

Taramalı EMG Sinyallerinin Faz Süresinin Belirlenmesi Determining Phase Duration of Scanning EMG Signals

Tuğrul Artuğ¹, Onur Osman¹, İmran Göker², Barış Baslo³, Bülent Bolat⁴

¹ Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü
İstanbul Arel Üniversitesi

tugrulartug@arel.edu.tr
onurosmann@arel.edu.tr

² Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü
İstanbul Arel Üniversitesi

imrangoker@arel.edu.tr

³ İstanbul Tıp Fakültesi
İstanbul Üniversitesi

mabbaslo@istanbul.edu.tr

⁴ Elektrik Elektronik Fakültesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü
Yıldız Teknik Üniversitesi

bbolat@yildiz.edu.tr

Özetçe

Taramalı EMG kayıtlarında aynı anda birden fazla motor ünite aktivitesi kaydedilmektedir. Sadece tek bir tarama sinyaline bakarak faz süresinin doğru şekilde belirlenebilmesi pek mümkün olmamaktadır. Bunun için ilgi alanı dışında olan motor ünite aktivitelerinin filtrelenmesi gerekmektedir. Bu çalışma ile taramalı EMG sinyallerinde faz süresinin doğru belirlenebilmesi için taramalı EMG aktivite koridoru ortaya çıkarılarak, kaydedilen sinyallere dalgacık dönüşümü temelli gürültü temizleme, özilişki fonksiyonu temelli sinyal kesme konumları belirleme ve karpma filtresini içeren bir yöntem geliştirilmiştir. Kullanılan veriler normal bireylerden ve noromüsküler hastalığa sahip kişilerden kaydedilmiş olup toplam 20 taramalı EMG kaydı içermektedir.

Anahtar Kelimeler — Taramalı EMG; nöromüsküler hastalıklar; aktivite koridoru; özilişki fonksiyonu; dalgacık dönüşümü; gürültü temizleme.

Abstract

There are more than one motor unit activities recorded simultaneously during scanning EMG recordings. It is not possible to determine the phase duration correctly by inspecting only one sweep. The other motor unit activities, which are out of interest, should be filtered for this purpose. In this study, a new method is developed by revealing the activity corridor of scanning EMG recordings, wavelet transform based noise reduction, autocorrelation function based signal cutting location detection, and alpha trim filtering are applied to the recorded signals for determining phase duration correctly. Data are recorded from normal

people and neuromuscular diseased people. Dataset contains 20 scanning EMG recordings.

Keywords — Scanning EMG; neuromuscular diseases; activity corridor; autocorrelation function; wavelet transform; denoising.

1. Giriş

Taramalı EMG kayıtlarında kullanılan konsantrik iğne elektrodunun (KİE) alma bölgesi 2.5mm'dir [1-3]. Bu sebepten iğne EMG'si ile motor ünite aksiyon potansiyeli (MÜAP) kaydedilirken sadece tek bir motor ünite değil birden fazla motor ünitenin aktivitesi kaydedilir. Taramalı EMG yöntemi için de aynı durum geçerlidir. Faz süresinin doğru bir şekilde hesaplanabilmesi için her bir tarama sinyalinde bulunan diğer motor ünite aktivitelerinin kayıt sinyallerinden filtrelenmesi gerekir.

1.1. Taramalı EMG

Taramalı EMG yöntemi motor ünitenin topografisini daha iyi anlamak için motor ünitenin elektriksel aktivitesinin geçici ve uzamsal özellikleri üzerinde çalışabilmek üzere Stålberg ve Antoni tarafından 1980'de geliştirilen deneysel bir tekniktir [2], [4-6].

Bu teknikte iki ayrı elektrot kullanılır. Birincisi tetik sinyali olarak incelenecek motor üniteye ait olan kas lifinden tek lif aksiyon potansiyelini kaydetmek için kullanılır. Bu elektrot bir KİE'dir ve EMG cihazının yüksek geçiren filtresinin alt kesim frekansı 2 KHz'ye ayarlanarak kullanılır. Düşük bir kas kasılması sırasında kasa sokulur ve konumlandırılır böylece düşük eşikli bir potansiyel kaydedilir. İkinci elektrot ise motor ünitenin farklı bölgelerinden MÜAP'ları kaydetmek için kullanılır. Bu elektrot da bir

Nörofizyolojide Biyomedikal Uygulamalar

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

KİE'dir ve diğer elektrodun yarım santim yakınından aynı motor üniteye sokulur. Bu elektrodun doğru konumu KİE tarafından kaydedilen eşzamanlı aktiviteyi gözlemleyerek belirlenir. Ne zamanki böyle bir zaman kilitlemeli sinyal çifti yakalanırsa aynı motor üniteye olunduğu garanti edilmiş olur. Daha sonra tarama elektrodu motor üniteden 50 µm'lik adımlarla tarama sırasında çekilir. Bu teknik ile motor ünitenin elektrofizyolojik kesiti elde edilir [2], [4-12].

2. Kullanılan Araçlar ve Yöntemler

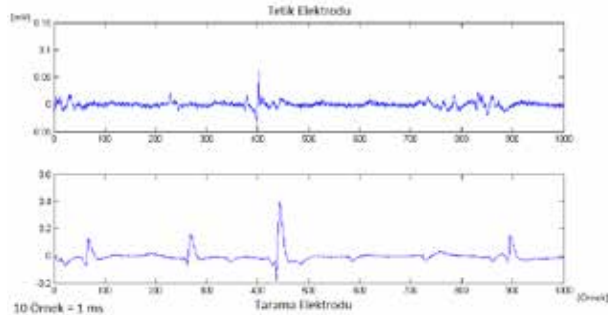
2.1. Taramalı EMG Verilerin Oluşturulması

Taramalı EMG kayıtları Medelec Synergy elektromiyografi cihazı kullanılarak, konsantrik iğne elektrodları ve geliştirilen taramalı EMG ekipmanı ile kaydedilmiştir. Konsantrik iğne elektrodlarından ilki tarama elektrodu olarak taramalı EMG ekipmanına tutturulur. Hafif bir kası şiddetinde biceps kasına dışardan kontrol edilen bir yazılım aracılığıyla batırılır. Taramalı EMG ekipmanı uygulama sırasında Şekil 1'de görülmektedir.



Şekil 1: Taramalı EMG ekipmanı

İkinci elektrot ise hekim tarafından kasa batırılır ve zaman kilitlemeli bir sinyal çifti aranır. Zaman kilitlemeli bir sinyal çifti Şekil 2'de görülmektedir.

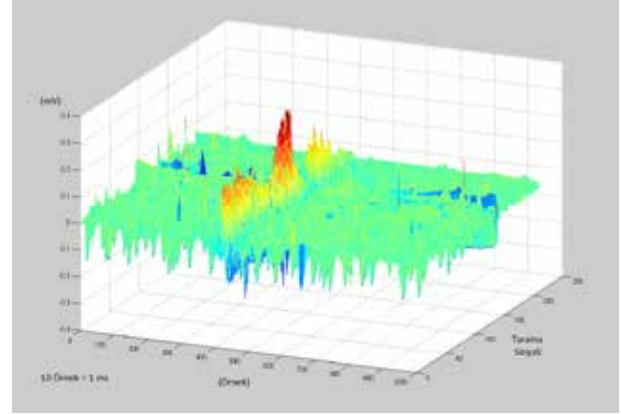


Şekil 2: Zaman kilitlemeli sinyal çifti

Daha sonra adım sayısı belirlenerek bilgisayar kontrollü olarak tarama iğnesi adım adım yukarı doğru çekilir. Hem normal hem de hasta bireylerin taramalı EMG kayıtları aynı şekilde yapılmıştır. Toplam 12 normal, 6 nörojenik ve 2 miyopatik hasta kaydı bulunmaktadır.

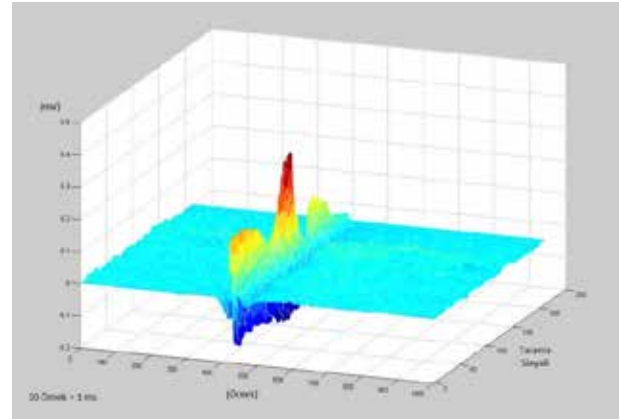
2.2. Taramalı EMG Aktivite Koridorunun Belirlenmesi

EMG cihazı ile kaydedilen sinyaller 1000 örnekten oluşmaktadır. Her ne kadar kayıt sırasında tek bir motor üniteye zamansal olarak kilitlenilse de kasılma şiddetinin değişkenliğinden dolayı birden fazla motor ünite aynı anda ateşleme yapmaktadır. Kaydedilmiş bir taramalı EMG sinyali Şekil 3'te verilmiştir.



Şekil 3: Kaydedilmiş bir taramalı EMG sinyali

Tek bir sinyale bakarak işareti nereden kesip, faz süresinin hangi aralıkta olacağını kestirmek mümkün değildir. Bu sorunun üstesinden gelmek için işaretlerin arka arkaya derinden yüze doğru dizilmesiyle oluşacak koridoru belirlemek gerekir. Örnek bir aktivite koridoru Şekil 4'te görülmektedir. Aktivite koridoru 250 ile 550 örnekleri arasındadır.



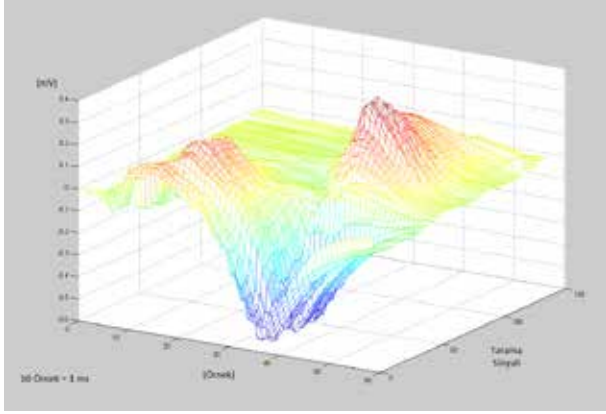
Şekli 4: Taramalı EMG kaydı aktivite koridoru

Aktivite koridorunun belirlenmesi için arka arkaya dizilen tarama sinyallerinin dikey bir medyan filtreden geçirilmesi gerekir. Bu sayede başka motor ünitelerden farklı frekanslarda ateşlenen ve farklı konumlarda ortaya çıkan potansiyeller ortadan kaldırılmış olur. Daha sonra sinyallere dalgacık dönüşümü temelli gürültü temizleme işlemi uygulanır. Gürültüden arındırılmış sinyaller toplanır ve oluşan toplam işaretin özilişki fonksiyonu bulunur. Özilişki fonksiyonundan faydalanarak sinyallerin kesileceği konumlar bulunur. Bu konumlardan faydalanarak tarama sinyalleri kesilir ve sinyal aktivite koridoru belirlenir. Bu işlemin detayları [13] numaralı

Nörofizyolojide Biyomedikal Uygulamalar

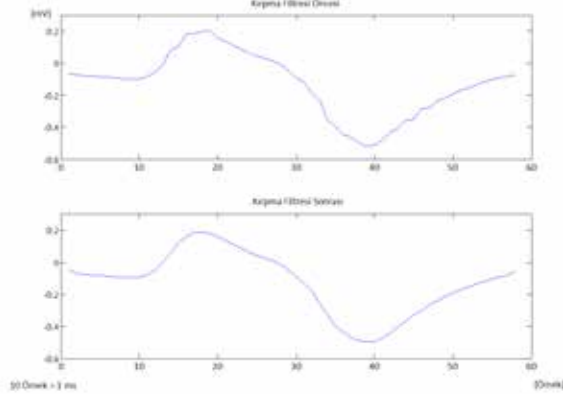
2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

referansta görülebilir. Tarama koridoru konumlarına göre sinyallerin kesilmiş hali Şekil 5'te verilmiştir.



Şekil 5: Belirlenen konumlardan kesilmiş taramalı EMG sinyal kaydı

İlgili konumlardan kesilmiş olan her tarama sinyalinin maksimum genlik değerleri hesaplanır. Gürültü temizliği yapılmış olan sinyaller üzerinde yumuşatma yapmak amacıyla kırpma filtresi uygulanır. Bu filtrenin pencere boyutu 1x5 olarak belirlenmiştir. Pencere içerisine giren örneklerden maksimum ve minimum olanları atarak geride kalan örneklerin ortalamasını alır ve o konuma yerleştirir. Pencere bir örnek kaydırılarak aynı işlem devam ettirilir. Bu filtreleme işlemi sonunda işaretin formu daha düzgün bir duruma getirilmektedir. Filtreleme öncesi ve filtreleme sonrası sinyaller Şekil 6'da gösterilmiştir.

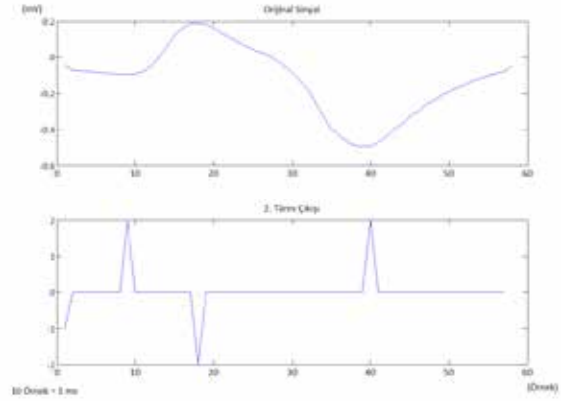


Şekil 6: Kırpma filtresi öncesi ve sonrası bir tarama sinyali

Temel çizginin formu hiçbir zaman idealdeki sinyaller gibi düz ve sıfır seviyesinde değildir. Faz süresinin doğru bir şekilde belirlenmesi için bu düşük genlikli salınımlara sahip temel çizgi gürültülerinin es geçilerek faz süresinin hesaplanacağı yerel minimumlara ulaşmak gereklidir. Bunun için bir pencereleme yapmak gerekmektedir. Kaydedilen sinyallerde 10 örnek 1 ms'ye karşılık gelmektedir. En hızlı yükselme zamanına sahip sinyaller, kas lifleri iğne elektroda en yakın olduğu zamanlarda alınır ve 300 µs gibi bir sürede maksimum noktaya ulaşmaktadır [14]. Bu sebepten pencere boyutu 5 örnek yani 500 µs olarak seçilmiştir. Böylece en

hızlı değişimleri yakalayabilecek boyutta olan minimum uzunlukta bir pencere belirlenmiş olur. Pencere öncelikle en sol taraftan sinyali taramaya başlar. Pencere içerisine giren 5 örnekten maksimum ve minimum değerleri arasındaki fark belirlenen eşik değerinden büyük ise sinyal pencerenin bulunduğu konumdan itibaren işlenmeye başlanır. Eğer bu değer eşik değerinden küçük ise pencere 1 örnek kaydırılarak aynı işlem tekrarlanır. Daha sonra pencere en sağ konumdan itibaren aynı sinyali taramaya devam eder. Benzer şekilde kaydedilen tarama sinyalinde eşik değerinden daha büyük bir değişimin olduğu konumu arar. Sinyalin solunda ve sağındaki sapma konumları bulduktan sonra pencereleme işlemi son bulur. Pencereleme işlemindeki eşik değeri 10 µV olarak seçilmiştir. İstirahat halindeki kas liflerinde motor son plağında olan aktiviteler sebebiyle çok fazla ve 10 µV'den düşük genlikli sinyaller üretilir [15]. Temel çizgi üzerindeki gürültülerin sebeplerinden biri de budur. Bu sebepten eşik değeri 10 µV olarak belirlenmiştir.

Pencereleme işlemi sonunda belirlenen konumlar arasında sinyalin ikinci türevi hesaplanır. İkinci türev sinyallerdeki çukur ve tepelerin konumunu göstermektedir. İkinci türevi alınmış sinyal, orijinal haliyle birlikte Şekli 7'de verilmiştir. İkinci türev sayesinde aranan en sol ve en sağ yerel minimumlar belirlenir. Faz süresi bu iki minimum arasında kalan süredir.



Şekil 7: Kırpma filtresi sonrası tarama sinyali ve ikinci türevi

Şekil 7'ye bakıldığında 9 ile 40. örnekler bu sinyalin en sol ve en sağ yerel minimumlarıdır. Bu sinyalin faz süresi 3.1 ms olarak hesaplanır.

3. Sonuçlar

Sağlıklı gönüllülerden, nörojenik ve miyopatik hastalardan alınan veriler ile oluşturulan veriseti için yapılan istatistiksel çalışma sonucu hesaplanan değerler Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1: Biyolojik veriler için alınan değerler [Ort. ± Std. Sap. (min-max)]

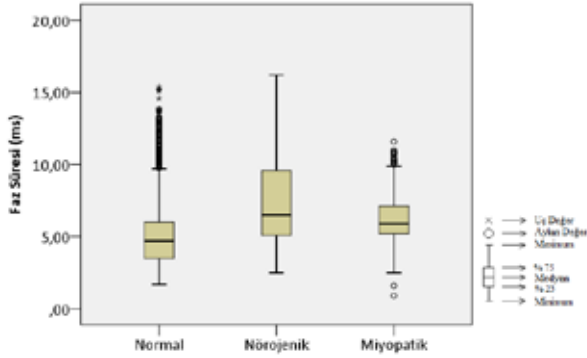
	Normal	Nörojenik	Miyopatik
Faz Süresi (ms)	4,85 ± 2,44 (0 - 15,6)	7,18 ± 2,82 (0 - 16,3)	5,93 ± 2,31 (0 - 11,8)

Nörofizyolojide Biyomedikal Uygulamalar

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

Bu üç grup arasında faz süresi açısından anlamlı fark olup olmadığını öğrenmek için ANOVA + Scheffe testi uygulanmıştır.

Faz süresi incelendiğinde 7.18 ms ortalama ile en yüksek süreyi nörojenik hasta grubu vermiştir. Normal grupta faz süresi ortalama 4.85 ms, miyopatik hastalarda ise 5.93 olarak bulunmuştur. Faz süresi için tüm gruplar birbirinden anlamlılık derecesinde farklıdır ($p < 0.0001$). Faz süresi tüm gruplar için Şekil 8’de ifade edilmiştir.



Şekil 8: Normal, nörojenik ve miyopatik motor üniteler için hesaplanan MÜAP faz süresi değerleri

Bu çalışma ile taramalı EMG yöntemi ile yapılan kayıtlar için belirlenmesi güç olan faz süresi özneliği için bir yöntem önerilmiştir. Yöntemde öncelikle taramalı EMG sinyalleri için aktivite koridoru belirlenip daha sonra kaydedilen sinyallere dalgacık dönüşümü temelli gürültü temizleme, özilişki fonksiyonu temelli sinyal kesme konumları belirleme ve kırpma filtresi uygulanmıştır. Sağlıklı bireylerden ve nöromusküler hastalığı olan kişilerden alınan biyolojik veriler ile yöntem test edilmiştir. Alınan istatistiksel değerler ve testler sonucunda üç sınıfın bu öznelik için birbirinden ayrılabilirliği gösterilmiştir.

Faz süresinin doğru belirlenmesi için uygulanan dalgacık dönüşümü temelli gürültü temizleme işlemi elektrodun çevreden aldığı gürültüleri ve motorun hareketi ile sinyal kaydına yansıttığı gürültüleri büyük oranda temizlemektedir. Kırpma filtresi ile sinyal kayıtlarında bulunan ani darbeler giderilmekte ve sinyallerin geçişi daha yumuşak olmaktadır. Böylece sinyallere fazladan pik eklenmemiş olmaktadır. Son olarak önerilen pencereleme yöntemi ile özellikle düşük genlikli sinyallerde görülen temel çizgi gürültüsü problemi aşılarak sinyalin faz süresi doğru bir şekilde hesaplanabilmektedir.

4. Kaynakça

- [1] Kimura, J., *Electrodiagnosis in the Disease of Nerve and Muscle*, Oxford University Press, New York, 2001
- [2] Stålberg, E. ve Falck B., “The role of EMG in neurology”, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 103:579-598, 1997
- [3] Nandedkar, S.D., Dumitru, D., King, J.C., “Concentric Needle Electrode Duration Measurement and Uptake Area”, *Muscle Nerve*, 20(10):1225-1228, 1997
- [4] Aminoff, M.J., *Clinical Electromyography - Electromyography in Clinical Neurology*, Churchill Livingstone Inc., New York, 1992

- [5] Stålberg, E. ve Trontelji, J.V., *Single Fiber Electromyography Studies in Healthy and Diseased Muscle*, Second Edition, Raven Press, New York, 1994
- [6] Stålberg, E. ve Antoni, L., “Electrophysiological Cross Section of the Motor Unit”, *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 43(6):469-474, 1980
- [7] Stålberg, E. ve Diószeghy, P., “Scanning EMG in normal muscle and in neuromuscular disorders”, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 81(6):403-416, 1991
- [8] Trontelji, J.V., Jabre, J., Mihelin, M., “Needle and Wire Detection Techniques,” in R. Merletti and P. A. Parker (Eds.), *Electromyography, Physiology, engineering and Noninvasive Applications*, John Wiley and Sons, Piscataway, 2004
- [9] Ertas, M., Baslo, M.B., Yıldız, N., Yazıcı, J., Öge, E., “Concentric needle electrode for neuromuscular jitter analysis”, *Muscle Nerve*, 23:715-719, 2000
- [10] Göker, İ., Baslo, B., Ulgen, Y., 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*, Vol. 4, No.1, 2009
- [11] Göker, İ., Baslo, B., Ertas, M., Ulgen, Y., “Large Motor Unit Territories by Scanning Electromyography in Patients with Juvenile Myoclonic Epilepsy”, *Journal of Clinical Neurophysiology*, Vol. 27, No. 3, 2010
- [12] Göker, İ., Osman, O., Ozekes, S., Baslo, B., Ertas, M., Ulgen, Y., “Classification of Juvenile Myoclonic Epilepsy Data Acquired Through Scanning Electromyography with Machine Learning Algorithms”, *Journal of Medical Systems*, Springer, 2011
- [13] Artuğ T., Bolat B., Osman O., Göker İ., Baslo B., “Determining MUAP Activity Corridor In Scanning EMG Recordings”, *IEEE International Symposium on INnovations in Intelligent SysTems and Applications (INISTA)*, Autonomous University of Madrid, Madrid, Spain, 2015
- [14] Sanders, D.B. ve Stålberg, E., “AAEM minimograph #25: single-fiber electromyography”, *Muscle Nerve*, 19:1069-1083, 1996
- [15] Rubin, D.I., “Needle Electromyography: Basic Concepts and Patterns of Abnormalities”, *Neurologic Clinics*, 30(2):429-456, 2012