

Çok İşlevli Protez El Denetimi İçin Emg İşaretinin Bulanık Mantık İle Sınıflandırılması

Fuzzy Logic Based Classification for Multifunctional Upper Limb Prostheses

Mehmet Serdar Çelik¹, İlyas Eminoğlu¹

¹Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun, Türkiye
mehmetserdar.celik@omu.edu.tr, ilyaseminoglu@hotmail.com

Özetçe—Bu belge, çok işlevli kol protezleri için bulanık mantık tabanlı yüksek başarımlı bir sınıflandırma algoritması sunar. Ön kol kaslarından alınan 4 kanal yüzey EMG işareti ile 8 farklı kol hareketi sınıflandırılmıştır. Her bir hareket için 50 farklı yüzey EMG verisi kullanılmış ve yöntemin başarımlı ölçülmüştür.

Anahtar Kelimeler — yüzey EMG, protez, çok işlevli kol, bulanık mantık, sınıflandırma.

Abstract—This paper investigate a fuzzy logic based high performance surface EMG classification algorithm for multifunctional upper limb prostheses. In this paper, we record 4 channels EMG data with surface electrodes from the forearm and aimed to recognize 8 different upper limb movements using heuristic fuzzy logic methods from these data. We use 50 surface EMG data for every function and evaluate the performance of this method.

Keywords — surface EMG, prosthesis, multifunctional upper limb, fuzzy logic, classification.

I. GİRİŞ

Mayo-elektrik denetimli protezlerin ticari ürünlerde ve akademik çalışmalarda kullanımı yeni değildir. Ampüte bireydeki kas sayısı sınırlı olduğu için, bireyden elde edilebilecek EMG veri sayısı da sınırlıdır. Bu nedenle çok kanallı mayo-elektrik verisiyle yapılan çalışmalar klinik olarak uygulanabilir değildir. Dolayısıyla araştırmacılar, sınırlı sayıdaki veri ile çok işlevli protezleri denetleyebilmek için farklı yöntemler araştırmış ve kullanmışlardır. [1]-[2].

Bu çalışmada, 8 farklı kol hareketinin tanımlanması için 4 farklı kastan veri alınmıştır. Daha önceki çalışmalardan da bilindiği üzere, sınırlı sayıdaki yüzey EMG verisiyle (3 ve ya 4 kanal) çok işlevli kol denetimi yapılabilmektedir.

Çalışma 6 adımdan oluşmaktadır: i) Her bir hareket için 50 farklı EMG verisinin kaydedilmesi ii) 4 kanallı EMG

verisinin yükseltilmesi ve gürültülerden arındırılması iii) İşaretlerin doğrultulması iv) İşaretlerin zarfının alınabilmesi için alçak geçiren filtrenin uygulanması v) İşaretlerin normalize edilmesi ve her bir kanal için çok küçük, küçük, orta ve geniş olmak üzere 4 farklı giriş bulanık altkümelerinin elde edilmesi. vi) Çıkış bulanık kümelerinin elde edilmesi ve bu kümelere göre hangi hareketin aktif olacağının ifade edilmesi.

II. YÖNTEMLER

A. Veri Alımı

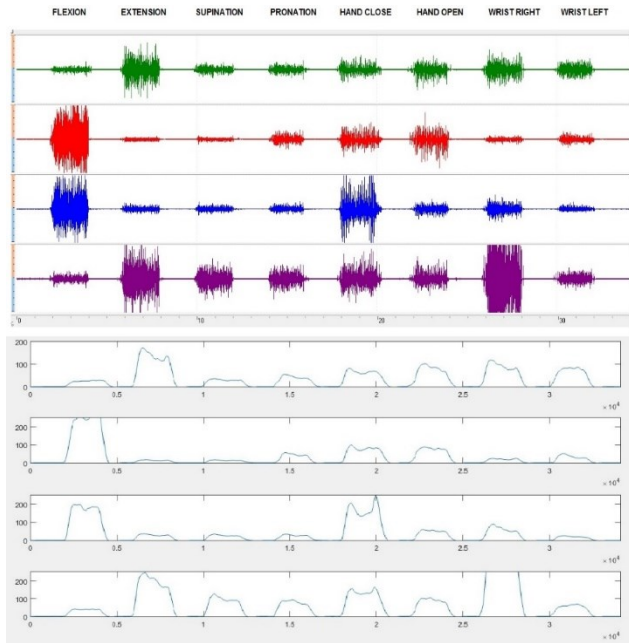
Yapılan çalışmanın sonuçlarının anlamlı olması için yeterli sayıda veri almaya özen gösterilmiştir. Değerlendirmeler sekiz hareket ve her bir hareket için alınmış 50 veriden yapılmıştır. Veriler Mega Electronics Ltd. 'ye ait olan 8 kanal ME3000 kas test cihazı (Figure 1) ile elde edilmiştir. Figure 1'de de görülen cihaz, vücuda yerleştirilen yüzey elektrotlarından veri alımı yaparak bu verileri hafıza kartında saklayabilmektedir. Ayrıca veriler usb port bağlantısıyla bilgisayara aktarılabilir. Bu çalışmada da alınan veriler usb port ile bilgisayara aktarılmış ve MATLAB programı üzerinden sinyal işleme süreci gerçekleştirilmiştir. ME3000, saniyede 1000 veri ölçebilmektedir (1000 Hz). Veri alınırken her hareket 2 saniye süresince yapılmıştır ve her hareket arasında 2 saniyelik rahatlatma süresi uygulanmıştır. 8 hareket içeren bir veri süresinin toplamı 34 saniyedir.



Şekil 1. ME3000 EMG kas test ve veri alım cihazı

B. İşaret İşleme

Emg işaretinin frekans aralığı genellikle 0-1000 Hz arasındadır. Ancak anlamlı veri yaklaşık olarak 20 ile 500 Hz arasında bulunmaktadır. Amaca uygun bir işaret işleme için veriler öncelikle MATLAB ortamına aktarılmıştır. Gürültülerden arındırılmak istenen veriler, sayısal band geçiren filtreden geçirilmiştir. EMG verilerinin negatif bileşenleri işaretlerin karesi alınarak ortadan kaldırılmıştır. Son olarak da alçak geçiren filtre uygulanarak sinyalin zarfı alınmıştır [3]. Şekil 2 'de dört kanallı ham EMG verisi ile işlenmiş EMG verisi karşılaştırmalı olarak verilmiştir.



Şekil 2. Ham EMG işareti ve işlenmiş karşılıkları

C. İşlevler ve Elektrotların Yerleşimi

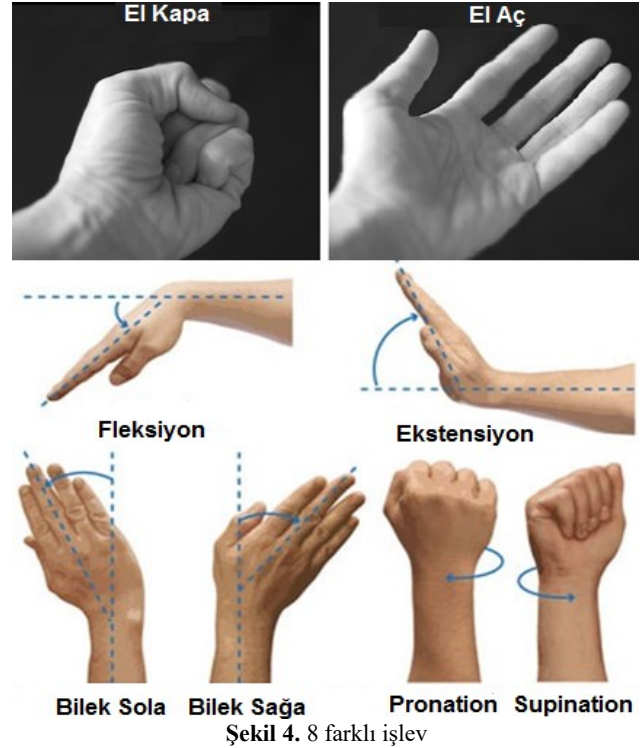
Yapılan hareketi tahmin etmemizi sağlayacak veriler, Flexor/Extensor Carpi Ulnaris ve Flexor/Extensor Digitorum kaslarından alınmıştır. Bu seçim literatürdeki çalışmalar ve veri alınımında edinilen tecrübeler sayesinde yapılmıştır [4]-[5]. Elektrotların yerleşim noktaları Şekil 3'te gösterilmiştir. Bu veriler ile tanımlanması hedeflenen 8 işlev şunlardır: Flexion, extension, supination, pronation, el aç, el kapa, bilek sağa çevirme ve bilek sola çevirme.. Bu işlevler Şekil 4 'te gösterilmiştir.



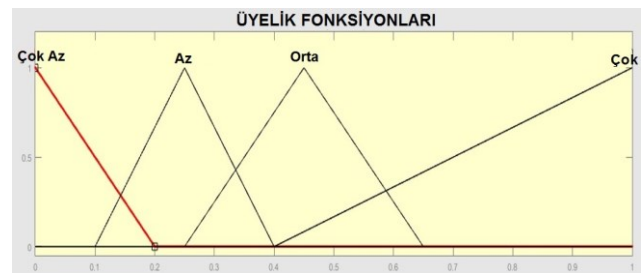
Şekil 3. Elektrotların yerleşimi

D. Bulanık Mantık ve İşlev Tanıma

Bulanık mantık kümesi Zadeh tarafından sürekli üyelik derecesine sahip nesneler kümesi olarak tanımlanmıştır [6]. Dolayısıyla bulanık mantık kümeleri, üyelik dereceleri sadece 0 ve 1 (kümenin elemanı ya da değil) olabilen geleneksel küme yapısından farklıdır. Bu kümede elemanların üyelik dereceleri 0 ile 1 arasındaki herhangi bir değer olabilmektedir.

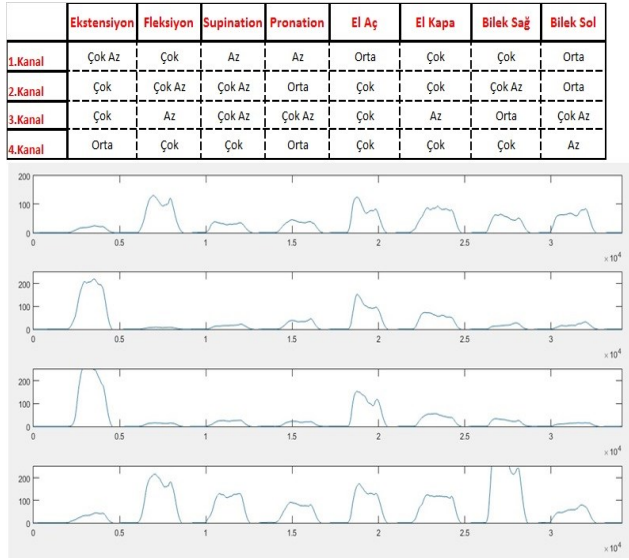


Elde edilen veri setlerinden bulanık mantık kümeleri oluşturabilmek için, veri değerlerinin bulanık değerlere dönüştürülmesi gerekmektedir. Bunun için yEMG verisindeki maksimum ve minimum (veri genliğinin sıfır olduğu durumdur) değerler, bulanık mantık kümelerinde maksimum ve minimum üyelik derecesini almışlardır. Böylece her bir kanal için üyelik fonksiyonu elde edilmiştir. Bunun için üçgen üyelik fonksiyonları tercih edilmiştir. Örnek bir kanal için üyelik fonksiyonları Şekil 5'te gösterilmiştir.



Şekil 5. 1.Kanal için üyelik fonksiyonları

EMG işaretlerinin alındığı denek için maksimum genlik denemeler sonucu 200 μV olarak kabul edilmiştir ve buna göre genlikler çok az, az, orta ve çok olarak kümelendirilmiştir. Her bir kanal için çok az fonksiyonu aralığı [0,40], az fonksiyonu aralığı [20,80], orta fonksiyonu aralığı [50,135] ve son olarak çok fonksiyonu aralığı [80,200] olarak kabul edilmiştir. Seçilen bu aralıklara göre üçgen üyelik fonksiyonlarının denklemleri oluşturulmuştur. Daha sonra giriş ve çıkış ilişkisi bir kural tablosu ile ifade edilmiştir. Örnek bir veri ve her bir hareketi (çıkış üyelik fonksiyonlarını temsil eden) temsil eden kural ifadesi Şekil 6 'da gösterilmiştir.



Şekil 6. Kanal çıkışları ve kural tablosu

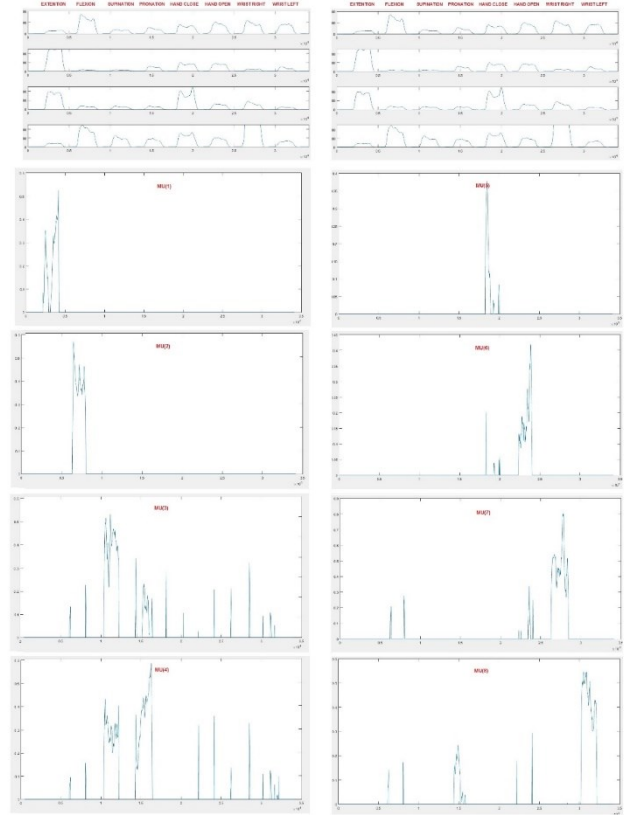
Sistem 4 girişlidir. Sistem girişindeki verilere göre çıkışta 8 hareketten biri aktif hale gelecektir. Sistem çıkışı sabit bir değer olacağından Sugeno tipi bulanık model kullanılmıştır. Çünkü Sugeno tipi bulanık modelin çıktı üyelik fonksiyonları yalnızca doğrusal işlevlerle ya da sabit değerlerle ifade edilmektedir.

Uygulama MATLAB'da yazılan program ile yapılmıştır. Program algoritması şu adımlardan oluşmaktadır:

- Alınan 4 kanal ham veri daha önceki bölümlerde anlatıldığı gibi işlenecektir.
- İşlenen sinyalin değerleri bulanıklaştırılacak ve üyelik fonksiyonlarına göre ağırlıklandırılacaktır.
- Her bir kasılma için kural tablosuna göre üyelik çıkış fonksiyonlarının değerleri hesaplanacaktır. En büyük değer hangi hareketi temsil eden çıkış üyelik fonksiyonu ise o hareket çıkışa aktarılacaktır.
- Tüm bu işlemler 50 veri için de tekrarlanacaktır.

Program çıkışında görülmesi beklenen, o anda yapılan hareketi tanımlayan çıkış üyelik fonksiyonunun üyelik derecesinin en büyük olmasıdır. Bu durum Şekil 7'de görselleştirilmiştir.

Şekil 7'yi incelediğimizde bazı çıkış üyelik fonksiyonlarının başka üyelik fonksiyonlarından da değerler taşıdığı görülmektedir. Bu durumun sıkıntı yaratmaması için durulaştırma sırasında yeni bir öneri sunulmuştur.



Şekil 7. Her bir hareket için çıkış üyelik fonksiyonları

Buna göre her bir hareket için 8 çıkış üyelik fonksiyonunun da alanı hesaplanmıştır. Eğer her hangi bir hareket süresinde belirli bir üyelik fonksiyonu alanı diğer üyelik fonksiyonları alanlarından büyük ise o çıkış üyelik fonksiyonu çıkışı belirlemektedir. Örneğin Şekil 7'ye bakarsak; ilk 5 saniye sonunda bir kasılma elde edilmiş. Bu kasılmanın hangi hareket sonucu olduğunu öğrenmek için bu süre boyunca her bir çıkış üyelik fonksiyonu incelenmelidir. Çıkış üyelik fonksiyonlarına baktığımızda MU(1) 'in alanının diğerlerine göre bariz derecede büyük olduğu görülmektedir. Bu da bize yapılan kasılmanın ,MU(1) üyelik fonksiyonunun temsil ettiği flexion hareketi için gerçekleştiği bilgisini verir.

Örneği verilen bu işlem 50 veri için de ayrı ayrı tekrarlanmıştır. Sonuçta genel bir değerlendirme yapılarak bulanık mantık ile oluşturulan bu sistemin etkinliği irdelenmiştir ve her bir hareket için Tablo 1'de verilen başarımlar oranları yakalanmıştır.

III. SONUÇ

Çalışma sonucunda bulanık mantık ile tasarlanan hareket kestirim algoritmasının yüksek başarımlı sağladığı görülmüştür. Ancak bu yapının gerçek zamanlı uygulamalarda verimli kullanılamayacağı açıktır. Ayrıca farklı bireylerle çalışıldığında ya da farklı noktalardan veriler alındığında giriş üyelik fonksiyonlarının yeniden düzenlenmesinin gerekmesi bu tasarımı kullanışsız kılmaktadır.

FLEKSİYON → %100	EL KAPA → %100
EKSTENSİYON → %100	EL AÇ → %82
SUPINATION → %96	BİLEK SAĞ → %90
PRONATION → %98	BİLEK SOL → %98

Tablo 1. Modelin tanımlama başarımlı

KAYNAKÇA

- [1] B. Hudgins, P. Parker, and R. N. Scott, "A new strategy for multifunction myoelectric control," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, no. 1, pp. 82–94, Jan. 1993
- [2] P. J. Gallant, E. L. Morin, and L. E. Peppard, "Feature-based classification of myoelectric signals using artificial neural networks," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 36, pp. 485–489, 1998.
- [3] A.E.Özdemir, G.Kayhan, H.Usta, S.C.Gharooni, M.O.Tokhi, İlyas Eminoğlu, "A Real-Time EMG Driven Virtual Prosthesis Hand", Proceedings of the Twelfth International Conference on Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines, Istanbul, Turkey, 9-11 September 2009, Mobile Robotics: Solutions and Challenges, ISBN-13:978-981-4291-26-2.
- [4] Levi J. Hargrove, Kevin Englehart, Bernard Hudgins, "A Comparison of Surface and Intramuscular Myoelectric Signal Classification", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 54, NO. 5, MAY 2007.
- [5] C.Tepe,İ.Eminoğlu, "Düşük Maliyetli Mayo-Elektrik Denetimli Protez El Projesi", T.O.K. 2014 Bildiri Kitabı, s.657-662., 11-13 Eylül 2014, Kocaeli.
- [6] A.B. Ajiboye and R.F. ff. Weir, "A Heuristic Fuzzy Logic Approach to EMG Pattern Recognition for Multifunctional Prosthesis Control ", IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING, VOL. 13, NO. 3, SEPTEMBER 2005
- [7] L.A. Zadeh, Fuzzy Sets, Inf. Control., (1965) 338-353