayalı testlerde servo motor bu süre zarfında kendisine çıkılan mutlak 0° 'lik referans konumunu hiç kaçırmadan ve durağan/kararlı bir şekilde konumunu korumaktadır.



Şekil 10:

EMG tabanlı konum kontrolünde ölçülen a. EMG sinyalleri, b. EMG sinyalleri farkı

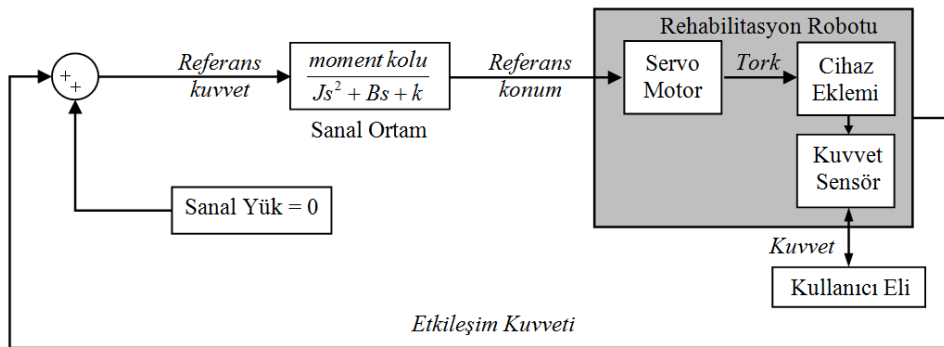


Şekil 11:

EMG tabanlı konum kontrolünde motor performansı **a.** konum, **b.** kuvvet

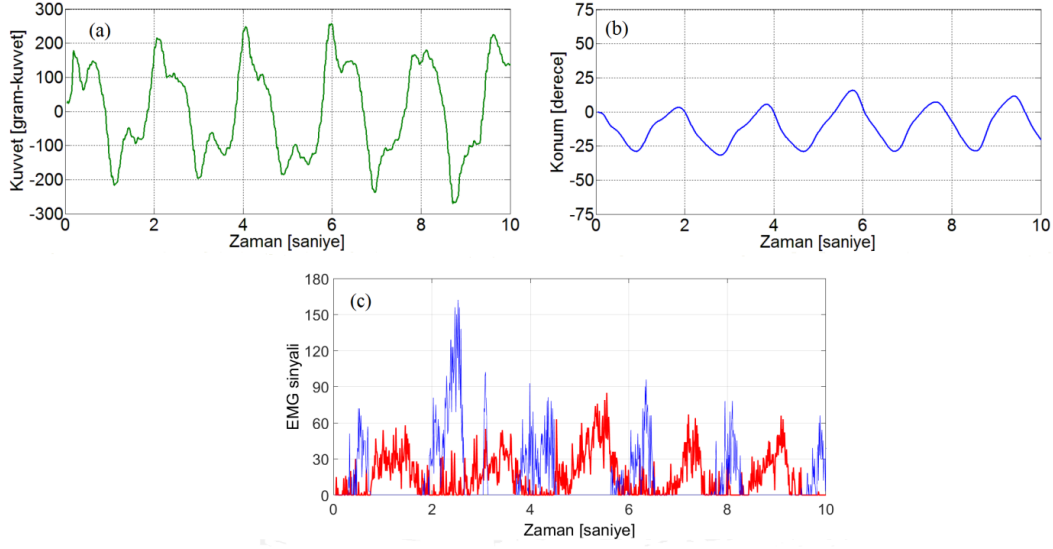
3.2.2. Admitans Tabanlı Konum Kontrolü

Admitans denetim sayesinde cihaz kullanıcılarına istenen/arzulanan bir sanal ortam oluşturulmaktadır. Oluşturulan bu sanal ortam tüm mekanik sistemler için geçerli olan genel bir atalet (J), viskoz sürtünme (B) ve yay (K) parametrelerine bağlı bir şekilde tanımlanabilmekte olup ayrıca sabit bir yük giriş tanımlı yapmak da mümkündür. Admitans denetim mimarisini gösteren blok diyagram Şekil 12’de verilmiştir. Bu kontrol mimarisi ile yapılan ilk deneyde yayın olmadığı ($K = 0$) bir sistem için $B = 0.3 \text{ Nm/s}$ ve $J = 0.003 \text{ kg.m}^2$ alınmıştır. İkinci deneyde ise B ve J değerleri 10 kat artırılarak $B = 3 \text{ Nm/s}$ ve $J = 0.03 \text{ kg.m}^2$ değerleri için denemeler gerçekleştirilmiştir. Burada moment kolu uzunluğu $\rho = 0.08 \text{ m}$ olup aslında cihazı kullanan kişinin el ayası uzunluğu girilmektedir Bu iki deneye ait grafikler sırasıyla Şekil 13 ve Şekil 14’te verilmiştir.

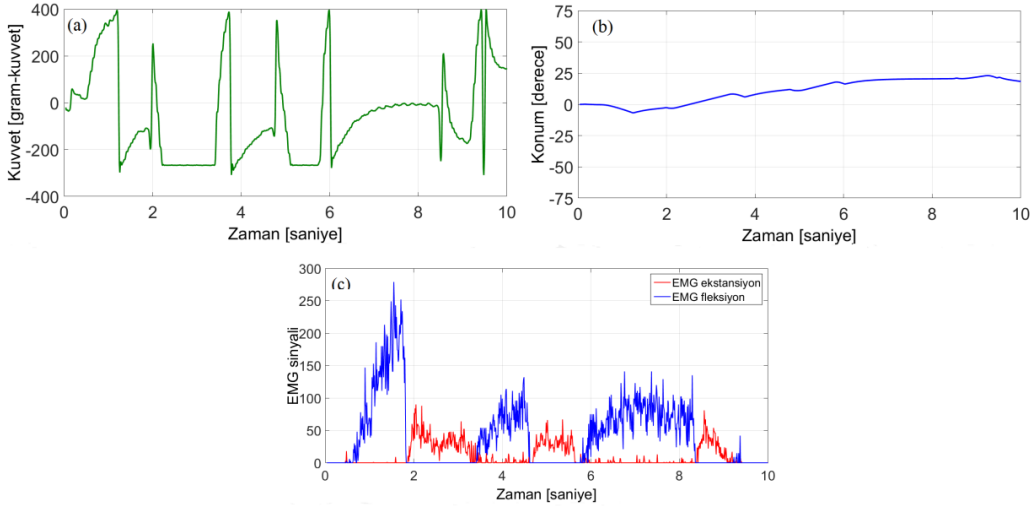


Şekil 12:

Admitans kontrolü blok diyagramı



Şekil 13:
*Admitans kontrol [(J=0,003),(B=0,3),(K=0)] a. Kuvvet-Zaman grafiği
b. Konum-Zaman grafiği c. EMG sinyalleri*

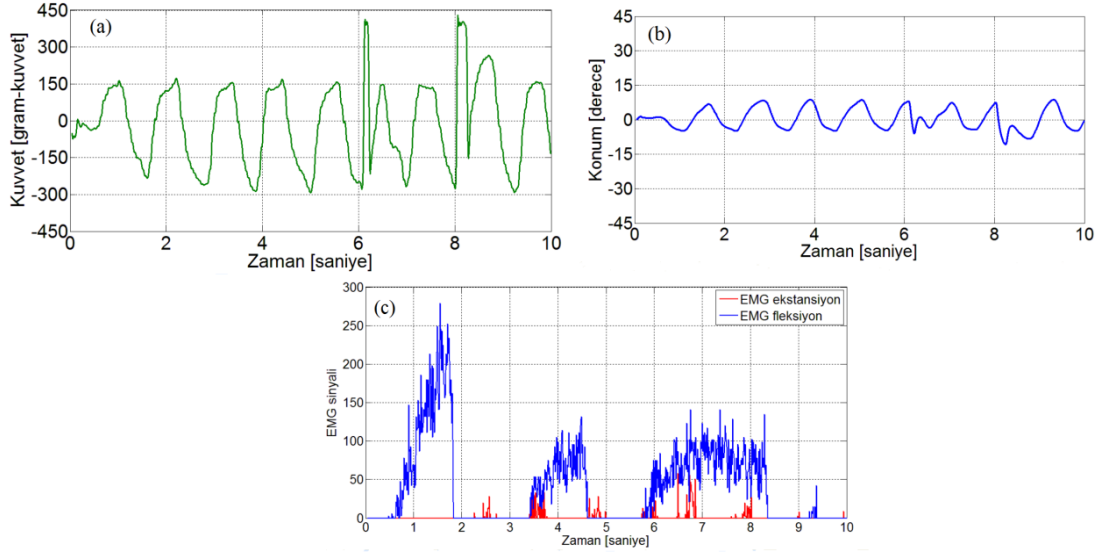


Şekil 14:
Admitans kontrol [(J=0,003),(B = 3),(K=0)] a. Kuvvet-Zaman grafiği. b. Konum-Zaman grafiği. c. EMG sinyalleri

Birinci deneyde oluşan grafikler incelendiğinde kullanıcı ilk bir saniye boyunca fleksiyon kasını kasarak (-) yönde gitmek istemekte ve gitmektedir. Ancak bu esnada servo motor harekete yardımcı olmayıp tam tersi yönde direnç uyguladığı kuvvet sensörünün (+) değer üreterek yani çeki gerilmesine maruz kalmasından anlaşılmaktadır. Aynı şekilde 1-2 saniyeleri arasında kullanıcı ekstansiyon kasını kasarak artı (+) yönde gitmek istemektedir ve yine servo motor harekete karşı direnç uygulamaktadır. İkinci deneyde ise direnç daha yüksek olduğu için kullanıcının hareketlerinin daha da zorlaştığı açıkça görülmektedir.

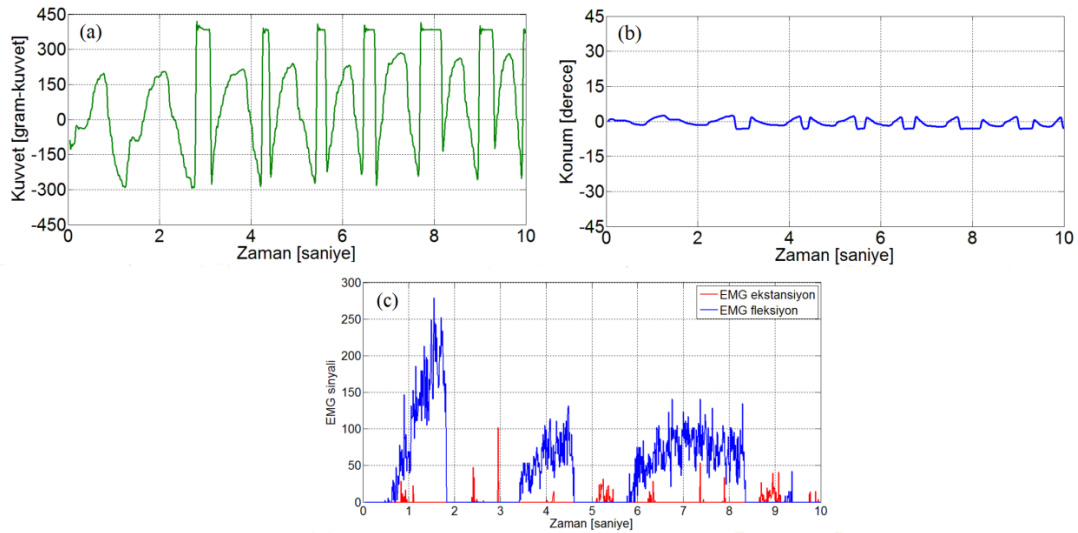
Bundan sonraki deneylerde sisteme bir sanal elastikiyet katılarak yaylı bir admitans denetim mimarisini gösteren sistem üzerine çalışılmıştır. Bu deneylerde $B = 0.3 \text{ Nm/s}$ ve

$J = 0.003 \text{ kg.m}^2$ sabit değerler olarak alınmış olup yay sabitleri sırasıyla $K = 3 \text{ N/m}$, $K = 12 \text{ N/m}$ ve $K = 24 \text{ N/m}$ için sistemin davranışı değişken yay değerleri için incelenmiştir. Bu deneylere karşılık gelen grafikler sırasıyla Şekil 15, Şekil 16 ve Şekil 17'de verilmiştir.



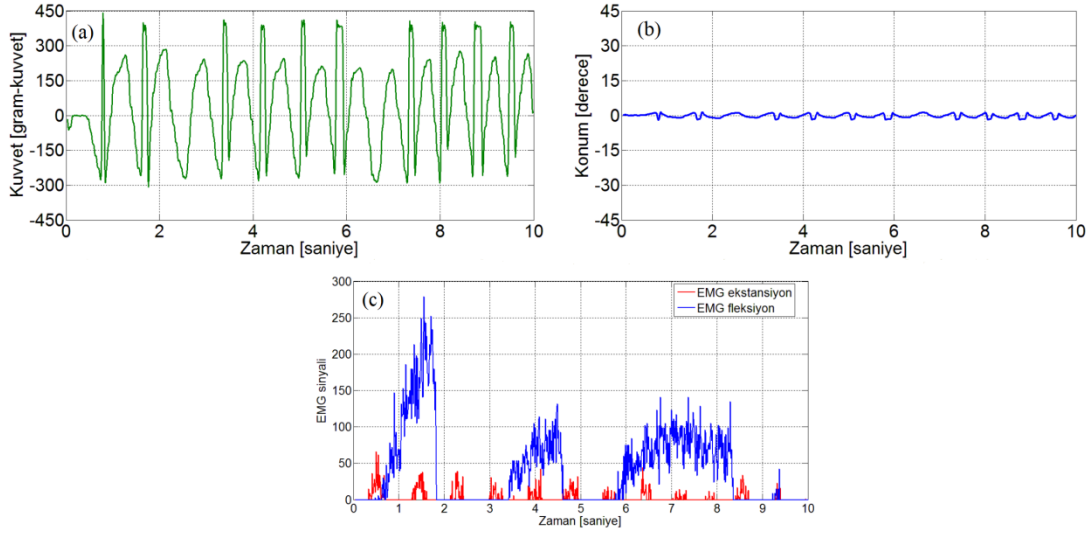
Şekil 15:

Admitans kontrol [(J=0,003),(B=0,3),(K=3)] a. Kuvvet-Zaman grafiği b. Konum-Zaman grafiği c. EMG sinyalleri



Şekil 16:

Admitans kontrol [(J=0,003),(B=0,3),(K=12)] a. Kuvvet-Zaman grafiği b. Konum-Zaman grafiği c. EMG sinyalleri

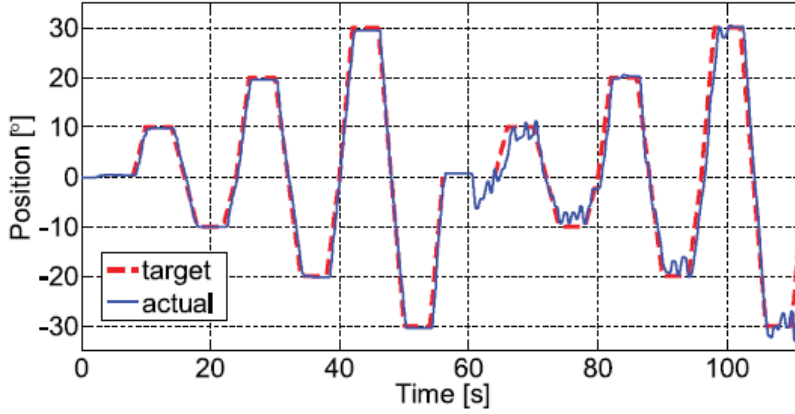


Şekil 17:

Admittans kontrol [(J=0,003),(B=0,3),(K=24)] a. Kuvvet-Zaman grafiği b. Konum-Zaman grafiği c. EMG sinyalleri.

Yay olduğu durum için admittans denetim deneylerindeki grafikler incelendiğinde kullanıcının gitmek istediği yöne gidebildiği ancak bir yay direnç değeriyle karşılaştığı açıkça görülmektedir. Çünkü geri dönüş noktası dikkat edilirse her zaman mutlak 0° konumunda olmaktadır. Ancak artırılan K değeri yüksek değerlere çıktığında cihazın uyguladığı direnç artmakta ve cihaz konumu 0° etrafında neredeyse yok denecek kadar az yer değiştirmektedir. Sonuç olarak kayda değer bir şekilde admittans kontrol metodu ile cihaz kullanıcıya sanki elinde yük varmış gibi sanal bir kuvvet hissettirilerek dirençli rehabilitasyon uygulamaları yaptırılmıştır. Böylelikle cihaz kullanıcısı tedavisinin sonraki aşamalarında terapistlerin önerdiği dirençli egzersiz tedavilerini ayarlı bir şekilde robotik rehabilitasyon üzerinden uygulama imkanı bulmuş olacaktır.

Bu çalışmanın önemli bir amacı performans/fiyat oranını iyileştirmek olduğu için burada tasarlanan aktif bilek ortezi literatürde yine yazara ait olan benzer fakat daha yüksek maliyetli diğer bir ortez tasarımı (Kılıç ve Doğan, 2017) ile karşılaştırılması yapılmıştır. Şekil 18'de referans konumun takibini gösteren bir grafik bu çalışmadan alıntılanmıştır. Bu grafiğin ilk 60 saniyelik kısmı pasif rehabilitasyon, son 60 saniyelik kısmı ise EMG tabanlı aktif rehabilitasyona sonuçlarını sunmakta olup söz konusu grafikten de görülebileceği gibi yüksek performanslı bir servo motorun desteklediği sistem referans konumları çok küçük hatalar ile oldukça başarılı bir şekilde takip edebilmektedir. Fakat bu çalışma incelendiğinde bu sistem üzerinde bir adet Maxon EC-4pole fırçasız 90 Wattlık bir AC Servonun, ESCON Module 50/5 Servo Controller motor sürücüsü, MyoScan™ Sensor-T9503M EMG sensörleri, Burster_Model 8417 kuvvet sensörü, National Instruments PCI- 6221 DAQ cihazı gibi oldukça pahalı sistem elemanları kullanıldığı görülmektedir. Bu sistem bu makalede kullanılan sistemle karşılaştırıldığı zaman yaklaşık olarak 1/30 oranında bir fiyat farkı olduğu gözükmemektedir. Aynı zamanda bu karşılaştırılan mekanik sistem yapısı itibari ile 1 kg'a yakın bir ağırlığı söz konusu olup mobil olarak kullanılması uygun gözükmemektedir.



Şekil 18:

Aktif ortez konum kontrolü (Kılıç ve Doğan, 2017)

4. SONUÇ VE TARTIŞMA

Önerilen çalışma kapsamında aktif bir bilek ortezi tasarlanmış olup temelde konum ve kuvvet kontrolü olmak üzere iki farklı şekilde cihazın hem pasif hem de aktif olarak denetimi gerçekleştirilmiştir. Test sonuçlarından cihazın 50° fleksiyon ve 50° ekstansiyon arasındaki bilek hareketleri istenilen şekil, sayı ve hızda admitans kontrol ile de değiştirilebilir yükler altında yaptırabildiği gözlemlenmiştir.

Yapılan çalışma kapsamında düşük maliyetli donanım elemanları kullanılmak suretiyle hafif, taşınabilir bir el bileği rehabilitasyon robotu üretilmiş olup cihazın pasif ve aktif denetim modlarındaki çalışma performansı incelenmiştir. Bu kapsamda cihazın pasif modunda tekrarlı salınım hareketlerini ve potansiyometre ile konum kontrolünün oldukça başarılı bir şekilde yerine getirebildiği görülmüştür. Aktif modunda ise EMG sinyallerinden gelen farklar ile ekstansiyon ve fleksiyon hareketleri kısmi ölçüde başarıyla gerçekleştirilmiştir. Özellikle EMG sensörlerinden gelen sinyal yapısının oldukça gürültülü olması cihazın bu aktif moddaki çalışma performansını doğrudan etkilemekte olup cihaz performansının iyileştirilmesi için ham EMG sinyal çıktısı veren sensörlerin kullanılarak Kalman Filtresi gibi bir takım sinyal işleme prosedürlerinin de uygulanması çok daha iyi sonuçların elde edilmesini mümkün kılacaktır. Ayrıca bu makalede kontrol metodu olarak kullanılan admitans denetim ile hastaya sanki elinde yük varmış gibi sanal bir kuvvet hissettirilerek dirençli egzersiz uygulamaları yapılmış ve bu uygulamalarda cihazın performansı test edilmiştir.

Sonuç olarak bu çalışmada tasarlanan cihazın maliyeti benzer bir çalışma için yaklaşık olarak 1/30 oranında bir maliyet üstünlüğü getirdiği hesaplanmıştır. Fakat cihazda ucuz malzemelerin kullanılması maliyet olarak bir avantaj yaratmış olmasına rağmen cihazın kontrolü istenilen/arzulanan referanslar için tam olarak gerçekleştirilememiştir. Düşük maliyetli servo motor, kuvvet sensörü ve EMG sensör kullanımı ister istemez ciddi ölçüde performans düşüklüğü yaratmıştır. Fakat tüm bu olumsuzluklara rağmen fiyat/performans oranı kıyaslandığında bu çalışmada sunulan aktif mobil rehabilitasyon robotunun mekanik tasarımı ile donanım ve yazılım alt yapısı başarıyla oluşturulmuş hem pasif hem de aktif rehabilitasyon testleri başarıyla gerçekleştirilmiştir.

KAYNAKLAR

1. Abdallah, I., Bouteraa Y. ve Rekik C. (2016) Design of smart robot for wrist rehabilitation, *International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems*, 9(2), 1029-1053, doi: 10.21307/ijssis-2017-906
2. Abdallah, I. B., Bouteraa, Y. ve Rekik, C. (2017). Design and development of 3D printed myoelectric robotic exoskeleton for hand rehabilitation., *International Journal on Smart Sensing & Intelligent Systems*, 10(2), doi: 0.21307/ijssis-2017-210
3. AbdulKareem, A.H., Adila, A.S. ve Husi, G. (2018) Recent trends in robotic systems for upper-limb stroke recovery: a low-cost hand and wrist rehabilitation device, *2nd International Symposium on Small-scale Intelligent Manufacturing Systems (SIMS),1-6*,doi: 10.1109/SIMS.2018.8355302
4. Akdoğan, E., Aktan, M.E., Koru, A.T., Arslan, M.S., Atlıhan, M. ve Kuran, B. (2018) Hybrid impedance control of a robot manipulator for wrist and forearm rehabilitation: performance analysis and clinical results, *Mechatronics*, 49, 77-91, doi.org/10.1016/j.mechatronics.2017.12.001
5. Allington, J., Spencer, S.J., Klein, J., Buell, M., Reinkensmeyer, D.J. ve Bobrow, J. (2011) Supinator extender (SUE): a pneumatically actuated robot for forearm/wrist rehabilitation after stroke, *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Boston, USA, doi: 10.1109/IEMBS.2011.6090459
6. Ambar R., Zakaria M.F., Ahmad M.S., Muji S. Z. ve Jamil M.M.A., 2017. Development of a Home-based Wrist Rehabilitation System. *International Journal of Electrical and Computer Engineering (IJECE)*, 7(6), 3153-3163, doi: 10.11591/ijece.v7i6.pp3153-3163
7. Bartlett, N.W., Lyau, V., Raiford, W.A., Holland D., Gafford J.B., Ellis, T.D. ve Walsh, C.J., 2015. A Soft Robotic Orthosis for Wrist Rehabilitation. *Journal of Medical Devices*, 9, 030918: 1-3, doi: 10.1115/1.4030554
8. Blank, A., O'Malley, M.K., Gerard, E.F., Jose, L. ve Contreras-Vidal Senior Member (2013) A Pre-clinical framework for neural control of a therapeutic upper-limb exoskeleton, *6th Annual International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, 1159-1162, doi: 10.1109/NER.2013.6696144
9. Carrozza, M.C., Pak, N.N., Cattin, E., Vecchi, F., Marinelli, M. ve Dario P. (2004) On the design of an exoskeleton for neurorehabilitation: design rules and preliminary prototype, *26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, CA, USA*: 4807-4810, doi: 10.1109/IEMBS.2004.1404330
10. Cruz, M.K. (1995) Active wrist brace, *US 5653680 patent*, USA.
11. Erdoğan, A., Satici, A.C. ve Patoglu V. (2011) Passive velocity field control of a forearm-wrist rehabilitation robot, *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*,1-8, doi: 10.1109/ICORR.2011.5975433
12. Gupta, A., O'Malley, M.K., Patoglu, V. ve Burgar, C. (2008) Design, control and performance of ricewrist: a force feedback wrist exoskeleton for rehabilitation and training, *The International Journal of Robotics Research*, 27(2), 233-251, doi: 10.1177/0278364907084261
13. Hoffman, H.B. ve Blakey, G.L. (2011) New design of dynamic orthoses for neurological conditions. *NeuroRehabilitation*, 28(1): 55-61, doi: 10.3233/NRE-2011-0632

14. Hogan, N., Krebs, H.I., Charnnarong, J., Srikrishna, P. ve Sharon, A. (1992) MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training, I, *IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, 161-165, doi: 10.1109/ROMAN.1992.253895
15. Just, F., Baur, K., Riener, R., Klamroth-Marganska, V. ve Rauter, G. (2016) Online adaptive compensation of the armin rehabilitation robot, *6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 8, 747-752, doi: 10.1109/BIOROB.2016.7523716
16. Khokhar, Z.O., Xiao, Z.G. ve Menon, C., 2010. Surface EMG pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton, *BioMedical Engineering*, 9(1), 41, doi:10.1186/1475-925X-9-41
17. Kılıç, E. ve Doğan, 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, doi:10.1177/0954411917705408
18. Koeneman, E.J., Schultz, R.S., Wolf, S.L., Herring, D.E. ve Koeneman, J.B. (2004) A pneumatic muscle hand therapy device, *26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 41(1), 2711-2713, doi: 10.1109/IEMBS.2004.1403777
19. Marangoz, S. (2006) Ortopedi ve Trke: bazı ortopedi terimlerine Trke karşılık nerileri, *Trk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 5(3), 89-93.
20. Schmidt, H., Hesse, S., Werner, C. ve Bardeleben, A. (2004) Upper and lower extremity robotic devices to promote motor recovery after stroke - recent developments, *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 6(2), 4825-4828, doi: 10.1109/IEMBS.2004.1404335
21. Takahashi, C.D., Der-Yeghiaian, L., Le, V.H. ve Cramer, S.C. (2005). A robotic device for hand motor therapy after stroke, *9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 17-20, doi: 10.1109/ICORR.2005.1501041
22. Wang, M. (2014) Design and analysis of an adjustable wrist rehabilitation robot. *A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Master of Applied Science*, University of Ontario Institute of Technology.
23. Williams, D.J., Krebs, H.I. ve Hogan N. (2001) A robot for wrist rehabilitation. *IEEE International Conference of Engineering Medicine and Biology Society*, 2: 1336-1339, doi: 10.1109/IEMBS.2001.1020443