

# TARAMALI ELEKTROMİYOGRAFİ YÖNTEMİNİN KLİNİK ARAŞTIRMALARDA KULLANILMASI

Imran Goker<sup>1</sup>, Onur Osman<sup>2</sup>, Serhat Ozekes<sup>3</sup>, M. Barış Baslo<sup>4</sup>, M. Ertaş<sup>5</sup>, Y. Ulgen<sup>6</sup>

<sup>1</sup>İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi, Sağlık Yönetimi Bölümü

Okan Üniversitesi

imran.goker@okan.edu.tr

<sup>2</sup>Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü

Yeni Yüzyıl Üniversitesi

onur.osman@gmail.com

<sup>3</sup>Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü

İstanbul Arel Üniversitesi

serhatozekes@arel.edu.tr

<sup>4</sup> İstanbul Tıp Fakültesi

İstanbul Üniversitesi

mbbaslo@istanbul.edu.tr

<sup>5</sup>Anadolu Sağlık Merkezi, İstanbul Türkiye

mustafaertas@superonline.com

<sup>6</sup> Biyomedikal Mühendisliği Enstitüsü

Boğaziçi Üniversitesi

[ulgeny@boun.edu.tr](mailto:ulgeny@boun.edu.tr)

**Özet:** Geleneksel İğne Elektromiyografisi (EMG) bir motor ünite (MÜ) tarafından oluşturulan Motor Ünite Aksiyon Potansiyelleri (MÜAP) yoluyla nöromüsküler hastalıkların tanısında kullanılan elektrofizyolojik bir yöntem olup, MÜ bölgesinin tümü hakkında bilgi vermemektedir. Taramalı EMG MÜ bölgesinin zamansal ve uzamsal özellikleri ile bu bölge hakkında bilgi edinmek amacıyla tasarlanmış deneysel bir elektrofizyolojik yöntemdir. Bu yöntemle yürütülen bir klinik çalışmada, Juvenil Miyoklonik Epilepsi (JME) hastalarının motor ünite kesit uzunluğu (KU) ve maksimum genliklerinin (MG) normal kontrol (NK) grubuna göre anlamlı farklılık sergilediği gösterilerek iskelet kaslarında normal büyük MÜ'lerin baskın olduğu doğrulanmıştır. Ayırıcı tanı için bu verilerin sınıflandırılmasında yapay zeka yöntemleri kullanılmıştır. Bu veriler kesit uzunluğu, maksimum genlik, minimum genlik, varyans, standart sapma, medyan, mod ve tepe voltaj değeri olarak anılan değişkenleri belirlemek üzere kullanılmıştır. Yapay sinir ağı tabanlı sınıflandırıcı bu parametrelere bağlı olarak eğitilmiştir ve k-katlı çapraz doğrulama kullanılarak farklı k değerleri için test edilmiştir. Yapay sinir ağı temelli modelin JME ve NK sınıflandırılmasındaki performansının oldukça başarılı olduğu görülmüştür. Ayrıca bu veriler Lineer Regresyon Yöntemi ile de incelenmiş olup, Çok Değişkenli Lineer Regresyon Sınıflayıcısının da performansının iyi olduğu görülmüştür. Kas lifi yoğunluğu nörodejeneratif hastalıkların tanısında önemli bir parametredir. MÜ bölgesi içerisindeki kas lifi yoğunluğu dağılımının araştırılmasına yönelik teorik ve klinik çalışmalar da halen sürmektedir.

## 1. Giriş:

Vücudumuzda uyarılabilir hücreler tarafından meydana getirilen ve biyopotansiyel olarak adlandırılan elektriksel aktiviteler aksiyon potansiyeli olarak yayılırlar [1]. Biyopotansiyel üreten başlıca dokular kalp beyin, sinir dokusu ve kastır. Kas dokusu tarafından meydana getirilen biyopotansiyeller elektromiyografi yöntemi ile ölçülmektedir [1][2]. Geleneksel İğne Elektromiyografisi (EMG) rutin klinik uygulamalarda, nöromüsküler hastalıkların tanısında bir iskelet kasının temel anatomik ve fonksiyonel birimi olan motor ünite (MÜ) tarafından meydana getirilen Motor Ünite Aksiyon Potansiyellerinin (MÜAP) gözlemlenmesinde en sık başvuru alan elektrofizyolojik yöntemdir [2][3]. Ancak bu yöntem, MÜ bölgesinin tümü hakkında bilgi vermemektedir. Taramalı EMG MÜ bölgesinin hem zamansal hem de uzamsal özelliklerini yansıtarak bu bölgenin bütünü hakkında bilgi edinmek amacıyla gerçekleştirilmiş olan deneysel bir yöntemdir [4]. Bu yöntemle Bu yöntemle geleneksel iğne EMG'si ile ölçülen genlik ve süre gibi parametrelerin yanı sıra, MÜ kesit uzunluğu, MÜ fraksiyonları sayısı, MÜ sessiz periyotları, maksimum süre ve maksimum genlik gibi değişkenleri de ortaya konmaktadır [5].

MÜ kesit uzunluğu, MÜ bölgesi içerisinde hareket eden Konsantrik İğne Elektrodunun (KİE), kaydetmiş olduğu ile ve son sinyal arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır. Sessiz periyotlar tepeden tepeye genliği  $50 \mu V$ 'dan daha düşük olan elektriksel aktivitelerdir. Dejenerasyon sürecinde kas içinde yağ ve bağ dokusunun proliferasyonu sonucu meydana gelirler. Maksimum süre, MÜB içerisindeki bir MÜAP'nin sahip olabileceği en uzun süredir. Maksimum genlik ise, MÜ bölgesi içerisinde tespit edilebilen en yüksek tepeden tepeye gerilim değeridir.

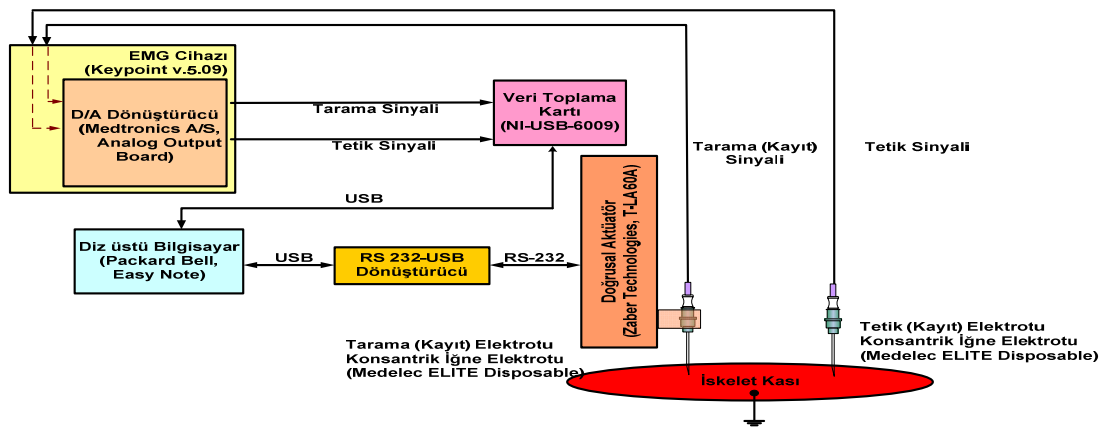
Taramalı EMG, bazı çalışmalarda MÜ'deki elektrofizyolojik olayların dağılımını normal ve anormal MÜ'deki kas liflerinin anatomik düzenlenmesini göstermek üzere tek başına veya başka tekniklerle kombine olarak kullanılmıştır [6-8]. Bu yöntem ilk olarak 1980 yılında Stålberg ve Antoni tarafından uygulanmıştır ve MÜ' nin bir elektrofizyolojik kesiti elde edilmiştir [5]. Hilton-Brown ve Stålberg müsküler distrofi (MD) hastalarda MÜB içindeki sessiz alanların lokal lif gruplaşmalarından kaynaklandığını gösterdiler [9]. Hilton-Brown ve Stålberg taramalı EMG'yi makro-EMG ile birlikte kullandıkları ve MD'li hastalarda yaptıkları başka bir çalışmada, MÜ kesit uzunluklarının normal olduğunu gösterdiler [10]. Stålberg ve Eriksson taramalı EMG ile mandibüler motor sistemi inceleyerek, çene hareketlerinin hassas hareketlerini yaptırın masseter kasının MÜ kesit uzunluğunun, kuvvet üreterek ısırma katkıda daha büyük kaslara göre daha küçük olduğunu ortaya koydular [11]. Stålberg ve Diószeghy, kas liflerinin yeniden organizasyonunu doğrulamak üzere sağlıklı bireylerle, nörojenik ve miyopatik hastaların tibialis anterior ve biceps brachialis kaslarından aldıkları kayıtlarla bu üç gruba ait parametreleri karşılaştırmışlardır [5]. Gootzen, Vingerhoets ve Stegeman insan quadriceps kasının MÜ yapısını incelemek üzere sağlıklı, nörojenik ve miyopatik deneklere taramalı EMG yöntemini uygulamışlardır. Hem uzamsal hem de zamansal ölçütü gösteren iki parametre tanımlamışlardır. Miyopatik deneklerin MÜ'lerin küçük, nörojenik olanların daha büyük oldukları sonucuna varmışlardır [12]. Göker ve arkadaşları, taramalı EMG yöntemi için bir deneysel düzenek tasarlayarak, bu düzenekle Juvenil Miyoklonik Epilepsi (JME) hastalarında kesit uzunluğu büyük olan MÜ'lerin yapısal olarak baskın olduğunu göstermişlerdir [13][14].

## 2. Yöntem ve Gereçler:

### 2.1. Denek Grupları:

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Çapa Tıp Fakültesi Yerel Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır. 9 Juvenil Miyoklonik Epilepsi hastasında bir JME grubu, 10 sağlıklı gönüllüden oluşan normal kontrol (NK) grubu ve 3 Spinal Müsküler Atrofi (SMA) hastasından oluşan 3 farklı denek grubu oluşturulmuştur. Ölçümler deneklerin biceps brachii kaslarından daha önce yayınlanmış olan bir çalışmada detayları açıklanmış olan protokoller uygulanarak yapılmıştır [14].

### 2.2. Deneysel Düzenek:

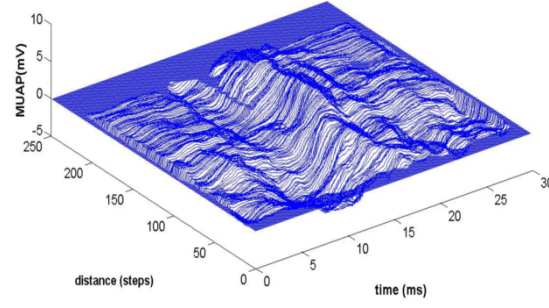


Şekil 1. Sistemin blok diyagramı

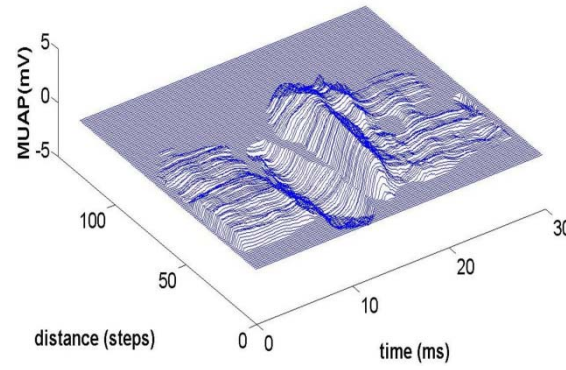
Şekil 1'de gösterilen deneysel düzenek konsantrik iğne elektrodları vasıtasıyla biceps kasından ölçülen MÜAP'lerini yükseltmek ve filtrelemek üzere bir EMG cihazını, MÜ bölgesi boyunca kayıt elektrodunu hareket ettirmek üzere bir doğrusal eyleyiciyi (aktüatör), yükseltilmiş ve filtrelenmiş olan ve bir bilgisayara kaydedilmesi gereken sinyalleri sayısallaştırmak üzere bir veri toplama sistemini içermektedir. Bilgisayara

kaydedilmiş olan bu veriler, MÜ bölgelerinin elektrofizyolojik kesitlerinin 3-B haritalarının oluşturulmasında kullanılmışlardır. Bu düzeneğin tasarımı ve teknik özellikleri ile ilgili ayrıntılar daha önce yapılmış olan bir çalışmada yayınlanmıştır [a][b].

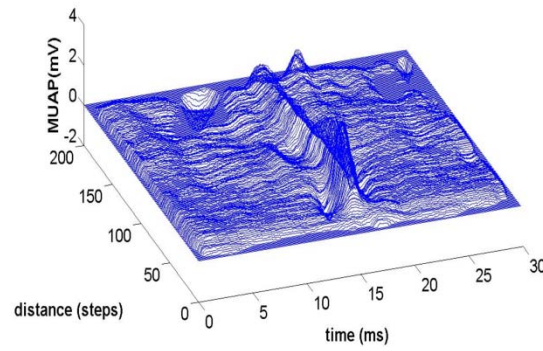
### 2.3. Üç Boyutlu MÜ Haritaları:



Şekil 2. JME grubundan bir deneğin 3 boyutlu MU bölgesi



Şekil 3. Normal kontrol grubundan bir deneğin 3 boyutlu MU bölgesi



Şekil 5. SMA grubundan bir deneğin 3 boyutlu MU bölgesi

Deneysel düzenek yardımıyla alınan sinyallere ait veriler, .csv formatında bilgisayara kaydedilmiştir. Bu veriler MATLAB 7.2 yazılımı ile hazırlanan bir alt rutin program aracılığıyla, MÜ bölgesinin üç boyutlu elektrofizyolojik haritalarının oluşturulmasında kullanılmaktadır. Bu program her bir adımdaki tek lif potansiyeli ile zamansal kilitli MÜAP'lerini ayırarak söz konusu üç boyutlu haritaların çizilmesini sağlamaktadır. Bu haritalarda elektriksel aktivitenin mevcut olduğu adım sayısı, adım büyüklüğü (100  $\mu$ m) ile çarpılmakta, böylece söz konusu MÜ'nin kesit uzunluğu hesaplanabilmektedir. Aynı alt rutin programı söz konusu MÜ'ye ait maksimum genliği bularak göstermektedir. Bu program sinyallere medyan filtreleme de uygulamaktadır.

## 2.4. Verilerin Sınıflandırılması:

Bu deneysel yöntemin ayırıcı tanıda etkinliğini artırmak üzere, farklı denek gruplarına ait elde edilen verilerin sınıflandırılması da ele alınmıştır. Burada bahsedilen klinik çalışmanın devamında JME ve NK verilerinin sınıflandırılmasında öğrenme fazında ağ ağırlıkları ayarlanarak öğrenebilen ve böylece girdi örneklerinin doğru sınıfını öngörmesi mümkün olabilen ileri-beslemeli yapay sinir ağı uygulandı. Bu sinir ağında geri yayılım algoritması çok katmanlı ileri beslemeli yapay sinir ağıları üzerinde öğrenme uygulamıştır. Ağı girdi katmanı sırasıyla kesit uzunluğu, maksimum genlik, minimum genlik, varyans, standart sapma, ortalama, medyan, mod ve tepeden tepeye genlik değerlerine karşılık gelen ve ku, max, min, var, std, mean, median, mode, vppmax olarak ifade edilmiş olan 9 değişkeni içermektedir. Gizli katman 50 nöron ve çıkış katmanı bir nöron içermektedir.

Ayrıca, bu verileri sınıflandırmak üzere, çok değişkenli lineer regresyon yöntemi ile bir sınıflayıcı daha gerçekleştirilmiştir. Bu sınıflayıcıkesit uzunluğu, maksimum genlik, minimum genlik, varyans, standart sapma, medyan, mod ve tepeden tepeye voltaj değeri gibi parametreler kullanılarak istatistiksel verilerin sınıflayıcı üzerindeki etkileri incelenerek bu parametrelerden hangilerinin etkili olduğu belirlenmiştir.

## 3. Bulgular:

Tablo 1. Motor Ünitelerin Tanımlayıcı İstatistikleri

	JME Grubu (n=52)		NK Grubu (n=51)		SMA Grubu (n=15)	
	KU (cm)	Maksimum Genlik (mv)	KU (cm)	Maksimum Genlik (mv)	KU (cm)	Maksimum Genlik (mv)
Min.	0.6	1.94	0.36	1.28	1.08	1.83
Max.	2.49	18.40	1.85	12.20	2.00	47.55
Ortalama $\pm$ S.S.	1.4665 $\pm$ 0.5	7.6843 $\pm$ 3.17	1.1149 $\pm$ 0.375	4.6594 $\pm$ 2.54	1.7167 $\pm$ 0.2434	10.1396 $\pm$ 11.2646

KU=Kesit Uzunluğu

Tablo 2. Deneklerin Tanımlayıcı İstatistikleri

	JME Grubu (n=9)			NK Grubu (n=10)			SMA Grubu (n=3)		
	Min.	Max.	Ortalama $\pm$ S.S.	Min.	Max.	Ortalama $\pm$ S.S.	Min.	Max.	Ortalama $\pm$ S.S.
Ortalama KU (cm)	0.78	2.03	1.4538 $\pm$ 0.44	0.71	1.50	1.1459 $\pm$ 0.23	1.56	1.89	1.7167 $\pm$ 0.16
Medyan KU (cm)	0.74	2.04	1.4378 $\pm$ 0.44	0.70	1.62	1.1455 $\pm$ 0.28	1.53	1.90	1.7067 $\pm$ 0.18
Maksimum Genlik Ortalama (mV)	4.82	12.30	7.56 $\pm$ 2.48	1.76	7.30	4.4266 $\pm$ 2.1	2.89	16.96	10.139 $\pm$ 7.04
Maksimum Genlik Medyan (mV)	4.32	11.32	7.05 $\pm$ 2.29	1.68	7.68	4.4585 $\pm$ 2.26	2.90	10.81	7.8905 $\pm$ 4.34

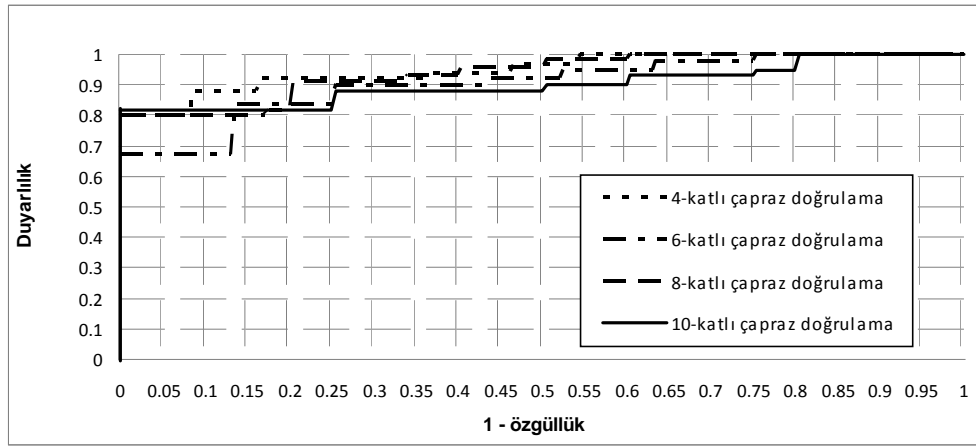
Motor Ünitelere ilişkin elde edilen tanımlayıcı istatistikler Tablo 1'de verilmiştir. Motor Ünite kesit uzunlukları arasındaki fark JME ve NK grupları arasında istatistiksel olarak yüksek oranda anlamlı iken JME ve SMA grupları birbirine benzer bulunmuştur ( $p<0.001$ , Tukey HSD testi). Maksimum genlik olarak ele

alındığında, JME ve NK grupları arasında anlamlı bir fark mevcut iken ( $p<0.01$ , Tukey HSD testi), JME ve SMA grupları arasındaki fark anlamlı değildir ( $p=0.19$ ).

Denek gruplarındaki bireyler ele alındığında bulunan sonuçlar Tablo 2’de özetlenmiştir. Denekler yönünden JME ve NK grupları arasında anlamlı bir fark mevcuttu ( $p<0.01$ , Mann-Whitney ve Kruskal-Wallis Yöntemleri). JME ve SMA grupları arasında ise düşük derecede anlamlı bir fark mevcuttu ( $p<0.1$ ). Medyan kesit uzunlukları JME ve NK grupları arasında anlamlı düzeyde farklıydılar ( $p<0.01$ ), ancak, NK ve SMA grupları arasındaki fark anlamlı değildi ( $p=0.16$ ). Ortalama maksimum genlik JME ve NK arasında anlamlı bir fark tespit edilmiştir ( $p<0.01$ ). JME ve SMA grupları arasında ise oldukça az anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p<0.1$ ). Medyan maksimum genlikler için JME ve NK grupları arasında anlamlı bir fark mevcut iken ( $p<0.01$ ) JME ve SMA grupları arasındaki fark anlamlı değildir ( $p=0.64$ ).

Tablo 3. Farklı k değerleri için YSA sınıflayıcı için k-katlı çapraz validasyon

k değerleri	DP	YN	DN	YP	Duyarlılık	Özgüllük	EAA
4	41	3	56	5	0,932	0,918	0,954
6	41	3	53	8	0,932	0,869	0,903
8	42	2	53	8	0,955	0,869	0,938
10	44	0	51	10	1,000	0,836	0,908



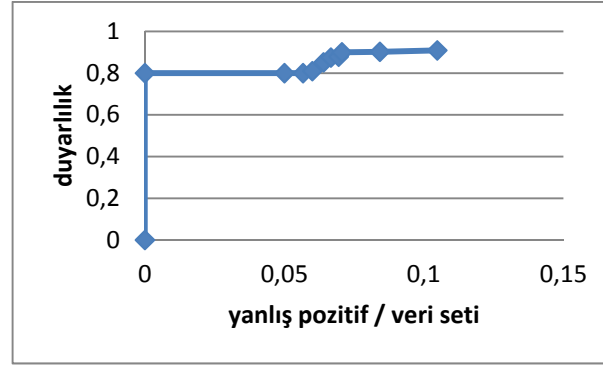
Şekil 6. YSA sınıflayıcısı için AİK eğrileri

Denek gruplarından elde edilen veriler Yapay Sinir Ağı (YSA) tabanlı model kullanılarak yürütülmüştür. Her bir sınıflayıcıyı eğitmek ve test etmek üzere k-katlı çapraz doğrulama uygulanmıştır. Çeşitli k değerleri kullanılarak farklı sonuçlar elde edilmiştir. k değerlerine göre doğru pozitif (DP), yanlış negatif (YN), doğru negatif (DN), yanlış pozitif (YP), duyarlılık, özgüllük ve AİK eğrisi altında kalan alan (EAA) Tablo 3’de özetlenmiştir. Ayrıca AİK eğrileri Şekil 6’da görülebilmektedir. %100 tespit duyarlılığı 10 YP ile YSA tabanlı yöntem ve 10-katlı çapraz doğrulama kullanılarak elde edildi. YSA sınıflayıcısının duyarlılığı 8-katlı çapraz doğrulamada %95,5, 4-katlı ve 6-katlı olanda %93,2 olarak elde edildi. YSA sınıflayıcısı k değeri 4 olduğunda YP’lerin sayısı 5’e indi ve EAA 0,954 idi.

Tablo 1: Lineer regresyon sınıflayıcı duyarlılık ve yanlış pozitif değeri

	Duyarlılık	Yanlış Pozitif/veri seti
Taramalı-EMG işareti	0,91	0,105

Elde edilen veriler ayrıca lineer regresyon sınıflayıcı kullanılarak yürütülmüştür. Bu sınıflayıcıyı test etmek üzere 10-katlı çapraz doğrulama uygulanmıştır. Bu sınıflayıcıya ait sonuçlar Tablo 1’de verildiği gibi duyarlılık 0,91 ve veri seti başına yanlış pozitif değeri 0,105 olmaktadır.



Şekil 7: Lineer regresyon sınıflayıcının 10-katlı çapraz doğrulama Serbest Alıcı İşletim Karakteristik (SAİK) eğrisi

Şekil 7’deki SAİK eğrisi göz önüne alındığında sınıflayıcının yüksek bir duyarlılığa karşın düşük bir yanlış pozitif orana sahip olduğu görülmüştür.

#### 4. Sonuç:

MÜ’lerin kesit uzunluğu SMA’deki reinnervasyon süreci sonucunda arttığı için, JME ve SMA’deki gerek kesit uzunluğu gerekse maksimum genlik yönünden benzerlikler, JME grubunda büyük MÜ’lerin baskın olduğuna işaret etmektedir. Ancak, daha önce yapılmış olan bir çalışmada JME hastalarında lif yoğunluğunun normal bulunmuş olması [x] bu büyük MÜ’lerin reinnervasyon gibi patolojik bir süreçten ziyade yapısal olduğu kabul edilebilmektedir. Büyük MÜ’lerin baskın olması, bu hastaların ince hareketleri yerine getirmede düşük beceri göstermelerinin nedeni olarak kabul edilebilir.

Bu çalışmada elde edilen verilerin sınıflandırılmasında, gerek YSA tabanlı sınıflayıcının gerekse çok değişkenli lineer regresyon sınıflayıcısının iyi performans gösterdiği ortaya konmuştur. Kesit uzunluğunun duyarlılığı en çok etkileyen parametre olması daha önce yapılmış olan klinik çalışmadan elde edilen JME hastalarında büyük kesit uzunluklu motor ünitelerinin yapısal olarak baskın olduğu sonucunu da desteklemektedir.

Taramalı EMG yöntemiyle bir MÜAP’ne katkıda bulunan kas lifi sayısının tespit edilmesine yönelik çalışmalar halen devam etmektedir. Böylece MÜB içerisindeki kas lifi yoğunluğunun dağılımı ortaya konarak, farklı nöromusküler hastalıkların progresyonlarının izlenmesi hedeflenmektedir.

#### Kaynaklar

- [1] Plonsey, R. and R. C. Barr, Bioelectricity, A Quantitative Approach, Plenum Press, New York, 1988.
- [2] Clark, J. W. Jr., “The Origin of Biopotentials,” in J. G. Webster (Eds), Medical Instrumentation, pp.121-183, John Wiley and Sons, 1998.
- [3]Henneberg K., A., “Principles of Electromyography” in J. D. Bronzino (Ed), The Biomedical Engineering HandBook, Second Edition, pp. 242-250.
- [5] Stålberg, E. and L. Antoni, “Electrophysiological Cross Section of the Motor Unit,” Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, Vol. 43, Issue: 6, pp. 469-474, 1980.
- [6]Stålberg, E., and, S. Andreassen, B. Falck, H.Lang, A. Rosenfalck, W. Trojaborg, "Quantitative analysis of individual motor unit potentials: a proposition for standardized terminology and criteria for measurement," Journal of Clinical Neurophysiology, Vol. 3, Issue:4, pp.313-348, 1986.
- [7]Stålberg, E., "New EMG methods to study the motor unit," Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Supplement: 39, pp.38-49, 1987.
- [8]Stålberg, E., "Single fiber EMG, macro EMG, and scanning EMG: New ways of looking at the motor unit," CRC Critical Reviews in Clinical Neurobiology, Vol.:2, Issue: 2, pp.125-167, 1986.
- [9] Hilton-Brown, P., and E. Stålberg, "The motor unit in muscular dystrophy, a single fibre EMG and scanning EMG study," Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, Vol.:46, pp.981-995, 1983.
- [10] Hilton-Brown, P., and E. Stålberg, "Motor unit size in muscular dystrophy, a macro EMG and scanning EMG study," Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, Vol.:46, pp.996-1005, 1983.
- [11] Stålberg, E., and P. O. Eriksson, "A scanning electromyographic study of the topography of human masseter single motor units," Archives of Oral Biology, Vol.:32, Issue: 11, pp.793-797, 1987.
- [12]Gootzen, T. H. J. M., and, D. J. M. Vingerhoest, D. F. Stegeman, “A study of motor unit structure by means of scanning EMG,” Muscle and Nerve, Vol. 15, pp.349-357, 1992.

- [13]Goker I., Baslo B., Ulgen Y., ve Ertas M., “Design of an Experimental System for Scanning Electromyography Method to Investigate Alterations of Motor Units in Neurological Disorders”, Digest Journal of Nanomaterials and Biostructures, 4, 133 – 139, 2009.
- [14] Goker, I., Baslo B., Ertas M., Ulgen Y., "Large Motor Unit Territories By Scanning Electromyography in Patients with Juvenile Myoclonic Epilepsy," Journal of Clinical Neurophysiology, 27, 212-215, 2010.