



Aktif Bir Bilek Ortez Tasarımı ve Üretimi

Ergin KILIÇ^{1,*}, Erdi DOĞAN²

¹Süleyman Demirel Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü

²Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Öz

Bu çalışma kapsamında dirsek bölgesinde tendon yırtığı veya inflamasyonu olan hastaların hem rehabilitasyonları için hem de günlük ve mesleki hayat aktivitelerinin devamı için kullanılabilir bir aktif bilek ortezinin tasarımı ve üretimi amaçlanmıştır. Aktif bilek ortezi, ön kol ve bilek ile etkileşim halinde çalışabilen elektromekanik bir cihaz olacak şekilde tasarlanmıştır. Bu cihaz, mesleği gereği gün içerisinde çok fazla tekrarlı bilek hareketleri yapmak zorunda kalan kimselerin bilek hareketlerine yardımcı olmak ve tıp literatüründe tenisçi ve golfçü dirseği olarak bilinen hastalıkların fizik tedavi uygulamaları için kullanılacaktır. Önerilen çalışmanın özgünlüğü, mesleğinden dolayı tekrarlı bilek hareketleri yapmak zorunda kalan kimselerin dirsek bölgelerinde oluşan tendon yırtığı hastalıklarının önlenmesi veya tedavisi için kullanılabilir, bileğe yüksek seviyelerde tork takviyesini yüksek hızlarda sağlayabilecek, mobil ve ergonomik bir bilek ortez tasarımı yapılacak olmasıdır. Çalışmanın temel hedefi tekrarlı bilek hareketi yapan kişilerin dirsek bölgelerinde oluşabilecek tendon yırtıklarının engellenmesi veya tedavisinin kolaylaştırılması için bir cihazın tasarımı ve üretimi olarak belirlenmiştir.

Makale Bilgisi

Başvuru: 03/06/2016

Düzeltilme: 10/10/2016

Kabul: 09/12/2016

Anahtar Kelimeler

Bilek Ortezi
Robotik Rehabilitasyon
Tenisçi Dirseği
Golfçü Dirseği

Keywords

Wrist Orthosis
Robotic Rehabilitation
Tennis Elbow
Golfer Elbow

Design and Production of An Active Wrist Orthosis

Abstract

This study aims design and production of an active wrist orthosis which could be used both for the rehabilitation and the continuance of daily and professional activities of patients having a tendon torn or inflammation at elbow location. Active wrist orthosis is designed as an electromechanical device which can work interacting with forearm and wrist. This device will be used to assist the wrist movements of people who should perform excessively repetitive wrist motions due to their profession and will also be used for physical therapy of diseases which are known as tennis and golfer elbow at the medicine literature. The contribution of the proposed study is to realize a mobile and an ergonomic wrist orthosis design which would have an ability of high torque support to the wrist at high speed levels and could be used for the avoidance or the treatment of tendon torn diseases occurring at the elbow location for the ones who should make repetitive wrist movements due to their vocation. The main goal of the study is the design and the production of a device which could be used for the prevention or the treatment of the tendon tears occurred at elbow location of the ones who make repetitive wrist movements.

1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Dirsek eklemine dış tarafında bulunan ve el bileği ile parmaklara hareket yaptıran gerici kaslara ait ortak tendonun yapıldığı alana lateral epikondil denilmektedir. El bileği ya da parmakları geriye doğru çeken kasların ortak bağlantı noktasında bulunan tendon dokusundaki yırtılmalar ise lateral epikondilit olarak tanımlanmıştır. Rahatsızlığın, tenis oynayanlarda görülme sıklığından dolayı bu hastalık tenisçi dirseği şeklinde tanımlanarak tıp literatürüne geçmiştir [1]. El bileğinin aşırı kullanımı ile tekrarlayan zorlamalara bağlı olarak kas-kemik bileşkesinde ortaya çıkan bu hastalıktan tenisçiler dışında günde 2 saatten fazla zorlayıcı ve tekrarlı bilek hareketleri (aşırı klavye kullanma, müzik enstrümanı çalma, dikiş dikme, tornavida kullanma, bıçakla yemek doğrama, tepsi taşıma, fırça kullanma, ağırlık kaldırma gibi işleri) yapmak zorunda kalan kişilerinde müzdarip oldukları ve toplumun 35-50 yaş aralığındaki kesiminde hastalığın oluşma oranının 1-3% seviyelerinde olduğu rapor edilmiştir [2-3]. Endüstride çalışanlarda

*İletişim yazarı, e-mail: erginkilic@sdu.edu.tr

görülme sıklığı %5-6 seviyelerinde tespit edilmiş ve Dünya Sağlık Örgütü tenisçi dirseği hastalığını kişinin iş yapmasına engel olarak görüp erken emeklilik nedeni saymıştır [4]. Tenisçi dirseği hastalığının oluşmasında ki en etken faktör çok sık yapılan bilek hareketleri olup, bu hastalığa yakalanan kişiler derhal yapmakta oldukları tekrarlı bilek hareketlerini bırakmalı ve fizik tedavi uygulamalarına başlamalıdır. Hastalığın ileri aşamalarında ise el sıkışma, yemek yeme, kavanoz açma, bardak tutma, bavul taşıma, giyinme, kapı açma, boyama gibi kavrama, taşıma ve kaldırma gerektiren tüm günlük aktivitelerde hastalar dayanılmaz ağrılar çekmeye başlamaktadırlar [5].

Tenisçi dirseği hastalığının tedavisinde zedelenmiş olan bölgeye binen yükü azaltmak için ön kolda dirseklik ya da bant kullanımı hastalığın ilk aşamalarında uygulanırken daha ileri aşamalarda ise kortizon enjekte edilmesi, şok dalga tedavisi ve kişinin kendi kanından elde edilen trombosit enjeksiyonu ile vücudun doğal iyileşme ve tamir mekanizmasının güçlendirilmesi gibi cerrahi olmayan yöntemler ile 75% oranında başarılı sonuçların alındığı belirtilmiştir [6]. Tenisçi dirseği hastalığına benzer olarak dirsek eklemine iç kısmında oluşana ise golfçü dirseği (medial epikondilit) denilmektedir. Bu hastalıkta el bileğinin içe bükülmesini sağlayan bükücü kaslara ait ortak tendonun yapıştığı bölgede oluşan tendon dokusundaki yırtılmalardan kaynaklanmaktadır. Golfçü dirseğine neden olan etkiler ve hastalığın tedavi süreci tenisçi dirseği ile aynıdır [7].

Gelişen robot ve bilgisayar teknolojisi ile artık insanlarla uyumlu çalışabilen robotik sistemler geliştirilmekte olup fizik tedavi uygulamalarında robotik rehabilitasyon ürün kullanımının giderek arttığı bilinmektedir. Özellikle 1980'li yılların sonundan itibaren kol ve el için bir veya iki serbestlik dereceli ortezlerin üretilmeye başlandığı görülmektedir [8-9]. Mesela, Khalili ve Zomlefer [10] hasta kolunun programlanabilen bir yörünge boyunca pasif olarak hareket ettirileceği iki serbestlik dereceli bir robot kol önermiştir. White vd. [11] ise hasta dirseğine sürekli fleksiyon hareketleri yaptracak tek serbestlik dereceli pnömatik tabanlı bir ortez cihaz geliştirmiştir. Kotovsky ve Rosen [12] ise Parkinson hastalığı sonucunda ortaya çıkan istenmeyen vücut sarsıntıları önlemek için giyilebilir bir ortez tasarlamıştır. Ortezin bilek eklemine koyduğu vizkoz sıvı ile bileğin fleksiyon ve ekstansiyon yönlerinde yaptığı yüksek frekanslı istenmeyen titreşimler sönümlenmiştir. Üst kol için komple giyilebilir olan **WOTAS** isimli mobil bir robot ile dirseğin fleksiyon/ektansiyon, kolun pronasyon/supinasyon, bileğin ise fleksiyon/ektansiyon hareketlerindeki istem dışı uzuv sarsıntıları önlemeye çalışılmıştır [13]. Nörolojik ve ortopedik hastaların günlük hareketlerine yeniden kavuşmalarına imkan verecek üst uzuvlar (kol, bilek ve el) için sabit bir platforma bağlı ve üzerinde DC motorlar ile pozisyon ve kuvvet sensörleri olan 6 serbestlik dereceli **ARMIN** isimli bir dış iskelet robot geliştirilmiştir [14]. Hastaların günlük yaşam aktivitelerini rahatça yapabilmeleri için robotik rehabilitasyon alanında en çok tercih edilen kontrol yöntemlerinden olan admitans ve empedans denetim mimarileri kullanılmıştır. Robotun bilek için yaptırdığı hareketler, fleksiyon yönünde 45° ve ekstansiyon yönünde 30° olup bileğe 3 Nm'ye kadar tork sağlayabildiği belirtilmiştir. **MAHI** isimli rehabilitasyon robotu ile dirsekte fleksiyon/ekstansiyon, kolda supinasyon/pronasyon ve bilekte ise fleksiyon/ekstansiyon ile radyal/ulnar sapma hareketleri yaptırmak mümkündür [15]. Bilek için yapılan hareketlerde tork desteğinin üst limiti 4 Nm olarak belirtilip, robotun fleksiyon ve ekstansiyon yönlerinde izin verdiği bilek hareketleri $\pm 60^\circ$ olarak bildirilmiştir. **MAHI** robotunun daha sonra ki geliştirilmiş versiyonları **RiceWrist** ve **RiceWrist-S** olarak literatürde yer almaktadır [16]. 3 serbestlik dereceli tasarlanan **W-EXOS** isimli dış iskelet robot ile el bileğine fleksiyon/ekstansiyon ve radyal/ulnar sapma hareketleri ön kola ise supinasyon/pronasyon hareketleri yaptırmak mümkün olup cihazda EMG tabanlı bir bulanık-nöro denetim mimarisinin kullanıldığı bildirilmiştir. Robotun çalışma eksenlerinin DC motorlara bağlı konik dişliler üzerinden tahrik edildiği görülmekte olup el bileğine en fazla 0.58 Nm seviyelerinde destek torkunun aktarılabilirdiği açıklanmıştır [17]. Dirsek, kol ve bilek için pasif rehabilitasyonda kullanılmak üzere 4 serbestlik dereceli olarak tasarlanan **MARSE-4** isimli dış iskelet robot ile bileğe 60°/50° açı limitlerinde fleksiyon/ekstansiyon bilek hareketlerini yaptırmak mümkündür [18]. Bu robotun performansı değişik rehabilitasyon senaryoları için denenmiş olup bilek hareketlerinin $\pm 2^\circ$ lik bir konum hatası bandı içerisinde gerçekleştiği ve bu senaryolar sırasında bilek eklemine etkiyen tork değerlerinin ± 1.5 Nm limitlerinde olduğu belirtilmiştir.

Daha çok bilek üzerine geliştirilen robotlar incelenecek olunursa, bilek rehabilitasyonu için 3 serbestlik dereceli ve sabit bir platforma bağlı **MIT-MANUS** isimli bir robotun geliştirildiği görülmektedir [19]. Bu robot ile hasta bileğine ekstansiyon/fleksiyon hareketleri yanında radyal/ulnar sapma ile pronasyon/supinasyon hareketleri yaptırılmaktadır. El bileğinin günlük işleri yerine getirmesi için

flexiyon/ekstansiyon yönlerinde ihtiyaç duyulan hareket aralığının $70^{\circ}/65^{\circ}$ olduğu ve bu hareketlere karşılık bilekte ihtiyaç duyulan tork değerinin ise 1.2 Nm düzeyinde olduğu bildirilmiştir. Felçli hastaların el ve bilek rehabilitasyonuna yönelik **HWARD** isimli 3 serbestlik dereceli, pnömatik tabanlı ve sabit platforma bağlı bir ortez tasarlanmıştır [20]. Motor öğrenme becerilerinin anlaşılması ve aynı zamanda da rehabilitasyon çalışmalarında kullanılması için tek serbestlik dereceli **ReFlex** isimli bir haptik cihaz geliştirilmiştir [21]. Cihazın flexiyon ve ekstansiyon yönlerinde hareket kabiliyetinin $\pm 75^{\circ}$ olduğu ve deneyler esnasında yüksek direnç torku oluşturmak için de parçacık fren teknolojisinin kullanıldığı belirtilmiştir. Böylelikle 4 Nm dolaylarında bir direnç torkunun sağlanabildiğinden bahsedilmektedir. Erdoğan vd. [22] ise ön kol ve bilek için fizik tedavi egzersizlerinin yapılabileceği bir dış iskelet robotun tasarımını ve uygulamasını gerçekleştirmiştir. Bu robotik cihazın da sabit bir platforma bağlı olduğu ve flexiyon/ekstansiyon yönlerinde bilek destek tork değerinin 5 Nm dolaylarında olduğu bildirilmektedir. **Hand Mentor** isimli ve tek serbestlik dereceli bilek ortezi ile felçli hastalara tekrarlı bilek hareketleri yaptırılarak hastaların motor öğrenme becerilerinin yeniden kazandırıldığı görülmektedir [23]. Squeri vd. [24] ise felçli hastaların bilek hareketleri rehabilitasyonu için 3 serbestlik dereceli empedans denetim mimarisini kullanan robotik bir sistem geliştirmiştir. Bu geliştirilen cihaz yardımı ile hastanın hem motor fonksiyonlarında oluşan kayıp miktarı belirlenmekte hem de motor fonksiyonlarının yeniden kazanılmasına yönelik fizik tedavi uygulamaları gerçekleştirilmektedir. Cihazın hasta bileğine flexiyon/ekstansiyon hareket yönlerinde 1 Nm dolaylarında yardımcı tork takviyesinde bulunabildiği bildirilmiştir.

2. HEDEF SİSTEM ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİ (DETERMINATION OF TARGET SYSTEM FEATURES)

Literatürde incelenen bilek ortezlerinin tenisçi dirseği ve golfçü dirseği olarak tanımlanan hastalıkların önlenmesinde ya da tedavi edilmesinde kullanılamayacağı açıkça görülmektedir. Çünkü var olan cihazlar genellikle sabit bir platforma bağlı olup mobil olarak kullanılma imkânları yoktur ya da düşük güç kapasitesine sahiptirler. Bu cihazların kullanılma potansiyelleri sadece klinik çalışmalar ya da rehabilitasyon merkezleri ile sınırlı kalmıştır. Böylelikle, hem tenisçi dirseği hem de golfçü dirseği hastaları tarafından kullanılmak için olabildiğince hafif (< 1 kg), mobil ve yüksek güç kapasitesine sahip bir mekatronik sistem tasarımına ihtiyaç duyulmaktadır.

Sağlıklı bir insan için bilek açısı limitleri yaklaşık olarak flexiyon (F) ve ekstansiyon (E) hareketleri için 70° , radyal (R) ve ulnar (U) sapma hareketleri için ise 30° olarak bilinmektedir. Bu yüzden ilgili çalışma kapsamında tasarlanacak olan cihazın bu açı limitlerini sağlayacak şekilde bir hareket kabiliyeti olması gerekmektedir. Önemle belirtmek gerekir ki cihazın toplam serbestlik derecesi 2 (F/E ve R/U) olacak fakat sadece F/E yönlerinde cihaz kullanıcıya hareket desteği sağlayacaktır. Çünkü tenisçi dirseği ve golfçü dirseği hastalıkları yük altında F/E hareketlerinin sıklıkla yapılmasından kaynaklanmaktadır. Morse vd. [25] geliştirmiş olduğu bir deney düzeneği üzerinde sağlıklı kişilere 60° açı limitlerinde ve değişik hızlarda bilek hareketleri yaptırarak erkeklerin 8.62 ± 4.87 Nm, kadınların ise 5.2 ± 1.92 Nm değerlerinde bilek torku üretebildiklerini göstermiştir. Bu literatür çalışması temel alınarak tasarlanacak olan aktif bilek ortezinin 5-10 Nm aralığında tork verebilecek kapasitede olması hedeflenmiştir. Özellikle, F/E yönlerinde uygulanacak tork desteğinde (erkekler için) en ağır koşullar göz önüne alınarak 10 Nm seviyelerine çıkılabilecek şekilde bir eyleyici ve tahrik sistemi seçimleri yapılması gerekmektedir. Fakat hafiflik kriteri kullanılacak olan eyleyici ve tahrik sistemi seçimlerini etkileyen en önemli faktör olacaktır. Cihaz yüksek torklara çıkabildiği gibi yüksek hızlara da çıkabilmelidir. Bu yüzden $360^{\circ}/s$ 'lik bir hedef hız belirlenmiştir.

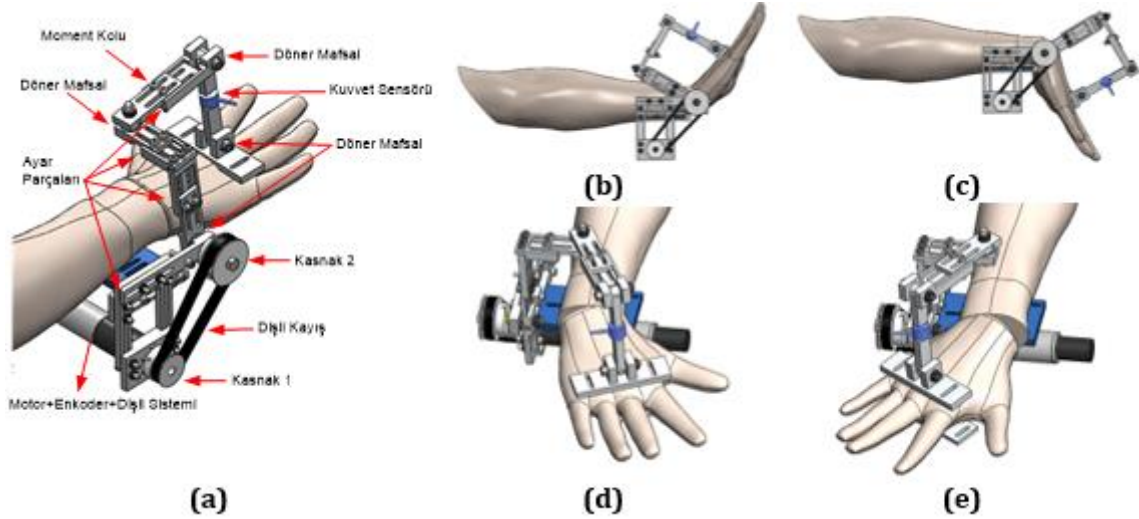
Ayrıca tasarlanacak olan aktif bilek ortezinin her yaş grubundan kişilere uyarlanabilir olması için mekanik sistem uzuvlarının ayarlanabilir olması gerekmektedir. Diğer bir önemli husus ise tasarımı yapılacak olan aktif bilek ortezinin insan bileği ile uyumlu çalışabilmesidir. İnsan eklemleri mekanik eklemlere göre daha karmaşık bir yapıya sahip olup cihaz ile kullanıcı arasında tam bir uyumun sağlanması kolay değildir. Eğer bu uyum sağlanamaz ise cihaz ile insan uzuvları birbirleriyle çelişip sakatlanmalar yaşanabilir. Özellikle bilek eklemi dışarıdan basit bir küresel eklem gibi gözükse de aslında insan vücudunda en karmaşık yapıya sahip eklemlerden birisidir. Bu yüzden tasarlanacak olan cihaz kinematığının bilek ile uyumuna büyük önem gösterilmelidir. Ayrıca cihazın kuvvet ya da tork iletimini yumuşak bir doku üzerinden gerçekleştirecek olması da tasarımda dikkat edilmesi gereken başka bir önemli noktadır. Cihaz kuvvet uygularken bağlandığı deri yumuşak doku üzerinde kayabilir ve uygulanan kuvvetin yönü kayıp ciddi yaralanmalar oluşabilir. Ayrıca tasarımı yapılacak olan cihazın günlük hayatta kullanıma yönelik

olabildiğince hafif, küçük, kullanım açısından güvenli, yüksek güç kapasitesine sahip ve en önemlisi mobil olması (sabit bir platformla bağlantısı olmaması) gerekmektedir.

Sonuç olarak tasarımı yapılması düşünülen cihazın özgünlük değeri ilk önce tenisçi ve golfçü dirseği hastalıklarının hem oluşumunun önlenmesi hem de tedavisinin sağlanması için geliştirilecek olan ilk aktif bilek ortez cihaz tasarımı olacak olmasıdır. Böylelikle hastalığın temel oluşum nedenini doğrudan ortadan kaldıran ve konservatif tedavi yöntemlerine göre çok daha etkili olacağı düşünülen ve sonunda cerrahi müdahaleye ihtiyaç duyulmayacak hatta hastanın günlük ve mesleki işlerine bile rahatça devam edebileceği yenilikçi bir prototip ürün tasarımı ve geliştirmesi hedeflenmiştir. Gerçekleştirilecek tasarımın diğer bir özgünlük yanı ise yüksek torkları yüksek hızlarda sağlayabilecek mobil bir mekanik sistem tasarımı olmasıdır. Çünkü 5-10 Nm arası tork değerini 360°/s hızlarında sağlayabilecek mobil bir bilek ortez sistemi literatürde henüz bulunmamaktadır. Bütün bu tasarım kriterlerinin özellikle hafiflik kriteri göz önünde bulundurularak sağlanacak olması, nihai olarak özgün ve yenilikçi bir ürünün geliştirilmesine yol açacaktır.

3. MEKANİK TASARIMI (MECHANICAL DESIGN)

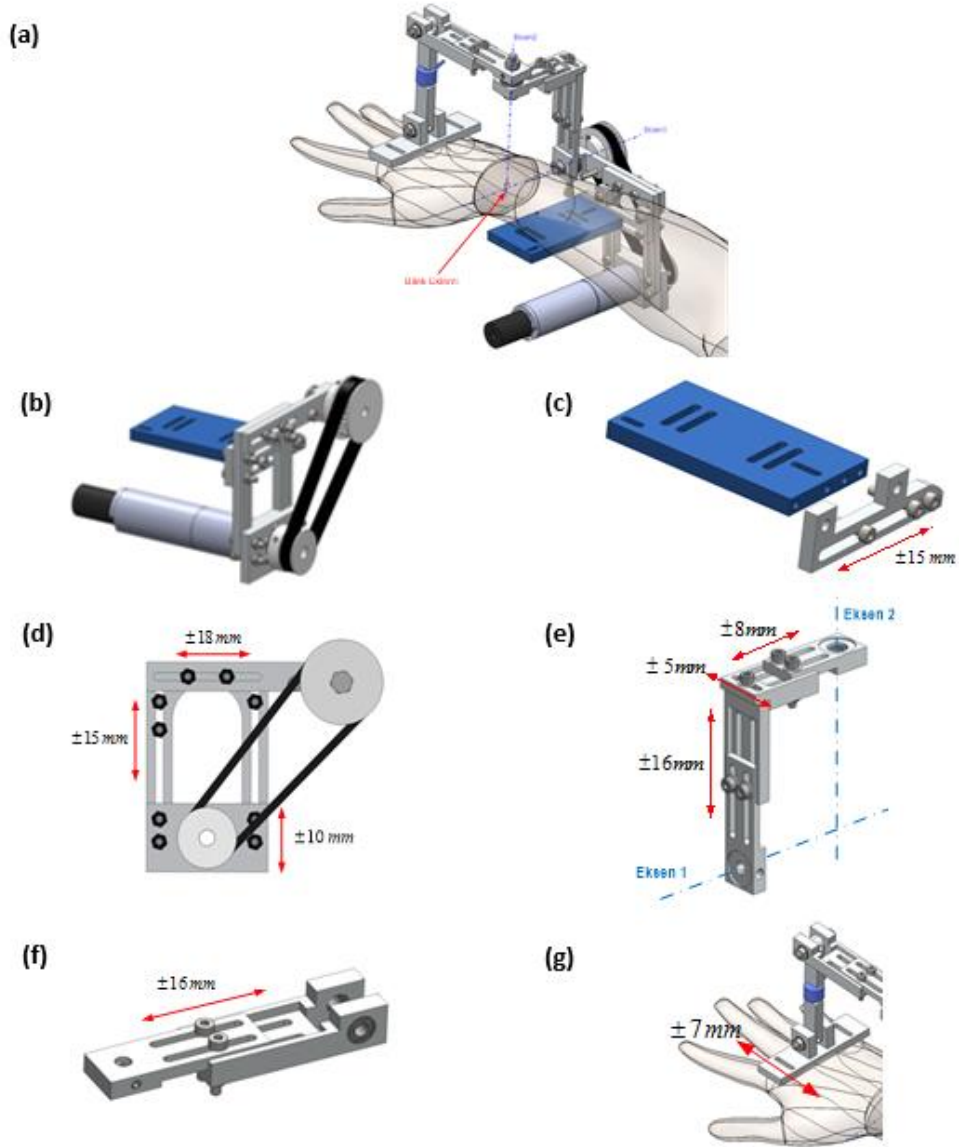
Bir önceki bölümde belirlenen hedef sistem özelliklerini karşılamaya yönelik bir cihaz tasarımına başlamadan önce gerçek bir insanın ön kol ve el modelleri SolidWorks® katı modelleme programına aktarılmış olup, bu modeller birbirlerine bir küresel mafsallık aracılığı ile bağlanmıştır. Tasarım doğrudan bu biyolojik model üzerinde gerçekleştirilerek cihaz ile kullanıcı arasında herhangi bir uyumsuzluğun olup olmadığı değişik bilek hareketleri yaptırılarak gözlemlenmiştir. Şekil 1.(a)'da hedeflenen sistem özelliklerini karşılayacak bir kavramsal tasarım örneği el bileğine değişik hareketler yaptırılmış şekilde sunulmaktadır. El bileğine yüksek seviyelerde tork aktarabilmek için dişli kutusuna sahip bir motor sistemi ön kol altına yerleştirilmiş olup bir dişli kayış mekanizması yardımıyla motor torku ayarlanabilir *Moment Kolu* yardımıyla el ayasına dik bir şekilde yerleştirilmiş kuvvet sensörü üzerinden aktarılmaktadır. Mekanizmanın kilitlenmemesi için küresel mafsallık olarak kabul edilen biyolojik bilek eklemine denk gelecek şekilde döner mafsallar yerleştirilmiştir. Ayrıca el ayasına dik bir şekilde yerleştirilmiş kuvvet sensörü yardımıyla el bileğine aktarılan motor torkunu ölçmek mümkün olmaktadır. Dikkat edilirse kuvvet sensörünün iki ayrı ucunda da döner mafsallar kullanılmış olup kuvvet sensörünün eyleyici sistemi tarafından el ayasına aktardığı kuvvetin doğru bir şekilde ölçülmesi sağlanmıştır. Ölçülen kuvvet değeri daha sonra *Moment Kolu* mesafesi (yaklaşık 9 cm) ile çarpılarak bileğe aktarılan yardımcı tork değeri hesaplanabilmektedir. Yapılan tasarımda, *Kasnak 2*'nin dönme eksenini bilek mafsallığı ile çakışmazsa bile herhangi bir kilitlenme olmadan (ortez kullanıcısına zarar vermeden) motor torkunu belirlenen tahrik sistemi üzerinden bilek mafsallığına aktarabilmektedir. Fakat önemle belirtmek gerekir ki bilek mafsallığı ile *Kasnak 2*'nin çalışma eksenlerinin çakışacak şekilde montajlanması, kuvvet sensörünün el ayası ile olan açısını bütün olası bilek hareketleri için (Şekil.1.(b), (c), (d) ve (e)'de gösterildiği üzere) sürekli 90°'de tutabilmesi açısından önemlidir. Tasarımın hafif olması için mekanik yapıda alüminyum malzeme kullanılmıştır. Tasarımın neredeyse bütün uzuvları arasında ayar imkanı mevcut olup genç bir bireyden yetişkin bir bireye kadar kullanılma imkanı sunulmuştur. Ayar parçalarının yardımı ile aktif ortezin dönüş eksenleri bilek eklemi ile çakıştırılarak hem cihazın kullanıcısı ile tam uyumunun sağlanması gerçekleştirilmekte hem de F/E ve R/U hareketler birbirlerinden bağımsız bir şekilde rahatlıkla yapılabilmektedir.



Şekil 1. (a) Kavramsal Tasarım (Conceptual Design), (b) Ekstansiyon (Extension), (c) Fleksiyon (Flexion), (d) Radyal Sapma (Radial Deviation), (e) Ulnar Sapma (Ulnar Deviation)

Şekil.2’de ise ayar parçalarının detaylı görselleri sunulmaktadır. Şekil 2.(a)’da gösterildiği üzere tüm ayar parçalarının esas kullanım amacı *Eksen 1* ve *Eksen 2*’nin *Bilek Eklemi* ile kesişmesini sağlamak ve kuvvet sensörünü el ayası üzerine 90° ’lik bir açı ile bağlayabilmektir. Fakat önemle belirtmek gerekir ki; bazı araştırmacılara göre de bilek mafsalı için bir küresel mafsal kabulü yanlış olup gerçekte bir insan bileğinde F/E ve R/U hareketlerin dönüş eksenlerinin kesişmediği ve aralarında yaklaşık 5mm’lik bir mesafe olduğu belirtilmektedir [26]. Bu eksen kaçıklığının yapılacak olan tasarımda dikkate alınması gerekliliği önemle vurgulanmıştır. Bu öngörünün doğru olabileceği ve 5mm’lik eksen kaçıklığının ise kişiden kişiye değişebileceği kabulü yapılarak gerçekleştirilen tasarımda bir takım ayar parçalarının kullanımı ile biyolojik bilek eklem türü ne şekilde olursa olsun (*küresel mafsal ya da universal – kardan mafsal*) tam bir uyumun sağlanacağı şekilde bir tasarım gerçekleştirilmiştir. Şekil 2.(b)’de gösterilen *mavi parça* tasarlanan aktif bilek ortezini kullanıcının ön koluna bağlayacaktır. Üzerinde hem yatay hem dikey yönlerde yarıklar açılmış olup, ön kola sarılacak olan medikal malzemeye istenen konumda ayarlanabilir şekilde bağlanma imkanı vermektedir. Şekil 2.(c)’de daha detaylı gösterilen bu parçanın yan tarafındaki vida delikleri ise tüm mekanik yapıyı taşıyan ortezin ilk parçasının bağlanması için kullanılacaktır. Aslında bu parça bütün yükü taşıyan bir zemin parçası olarak düşünülebilir. İçine açılmış olan yarıklar sayesinde ise bütün ortez sistemini ve dolayısıyla *Kasnak 2*’nin merkezini yatay ekseninde ± 15 mm kaydırmak için kullanılmaktadır. Bu parça üzerinde bulunan iki küçük kare içine açılmış vida kanallarına bağlanan civatalar gevşek bırakıldığında, Şekil 2.(d)’de gösterilen bütün yapı dikey yönde ± 15 mm kaydırılmakta, civatalar tam sıkıldığında ise komple yapı istenilen konumda kilitlenmektedir. Böylelikle radyal rulman yatağına sahip *Kasnak 2* hem yatay hem de dikey yönlerde ± 15 mm kaydırılarak biyolojik bilek mafsalıyla tam bir çakışma sağlanabilmektedir. Ayrıca Şekil 2.(d)’de gösterilen yapıda motor+dişli kutusu+enkoder sistemini tutan aparat parça dikey yönde ± 10 mm kaydırılarak ve *Kasnak 2*’nin rulman yatağını taşıyan parça ise yatay yönde ± 18 mm kaydırılarak dişli kayışın rahatça takılmasına ve sonrasında ise iyice gerdirilmesine yardımcı olmaktadır. Dikkat edilirse kayış gerginliğini ayarlamak için hem dikey hem de yatay yönlerde oldukça büyük gerdirme mesafeleri bırakılmıştır. Bunun nedeni ileride değişik kasnak çapları kullanıldığında değişik uzunluktaki kayışlarında rahatça takılıp gerdirilmesine imkan verilmek istenmesidir. Şekil 2.(e)’de gösterilen L şeklindeki parça *Eksen 1* doğrultusu boyunca bir aksinel rulman ile desteklenerek *Kasnak 2*’den aldığı torku *Eksen 2* etrafında yine başka bir aksinel ve radyal rulmanların yardımıyla dönüş yapabilen *Moment Koluna* iletmektedir. *Eksen 1*, *Kasnak 2*’nin çalışma eksenidir olup daha önce anlatılan ayar parçalarının yardımı ile bilek eklemine görecek şekilde ayarlanmaktadır. *Eksen 2* ise R/U yönlerindeki hareketlerin yapılmasına izin veren *Moment Kolunun* serbestçe dönüş yaptığı (radyal ve aksinel) rulman yataklarının çalışma eksenidir. Ortez kullanıcısı ile tam bir uyumun sağlanabilmesi için *Eksen 2*’nin bilek eklemine tam görmesi gerekmektedir. Bu yüzden tüm ayar parçaları birbirleri üzerinde kaydırılarak cihaz kullanıcısına tam bir uyum sağlanabilmektedir. Özellikle ± 5 mm’lik ayar mesafesi, bilek eklemine küresel mafsal yerine bir universal (kardan) mafsal olma ihtimali düşünülerek oluşturulmuştur. Şekil 2.(f)’de gösterilen parça ise cihaz kullanıcısının el ayası uzunluğuna göre *Moment Kolu* mesafesinin

ayarlanması için kullanılmakta ve R/U hareketlerinin serbestçe yapılabilmesi için de bir ucu *Eksen 2* etrafında serbestçe dönmekte olup diğer ucunda ise kuvvet sensörünü taşıyan çubuğun 2 adet radyal rulman yataklaması bulunmaktadır. Şekil 2.(g)'de ise kuvvet sensörünü taşıyan çubuğun iki ucu radyal rulman yataklarına bağlı olup, alt uç için ± 7 mm'lik bir ayar imkanı verilmiştir. Bu sayede kuvvet sensörü el ayasına 90° 'lik bir açı ile bağlanabilmekte ve *Moment Kolundan* gelen kuvveti tam dik bir doğrultuda el ayasına aktarabilmektedir. Kuvvet sensörü sadece doğrultusu boyunca ölçüm yapabildiği için, kuvvet sensörünün dik bir açı ile el ayasına bağlanması önemlidir.



Şekil 2. (a) Ayar Parçaları (Adjustable Links), (b) Ön kola bağlantı (Forearm connection), (c) Yatay Kaydırma (Horizontal Scroll), (d) Dikey Kaydırma (Vertical Scroll), (e) L biçimli uzuv (L-shaped link), (f) Moment Kolu (Moment Arm), (g) El ayasına bağlantı (Hand connection).

4. TAHRİK SİSTEMİ VE ALGILAYICILAR (ACTUATOR SYSTEM AND SENSORS)

4.1. İletim Mekanizması (Transmission Mechanism)

Zincir-dişli sistemlerde boşluk olması ve zincirin önemli bir ağırlık oluşturacak olması, kablo-kasnak mekanizmaları ile de yüksek tork iletimi yapılamayacak olması yüzünden hareket iletim mekanizması olarak dişli kasnaklar ve dişli kayış kullanımına karar verilmiştir. Dişli kasnakların iletim oranı kullanılan

motor ve dişli kutusu kombinasyonuna göre belirlenmektedir. Dişli kasnak ve dişli kayışların trapez ya da yuvarlak diş profiline sahip türleri mevcut olup yüksek tork gerektiren uygulamalar için önerilen yuvarlak diş profiline sahip olanları seçilmiştir. Metrik ölçü sistemine göre sınıflandırılan yuvarlak diş profiline sahip dişli kasnak ve kayışların *Hız-Güç* grafikleri incelenmiş olup hedeflenen sistemde maksimum tork $10Nm$ olarak ve maksimum açısal hız ise $360^\circ/s$ olarak belirlendiğinden, söz konusu 63 Watt 'lık bir güç aktarımının $3M$ kayış ile karşılanabileceği görülmüştür. Elektrik motoruna ait dişli kutusunun çıkış torkunu bilek mafsala yaklaşık olarak 3:1 oranında aktarabilmek için 15 dişli ve 44 dişliye sahip iki adet alüminyum kasnak kullanılmıştır.

4.2. Motor Sistemi (Motor System)

Dişli kayış-kasnak sisteminin 3:1 iletim oranında çalışacağı göz önüne alınır, motor dişli kutusu çıkış milinin sağlaması gereken tork ve hızlar sırasıyla 3.3 Nm ve 180 dev/dak dolaylarında olacaktır. Ön kolun altına gizlenebilecek büyüklükte ki bir motorun tek başına 3.3 Nm seviyesinde bir tork değerine çıkabilmesi pek mümkün olmayıp yüksek tahvil oranlı bir motor dişli kutusu kullanımı gerekmektedir. Cihazın sahip olması gereken maksimum güç daha önce 63 Watt olarak hesaplanmıştı. Fakat özellikle sürtünmenin yüksek olduğu dişli kutusu verimi de göz önüne alınır, eyleyici sisteminde kullanılacak motorun sahip olması gereken gücün yaklaşık $70-100\text{ Watt}$ değer aralığında olması gerekmektedir. Bu değer aralığındaki motorlar araştırılarak mümkün olan en küçük boyutlu ve en hafif ağırlıklı motor ve motor dişli kutusu kombinasyonları oluşturulmuştur. Robotik sistemlerde kullanılmak üzere hem küçük boyutlu hem de yüksek performans sağlayan motor üreticilerinin başında gelen Maxon® firmasının motorları ve bu motorlara uygun dişli kutularına ait özellikler ürün kodları belirtilerek Tablo 1'de sunulmuştur.

Tablo 1. Motor ve dişli kutusu kombinasyonları (Motor and gearbox combinations)

Motor	397172	449470	273753	323218	386675
Power [Watt]	70	70	90	90	100
Voltaj [V]	24	36	30	24	48
Akım [A]	3.21	2.42	2.62	3.92	3.57
Hız [dev/dak]	4860	8730	6490	14700	29900
Tork [mNm]	128	82.9	97.2	53.5	50.1
Ağırlık [g]	140	240	340	120	120
Uzunluk [mm]	26.5	42	71	48.6	62.7
Çap [mm]	45	40	35	22	22
Dişli Kutusu	301173	166939	166163	370783	370786
İletim oranı	26:1	51:1	33:1	104:1	157:1
Verim	76%	70%	75%	59%	59%
Ağırlık [g]	220	190	160	78	78
Uzunluk [mm]	23.5	43	36	39	39
Çap [mm]	45	32	32	22	22
Kombinasyon	#1	#2	#3	#4	#5
Tork [Nm]	2.52	2.95	2.4	3.28	4.64
Hız [dev/dak]	187	171	196	141	190
Ağırlık [g]	360	430	500	198	198
Boy [mm]	50	85	107	87.6	101.7
Çap [mm]	45	40	35	22	22

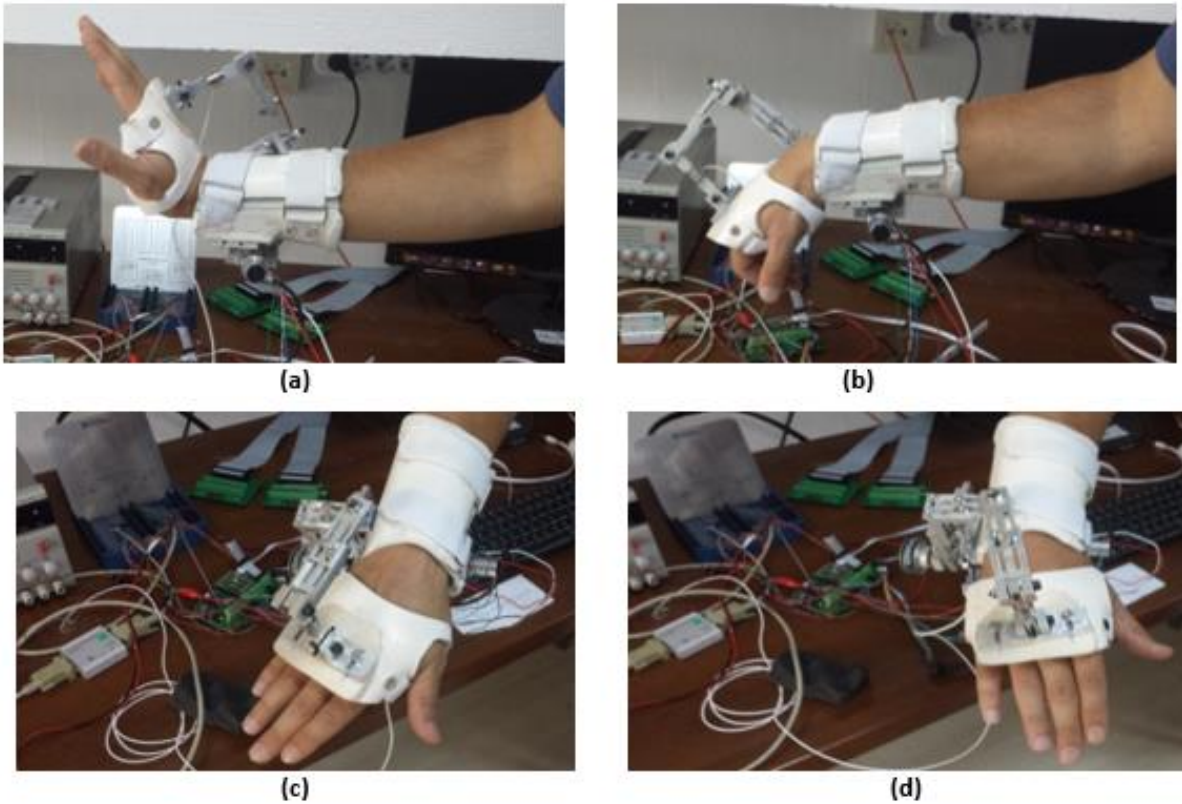
Özellikle *Kombinasyon #4*'ün ağırlık ve boyut olarak diğer kombinasyonlara göre çok ciddi bir avantajı olduğu görülmektedir. Bu motor sistemi için bir de motor sürücü devresi gerekmekte olup, cihazın görevine bağlı olarak konum-hız denetimi ya da tork denetimi yapılabilir. Çünkü cihazın denetim çalışmaları kapsamında empedans ya da admitans türü kontrolcü tasarımları yapılması gerekmektedir. Empedans kontrol mimarisinde bir tork kaynağı, admitans kontrol mimarisinde ise bir hız kaynağına ihtiyaç duyulmaktadır. Yine Maxon® firmasına ait ESCON Module 50/5 ürün kodlu motor sürücü devresi seçilen motoru hız ya da tork modunda sürebilecek özelliklere sahip olup kullanılması uygun görülmüştür. Sürücü kartın 12 gram ağırlığında ve çok küçük boyutlarda olması ayrı bir avantaj sunmaktadır.

4.3. Algılayıcılar (Sensors)

Seçilen motor sisteminin kontrol edilebilmesi için bir de konum algılayıcısı gerekmekte olup, 40 gram ağırlığında, 23 mm uzunluğunda, 16 mm çapında ve konum çözünürlüğü 0.18° olan bir optik enkoder kullanılmıştır. Ayrıca gerçekleştirilen tasarımda el ayası ile ortez arasındaki etkileşim kuvvetini ölçmek için olabildiğince hafif ve küçük boyutlu bir kuvvet algılayıcısı araştırması yapıp 9 mm uzunluğunda, 12 mm çapında, 8 gram ağırlığında ve ± 200 N sınırlarında ölçüm kapasitesi olan bir yük hücresinin (*Burster® Model 8417*) gerçekleştirilen tasarımda kullanılmasına karar verilmiştir. Kuvvet algılayıcısının doğrusal olmayan etkenlerden (histeresis, tekrarlanabilirlik, sıcaklık vb.) ötürü çıktı hatası 0.9% olarak bildirilmektedir.

5. AKTİF BİLEK ORTEZİN ÜRETİMİ (PRODUCTION OF THE ACTIVE WRIST ORTHOSIS)

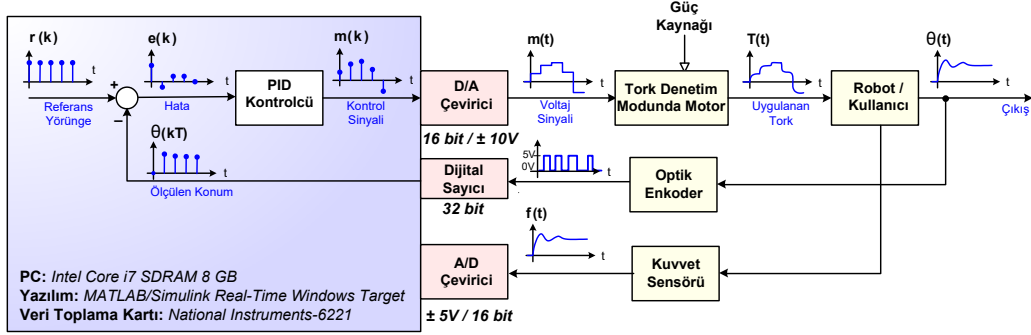
Cihazın mekanik üretiminde kullanılacak olan malzemenin alüminyum olmasından ötürü minyatür rulmanlar yuvalarına bir daha çıkmamak üzere hidrolik pres ile sıkı-geçme olarak geçirilmiştir. Birbirleri üzerinde kayacak olan ayar parçaları ise tatlı-sert geçme toleransı verilerek işlenmiştir. Daha sonra medikal bir firma ile çalışılarak ön kol ve el ile olacak olan bağlantı aparatları *termoplastik* malzemeden üretilmiş ve üzerlerine vida kanalları açılarak ortezin metal aksamının montajı doğrudan kişi üzerinde gerçekleştirilmiştir. Ayar parçaları kullanılarak bilek eklemi ile tam bir çakışma sağlanmış ve mekanik yapının herhangi bir kilitlemeye yol açmadan her türlü bilek hareketlerinin (fleksiyon/ekstansiyon ve radyal/ulnar deviasyon) rahatça yapılabildiği Şekil 3'te Ekstansiyon / Fleksiyon / Ulnar Sapma / Radyal Sapma durumları için ayrı ayrı gösterilmektedir. İşlenen bütün alüminyum parçalar tartılmış olup 180 gram gelmektedir. Bir ortopedi firmasına termoplastik malzemeden yaptırılan el ayası ortezi 75 gram, ön kol ortezi ise 165 gram gelmektedir. Aktif bilek ortezi üzerinde yer alacak olan tüm algılayıcıların ve tahrik sisteminin montajı da başarıyla gerçekleştirilmiş olup, tüm cihazın toplam ağırlığı 740 gram olarak ölçülmüştür. Böylelikle cihaz 1 kg altında üretilerek tasarım hedeflerinden biri olan hafiflik kriteri başarıyla sağlanmıştır.



Şekil 3. (a) Ekstansiyon (Extension), (b) Fleksiyon (Flexion), (c) Ulnar Sapma (Ulnar Deviation), (d) Radyal Sapma (Radial Deviation)

6. PERFORMANS TESTİ (PERFORMANCE TEST)

Cihazın kapalı çevrim konum kontrolü sağlanarak performans testi gerçekleştirilmiştir. Böylelikle hem cihazın kullanıcı elini istenilen bir yörünge boyunca (özellikle 400°/s gibi yüksek hızlara çıkılarak) ne kadarlık bir hata payı ile sürebildiği görülmüş hem de ileride bu cihazın pasif rehabilitasyon uygulamalarında kullanılabilmesi için kontrol algoritması oluşturulmuş bulunmaktadır. Şekil 4'te gösterildiği üzere konum kontrolcüsü için bir *PID* (Proportional, Integral and Derivative) denetleyici kullanılmıştır.



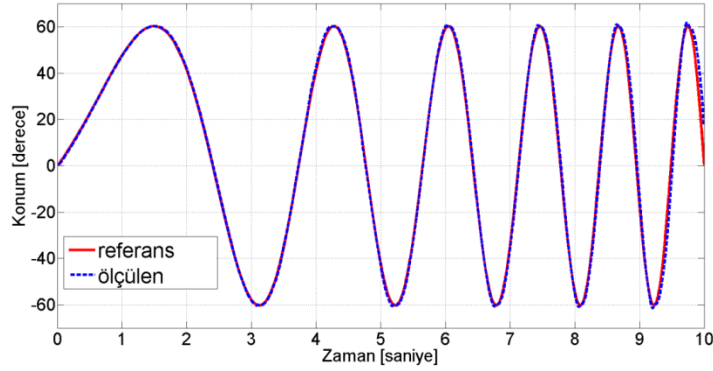
Şekil 4. Pasif rehabilitasyon modu için oluşturulan kontrol blok diyagramı (Control block diagram for passive rehabilitation mode)

Cihaz kullanıcısı bu durumda tamamen pasif durumda olduğu için söz konusu rehabilitasyon işlemi literatürde pasif olarak adlandırılmaktadır. Pasif rehabilitasyon özellikle kısmi ya da tam felçli hastaların tedavilerinde sıklıkla kullanılmakta olup temel amaç bir hareketi sıklıkla ve tekrarlı bir şekilde yaptırarak hastanın merkezi sinir sisteminde bulunan motor nöronların uyarılmasıyla kaybedilen fonksiyonların yavaş yavaş geri kazanılmasını amaçlar. Sonuç olarak söz konusu cihaz pasif denetim moduna alınarak ileride hastalara arzulanan bir yörünge boyunca ve istenilen sayıda F/E bilek hareketlerini yaptırabilecektir. Böylelikle dışarıdan hiçbir terapiste ve sağlık merkezine bağımlı kalmadan hastalar doktorlarının verdiği terapi seanslarını (izlenecek yörünge profili ve ilgili hareketin tekrar sayısı programlanarak) evlerinde gerçekleştirme imkanı bulabileceklerdir. Şekil 4'te görüldüğü üzere motor sürücüsü tork denetim moduna alınmış olup referans yörünge ile cihaz konumu arasındaki hata bir *PID* denetleyiciden geçirilerek cihazın arzulanan yörüngeyi minimum hata ile takip etmesi sağlanmaktadır. Ayrıca kuvvet sensörü üzerinden ölçümler alınarak kullanıcı eline aktarılan kuvvetler ve bu kuvvet değerlerinin moment kolu mesafesi ile çarpımıyla da el bileğine aktarılan yardımcı Tork değerleri hesaplanmaktadır.

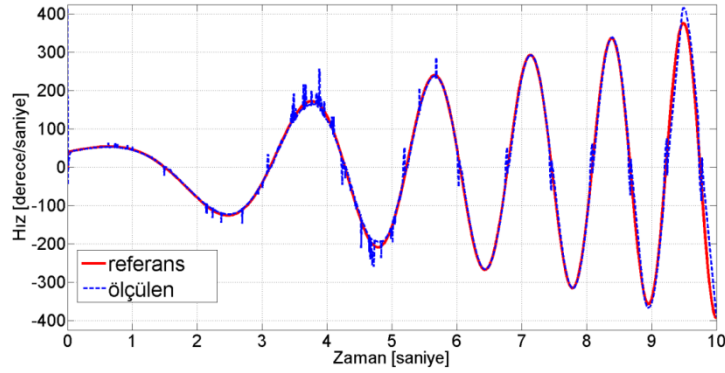
Tüm elektrik-elektronik ekipmanların (güç kaynağı, konum ve kuvvet algılayıcıları, motor sürücü kartı ve veri toplama kartı) entegrasyonu yapıldıktan sonra cihazın kapalı çevrim konum performans testi gerçekleştirilmiştir. Hedeflenen tasarım kriterlerinden biri de 5-10 Nm aralığında destek torku üretebilmesi ve bunu 360°/s gibi yüksek hızlara kadar gerçekleştirebilmesiydi. Her ne kadar cihazın eyleyici sistemi 10 Nm dolaylarında tork üretme kapasitesine sahip olsa da cihazın mekanik yapısı 50N üstü kuvvetlerde kırılma riski teşkil ettiği için performans testinde el ayasına en çok 5 kg'lık bir ağırlık bağlanarak 5 Nm dolaylarında bir direnç torku oluşturulmuş ve bu ağırlık tamamen aktif bilek ortezi ile kademeli olarak yükselen hızlarda sürülmesi sağlanmıştır. Cihazın daha yüksek seviyelerde tork yardımıyla bulunabilmesi için mekanik yapının mukavemet açısından güçlendirilmesi için ya boyutlarının yaklaşık 2 kat oranında artırılması gerektiği ya da alüminyum yerine titanyum gibi daha mukavemetli bir malzemeden üretilmesi gerektiği gerçekleştirilen statik analiz sonuçlarından görülmüştür.

Bu performans testine ait referans konum ve ölçülen konum Şekil 5'te sunulmaktadır. Görüleceği üzere 0.1 Hz'den başlayarak 10 saniye sonunda 1 Hz'lik bir referans sinüs dalga formunun takip edilmesi istenmiştir. En büyük konum hatası (referans değer - ölçülen değer) 10'uncu saniyede yaklaşık 18° olarak ölçülürken, 10 saniye boyunca konum hatalarının karekök ortalaması ise 2.4° olarak hesaplanmıştır. Şekil 6'da ise referans konum profiline denk düşen referans hız yörüngesi ve ölçülen hız değerleri gösterilmektedir. En büyük hız hatası 3.88'inci saniyede 95°/s olarak gerçekleşmiş olup tüm hareket boyunca hızdaki hataların karekök ortalaması ise 21.1°/s olarak hesaplanmıştır. Şekil 7'de ise referans hareket yörüngesini sağlamak için aktif bilek ortezi kullanıcısına sağladığı destek tork değerleri sunulmaktadır. Görüleceği üzere geliştirilen cihaz kullanıcısına 5 Nm dolaylarında destek torkunu çok yüksek hızlara kadar

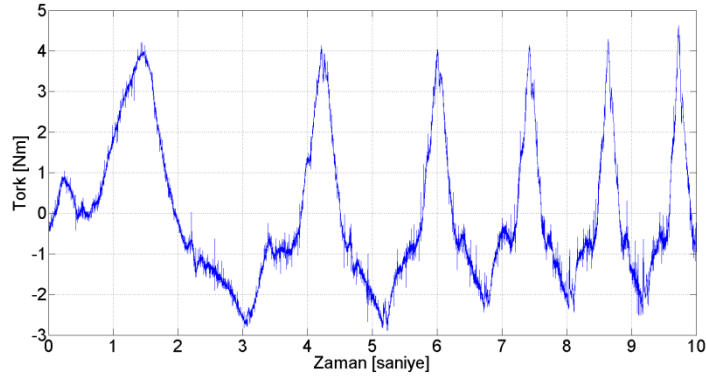
sağlayabilmektedir. Böylelikle hedeflenen tüm sistem özelliklerinin cihaz tarafından sağlanabildiği gerçekleştirilen performans testi ile gösterilmiş bulunmaktadır.



Şekil 5. Referans ve ölçülen konum (Reference and measured position)



Şekil 6. Referans ve ölçülen hız (Reference and measured velocity)



Şekil 7. Bileğe aktarılan yardımcı tork (Assistive torque applied to the wrist)

7. SONUÇ (CONCLUSION)

Bu çalışma kapsamında aktif bir bilek ortez cihazı tasarımı ve üretimi gerçekleştirilmiş olup cihazın güç performans testleri belirli bir hareket yörüngesi izlenerek sunulmuştur. Test sonuçları ile hedeflenen güç kriterlerinin sağlandığı gösterilmiştir. İleri ki dönem çalışmalarında ise cihaza elektromiyografi (EMG) algılayıcıları eklenecek ve cihaz denetiminin tamamen hastaların kendi arzuları ve istekleri doğrultusunda gerçekleştirilmesi sağlanacaktır. Böylelikle el bileği rahatsızlıkları (tenisçi ve golfçü dirseği hastalıkları, ön kol kas liflerinde oluşan mikro travmalar, tekrarlayan gerilme zorlanma sakatlığı) olan kimseler üzerinde cihazın iyileştirici etkileri incelenecektir.

TEŞEKKÜR (ACKNOWLEDGMENTS)

Bu çalışma 114M890 numaralı TÜBİTAK projesi kapsamında yürütülmekte olup desteklerinden dolayı makale yazarları TÜBİTAK'a teşekkürlerini sunmaktadır.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

- [1] Longo, U.G., Franceschetti, E., Rizelle, G., Petrillo, S. and Denarp, V., “Elbow tendinopathy”, **Muscle Ligaments Tendons**, Cilt 2, No 2, 115-120, 2012.
- [2] Gruchow, H.W. and Pelletier, D., “An epidemiologic study of tennis elbow. Incidence, recurrence and effectiveness of preventive strategies”, **American Journal of Sports Medicine**, Cilt 7, No 4, 234-238, 1979.
- [3] Wadsworth, T.G., “Tennis elbow: Conservative surgical and manipulative treatment”, **British Medical Journal**, Cilt 294, No 6572, 621-623, 1987.
- [4] Pienimaki, T., Karinen, P., Kemilla, T. and Koivukangas, P., “Long-term follow-up of conservatively treated chronic tennis elbow patients. A prospective and retrospective analysis”, **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, Cilt 30, 159-166, 1998.
- [5] Wuori, J.L., Overend, T.J., Kramer J.F. and MacDermid, J., “Strength and pain measures associated with lateral epicondylitis bracing”. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Cilt 79, 832-837, 1998.
- [6] Bowen, R.E., Dorey, F.J. and Shapiro, M.S., “Efficacy of nonoperative treatment for lateral epicondylitis”, **American Journal of Orthopedics**, Cilt 30, 642-646, 2001.
- [7] McMurtrie, A. and Watts, A.C., “(vi) Tennis elbow and Golfer’s elbow”, **Orthopaedics and Trauma**, Cilt 26, No 5, 337-344, 2012.
- [8] Goodall, R. M., Pratt, D.J., Rogers, C.T. and Murray-Leslie, C.M. “Enhancing Postural Stability in Hemi-Plegics Using Externally Applied Forces”, **International Journal of Rehabilitation Research**, Cilt 10, No 4, 132-140, 1987.
- [9] Erlandson, R. F., “Applications of Robotic/Mechatronic Systems in Special Education, Rehabilitation Therapy”, **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, Cilt 3, No 1, 22-34, 1992.
- [10] Khalili, D. and Zomlefer, M., “An Intelligent Robotic System for Rehabilitation of Joints and Estimation of Body Segment Parameters” **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Cilt 35, No 2, 138-146, 1988.
- [11] White C.J., Schneider, A.M. and Brogan, W.K., “Robotic Orthosis for Stroke Patient Rehabilitation”, **IEEE International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society**, San Diego, CA, USA, 1272-1273, 28-31 Ekim 1993.
- [12] Kotovsky, J. and Rosen, M.J., “A wearable tremor-suppression orthosis”, **Journal of Rehabilitation Research and Development**, Cilt 35, No 4, 373-387, 1998.
- [13] Rocon, E., Belda-Lois, J.M., Ruiz, A.F., Manto, M., Moreno, J.C. and Pons, J.L., “Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression”, **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, Cilt 15, 367–378, 2007.
- [14] Nef, T., Mihelj, M., Colombo, G. and Riener, R., “ARMin – Robot for Rehabilitation of the Upper Extremities”, **IEEE International Conference on Robotics and Automation**, Orlando, Florida, USA, 3152-3157, 15-19 Mayıs 2006.
- [15] Gupta, A. and O’Malley, M.K., “Design of a Haptic Arm Exoskeleton for Training and Rehabilitation”, **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, Cilt 11, No 3, 280-289, 2006.

- [16] Pehlivan, A.U., Lee, S. and O'Malley, M.K., "Mechanical Design of RiceWrist-S: a Forearm-Wrist Exoskeleton for Stroke and Spinal Cord Injury Rehabilitation", **4th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics**, Roma, Italy, 1573-1578, 24-27 Haziran 2012.
- [17] Gopura, R.A.R.C. and Kiguchi, K., "EMG-Based Control of an Exoskeleton Robot for Human Forearm and Wrist Motion Assist ", **IEEE International Conference on Robotics and Automation**, Pasadena, CA, USA, 731-736, 19-23 Mayıs 2008.
- [18] Rahman M.H., K-Ouimet, T., Saad, M., Kenne, J.P. and Archambault, P.S., "Control of a Powered Exoskeleton for Elbow, Forearm and Wrist Joint Movements", **IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics**, Phuket, Thailand, 1561-1566, 7-11 Aralık 2011.
- [19] Williams, D.J., Krebs, H.I. and Hogan, N., "A robot for wrist rehabilitation", **The IEEE Proceedings of the 23rd Annual International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society**, 2, 1336-1339, 25-28 Ekim 2001.
- [20] Cramer, S.C., Takahashi, C.D., Der-Yeghiaian, L., See, J., Motiwala, R.R. and Le, V., "Robot Based Hand Motor Therapy after Stroke", **International Stroke Conference**, San Francisco, USA, Şubat 2007.
- [21] Chapuis, D., Grave, R.B., Lambercy, O. and Gassert, R., "ReFlex, a Haptic Wrist Interface for Motor Learning and Rehabilitation", **IEEE Haptics Symposium**, Waltham, Massachusetts, USA, 25-26 Mart 2010.
- [22] Erdoğan, A., Satici, A.C. and Patoglu, V., "Passive Velocity Field Control of a Forearm-Wrist Rehabilitation Robot", **IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics**, Zurich, Switzerland, 29 Haziran – 1 Temmuz 2011.
- [23] Kutner N.G., Zhang, R., Butler, A.J., Wollf, S.L. and Alberts, J.L., "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**, Cilt 90, No4, 493–504, 2010.
- [24] Squeri, V., Masia, L., Giannoni, P., Sandini, G. and Morasso, P., "Wrist Rehabilitation in Chronic Stroke Patients by Means of Adaptive, Progressive Robot-Aided Therapy", **IEEE Transactions On Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, Cilt 22, No 2, 312-325, 2014.
- [25] Morse J.L., Jung, M.C., Bashford, G.R. and Hallbeck, M.S., "Maximal dynamic grip force and wrist torque: The effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle", **Applied Ergonomics**, Cilt 37, No 6, 737-742, 2006.
- [26] Gopura, R.A.R.C. and Kiguchi, K., "Mechanical Designs of Active Upper-Limb Exoskeleton Robots State-of-the-Art and Design Difficulties", **IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics**, Kyoto, Japan, 178-187, 23-26 Haziran 2009.