

# Üst Ekstremitte İnme Rehabilitasyonu İçin Ev Bazlı Sistem Tasarımı

1<sup>st</sup> Muhammed YILDIZ

Mekatronik Mühendisliği

Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi

Sakarya, Türkiye

muhammed.yildiz9@ogr.sakarya.edu.tr

2<sup>st</sup> Mustafa KUTLU

Mekatronik Mühendisliği

Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi

Sakarya, Türkiye

mkutlu@subu.edu.tr

**Özet**—İnme sonucu ülkemizde yıllık 40.000'den fazla kayıp vermekteyiz ve yaklaşık 200.000 hasta inme sonucunda sakat kalmaktadır. İnmeli hastalar genellikle çevresine bağımlı yaşamaktadır. Yoğun tedavi ile üst ekstremitte fonksiyonlarının yeniden kazanılabilmesi mümkündür. Hastayı kendi kendisine yeter duruma getirecek teknolojiler gelişmeye devam etmektedir. Ancak yüksek maliyetli olması ve yoğun tedavi için ulaşılabilirliği kısıtlı olduğu için her hasta bu tedavilere ulaşmamaktadır. Bu nedenle ev ortamında kullanıma uygun egzersize dayalı tedavi cihazlarının geliştirilmesine devam edilmektedir. Bu çalışmadaki amaç hastalara yeniden kendine bakabilecek duruma getirecek düşük maliyetli ev-bazlı bir fonksiyonel elektriksel uyarıcı rehabilitasyon cihazı tasarlamaktır. Tasarlanacak cihaz sayesinde bakım ve destek maliyetlerinin düşmesini beklemekteyiz. Bu çalışmada tasarımı ve çalışması yapılan sistem ev bazlı kullanıma uygun olması açısından barındıracağı mikrodenetleyici, elektrod, sensör elektriksel eleman ve devreler ile kompakt bir bütün olacak şekilde seçilmiştir

**Anahtar Kelimeler**—rehabilitasyon, FEU, üst ekstremitte, kontrol

**Abstract**—In Turkey, as a result of the stroke, annually 40,000 people died and approximately 200,000 patients left impaired by stroke. Stroke patients are generally depend on their carer. It is possible to recover upper extremity functions with intensive treatment. The technologies that will make the patient self-sufficient are still developing. However, due to their high cost and limited accessibility for intensive treatment, not all patients have access to these technologies. Therefore, the development of these exercise devices which are suitable for the home environment is being continued. The aim of this study was to design a low-cost home-based functional electrical stimulation rehabilitation device that would allow patients to take care of themselves again. It is expected that the care and support costs for stroke patients will be decreased. In this study, the system is designed to be compact with microcontroller, electrodes, sensor, electrical elements and circuits to be suitable for home-based use.

**Index Terms**—rehabilitation, FES, upper extremity, control

## I. GİRİŞ

Yapabildiği karmaşık hareketlerin yanı sıra en önemli işlevleri uzanma ve kavrama olan üst ekstremitte, günlük aktivitelerin %50'sinden fazlasında kullanılır. İnmeli hastaların üst ekstremitte fonksiyonlarında %70 civarında kayıplar meydana gelmektedir ve %40'ı tamamen fonksiyonunu kaybetmektedir

Katkılarından dolayı Prof.C.T.Freeman ve K.Serbest'e teşekkürler. 978-1-7281-1013-4/19/\$31.00 ©2019 IEEE

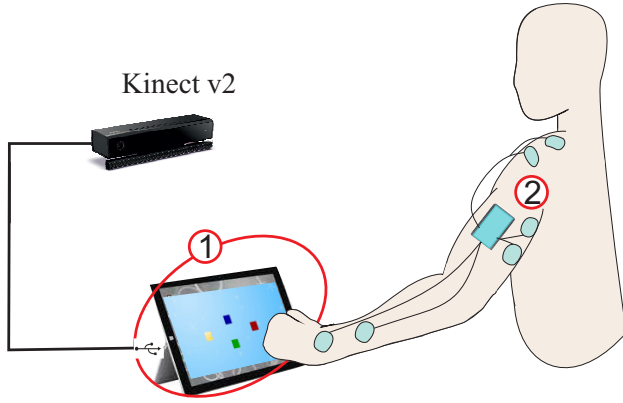
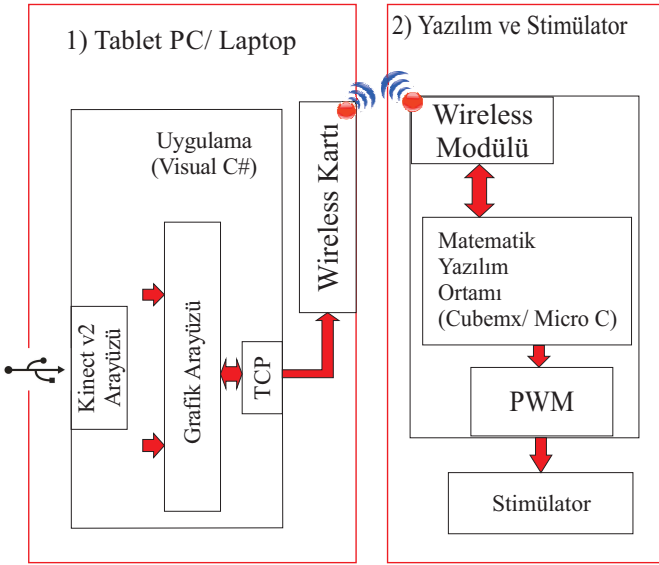
[1]. Türkiye'de yılda yaklaşık 200.000 kişi inme geçirmektedir [2]. İnmeli hastalara Fonksiyonel Elektrik Uyarıcısı (FEU), katılımcıların tekrarlayan, motive edici görevler sırasında gönüllü niyetlerine yardımcı olmak için uygulandığında, üst ekstremitte hareketinin inme sonrası tedavisinde etkinliğini göstermiştir [3]. Son klinik araştırmalar, fonksiyonel erişime yardımcı olmak için FEU'yu tam olarak ayarlayan ve üç kas grubuna uygulanan ve kasların fonksiyonlarını geri kazanmada belirgin bir azalma gösteren gelişmiş kontrolörler kullanıldı [4]. Bu yazıda bildirilen sistemin amacı, aşağıda sıralandığı gibidir:

- 1) Kol, el ve bilek pozisyonunu 3D olarak doğru bir şekilde kaydetmek için temassız derinlik kameraları kullanmak.
- 2) Laboratuvar ortamında geliştirilen son sistemi [5] boyutları ve ergonomik tasarımı ev ortamına uygun kompakt bir sisteme dönüştürmek.
- 3) Rehabilitasyon merkezi ve hastahanelerde çalışan personelin iş yükünü azaltmak.

Sistem ayrıca, önceki görev denemelerinde kaydedilen izleme hatasını temel alarak uygulanan FEU'yu ayarlayan model tabanlı bir kontrol stratejisi olan yinelemeli öğrenme kontrolünü (ILC) kullanır. Yinelemeli öğrenme kontrolü (ILC) elektriksel uyarıcı sinyalinin kontrolü için kullanılır ve önceki denemede ideal ve gerçek hareket arasındaki hataya dayanarak her kas grubuna uygulanan uyarıcı sinyali günceller. Düşük maliyetli, işaretsiz hareket takibi, bir elektrogoniyometre veya veri eldiveni tarafından sağlanan el ve bilek verileriyle birlikte bir Microsoft Kinect aracılığıyla sağlanabilecektir.

## II. SİSTEM ELEMANLARI

Üst ekstremitte rehabilitasyonu için ILC ve FEU'yu birleştiren önceki çalışmalar, hastanın izleyeceği açık referans yörüngelerini içeren, düzlemsel ışık izleme görevlerini [6] veya sanal gerçeklik 3D nesne takibini [7] kullanmıştır. Mevcut sistem günlük yaşam aktivitelerini doğrudan hedeflemek için el ve kol kullanılarak nesnelere yerleştirilmesine yardımcı olmaktadır. Hastaya açık bir referans yörüngesi gösterilmediğinden, ILC şeması, optimum FEU yardımını sağlamak için motor kontrolündeki prensipleri kullanır [8]. Sistem görünümü Şekil 1'deki gibidir.



Şekil 1.

#### A. Hareket Takibi

Bu sistemde, Şekil 2’de gösterilen Kinect v2 omuz dirsek ve eklem eklem açıların hesaplanmasında omuz, dirsek ve el bileği için eklem merkezlerini yakalamak için kullanılır. Daha sonra toplanan merkez verileri omuz, dirsek ve bilek açıların hesabı için kullanılır [7].



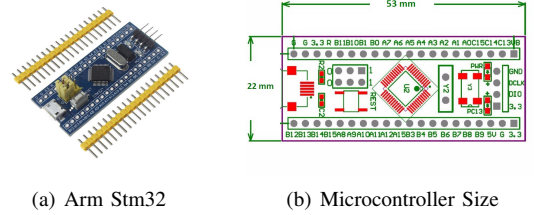
Şekil 2. Derinlik Sensörü

#### B. FEU Modülü

FEU yüzey elektrotları, hastanın anterior deltoid, triseps, bilek ve el ekstansör kasları üzerine klinik kılavuzlara göre yerleştirilir. Her kanal için kontrol donanımı tarafından bir dizi 5 V, 40 Hz darbesi üretilir ve düz kas kasılması elde eden bifazik bir sinyal üretmek için dört kanallı bir elektriksel uyarıcı (dc-dc buck booster) tarafından yükseltilir. Güvenlik için, herhangi bir kanala uygulanabilen maksimum darbe genişliği kontrol yazılımı içerisinde ve ayrıca uyarıcı tarafından sınırlandırılmıştır. Her seanstan önce, her kanal için yükselteç seviyesi, kontrol donanımından pals genişliği  $300\mu_s$  ile sabit bir uyarıcı sinyali uygulanarak ve maksimum rahat seviyeye ulaşıncaya kadar voltajın yavaşça artırılmasıyla ayarlanır.

#### C. Mikrodenetleyici

Sistemde kullanılacak mikrodenetleyiciye(stm32f...) derinlik sensöründen gelen sinyaller aktarılır ve hastaya yaptırılacak olan hareket için gerekli sinyal çıkışı mikrodenetleyici ile üretilmektedir. Bu sinyal çıkışı FEU’ya aktarıldıktan sonra bir ayarlı direnç yardımıyla gerilim seviyesi hastanın cevap vereceği düzeye göre ayarlanacaktır. Hastanın vermiş olduğu cevap gerilimi, rehabilitasyonda kullanacağımız gerilim değerini temsil etmektedir. Sistemde kullanılması muhtemel mikrodenetleyici  $53mm \times 22mm$  boyutuyla Şekil 3’de gösterilmektedir.



Şekil 3. Mikrodenetleyici

#### D. Elektrot Kullanımı

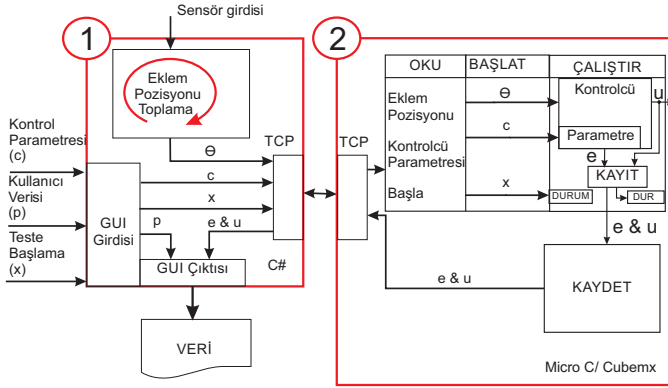
Gerekli her kol ve el bileği postürü için, elektrot bölgeleri standartlara uygun olarak seçilir ve FEU sinyalleri bir çift standart elektrot pediyle hastaya iletilir. [9]. Yapıştırılacak pedlerin yerleri daha sonra yapılan deneyler sırasında sabitlenir, sonrasında üretilen PWM sinyalleri ile hareket sağlanır. Şekil 4’de uyarıcıda kullanılacak olan elektrot pedi gösterilmiştir.



Şekil 4. Elektrot Ped

### E. Sistem Yazılımı

Sistem yazılımı, hastanın hareketinin izlenmesini, FEU'ya gerçek zamanlı olarak uygulamak için uygulanan kontrol programları ile birleştirir. Kinect v2 ile kol ve el pozisyonlarını okumak için bir C# uygulaması kullanılır. Konum verileri daha sonra mikrodenetleyiciye aktarılır. Bununla birlikte FEU kanallarının her biri için darbe genişlik modülasyonu (PWM) sinyalleri üretilir. Şekil 5'de sistemin sinyal akış şeması gösterilmiştir.



Şekil 5.

### III. KOL MODELİ VE KONTROLÜ

Omuz, dirsek ve el bileği eklemi merkezleri için pozisyon değerleri Kinect kullanılarak hesaplanır. FES kontrol şemasına yardımcı olmak için eklem açılarının hesaplanmasında kolun basitleştirilmiş bir modeli kullanılır. İnmeli hastalarda spastisite sıklıkla anteroposterior düzlemde omuz fleksiyonunu, dirsek ve parmak bileklerinin açılmasını kısıtlar [10]. Bu nedenle stimülasyon için anterior deltoid, triceps ve el bileği ve el ekstansör kasları seçildi. Tricepslere uygulanan stimülasyonun, üst ve önkol segmentlerine dik bir eksen etrafında hareket ürettiği ve bilek ve el uzatıcılarına uygulanan stimülasyonun, ön kol ile ilgili olarak sabitlenmiş bir eksenler etrafında hareket ürettiği varsayılmaktadır. Anterior deltoid için stimülasyonun, omza göre sabitlenmiş ve iki dönme eksenini ile belirlenen bir eksen etrafında hareket ürettiği varsayılmaktadır. Bunlar x-ekseni etrafında ve x-ekseni etrafında dönmelerden oluşur. İnsan kolunun dinamik modeli en basit şekilde (elin tam bir modeli hariç) aşağıda Denklem (1)'deki gibidir.

$$B_h(\Phi)\ddot{\Phi} + C_h(\Phi, \dot{\Phi})\dot{\Phi} + F_h(\Phi, \dot{\Phi}) + G_h(\Phi) = g(u, \Phi, \dot{\Phi}) - J^T(\Phi)h_h \quad (1)$$

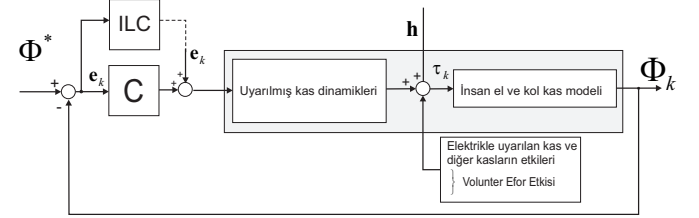
Buradaki  $G_h(\cdot)$  ve  $C_h(\cdot)$  sırasıyla 6'ya 6'lık atalet ve Coriolis matrisleridir.  $F_h(\cdot)$  ve  $G_h(\cdot)$  sürtünme ve yerçekimi vektörleri ve  $g(\cdot)$  FEU'nun uygulanmasıyla üretilen momentleri içerir. Burada  $g(u, \Phi, \dot{\Phi}) = [g_1(\phi_1, \phi_1, u_1), 0, 0, g_4(\phi_4, \phi_4, u_4), g_5(\phi_5, \phi_5, u_5), 0]^T$

### A. Model Tanımlama

FEU kontrol şemaları, birleştirilen insan kolunun dinamik bir modelini kullanır, böylece stimülasyon her görev için hesaplanan referans profillerinin doğru bir şekilde izlenmesini sağlar. Dinamik model  $\beta$  ve  $\gamma$  olarak iki parametreye ihtiyaç duyar. Bu parametreler anterior deltoide rampa edilmiş 10 sn FEU sinyali uygulanarak ve hastanın dirseğinin ilişkili hareketinin kaydedilmesiyle belirleni. Böylece stimülasyonun yalnızca ön deltoid eksen etrafında hareket ürettiği varsayılmaktadır. Stimülasyon uygulanırken toplanan dirsek pozisyonlarına bir düzlem yerleştirilir, bu daha sonra  $\beta$  ve  $\gamma$ 'yi belirlemek için kullanılır.

### B. FEU Kontrol Stratejisi

Bu alanda noktadan noktaya optimizasyon kullanan gelişmiş bir kontrol sistemi geliştirilmiş ve deneysel olarak doğrulanmıştır [8]



Şekil 6. Kontrol Modeli

Hareketi kontrol etmeye yönelik bu yeni yaklaşım, insan motor kontrolünün sonuçlarını içerir ve her bir görevi, yumuşak bir hareket sağlamak için eklem hızına uygulanan hızlanma ve hızlanma ile bir noktadan diğerine hareket etme gibi sınırlı bir optimizasyon problemi olarak gösterir. ILC çerçevesinde bu sorunlar kontrol girişini güncelleme girişimlerinin her birinden ortak veriler kullanılarak yinelenerek çözülür [3], [9], [11].

Bu, her bir görev için önceden tanımlanmış referansların kullanılmasını geliştirir. Çünkü;

- 1) Görev, her hastanın temel kol dinamiklerini kullanarak uyarlanır.
- 2) Önceden tanımlanmış referansların toplanmasını gerektirmeden yeni görevler eklenebilir.

Bu tekniğin uygulanmasındaki sınırlamalardan biri, uzun bir deneysel prosedür gerektiren tam bir dinamik modelin gerekliliğidir. Bu nedenle, maliyeti en aza indirmek ve sistemin kullanılabilirliğini en üst düzeye çıkarmak için, önceden belirlenmiş hareket verilerinden çıkarılan ortak referansları takip etmeye dayalı olarak, bu sistemde faz-kayma ILC adı verilen daha basit bir yaklaşım kullanılmaktadır. Şekil 6'da gösterilen kontrol sistemi, referansı izlemeye yardımcı olmak için kullanılır. Omuz, dirsek ve el bileği eklemleri için alınan referans sinyallerinin giriş vektöründeki  $u_1(t)$ ,  $u_4(t)$  ve  $u_5(t)$  darbe genişliği girişleri için kontrol uygulanır. Sistem tarafından kontrol edilen çıkışlar  $\phi_1(t)$ ,  $\phi_4(t)$  ve  $\phi_5(t)$  vektörlerinin  $\Phi(t)$ 'ye karşılık gelen elemanlarını  $\phi_1^*(t)$ ,  $\phi_4^*(t)$ ,  $\phi_5^*(t)$ 'den

izleyen  $\Phi^*(t)$  her görev için bağlantı açısı referans sinyallerini içeren elemanlardır. Kontrol modeli Şekil 6'da gösterilmiştir.

Sisteme dahil edilen uzanma ve kavrama görevleri, hastanın etkilenen kolu için tekrarlanan hareketlerden oluşur ve aralarında kollarının ortak bir başlangıç pozisyonuna döndüğü dinlenme süresi vardır. Bu sistemde kullanılan sınırlı süreli görevlerin tekrarlayan performansı, her bir kas grubu için FEU sinyallerini kontrol etmek için ILC'nin kullanılmasına izin verir. Her ILC denemesi, sabit bir ilk el pozisyonundan başlar ve her bir denemedeki performans hatası, takip eden performansın doğruluğunu arttırmak amacıyla kontrol parametrelerini güncellemek için kullanılır. Mevcut sistemde, Şekil 4'te gösterilen ILC kontrolü kullanılır. Bu kontrol yapısını kullanarak, hastanın gönüllü hareketi, yinelemeyi değiştirmeyen rahatsızlık olarak ele alınabilir [12]. İyi tasarlanmış bir ILC şeması dinamik değişimler, yorgunluk, spastisite ve diğer fizyolojik etkiler nedeniyle model yanlışlığı ile başa çıkabilir [6].

#### IV. SONUÇ

Günlük fonksiyonel işler sırasında anterior deltoid, triseps ve bilek ekstensörlerine uygulanan FEU'yu düzenlemek için ILC kullanan, içereceği tüm parçaların hibrid kullanıma uygun boyutlarda bir araya getirilerek önceki çalışmalarda yapılan sistemlerden boyut olarak çok daha küçük ve kompakt daha az maliyetli ,kullanışlılık ve verim anlamında daha yüksek bir üst ekstremité rehabilitasyon sistemi geliştirmek amaç edinilmiştir.Sistem, gerçek zamanlı kinematik verileri toplamak için düşük maliyetli temassız bir yöntem olarak Kinect'i kullanır. Sistemin kontrolü hastanın kontrolünde olacağından ev ortamında rehabilitasyon ile hasta rehabilitasyon merkezlerinden daha yoğun bir şekilde çalışabilecek ve zaman içinde meydana gelecek ilerlemeler doğrultusunda motivasyonunu artacaktır. Bu çalışma ile üst ekstremité rehabilitasyonunu hastalara daha ulaşılabilir yapmak,onlara günlük hayatta ihtiyacı olan bazı hareketleri yeniden kazandırmak amaçlanmaktadır. Tüm bu çalışmaların verimli ve başarılı olmasındaki en önemli etken hastanın rehabilitasyonda istekli ve azimli olmasıdır.

#### KAYNAKLAR

- [1] N. Townsend, K. Wickramasinghe, P. Bhatnagar, K. Smolina, M. Nichols, J. Leal, R. Luengo-Fernandez, and M. Rayner, *Coronary heart disease statistics*, 2012.
- [2] B. Başara, *Republic of turkey ministry of health health statistics*, Ankara, 2016.
- [3] C. T. Freeman, "Constrained point-to-point iterative learning control with experimental verification," *Control Engineering Practice*, 2012.
- [4] M. Kutlu, C. T. Freeman, E. Hallewell, A. M. Hughes, and D. S. Laila, "Upper-limb stroke rehabilitation using electrode-array based functional electrical stimulation with sensing and control innovations," *Medical Engineering and Physics*, 2016.
- [5] M. Kutlu, C. Freeman, A. M. Hughes, and M. Spraggs, "A Home-based FES System for Upper-limb Stroke Rehabilitation with Iterative Learning Control," *IFAC-PapersOnLine*, 2017.
- [6] C. T. Freeman, A. M. Hughes, J. H. Burrige, P. H. Chappell, P. L. Lewin, and E. Rogers, "Iterative learning control of FES applied to the upper extremity for rehabilitation," *Control Engineering Practice*, 2009.
- [7] K. L. Meadmore, A. M. Hughes, C. T. Freeman, Z. Cai, D. Tong, J. H. Burrige, and E. Rogers, "Functional electrical stimulation mediated by iterative learning control and 3D robotics reduces motor impairment in chronic stroke," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2012.

- [8] C. Freeman, T. Exell, K. Meadmore, E. Hallewell, and A. M. Hughes, "Computational models of upper-limb motion during functional reaching tasks for application in FES-based stroke rehabilitation," *Biomedizinische Technik*, 2015.
- [9] C. T. Freeman and Y. Tan, "Iterative learning control with mixed constraints for point-to-point tracking," *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 2013.
- [10] M. F. Levin, "Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis," *Brain*, 1996.
- [11] D. H. Owens, C. T. Freeman, and B. Chu, "Norm optimal iterative learning control with auxiliary optimization: A switching approach," in *IFAC Proceedings Volumes (IFAC-PapersOnline)*, 2013.
- [12] C. T. Freeman, A. M. Hughes, J. H. Burrige, P. H. Chappell, P. L. Lewin, and E. Rogers, "A robotic workstation for stroke rehabilitation of the upper extremity using FES," *Medical Engineering and Physics*, 2009.