

PAPER DETAILS

TITLE: PID Kontrollü IoT Haberlesme Ile Android Tabanlı Egzersiz Takibi

AUTHORS: Mert Süleyman DEMIRSOY, Mustafa Çağrı KUTLU, Mohammed MANSOUR

PAGES: 70-80

ORIGINAL PDF URL: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/2661218>

PID Kontrollü IoT Haberleşme İle Android Tabanlı Egzersiz Takibi

Mert Süleyman DEMİRİSOY*^{ID}, Mustafa Çağrı KUTLU^{ID}, Mohammed MANSOUR^{ID}

Mekatronik Mühendisliği, Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi, Türkiye

ÖZ

Rehabilitasyon zahmetli ve maliyetli bir tedavi sürecidir. İnmeden hemen sonra yapıldığında çok etkili olduğu bilinmektedir, ancak bu süre zarfında tüm hastalar tedavi görme imkanı bulamamaktadır. Ayrıca yoğunlaştırılmış tedavi seansları ve hedefe yönelik rehabilitasyon, evde rehabilitasyonun verimliliğini önemli ölçüde arttırmaktadır. Evde rehabilitasyonun bir diğer önemi hasta sayısı arttıkça rehabilitasyon gereksinimlerinin karşılanması zorlaşmaktadır. Rehabilitasyon robotları, terapistin aynı anda birkaç hastayı tedavi etmesine imkan sağlar ve iş yükünü azaltır. Ancak rehabilitasyon robotları pahalı ve ev ortamında tedaviye uygun değildirler. Eklemeli imalatın geliştirilmesi, dış iskelet gibi bazı rehabilitasyon robotlarının potansiyelini ve maliyetlerini artırmaktadır. Bu robotik sistemlerin rehabilitasyon sürecinde kullanılması da önemli bir teknik sorundur. Bu nedenle robotik rehabilitasyon için dış iskeletler kullanılarak, hastaların anatomik yapılarına göre uzuvlarını saracak şekilde tasarlanmalıdır. Ek olarak bu dış iskeletler ev ortamında kullanılmak üzere tasarlanmalı ve kullanımı kolay ve hasta tarafından takılıp çıkarılabilen olmalıdır. Çalışmada kullanılan cihaz için tasarlanan kontrolcünün konum hata değerlerinin normu 1,755° olmakta birlikte, fizyoterapistler tarafından rehabilitasyon sürecindeki ilerlemenin izlenmesine hala ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Nesnelerin interneti, ev bazlı rehabilitasyon, dış iskelet, üst ekstremité

Android Based Exercise Tracking with PID Controlled IoT Communication

ABSTRACT

Rehabilitation is a laborious and costly treatment process. It is known to be very effective when done early after a stroke, but not all patients can have therapy during this time. In addition, intensified sessions and goal-oriented rehabilitation significantly increase rehabilitation efficiency at home. As the number of patients increases, rehabilitation requirements become more difficult to meet. Rehabilitation robots help the therapist treat several patients at the same time and reduce the workload. However, rehabilitation robots are expensive and they are not mobile. The development of additive manufacturing increases the potential and costs of some rehabilitation robots such as exoskeletons. The use of these robotic systems in the process of rehabilitation is also an important technical problem. Therefore, exoskeletons for robotic rehabilitation should be designed to wrap the patient's limbs according to their anatomical structure. Furthermore, exoskeletons are intended to be

* Sorumlu yazarın e-posta adresi: mertdemirsoy@subu.edu.tr

used in a home-based environment and should be easy to use and don/doff by the patient. Although the norm of the position error values of the controller designed for the device used in the study is 1.755°, there is still a need to monitor the progress of the rehabilitation process by physiotherapists.

Keywords: Internet of things, home based rehabilitation, exoskeleton, upper extremity

1 Giriş

İnme, Türkiye'de yetişkin sakatlığının en büyük ikinci nedenidir. Yaklaşık olarak her 6 kişiden 1'i hayatında bir kez felç geçirir. İnmeyle bağlı ölümlerin sayısı yılda 35.000 ile 40.000 arasındadır [1].

İnme sonrası hasta üzerinde belirli fonksiyon kayıpları meydana gelirken üst ekstremitelerde oluşan etkiler kişinin günlük yaşam aktivitelerini ve bireysel ihtiyaçlarını karşılayabilmesini zorlaştırmaktadır. Bu nedenle, üst ekstremitede hastanın yeme içme, banyo yapma gibi temel ihtiyaçları bakımından önem arz etmektedir [2]. Temel ihtiyaçların karşılanabilmesi için üst ekstremitede rehabilitasyonu oldukça önemli bir yere sahiptir. İnme rehabilitasyonu zahmetli ve maliyetli bir tedavi sürecidir. İnme hastalarının sayısı arttıkça rehabilitasyon ihtiyaçlarının karşılanması da zorlaşmaktadır. Rehabilitasyon inmeden sonra erken yapıldığında çok etkili olduğu bilinmektedir, ancak bu süre zarfında tüm hastalar tedavi görememektedir. Rehabilitasyon robotları, fizyoterapistin aynı anda birkaç hastayı tedavi etmesine ve iş yükünü azaltmasına yardımcı olur. Bu, daha düşük tedavi maliyetleri demektir. Rehabilitasyon robotları, geleneksel tedavi yöntemlerine kıyasla, artan rehabilitasyon gereksinimlerine alternatif olacaktır.

Fizyoterapistler tarafından yapılan geleneksel terapi ile karşılaştırıldığında, robotik rehabilitasyon, daha yoğun ve daha uzun terapi seansları ve hareketlerin daha iyi tekrarlanabilirliği gibi önemli avantajlara sahiptir. Ayrıca yoğunlaştırılmış tedavi seansları ve görev odaklı rehabilitasyon tedavi sürecini kısaltarak iyileşme hızını arttıracaktır. Ek olarak robotik rehabilitasyonda sanal gerçeklik, bilgisayar oyunları vb. bu tür uygulamalarla hastanın rehabilitasyon sürecine aktif katılımı artırılabilir. Robotik rehabilitasyon, hasta performans bilgilerinin kaydedilmesi ve analiz edilmesi gibi ek işlevleri de içermektedir. Eklemli imalatındaki son gelişmeler, giyilebilir rehabilitasyon robotlarının maliyetini düşürür. Bu, ev tabanlı bir rehabilitasyon robotunun üretilmesine olanak sağlar. Ancak yine de hasta gelişimini takip etmek için rehabilitasyon sürecinin profesyoneller tarafından takip edilmesine ihtiyaç vardır. Fiziksel nesnelerin birbirleri aracılığıyla belirlenen protokollere dayalı olarak bağlantılı olan ve internete bağlamak için ağ olarak tanımlanan nesnelerin interneti (IoT - Internet of Things) kavramı uygulanabilir. Bu bildiride geliştirilen sistem, IoT donanımı, algılama ekipmanı, kontrol algoritmaları ve mobil uygulamalardaki önemli yenilikler aracılığıyla kol eğitimini desteklemektedir. Özellikle, sistem iki önemli bileşeni bütünleştirir. Birincisi, kontrol algoritmasını çalıştıran bir IoT (Internet of Things) cihazıdır (mikro denetleyici). İkincisi ise fizyoterapist ve hastalar için kullanıcı ara yüzleridir (mobil uygulamalar).

Rehabilitasyon amaçlı tasarlanmış robotik sistemler; terapötik egzersiz robotları, harekete yardımcı dış iskelet robotları, protez ve yürüyen rehabilitasyon robotları gibi birkaç gruba ayrılabilir. Robotik rehabilitasyon için dış iskeletler, anatomik yapılarına göre hastanın uzuvlarını saracak şekilde tasarlanmalıdır.

2 İlişkili Çalışmalar

Bu araştırmanın amacı, ideal düşük maliyetli bir ev tipi egzersiz cihazı geliştirilmesidir. Bu amaç doğrultusunda gerçekleştirilen bu çalışmada nicel araştırma yöntemlerinden araştırma-geliştirme ve deneysel model geliştirilmiştir. Bu yöntemde iki ya da daha fazla grubun belirli değişkenler açısından etkileri incelenmektedir. Rehabilitasyon amaçlı tasarlanmış robotik sistemleri; terapötik egzersiz

robotları, harekete yardımcı dış iskelet robotları, protez ve yürüyen rehabilitasyon robotları olmak üzere 3 gruba ayırabiliriz. Çalışmanın bu bölümünde, nöromusküler hastalıkları olan hastaların dirsek eklemi rehabilitasyon tedavisi için üst ekstremité dış iskelet robotlarındaki son gelişmeler hakkında bilgi verilecektir.

Birçok rehabilitasyon robotunun, üst ekstremité etkinlikleri için fonksiyonel hareket kabiliyetleri kısmen sınırlıdır. Buna rağmen mevcut robotların omuz dış iskeleti, üst uzuv stabilizesi için çok önemli bir rol oynamaktadır. Bu sorunu gidermek için Ball ve diğerleri, MEDARM adı verilen ayarlanabilir robot dış iskeletini terapistleri desteklemek için tasarlamıştır [3].

Mekanizma aynı zamanda düzlemsel omuz-dirsek hareketini kolaylaştırmaktadır. Bu mekanizmada aktüatör olarak elektrik motoru kullanılmıştır ve hareket iletimi, halat ve kayış kombinasyonu tarafından yapılmaktadır. Bu, robotun güç-ağırlık oranını optimum seviyeye çıkarmaktadır. Böylece, robot herhangi bir hareket için yer çekimi faktörüne karşı avantaj sağlamaktadır. MEDARM, ayrıca farklı insanların uzuv boyutları için ayarlanabilme özelliğinin yanı sıra en büyük avantajı 5 serbestlik derecesinin tümünü bağımsız olarak kontrol etmenin mümkün olmasıdır [3].

Ripel ve diğerleri çalışmasında robotik dış iskelet ilkelerinden esinlenerek elektrikselsel aktüatörlü bir aktif dirsek ortezi tasarımı yapmıştır. Cihaz yalnızca dirsek eklemi için yapılmış olsa bile kolay bir şekilde diğer eklemler içinde kolayca değiştirilebilir. Cihazda bir kuvvet ölçer kullanılarak hastanın hareket aktivitesini belirler ve bu ölçüm değerini ortezi çalıştıran aktüatörü kontrol etmek için kullanılmaktadır [4].

Zhang ve diğerlerinin çalışması olan NEEM cihazı, hasta kullanıcıya maksimum konfor ve güvenlik sağlamak için tasarlanmış ve güçlendirilmiş bir dirsek dış iskelet sistemidir. Cihaz gelişmiş ergonomi sağlamak için birçok önemli tasarım çözümünü bünyesinde barındırmaktadır. İlk olarak, çift bağlantı ile cihaz gelişmiş robot-insan etkileşim alanına sahiptir. Diğer mekaniksel özellikleri ise cihaz kompakt ve hafif bir yapıdadır. Bu kompaktlık etkileşim konforunu optimize etmekte önemli bir paya sahiptir [5].

Tablo 1’de literatürdeki araştırılmış ev tipi rehabilitasyona uygun cihazların bilgileri verilmektedir.

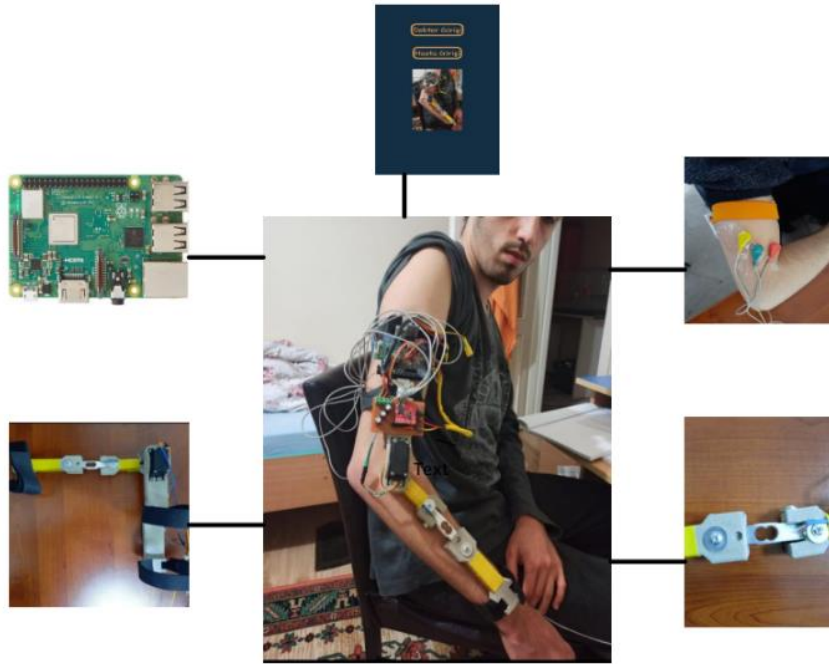
Tablo 1: Literatürdeki Bazı Ev Tipi Rehabilitasyona Uygun Çalışmalar

Yazar	Aktüatör	Kontrol Yöntemi	Kullanım	Yıl
Stephen [3]	Elektrikselsel	Akıllı kontrol	Fonksiyonel eğitim	2007
Vanderniepen [6]	Elektrikselsel	Konum kontrol	Ev bazlı terapi ve eğitim	2009
Lee [7]	Elektrikselsel	Kuvvet kontrol	Ev bazlı terapi	2012
Zhibin [8]	Elektrikselsel	Empedans kontrol	Ev bazlı terapi	2013
Ripel [4]	Elektrikselsel	Kuvvet kontrol	Ev bazlı terapi	2014
Zhang [5]	Elektrikselsel	Konum kontrol	Ev-klinik bazlı terapi	2017

3 Sistem Görünümü

Sistem 5 bileşenden oluşmaktadır. Hasta, ev ortamında rehabilitasyon için dış iskeleti bantlar yardımı ile koluna yerleştirdikten sonra EMG elektrotları triseps kasları üzerine yerleştirilir. Kuvvet sensörü dış iskelete konumlandırılmıştır. Geliştirilen tasarımda farklı anatomik uzuv yapısındaki hastaların rehabilitasyon sürecinde kullanılmak üzere esnek ve ergonomik bir tasarım uygulanmıştır.

Veri aktarımı için bulut tabanlı bir iletişim yöntemi olan IoT kullanılmaktadır. EMG, eklem açısı ve kuvvet sinyalleri sensörler tarafından alınarak mikro denetleyiciye iletilmektedir. Bu veriler, bluetooth aracılığıyla mobil uygulamaya aktarılır. Hasta fizyoterapist tarafından önerilen görevleri yerine getirir. Hasta ayrıca ana mobil uygulama ekranından bulunabilecek farklı hedefe yönelik görevleri de seçebilir. Uygulama tarafında, veriler bir iletişim ağı üzerinden IoT ile buluta aktarılır ve veri tabanında toplanır. Fizyoterapist, uygun görevleri belirlemek ve rehabilitasyondaki ilerlemeyi izlemek için bir mobil uygulama kullanır. Sisteme genel bakış ve 5 farklı alt görünüm Şekil 1'de gösterilmiştir. Bunlar EMG bağlantıları, mobil uygulama arayüzü, kontrolör, dış iskelet ve kuvvet sensörüdür.



Şekil 1. Sistem Görünümü

3.1 Görev Tanımı

Son dönemde yaşanan pandemi, rehabilitasyon sürecini önemli ölçüde etkilemektedir. Bunun nedeni, hastaların hareket kabiliyetinin olmaması ve hükümetler tarafından uygulanan kısıtlamalardır. Bu nedenle ev bazlı hedefe yönelik rehabilitasyon daha önemli hale gelmektedir. Bir fizyoterapist, bir hastayı ev ortamında günlük yaşam aktivitelerini gerçekleştirmesi için yönlendirebilir olmalıdır. Ancak, bu maliyetli bir süreç ve yeterli kaynak bulmak zordur. Geliştirilen sistemde, 4 farklı hareket türünden oluşan hedefe yönelik görevler ile terapi sürecini desteklemek amaçlanmıştır. Bunlar 1) aynı tarafa erişim, 2) zıt tarafa erişim, 3) uzak tarafa erişim ve 4) yakın tarafa erişimdir.

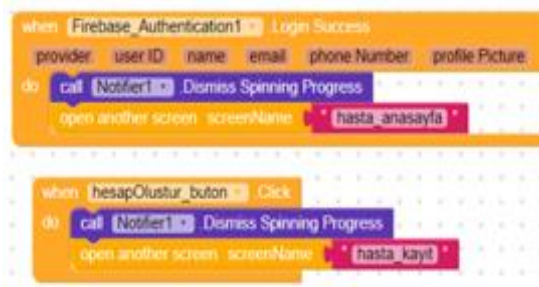
Dış iskelet, bilek ve triseps bölgesini kapsayacak şekilde giyilir. Yüzey EMG sensörleri, triseps kasına yerleştirilir. Mobil uygulama ile mikro denetleyici bağlantısı kurulur. Uygulamadan başla butonuna tıklanarak görev başlatılır. Ardından sistem EMG sinyallerinin seçilen görevi tetiklemesini bekler veya 3 saniye sonra başlar. Bu fizyoterapistin seçimine bağlıdır. Katılımcının kasından yeterli EMG sinyali alınırsa bu düğme etkinleştirilebilir. Veriler, IoT aracılığıyla buluta gönderilir. Fizyoterapist, hastaların

terapi esnasında ulaşmak istediği her veriyi getir butonuna basarak buluttan çekerek uygulamada görüntülemektedir.

3.2 Yazılım Tasarımı

Nesnelerin İnterneti (IoT) artık güvenilir bir teknolojik standart ve yoğun bir şekilde araştırılan bir alandır. Sensörler, günlük ürünlerden endüstriyel izleme sistemlerine kadar neredeyse her yerde kullanılmaktadır. IoT ve sensör tabanlı yoğun sağlık bakım sistemlerinin kullanımı hızla artmaktadır [9]. IoT hayatımızı daha akıllı, daha verimli ve daha kolay hale getirir. IoT, gelişen mobil cihazlar ve sensör ağları ile çeşitli fiziksel ve sanal nesneleri birbirine bağlayarak dinamik bir küresel ağ altyapısı oluşturmayı amaçlamaktadır. IoT, başlangıçta, RFID teknolojisi aracılığıyla, benzersiz bir şekilde tanımlanabilir nesneleri ve nesnelerin sanal temsillerini internet benzeri bir yapı içinde birleştirir.

Bu bildiride IoT, hastadan bir mobil uygulama yardımıyla bilgi alıp merkezdeki bir sunucuya aktaran ve böylece fizyoterapistin hastanın tedavi durumunu öğrenmesini sağlayan bir sistem olarak kullanılmayı amaçlamaktadır. PID kontrol, raspberry pi python programlama dili ile programlanmıştır. Hastalar ve fizyoterapistler için mobil uygulama ara yüzleri MIT App Inventor'da geliştirilmiş ve hayata geçirilmiştir. Ek olarak EMG sinyalleride modül kart ile işlenir. Dış iskeletten gelen veriler bluetooth üzerinden hastanın mobil uygulamasına aktarılır. Mobil uygulamaya aktarılan tüm veriler, IoT yardımıyla firebase bulut ortamında toplanır. Ardından fizyoterapistin mobil uygulamasında görüntülenebilir. Şekil 2'de firebase kod bloğunun bir kısmı gösterilmektedir.



Şekil 2. Firebase Kod Bloğu

3.3 Donanım Tasarımı

Bu makale, raspberry pi kontrollü bir uzaktan izleme sistemini açıklamaktadır. Raspberry Pi, ARM11 mikroişlemcili, kredi kartı boyutunda tek kart bilgisayardır. Vücudumuzdaki sinirlerin ve kasların elektriksel aktiviteleri ölçülerek ve incelenerek çeşitli sinir ve kas hastalıkları ile ilgili bilgiler edinebilir ve teşhisler koyabiliriz

Bu çalışmada, EMG (Elektromiyografi) sinyalleri kullanılmakta ve diğer hayati parametreleri sürekli olarak izlemek için bir sistem tasarlanmıştır. Bu veriler bir bulutta saklanır ve sadece fizyoterapist tarafından erişilebilen bir bulutta görüntülenebilir [10]. Raspberry pi, linux tabanlı bir işletim sistemi olan raspbian ile kurulu olup, C, python vb. tüm programlama dillerini desteklemektedir. Kolay erişim için iletişim için Python programlama dili kullanılmaktadır. EMG modülü, kaslardan gelen sinyalleri işler ve seçilen görevi tetikler. EMG sinyallerinin işlenmesi ve en uygun yöntemin seçimi önemlidir.

EMG modülü, + 5V ve -5V voltajlarını gerektirir. Bu gerilim servo motoru beslemek için de gereklidir. Elektrotlardan gelen sinyaller, IC'de fark edilir ve güçlendirilir. Bu sinyaller daha sonra bir bant geçiren filtre yardımıyla karşılık gelen sinyallere aktarılır. Negatif kısımlar yarım dalga doğrultucu ile elimine edilir. İskelet kaslarının fonksiyonel temel birimi motor birimleridir. Tek bir motor ünitesinden uyarım

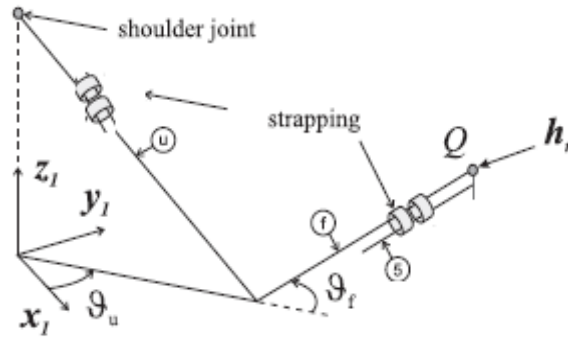
sonucunda, iğne elektrotlar vasıtasıyla hücre dışı potansiyel değişimleri 3 ile 5 ms arasında sürer ve genlikleri motor ünitenin büyüklüğüne bağlı olarak 20-2000 mv'dir. Ortaya çıkan sinyaller kontrolör eşiğini geçer geçmez servo motoru tetikler ve kolun istenen hareketi yapmasına olanak sağlar.

4 Biyomekanik Model ve Kontrolcü Tasarımı

Bu bölümde ilk olarak kontrolcü tasarımı için sistemin ve kolun matematiksel modeli türetilecektir. Daha sonra geliştirilen modele uygun kontrolcü tasarımı yapılacaktır.

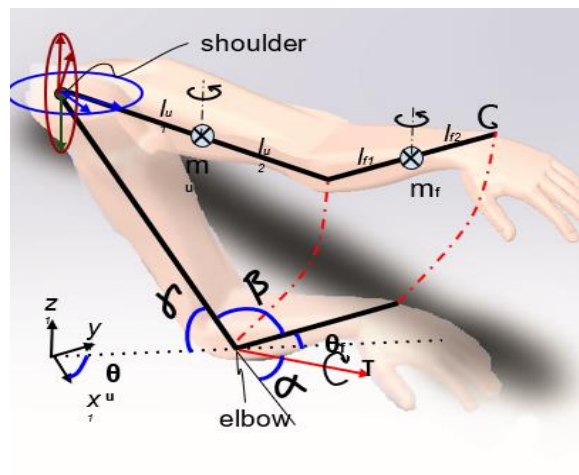
4.1 Kolun Biyomekanik Model

x_1 , y_1 ve z_1 tanımları, omuz bölgesinde meydana gelen hareketleri anlatmak için kullanılmaktadır. Şekil 3'te gösterilen dirsekten bileğe (f) ve omuzdan dirseğe (u) kadar olan alanlarda bantlar bulunmaktadır. Dirsek açısı bir eksende θ_f olarak alınıp denklemde kullanılır.



Şekil 3: İnsan Kol Sistem Geometrisi

Şekil 3, iki parçadan oluşan insan kolu sisteminin geometrisini göstermektedir. Şekil 4, Şekil 3'te görünen kısıtlı insan kolu modelinin geometrisinin daha ayrıntılı bir tanımını sağlar. İlk bağlantı, omuz ekleminin dirseğe kadar olan üst kolu ($I_{u1} + I_{u2}$) uzunluk ile temsil eder. İkinci bağlantı, dirsekten bilek ağına kadar olan ön kolu ($I_{f1} + I_{f2}$) uzunluk ile temsil eder. Kısıtlama, ön kolün yatay düzlemde uzanması gerektiği ve üst kol boyunca eksen etrafında dönüşün mümkün olduğu anlamına gelir. Triseps kası tetikleme için seçilmiştir, çünkü inme hastaları tipik olarak ulaşma görevleri sırasında omuz ve dirsek ekstansiyonu ile ilgili sorun yaşamaktadır.

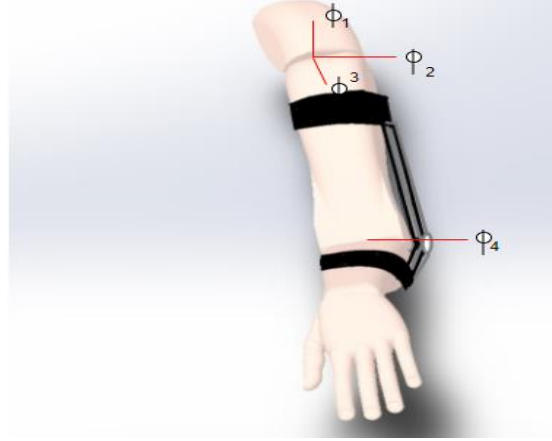


Şekil 4: Kısıtlanmış İnsan Kol Geometrisi

İnsan kolunun modellenmesi için dış iskeletin açısal eksenleri Şekil 5'de gösterilmiştir. Denklem 1'de J ve C sırasıyla atalet ve coriolis etkisidir. F_h ve G_h ise sırasıyla sürtünme ve yer çekimsel etkilerdir. Burada h_h dışarıdan uygulanan kuvveti temsil etmektedir [11].

$$J(\ddot{\phi}) + C(\dot{\phi}) + F_h(\dot{\phi}) + G_h(\phi) = g(\dot{\phi}) - h_h \quad (1)$$

Dış iskelet modeli ve kısıtlanmış insan kol modelindeki dirsek eklemi açısındaki fark nispeten kabul edilebilir ölçüde belirlenmiştir.



Şekil 4: Kısıtlanmış İnsan Kol Geometrisi

Şekil 5'de görüldüğü gibi omuz bölgesinde 3 eksenle hareket oluşacaktır ve bunlar ϕ_1, ϕ_2, ϕ_3 ile gösterilir. Dirsek bölgesinde hareket tek eksenle olacağı için ϕ_4 olarak gösterilmiştir.

4.1.1 PID Kontrolcü Tasarımı

PID kontrolörünün hata sinyali, kol gerçek zamanlı açısı ile hedef kol eklem açısı arasındaki farktır. Daha sonra üst ekstremité hareketi için kas aktivasyon dinamiklerine dayalı olarak kas aktivasyon seviyelerine aktarılan kontrol sinyali $u(t)$ 'yi hesaplamak için kullanılmıştır. Her bir zaman adımında, sinyal hatasını $e(t)$ en aza indirmek, yani simülasyon sonuçları ve deneysel veriler arasındaki kol eklemi açısı farkını en aza indirmek için kas aktivasyon seviyesi PID kontrolörü tarafından tekrarlanabilir olarak ayarlanmıştır. PID denetleyicisi için formül aşağıda denklem (2) ve denklem (3) deki gibidir:

$$e(t) = D(t) - y(t) \quad (2)$$

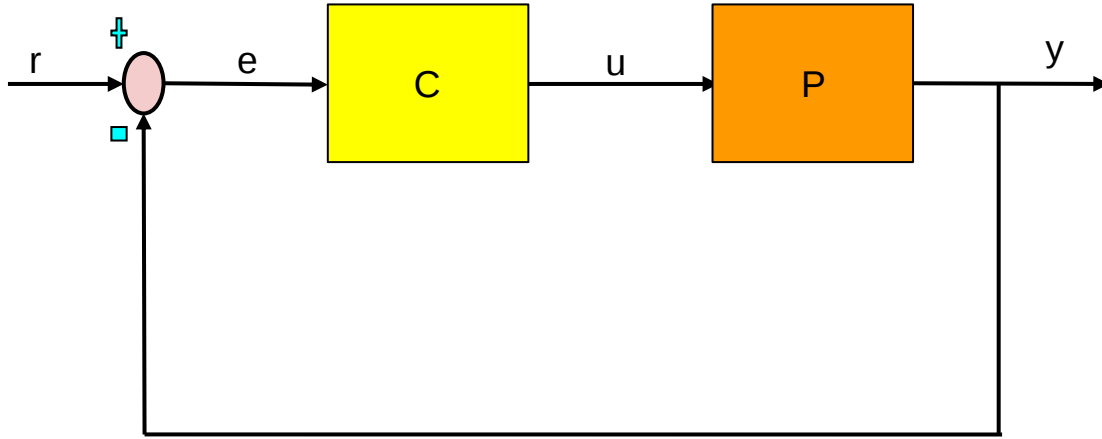
$$u(t) = k_p * y_d(t) + k_i * \int_0^t y_d(\tau) d\tau + k_d \frac{dy_d(t)}{dt} \quad (3)$$

Denklem (2) de $e(t)$ hata sinyali olduğunda kol eklem açısı, $y_d(t)$ sinirsel gecikmeden sonraki gerçek zamanlı kol eklem açısıdır, k_p, k_i and k_d , PID kontrolörünün oransal, integral ve türev kazançlarıdır [12].

Üst ekstremiteler için kullanılan dış iskelet, bazen rehabilitasyona yardımcı olmak için çoklu serbestlik derecesi admintans kontrollü cihazlarda uygulanmaktadır [13]. Düşük atalet ve göreve bağlı sertlik oluşturma, kullanıcının dış iskelet ile hareket etmesine yardımcı olmaktadır [14]. Cihazın hareket kontrollü yapısı sayesinde, admintans kontrolü ile saf hareket kontrolü arasında sorunsuz bir şekilde

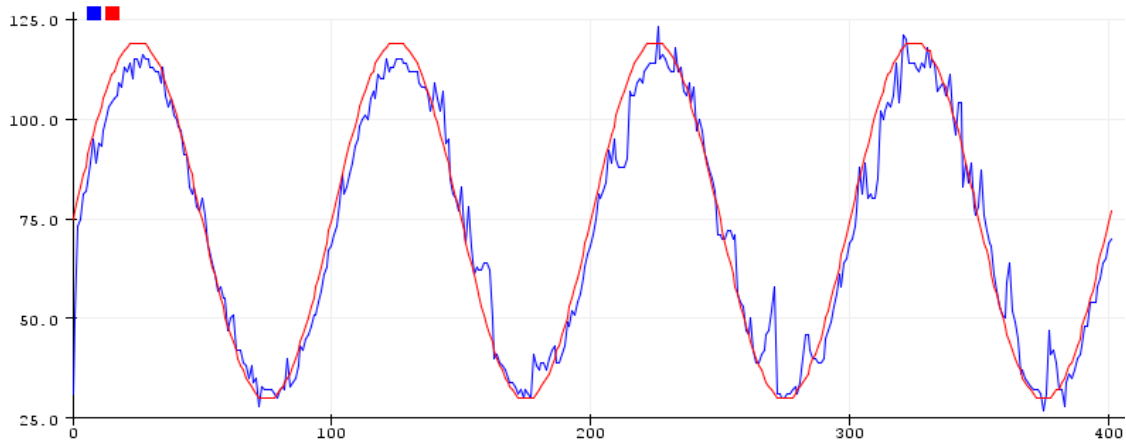
geçiş yapabilmektedir [15]. Bu, uygulamalı pozisyon bozulmaları, insan sinir-kas-iskelet sistemi dinamiklerinin tanımlanması ve otomatik, reaktif ve işbirlikçi görevler arasında geçiş yapmak için admintans kontrolü ön plana çıkarmaktadır [16].

Şekil 5’de C olarak gösterilen blok PID kontrolörü temsil etmektedir. Seçilen kazanç değerleri sırasıyla oransal, integral ve türev $k_p = 0,6$, $k_i = 3$, $k_d = 0.02$ olarak belirlenmiştir. P olarak gösterilen blok kontrol edilen sistemi temsil etmektedir. PID kontrolördeki hata sinyali (e), kolun gerçek zamanlı açısı ile hedef kol eklem açısı arasındaki farktır. Şekil 5’de PID kontrol blok diyagramı gösterilmektedir.



Şekil 5. PID Blok Diyagramı

Şekil 6’da servo motora herhangi bir kontrolcü uygulamadan, kendi içinde bulunan kontrolcü sayesinde verilen sinüs dalga referans sinyali takip ettiği grafik görülmektedir. Burada oluşan hata (e) gözle görülür düzeydedir. Hata özellikle dip ve tepe noktalarda (30° ve 120°) daha fazla olduğu gözlemlenmektedir. Bu oluşan hataların normunu almak gerekirse 4 periyotta ortalama 3.812 olarak hesaplanmıştır. Bu hatanın iyileştirilmesi için PID kontrolcü uygulanacak ve hatanın minimize edilmiş hali seçilip çalışmada kullanılacaktır.

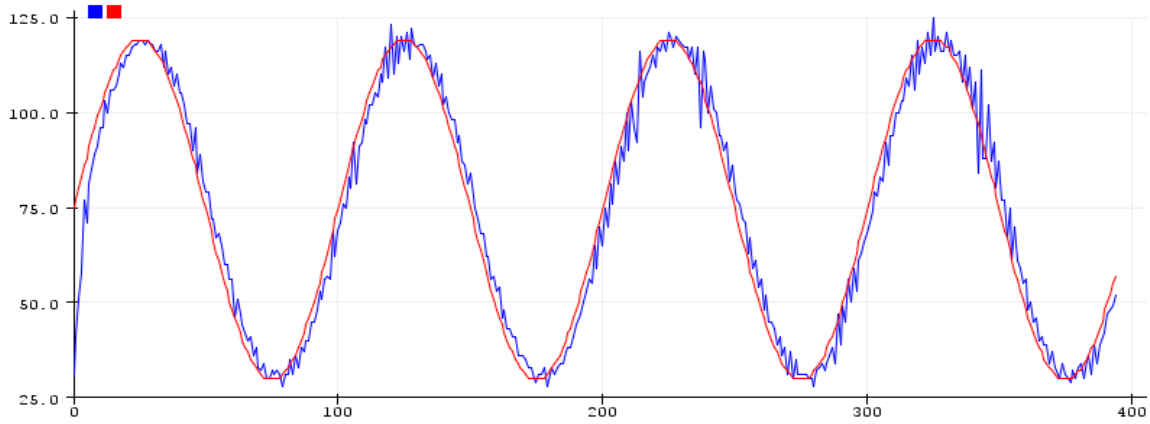


Şekil 6. Kontrolcüsüz Giriş-Çıkış Sinyal Grafiği (Grafiğin dikey eksenini açı derecesi yatay eksenini örneklem miktarını göstermektedir. Kırmızı çizgi sinüs referans dalgasını, mavi çizgi sistemin konumunu göstermektedir.)

Şekil 7’de servo motora PID kontrolcü uygulanarak verilen sinüs dalga referans sinyalini takip ettiği grafik görülmektedir. Oransal, integral, türev kazançları sırasıyla $k_p = 0,6$, $k_i = 3$, $k_d = 0.02$ olarak belirlenmiştir. Her sinüs dalgasının bir periyodu 100 örneklemeden oluşmaktadır. Grafikte görüldüğü

üzere kırmızı referans sinyali takip eden ve motor konumunu temsil eden mavi çizgi yaklaşık 14. örneklemede referans çizgisine oturmaktadır. Kullanılan servo motorun hassasiyeti ve torku az olması nedeniyle, sistem bozucu etkilere maruz kaldığında parazit şeklinde bozulmalar meydana gelmektedir.

Bu oluşan hataların normunu aldığımızda yaklaşık 1,755 olarak hesaplanmıştır.



Şekil 7 : PID Kontrolcülü Giriş-Çıkış Sinyal Grafiği (Grafiğin dikey eksenini açı derecesi, yatay eksenini örneklem miktarını göstermektedir. Kırmızı çizgi sinüs referans dalgasını, mavi çizgi sistemin konumunu göstermektedir.)

Servo motora herhangi bir kontrolcü uygulamadan ve PID kontrolör uygulanması sonucunda elde edilen hataların normuna bakarak; PID kontrolör ile daha az hata olduğu görüldüğünden seçimimiz bu kontrolcüdür.

5 Sonuç

Doktorların veya diğer sağlık görevlilerinin hastayı kronik olarak devam eden hastalıklar açısından en iyi şekilde izleyebileceği ortamlar hastanın doğal yaşamıdır. Bu nedenle hastaları doğal yaşamlarında takip edebilmek için çeşitli taşınabilir izleme cihazlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu cihazlar ilgili sağlık hizmetindeki hastalardan verileri sunucularına göndererek alır, o kişi adına çeşitli kararları sağlamlıkta gelecek için daha verimli vermelerini sağlayabilir.

Bu çalışmada, EMG sinyallerinin ve diğer sağlık parametrelerinin sorunsuz bir şekilde izlenmesini garanti eden, otomatik bir şekilde çalışan yeni bir yaklaşım sunulmaktadır. Gerçekleştirilen sistem, hastanın hayatı sinyallerini izlemek için sağlık sistemi için bir prototip olabilir.

Ayrıca bu sistem tüm eve kolayca kurulabilir ve elde edilen devasa veriler veri tabanında saklanabilmektedir. Sonuçlar bir uygulama aracılığıyla cep telefonundan veri tabanına aktararak hastanelerdeki hastaların yoğunluğu azaltılacaktır. Kullanılan kuvvet sensörü, kolu etkileyecek aşırı yüklenmelerden kolu korumaktadır.

Servo motorun amacı istenilen kol pozisyonu için motor pozisyonunun kontrol edilmesini kolaylaştırmaktır. Küçük servo motor kullanmanın avantajı daha hafif olmasıdır. Dezavantajı ise motor seçiminin küçük olması ve hareket noktasının potansiyel deformasyonu aşması, bu diğer ev tabanlı cihazlardan farklı olarak bir kompozit veya başka bir malzeme ile değiştirilebilir. Cihazlar arası iletişimi nesnelerin interneti (IoT) üzerinden yapılar ve tasarlanan android uygulaması ile eğitim verileri bulut üzerinden fizyoterapist ile iletilebilir.

Gelecekte, ev ortamlarından rehabilitasyonun performans testlerine odaklanılmalıdır. Gelecekteki bir başka çalışma, sistemin özerkliğini geliştirmek için büyük veri ve makine öğreniminden yararlanmak hedeflenmektedir.

Muhtemel zorluklar hazır alınan elektronik elemanların kurdaki dalgalanma sonucu tahmin edilen üretim maliyetini aşmasıdır. Planlama dışındaki gelişmeler için B planı olarak ek bütçe ve gerekli durumlarda alternatif elektronik eleman tercihi yapmak planlanmaktadır.

Sonuç olarak, bu makale kapsamında; düşük maliyetli, taşınabilir ve hafif olarak ev tipi dirsek rehabilitasyon cihaz prototipi tasarlanmıştır. Bu cihaz dirsek egzersizlerini yapabilir ve rehabilitasyonda kullanılabilir. Cihazın sinir sıkışması, sinir hasarı, tendon hasarı ve spor yaralanmaları gibi durumların tedavisinde de kullanılabileceği ön görülmektedir. Cihaz sayesinde aktif egzersizler yapılabilmektedir. Ancak cihaz için tasarlanan PID kontrolcünün konum hata değerlerinin normu 1,755° olmakta birlikte, fizyoterapistler tarafından rehabilitasyon sürecindeki ilerlemenin izlenmesini gerek kılmaktadır. Bu makalede uzmanlar tarafından, hasta kullanıcı durumunun izlenmesinde IoT haberleşme ile kesintisiz olarak gerçekleştirilmektedir. Tüm bu durumlar karşılandığında en büyük beklenti ise geliştirilen prototipin piyasaya sürülerek hastalar tarafından kullanıma sunulmasıdır. Bu nedenle tasarımı ve üretimi ülkemize ait olan aktif aktüatörlü ilk taşınabilir ev tipi dirsek rehabilitasyon cihazı olarak piyasada yerini almış olacaktır.

6. Beyanname

6.1 Çalışma Sınırlamaları

Yazarlar, bu çalışmada araştırma sonucunu önemli ölçüde etkileyebilecek herhangi bir sınırlama ile karşılaşmadığını beyan eder.

6.2 Teşekkür

Yazarlar, bu çalışmanın kalitesini artıran yapıcı öneriler için anonim hakemlere teşekkürlerini sunar.

6.3 Yazar Katkıları

Mert Süleyman DEMİRİSOY: Deneylerin yapılması, bilimsel yayın araştırması, makalenin oluşturulması, verilerin ve grafiklerin yorumlanması, bilgisayar ortamına aktarılması ve sistemin cad çizimleri ile montaj aşamasında görev alma.

Mustafa Çağrı KUTLU: Çalışma için fikir geliştirme, sonuçlara ulaşma yöntemlerini planlama ve çalışmanın oluşturulmasında sorumluluk alma, cihazda kullanılacak malzemelerin fizibilite açısından değerlendirmesi ve tedarik sürecinde görev alma.

Mohammed MANSOUR: Cihazdan elde edilen verilerin istatistiklerinin oluşturulması ve cihazın fizibilite araştırmasının yapılması.

Kaynakça

[1].Birinci, Ş. (2019). SAĞLIK İSTATİSTİK YILLIĞI. Sağlık Bakanlığı. doi:10.1080/09505438809526230

[2] M. Yıldız, “İnme Rehabilitasyonu İçin Giyilebilir Ev Bazlı Üst Ekstremitate Fonksiyonel Elektrik Stimülatörünün Geliştirilmesi.” online on 11 February 2022 at <https://acikbilim.yok.gov.tr/handle/20.500.12812/222163>

- [3] S. J. Ball, I. E. Brown, and H. Stephen H. Scott. "MEDARM: A Rehabilitation Robot with 5DOF at the Shoulder Complex." *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent*
- [4] T. Ripel, J. Krejsa, J. Hrbacek, & I. Cizmar, "Active elbow orthosis". *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 11, no. 9, pp. 143.
- [5] S. Crea, M. Cempini, S. Mazzoleni, M. C. Carrozza, F. Posteraro, & N. Vitiello, "Phase-II clinical validation of a powered exoskeleton for the treatment of elbow spasticity", *Frontiers in neuroscience*, vol. 11, pp. 261.
- [6] I. Vanderniepen, R. Van Ham, Orthopaedic rehabilitation: A powered elbow orthosis using compliant actuation. In 2009 *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics* (pp. 172-177). IEEE.
- [7] L. B. Kyu "Development of Dynamic Model-Based Controller for Upper Limb Exoskeleton Robot." *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 3173-3178.
- [8] S. Zhibin, "Implementation of Resistance Training Using an Upper-Limb Exoskeleton Rehabilitation Device for Elbow Joint." *Journal of Medical and Biological Engineering* vol. 34, no. 2, pp. 188-96.
- [9] S. Islam, M. R., Kwak, D., Kabir, M. H., Hossain, M. ve K. S. Kwak, "The internet of things for health care: A comprehensive survey". *IEEE Access*, 3, pp. 678-708. doi:10.1109/ACCESS.2015.2437951
- [10] C. T. Freeman, A. M., Hughes, J. H., Burridge, P. H., Chappell, P. L. Lewin, E. Rogers, "Iterative learning control of FES applied to the upper extremity for rehabilitation. *Control Engineering Practice*, vol. 17, no. 3, pp. 368-381. doi:10.1016/J.CONENGPRAC.
- [11] M. Kutlu, C. Freeman, "A Home-Based Functional Electrical Stimulation System for Upper-Limb Stroke Rehabilitation."
- [12] S. Andersson, Active Muscle Control in Human Body Model Simulations - Implementation of a feedback control algorithm with standard keywords in LS-DYNA. 27 Şubat 2022 tarihinde <https://odr.chalmers.se/handle/20.500.12380/182123> adresinden erişildi.
- [13] A. Keemink, Q. L. van der Kooij, H. ve A. H. A. Stienen, "Admittance control for physical human-robot interaction" <https://doi.org/10.1177/0278364918768950>, vol. 37, pp. 11, pp. 1421-1444. doi:10.1177/0278364918768950
- [14] M. G. Carmichael, ve D. Liu, "Admittance control scheme for implementing model-based assistance- as-needed on a robot" *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 870-873. doi:10.1109/EMBC.2013.6609639
- [15] A. H. A. Stienenw, E. E. G. Hekman, H. Braak, A. M. M. Aalsma, F. C. T. Van Der Helm, ve H. Van Der Kooij, "Design of a rotational hydroelastic actuator for a powered exoskeleton for upper limb rehabilitation". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 3, pp. 728-735. doi:10.1109/TBME.2009.2018628
- [16] A. H. A. Stienen, J. G. McPherson, A. C. Schouten, ve J. P. A. Dewald, "The ACT-4D: A novel rehabilitation robot for the quantification of upper limb motor impairments following brain injury". *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. doi:10.1109/ICORR.2011.5975460



© 2020 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).