

Protez El Simülatorü Tasarımı

Design of Prosthetic Hand Simulator

Şefik Cinal¹, Mehmet Serdar Çelik¹, İsmail Şahin¹, Cengiz Tepe¹, İlyas Eminoglu¹

¹Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Biyomedikal Araştırma Laboratuvarı (BAL-LAB), Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun, Türkiye

sefikcinal@gmail.com, mehmetserdar.celik@omu.edu.tr, rezonans@msn.com, ctepe@omu.edu.tr, ilyaseminoglu@hotmail.com

Özetçe— Bu bildiriye tek ve çift-kanal yEMG(yüzeysel EMG) verisi kullanılarak denetimi yapılabilen Sanal Protez El tasarımı sunulmuştur. Sanal Protez el üç boyutlu grafik tasarım ve modelleme aracı Blender 3D ile tasarlanmıştır. Ayrıca ham EMG verisinin işlenmesi ayrıntılı olarak MATLAB ile gösterilmiştir. Veri alma, değerlendirme işlemleri için geniş bir kütüphaneye sahip olan Python yazılım dili kullanılmıştır. Önerilen gerçek zamanlı modüler yapıdaki sanal protez el, tek ya da çift kanal yEMG ile denetlenebilmektedir. İşlenen işaret verisine göre sanal protez el sabit hızda açılmakta, kapanmakta ya da konumunu korumaktadır.

Anahtar Kelimeler — yEMG İşareti, Sanal Protez El, El Simülatorü

Abstract— In this study, Virtual Prosthetic Hand that controlled by single and dual channel sEMG (surface EMG) signals is presented. Virtual hand is designed by Blender 3D that is a powerful graphic modelling tool. Additionally, processing of raw EMG signal is explained with MATLAB. Python software language which has a large library was used for importing and evaluating of signals and for control algorithms. The Presented virtual hand has a modular structure and can be controlled by single and dual sEMG signals. Virtual hand opens, closes at constant speed and remains its position according to the processing signals.

Keywords — sEMG Signals; Virtual Prosthetic hand, Hand simulator.

I. GİRİŞ

Protez uzuvların yüzey yEMG ile denetimi 70'li yıllardan itibaren başlamıştır ve günümüzde yEMG'si kullanarak protez el ve kol denetimi yapan ticari firmalar bulunmaktadır (ottobock.de, utaharm.com, rslsteeper.com ve touchbionics.com).

EMG denetimli protezi başarılı bir şekilde kullanabilmek için verilen eğitim, hastaların protezi kabullerinde en önemli etkidir [1-2]. Doğru verilen bir eğitimin, protezlerini kabul eden hasta sayısını iki katına çıkardığı görülmüştür [3]. Buna paralel olarak ticari mayo elektrik protez üreten firmalar kullanıcılarını ürünlere kolay uyum sağlayabilmeleri için bir eğitim sürecinden

geçirir. Günümüzde video tabanlı ya da uzaktan nesne denetimi [4] içeren, kullanıcı etkileşimli ticari ürünler ve akademik çalışmalar bulunmaktadır. Şekil 1' de gösterilen Ottobock firması tarafından geliştirilen MyoBoy yazılımı ve Touch Bionics tarafından geliştirilen Virtu-Limb yazılımı bu ürünlere verilebilecek örneklerdir. Yine R. Clingman ve P. Pidcode çalışmalarında, yEMG işaretleriyle denetlenen uzaktan denetimli bir oyuncak araba kullanılarak hastayı eğitmişlerdir [5].



Şekil 1. Protez el simülatorleri a) Virtu-Limb b) MyoBoy

Ticari ya da akademik çalışmalar için üretilen EMG denetimli protezlerin hiç biri doğrudan hasta tarafından kullanılabilir yapıda (tak-kullan) değildir. Öncelikle kullanıcıda yeterli yEMG işaretinin olup olmadığının sorgulanması ve raporlanması gerekir. Bunun ardından uygun kazanç ile eşik değerleri ve denetim yöntemi belirlenmelidir. Son aşamada da kullanıcı kasları protezi denetleyebilecek biçimde eğitilmelidir.

Bu çalışmada da tüm bu süreçlerde hastadan elde edilen yEMG verilerinin izlenip raporlanabileceği ve buna bağlı olarak değerlendirmelerin yapılabileceği bir simülator tasarlanmıştır. Açık kaynak kodlu olması ve Python yazılım dili ile entegre çalışabilmesinden dolayı sanal protez el tasarımı Blender 3D modelleme programı ile yapılmıştır.

II. TASARIM

Sanal Protez el tasarımı için Blender 3D programı kullanılmıştır. Öncelikle Blender 3D ortamında bir el modeli tasarlanmıştır. Tasarlanan el Şekil 2' de gösterilmektedir. Sanal eli hareket ettirebilmek için "bone" özelliği kullanılarak modele kemik yapı eklenmiştir.

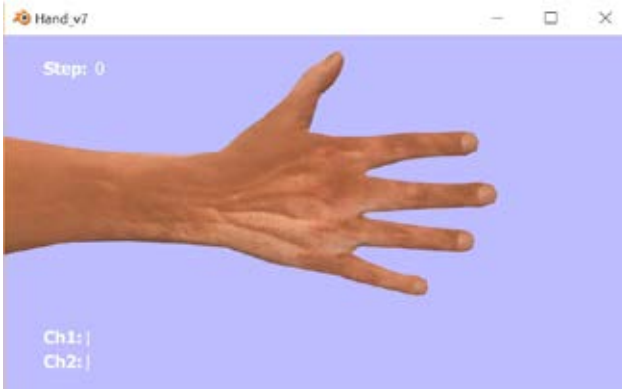
Cihaz Tasarımı 2

2. Gün / 28 Ekim 2016, Cuma

Kemiklerin hareketi aracılığıyla sanal elin hareketi sağlanmıştır. Sanal elin hareketi toplam 90 adımdan oluşmaktadır.



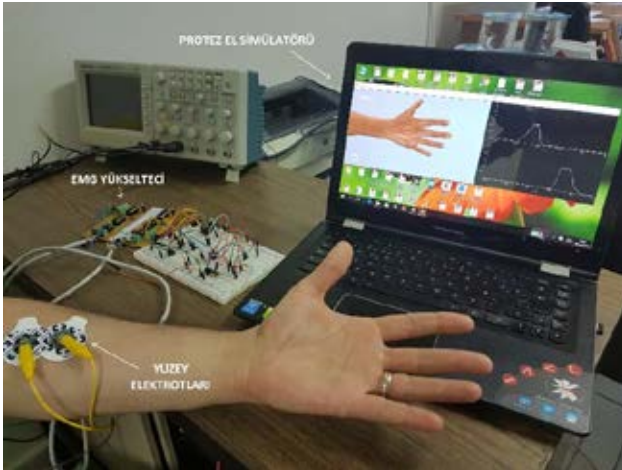
(a)



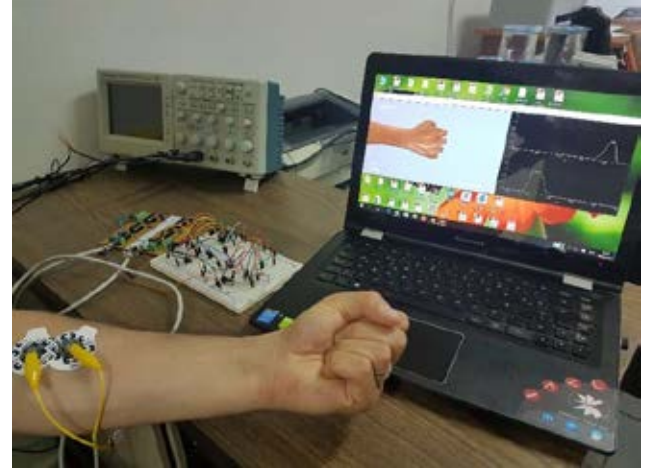
(b)

Şekil 2. Tasarlanan 3 boyutlu sanal protez el (a) Dikey pozisyonlu (b) Yatay pozisyonlu

Tasarlanan sistem EMG yükseltici, yEMG elektrotları, bilgisayara veri aktarım için elektronik devre ve Sanal protez el simülöründen oluşmaktadır. Tasarlanan simülör düzeneği Şekil 3' de gösterilmektedir.



(a)



(b)

Şekil 3. Tasarlanan simülör düzeneği (a) El açık (b) El kapalı

yEMG verileri USB port üzerinden Python Seri haberleşme kütüphanesi kullanılarak okunmuş ve işlenmiştir. El açma ve kapama için, tek veya çift kanal yEMG işareti kullanılmıştır. Bu iki kanaldan okunan verilerin, belirlenen eşik değerlerini geçip geçmemesine bakılarak el açma-kapama sahnesinin artı veya eksi yönde değişimi (el aç kapa hareketi) sağlanmıştır. İşlenmiş yEMG işaretleri Python "Pyqtgraph" kütüphanesi kullanılarak anlık olarak gösterilmektedir.

Simülör gerçek zamanlı yEMG işaretleri ile çalışabildiği gibi daha önceden kayıtlı veri dosyaları ile de çalışabilmektedir. Manuel olarak el açma ve kapama yaptırılmaktadır. Eşik değeri, kanal sayısı ve haberleşme ayarlarının yapılabilmesi için tasarlanan ayarlar menüsü Şekil 4' te gösterilmiştir.



Şekil 4. Protez El Simülör Ayarlar Menüsü

III. YÖNTEMLER

A. Yüzey EMG Verileri ve İşaret İşleme

yEMG işaretinin genliği 0-10 mV tepeden tepeye ya da 0-1,5 mV rms (root-mean-square) değerlerini alır. Yüzey elektrot kullanılacağından işaretin frekans bandı 0-500 Hz

Cihaz Tasarımı 2

2. Gün / 28 Ekim 2016, Cuma

arasındadır. Ancak işaret bilgisinin büyük bir kısmı 50 ile 150 Hz arasında bulunmaktadır [5]. İşaretin genliği küçük olduğundan, yEMG işareti, elektronik parçaların yapısından kaynaklanan gürültülerden, ortamdaki elektromanyetik yayılımdan kaynaklanan girişimden ve elektrot hareketlerinden kaynaklanan gürültülerden kolaylıkla etkilenir. Bu nedenle hem genliği küçük olan bu işareti işlenebilir hale getirmek için, hem de bu bozucu girişimlerini yok edebilmek için vücut yüzeyinden alınan işarete işaret işleme sürecinin uygulanması gerekmektedir. Ham yEMG verisinin adım adım MATLAB Editor ortamında nasıl işlendiği anlatılmıştır ve bu kısım lisans eğitiminde bir proje ödevi olarak işlenmektedir.

Öncelikle yEMG verisindeki alçak frekanslardaki istenmeyen işaret bileşenlerini ortadan kaldırmak için kesim frekansı 20 Hz olan yüksek geçiren filtre ve yüksek frekanslardaki gürültüleri ortadan kaldırmak için kesim frekansı 500 Hz olan alçak geçiren filtre işarete uygulanmaktadır. Filtre uygulamaları için MATLAB'ın sunduğu hazır kodların kullanılabilmesi gibi, kullanıcı tarafından yazılmış kodlar da tercih edilebilir.

Yüksek geçiren filtre uygulaması için 2.dereceden Butterworth filtresinin Editor ortamında hazır MATLAB kodları tarafından gerçekleştirilmesi aşağıda gösterildiği gibidir.

```

1 N=2; % Yüksek geçiren filtre derecesi
2 wn1=(20/1000); % Kesim frekansının örnekleme frekansı ile normalizesi
3
4 [B1,A1]=butter(N,wn1,'high'); % 20 Hz altını süzen filtre
5 data1=filter(B1,A1,data1); % Filtre çıkışı data1 değişkenine alınır
6

```

Alçak geçiren filtre için editor ortamında hazır MATLAB kodları ile yazılan 2.dereceden Butterworth filtresi aşağıdaki gibidir.

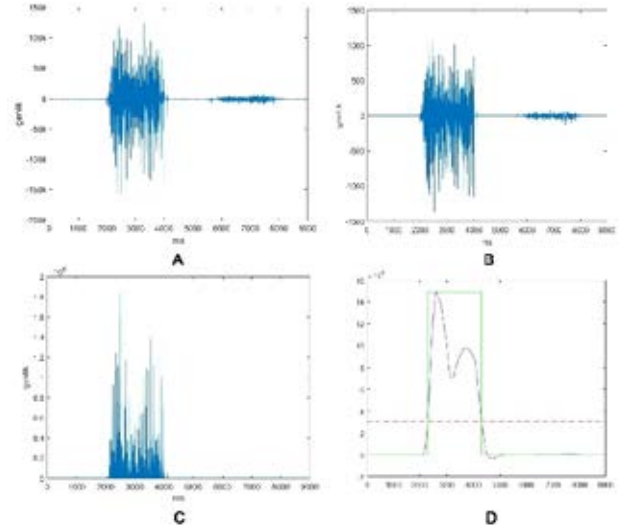
```

1 N=2; % Alçak geçiren filtre derecesi
2 wn2=(500/1000); % Kesim frekansının örnekleme frekansı ile normalizesi
3
4 [B1,A1]=butter(N,wn2,'low'); % 500 Hz üzerini süzen filtre
5 data2=filter(B1,A1,data1); % Filtre çıkışı data2 değişkenine alındı
6

```

Filtreleme işleminden sonra verilerin enerjileri alınarak işaret içerisindeki negatif bileşenler yok edilmiştir. Bunun ardından doğrultulmuş işaret, 2 Hz'lik alçak geçiren filtreden (AGF) geçirilerek işaretin zarfı alınır. Daha sonra her kanal için bir eşik değeri seçilir. Bu çalışmada, birinci kanal ve ikinci kanal için uygun eşik değerleri deneme-yenilme yoluyla seçilmiştir. Eşik değerleri kullanıcıya bağlı olarak değişebilmektedir. Zarfı alınmış veri seçilen eşik değerinden yüksek ise çıkışta mantık 1, altındaysa mantık 0 değerini vermektedir. Anlatılan tüm işaret işleme aşamaları Şekil 2' de gösterildiği gibidir. Zarf alma işlemi 2. dereceden sayısal filtre ile gerçekleştirilebilmektedir. Bu durumda doğrultulmuş işarete sayısal filtre uygulanır. Sayısal filtrenin uygulanabilmesi için geçiş işlevi z düzleminde verilmiş 2.dereceden Butterworth filtresi ayrık zamanlı hale dönüştürülmelidir. Butterworth filtresinin geçiş işlevi (1) nolu denklemde verilmiştir.

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \frac{b_1 + b_2 \cdot z^{-1} + \dots + b_{(n+1)} \cdot z^{-n}}{a_1 + a_2 \cdot z^{-1} + \dots + a_{(n+1)} \cdot z^{-n}}$$



Şekil 5. İşaret işleme adımları: a) ham yEMG işareti, b) alçak ve yüksek geçiren süzgeçten geçmiş işaret, c) doğrultulmuş işaret, d) zarfı alınmış ve eşiklenmiş işaret

Kullandığımız filtre 2.dereceden olduğu için $n=2$ 'dir. n değeri yerine yerleştirilip (1) nolu denklemde içler dışlar çarpımı yapılır ve fark denklemi elde edilir.

$$A(z)[b_1 + b_2 \cdot z^{-1} + b_3 \cdot z^{-2}] = B(z)[1 + a_2 \cdot z^{-1} + a_3 \cdot z^{-2}] \quad (2)$$

Denklem (2) düzenlenerek filtre girişi ile çıkışı arasındaki ilişki fark denklemiyle sunulmuş olur.

$$B(k) = b_1A(k) + b_2A(k-1) + b_3A(k-2) - a_2B(k-1) - a_3B(k-2) \quad (3)$$

Denklem (3)'teki ifadede $B(k)$ filtre çıkışını, $A(k)$ ise temsil edilen filtre girişindeki işareti temsil eder. 2.dereceden 2 Hz'lik bir Butterworth filtresi oluşturmak için kullanılan katsayı değerlerinden $a_1 = 1$, $b_1 = 0.00983 \times 10^{-4}$, $a_2 = -1.9911$, $b_2 = 0.1965 \times 10^{-4}$, $a_3 = 0.9912$ ve $b_3 = 0.098 \times 10^{-4}$ olarak verilmiştir.

Bu çalışmada, yukarıda adım adım anlatılan işlem aşamaları, donanım katında yapılmıştır. Ham EMG işareti sırasıyla yükseltme, filtreleme, doğrultma işlemlerine tabi tutulmuş ve 2 Hz'lik birinci dereceden alçak geçiren RC devresiyle işaretin zarfı çıkarılmıştır. Daha sonra seri port üzerinden alınan zarf verisine simülasyon üzerinde eşikleme işlemi uygulanmıştır.

B. Denetim Yöntemleri

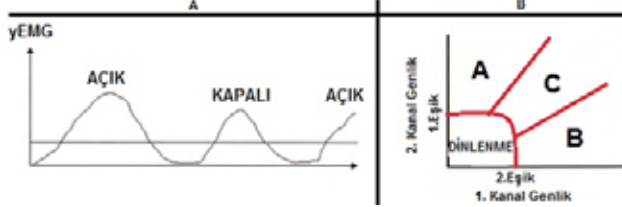
Kaynaklarda ve ticari uygulamalarda EMG denetimli protezler için pek çok farklı denetim yöntemi bulunmaktadır. Bu denetim yöntemlerinin bir uzman eşliğinde kullanıcı üzerinde denenecek hastaya en uygun yöntemin tercih edilmesi gerekmektedir. Hastadaki uzuv ve dolayısıyla veri alınabilecek kas eksikliği düşünüldüğünde, bir ya da iki kanallı denetim yöntemleri daha uygulanabilir.

Tek kanallı yöntemlerden biri Şekil 6(a)' da gösterilmiştir. Bu yöntemde ilk işlev kullanıcı tarafından

Cihaz Tasarımı 2

2. Gün / 28 Ekim 2016, Cuma

belirlenir. Örneğin eşik değerini aşan bir kasma sonucu protezin açıldığını varsayalım. Daha sonraki kasmada protez kapanacak ve daha sonraki kasmada tekrar açılacaktır. Bu denetim bu şekilde sürekli değişecektir. Protez denetimi kolay olduğundan bu yöntem çocuklar için oldukça uygundur.

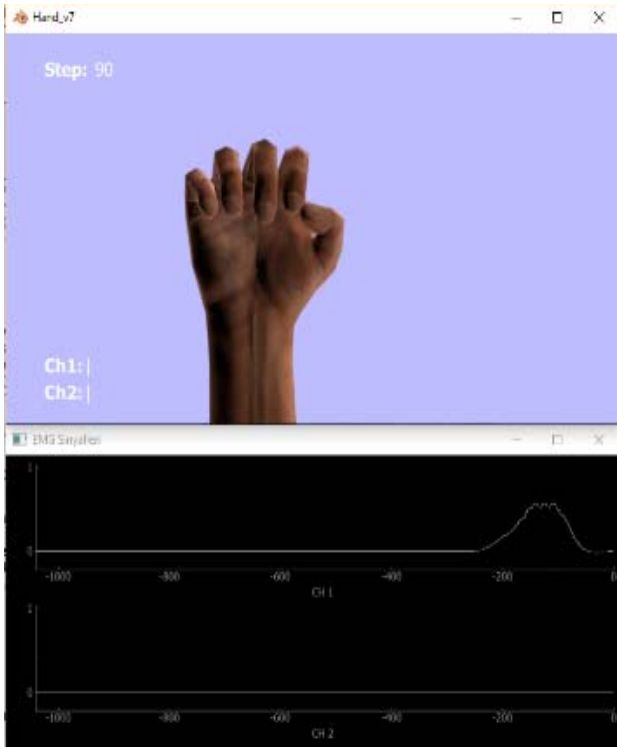


Şekil 6. Tek kanal (a) ve çift kanal (b) denetim yöntemi [6]-[7]

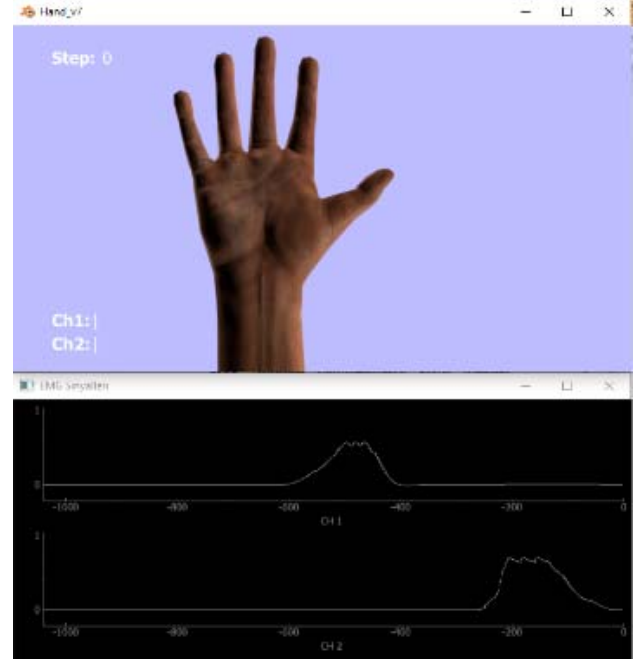
Çift kanallı ticari yEMG denetimli el ve kollarda en sık kullanılan yöntemlerden biri ise Şekil 6(b)'de gösterilmiştir. Bu yöntemde bir kasta gelen veri eşiği aşarsa ve diğer kasta alınan veri eşik altında kalırsa (A Bölgesi) protez açılmaktadır. Tam tersi durumda (B Bölgesi) ise protez kapanmaktadır. Her iki kas da eşik aşacak şekilde kasılırsa (C Bölgesi), bu işaret anahtarlama olarak kullanılmakta ve işlevler arası (el, bilek, dirsek motorları arasında) geçiş olarak değerlendirilmektedir [7].

IV. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Tasarlanan sanal protez el yüzey elektrotları ile alınan yEMG işaretleri ile denetlenmiştir. Şekil 7 ve Şekil 8'de çift kanal yEMG işareti ile denetlenen sanal protez elin kapama ve açma durumları gösterilmiştir.



Şekil 7. El kapalı iken simülasyon görüntüsü



Şekil 8. El açık iken simülasyon görüntüsü

Bu çalışmada sabit hız ile açılıp kapanan tek/çift kanallı protez el, sanal protez elle temsil edilmiştir. Önerilen sanal protez el simülatörü lisans ve lisansüstü seviyesinde deney düzeneği olarak kullanılacaktır. Fiziksel protez el tasarımı yapıldıktan sonra, giriş gerilimi çıkış pozisyonu veri seti elde edilip, sistem tanıma ile elin matematiksel modeli elde edilecektir. Bu sayede protez elin değişken hızlı modeli simülatöre ilave edilebilecektir.

KAYNAKÇA

- [1] R. Ballance, B. Wilson and J. Harder, "Factors affecting myoelectric prosthetic use and wearing patterns in the juvenile unilateral below-elbow amputee", *Can. J. Occup. Therapy*, Vol. 56, 1989, pp. 132-137.
- [2] N. Crone, "A comparison of myoelectric and standard prostheses-A case study of a pre-school aged congenital amputee", *Can. J. Occup. Therapy*, Vol. 53, 1986, pp. 217-222.
- [3] R. Stein and M. Walley, "Functional comparison of upper extremity amputees using myoelectric and conventional prostheses", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 64, 1983, pp. 243-248.
- [4] R. Clingman, P. Pidcoe, "A novel myoelectric training device for upper limb prostheses", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehab. Eng.*, 22(4):879-885, 2014.
- [5] Tepe, C. ve Eminoğlu, İ. "Düşük Maliyetli Mayo-Elektrik Denetimli Protez El Projesi: Kontrol Mühendisliği Laboratuvarı Deney Düzeneği Tasarımı", *Otomatik Kontrol Ulusal Toplantısı, TOK2014, 11-13 Eylül 2014, Kocaeli, Türkiye*.
- [6] S. Hubbard, W. Heim, S. Naumann, S. Glasford, G. Montgomery, S. Ramdial, *Powered upper limb prosthetic practice in paediatrics*, Editor: Muzumdar A. , *Powered Upper Limb Prostheses*, Springer, Berlin, Germany, 2004, p 85-115.
- [7] D.F. Lovely, *Signals and Signal Processing for Myoelectric Control*, Editor: Muzumdar A. , *Powered Upper Limb Prostheses*, Springer, Berlin, Germany, 2004, p 35-54.