

Tek Lif Elektromiyografisi Yoluyla Tendondan Kayıtlama ile Lif Çapı Değişkenliğinin Elektriksel Aktiviteye Etkisinin Araştırılması

Investigation of the Effect of Fiber Diameter Variability via Recording from Tendon via of Single Fiber Electromyography

İmran Göker¹, N. Tuğrul Artuğ², M. Barış Baslo³

¹ Biyomedikal Mühendisliği Bölümü
İstanbul Arel Üniversitesi
imrangoker@arel.edu.tr

² Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü
İstanbul Arel Üniversitesi
tugrulartug@arel.edu.tr

³ Nöroloji A. B. D.
İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi
mbbaslo@istanbul.edu.tr

Özetçe

Bu ön çalışmada bir EMG Simülatör yazılımı kullanılarak biri sabit diğeri de farklı lif çaplarına sahip iki kas lifi oluşturulmuştur. Böylece hem kas-sinir kavşağından hem de tendonun yakınından tek-lif EMG elektrodu ile Tek Kas Lifi Aksiyon Potansiyel (TKLAP)'leri kaydedilmiştir. Bu elektriksel aktivitelerin zamansal yayımları arasındaki fark ile kas liflerinin çaplarının farkları arasındaki ilişkinin ortaya konması amaçlanmıştır. Böylece bu elektriksel aktivitelere katkıda bulunan kas liflerinin çaplarının birbirine ne kadar benzer veya farkı olduğunun hesaplanabileceği öngörülmüştür.

Abstract

In this preliminary study, two muscle fibers which one of them had a constant fiber diameter and the other had a variable fiber diameter were created by using an EMG simulator. Single Muscle Fiber Action Potentials (SMFAPs) were recorded either from the vicinity of the neuromuscular junction or near the tendon. It was intended to reveal the relationship between the time dispersions of these electrical activities and the differences of muscle fiber diameters. Hence it is considered that the the difference between the diameters of muscle fibers contributing to these electrical activities can be estimated.

1. Giriş

Motor ünite (MÜ) iskelet kasının temel anatomik ve fonksiyonel birimidir [1]. Spinal kordda yer alan ön boynuz hücrelerinden, motor nöron aksonundan ve nöromüsküler kavşağından ve bu motor nöron tarafından innerve edilen kas liflerinden oluşmaktadır [2]. Bu liflerin her biri bir sinyal üretici olarak işlev görmekte olup TKLAP'lerini meydana getirmektedir. TKLAP'leri

summasyona uğrayarak Motor Ünite Aksiyon Potansiyelleri (MÜAP)'ni oluşturmaktadır. Kasın enfeksiyon, kalıtsal hastalıklar ve elektrolit düzeyiyle ilişkili ve tiroid hastalıkları gibi nedenlerle yapı ve fonksiyonunun bozulması miyopati olarak anılmaktadır. Bu hastalıklarda histopatolojik olarak kas hücrelerinde dejenerasyon, rejenerasyon bulgularının yanısıra motor ünite içindeki kas liflerinin çaplarında değişkenlik de meydana gelmektedir [3][4][5]. Kas liflerindeki bu değişkenlik TKLAP'lerinin kas-sinir kavşağından tendona doğru ileti hızını da değiştirmektedir [5][6]. Bu durum EMG sinyallerinde zamansal yayılmaya neden olmaktadır. Bu çalışmanın amacı kas-sinir kavşağı ve tendon yakınından alınan EMG sinyallerinin zamansal yayılım farklarından faydalanarak, kavşak-tendon arası mesafe boyunca zamansal saçaklanmayı hesaplamak ve böylelikle kas liflerinin çaplarındaki değişkenliğin elektriksel aktivite üzerindeki etkisini ortaya koymaktır.

2. Gereç ve Yöntemler:

2.1. EMG Simülatörü

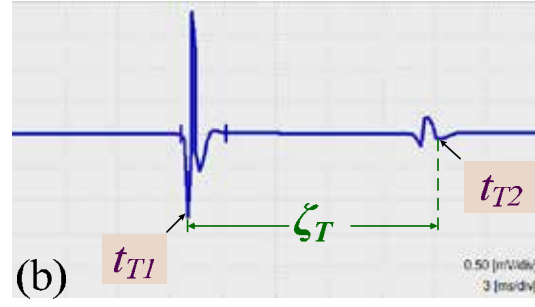
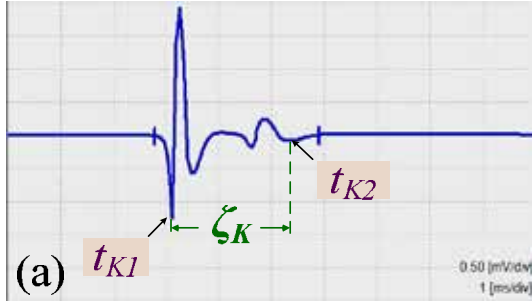
Farklı çaplardaki kas liflerinin oluşturulmasında ve bu liflerin meydana getirdiği elektriksel aktivitelerin gerek kas-sinir kavşağından gerekse tendon yakınından kaydedilmesinde bir EMG simülatörü yazılımı (EMG Simülatör, v3.6, Keypoint Club) [7] kullanılmıştır.

2.2. Verilerin Oluşturulması

Öncelikle simülatörde biri sabit çap değerine sahip, diğeri ise çapı değişken 2 adet kas lifi oluşturulmuştur. Sabit olan çap değeri simülatörde seçilebilecek en büyük değer olan 90 µm'ye, değişken çaplar ise sırasıyla 20 µm'den başlayarak 5'er µm artırılarak 85 µm'ye kadar ayarlanmıştır. Bu liflerin elektriksel aktiviteleri hem kas-sinir kavşağına yakın (kavşaktan 10 mm ötede) hem de tendona yakın (kavşaktan 55 mm ötede) kaydedilmiştir.

Nörofizyolojide Biyomedikal Uygulamalar

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma



Şekil 1: (a) 90 µm ile 20 µm çaplı kas liflerinden, kas-sinir kavşağına 10 mm mesafeden kaydedilen TKLAP sinyallerinin zamansal yayılım değeri. (b) 90 µm ile 20 µm çaplı kas liflerinden, kas-sinir kavşağına 55 mm mesafeden kaydedilen TKLAP sinyallerinin zamansal yayılım değeri.

Böylelikle, iki kayıt noktası arasında 45 mm mesafe bırakılmıştır. Kayıt için Tek Lif EMG elektrodu 500 Hz alt kesim frekansına sahip bir filtre ile kullanılmıştır [8].

2.3. Zamansal Yayılım ve Saçaklanmanın Hesaplanması

Gerek kas-sinir kavşağı (K) gerekse tendona yakın (T) kayıtlanan sinyallerin ($i=K, T$ olmak üzere) ilk ve son minimum değerlerinin süreleri ($j=1, 2$ olmak üzere) arasındaki fark zamansal yayılım olarak anılmaktadır ve $\zeta_i = \Delta t_{ij}$ parametresi ile tanımlanmıştır. Bu sürelerin nasıl tespit edildiği Şekil 1’de gösterilmiştir. Bu sürelerin Tendon ve kavşak için zamansal yayılımı sırasıyla aşağıdaki şekilde ifade edilebilmektedir:

$$\zeta_T = \Delta t_{Tj} = t_{T2} - t_{T1} \quad (1)$$

$$\zeta_K = \Delta t_{Kj} = t_{K2} - t_{K1} \quad (2)$$

Tendon ve kavşak sürelerinden hesaplanan zamansal yayılım değerlerinin farkının iğnenin yerleştirildiği noktaların kavşağa olan mesafelerin farkına oranı zamansal saçaklanma olarak anılmaktadır ve ξ ile anılmaktadır. Bu parametre aşağıdaki gibi ifade edilmektedir.

$$\xi = \frac{\Delta \zeta_i}{\Delta d_i} = \frac{\zeta_T - \zeta_K}{d_T - d_K} = \frac{\Delta t_{Tj} - \Delta t_{Kj}}{d_T - d_K} \quad (3)$$

EMG simülöründe Tek Lif elektrodunun yerleştirildiği kas-sinir kavşağından itibaren tendona en yakın mesafe $d_T=55$ mm olarak, aynı elektrodun kas-sinir kavşağından itibaren kavşağa en yakın mesafe $d_K=10$ mm olarak alınmıştır.

3. Tartışma ve Sonuçlar

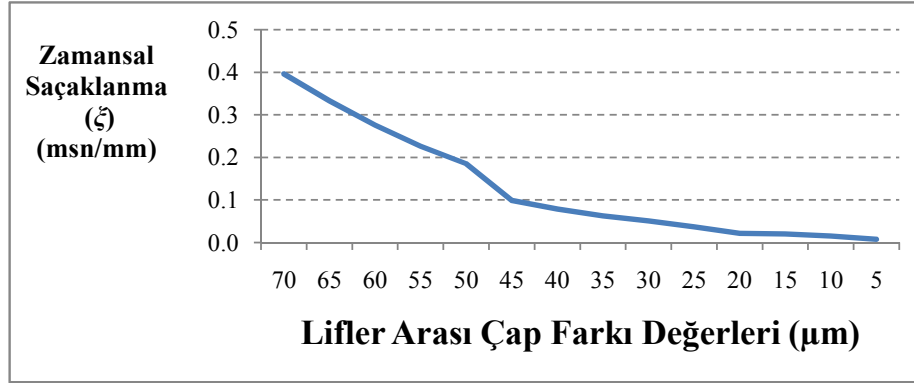
Biri 90 µm’lik sabit çap değerine diğeri de 20 µm ile 85 µm arasında çap değerleri değişen 2 kas lifinden kas sinir kavşağının yakınından ve tendonun yakınından kaydedilen sinyallere ait olan ilk ve son minimum genliklerinin süreleri ve bu sürelerle ilişkili zamansal yayılım değerleri Tablo 1’de verilmektedir. Kavşağa yakın ve tendona

yakın kaydedilmiş olan sinyallerin zamansal yayılım değerlerinin farkları ve bu farklara bağlı olarak hesaplanan zamansal saçaklanma değerleri Tablo 2’de verilmiştir. Simülördeki çap değerlerinin değişimi ile zamansal saçaklanma arasındaki ilişki Şekil 2’de gösterilmiştir.

Tablo 1: Kas-sinir kavşağına 10 mm ve 55 mm mesafeden kaydedilen TKLAP sinyallerinin minimum değerlerinin süreleri ve zamansal yayılım değerleri

Çap Farkı (µm)	Kavşak ($d_i=10$ mm)			Tendon ($d_i=55$ mm)		
	t_{N1}	t_{N2}	ζ_N	t_{T1}	t_{T2}	ζ_T
70	3,14	6,19	3,05	24,0	44,9	20,8
65	3,11	5,74	2,63	10,2	27,8	17,5
60	3,17	5,44	2,27	10,1	24,7	14,6
55	3,15	5,13	1,98	10,0	22,1	12,1
50	3,16	4,89	1,74	9,95	20,0	10,0
45	3,16	4,52	1,36	3,16	8,96	5,80
40	3,16	4,44	1,28	3,10	7,93	4,82
35	3,20	4,33	1,13	3,19	7,13	3,94
30	3,17	4,16	0,99	3,11	6,39	3,27
25	3,08	4,04	0,96	3,13	5,74	2,61
20	3,14	3,74	0,60	3,11	4,68	1,56
15	3,11	3,79	0,68	3,14	4,74	1,60
10	3,02	3,53	0,51	2,37	3,57	1,20
5	3,14	3,50	0,36	3,14	3,84	0,71

Zamansal saçaklanmanın lifler arası çap farkına göre değişimi Şekil 2’de gösterilmiştir. Simüle edilen kas lifleri arasındaki çap farkı azaldıkça zamansal saçaklanmanın da ufaldığı dikkati çekmiştir. Başka bir deyişle birim mesafe başına iki sinyal arasında hesaplanan zamansal saçaklanma (msn/mm), bu sinyalleri oluşturan kas lifleri arasındaki çap farkına bağlı gözükmektedir. Kas lifi ileli hızı ile kas lifinin çapı arasında doğrusal bir ilişki mevcuttur [9][10]. Nandedkar ve diğerleri 1989’da yürüttükleri simülasyon çalışmasında MÜAP’lerinin süresinin kas lifi çapındaki değişkenliğe bağlı olarak değişkenlik gösterdiğini ortaya koymuşlardır [11].



Şekil 2. Kas lifi çapı değişkenliği ile zamansal saçaklanma arasındaki ilişki

Tablo 2: Kas-sinir kavşağına 10 mm ve 55 mm mesafeden kaydedilen TKLAP sinyallerinin minimum değerlerinin süreleri ve zamansal yayılım değerlerinin ve zamansal saçaklanma değerleri

Çap Farkı (µm)	Zamansal Yayılım (Kavşak) ζ_N	Zamansal Yayılım (Tendon) ζ_T	Zamansal Yayılım Farkları $\Delta\zeta_i$	Zamansal Saçaklanma ξ
70	3,05	20,87	17,816	0,396
65	2,63	17,59	14,964	0,333
60	2,27	14,68	12,411	0,276
55	1,98	12,15	10,171	0,226
50	1,74	10,06	8,325	0,185
45	1,36	5,80	4,435	0,099
40	1,28	4,82	3,542	0,079
35	1,13	3,94	2,817	0,063
30	0,99	3,27	2,281	0,051
25	0,96	2,61	1,654	0,037
20	0,60	1,56	0,958	0,021
15	0,68	1,60	0,916	0,020
10	0,51	1,20	0,695	0,015
5	0,36	0,71	0,344	0,008

Falck and Stålberg, sağlıklı deneklerin biceps braki kaslarındaki MÜAP parametrelerini incelemiş oldukları 1995'de yürüttükleri bir çalışmada kas sinir kavşağından tendona doğru kasın orta 1/3'lik kısmının yanı sıra distal 1/3'lik kısmından, kasın yüzeysel ve derin kısımlarından MÜAP'lerini kaydettiler. Bu çalışmanın sonucunda kas sinir kavşağına yakın konumlarda daha düşük zamansal yayılıma karşılık gelen kısa sürelerle sahip olduklarını ortaya koydular [12]. 2007'de yapmış oldukları bir çalışmada, İgnen ve Bromberg iğnenin konumlandırılmasının MÜAP parametreleri üzerindeki etkisini hem iki farklı simülasyon modeli hem de biyolojik verilerden faydalanarak araştırmışlardır. Çalışmacılar, sinyal süresinin ve faz sayısının kas sinir kavşağından daha uzak konumlardan alınan kayıtlarda artış gösterdiğini bildirmişlerdir [13]. Günlük EMG pratiğinde kullanılan konsantrik iğne elektrot aracılı bu çalışmalar, MÜAP parametrelerinin kavşaktan uzaklaştıkça değiştiğini ortaya koymuşlardır. Tek Lif EMG elektrodu aracılı sinyal

kayıtlaması yaptığımız bu simülasyon çalışması, önceki eş değerlerinden tek kas lifi aksiyon potansiyelini kaydedebilir olması özelliği ile farklıdır. Günlük tıp pratiğinde Tek Lif EMG yöntemine, aynı motor üniteye ait olan farklı birkaç kas lifinin elektriksel aktivitesini kaydetmek için başvurulmaktadır. Kaydedilen bu tek kas lifi aksiyon potansiyelleri, o potansiyelleri oluşturan nöromusküler kavşakların iletimini ölçmek ve söz konusu motor üniteye reinnervasyon varlığını araştırmak üzere kullanılmaktadır [8]. Bu çalışma ile, tek kas lifi potansiyellerinin arasındaki sürenin iğneyi tendona taşımakla gösterdiği artış üzerinden motor üniteye ait kas liflerinin çap değişkenliği hakkında fikir sahibi olunabileceği gösterilmiştir. Başka bir deyişle, tek lif EMG elektrodunun kaydettiği TKLAP arasındaki zamansal saçaklanmanın iğneyi tendon yakınına kaydırmakla gösterdiği artış, bu kas lifleri arasındaki çap farkını yansıtmaktadır. Böylelikle, biyoelektriksel faaliyetin öz nitelikleri üzerinden, bu faaliyeti üreten dokunun yapısal özelliklerine geçiş sağlanabilecektir.

4. Kaynakça

- [1] Diószeghy, P., "Scanning Electromyography," *Muscle and Nerve*, Supplement 11, pp. S66 - S71, 2002.
- [2] Preston, D. C, and Shapiro, B. E., *Electromyography and neuromuscular disorders: Clinical-electrophysiologic correlations*, Butterworth-Heinemann, Philadelphia, 2005.
- [3] Aminoff, M. J., "Clinical Electromyography," in M. J. Aminoff (Ed.), *Electromyography in Clinical Neurology*, pp.249-283, New York, Churchill Livingstone Inc., 1992.
- [4] Zalewska E., and Szmiedt-Salkowska E, Rowinska-Marcinska K, Kaminska A, Hausmanowa-Petrusewicz I., "Motor unit potentials with satellites in dystrophinopathies," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23, pp. 580-586, 2013.
- [5] Zalewska E., and Nandedkar S. D., Hausmanowa-Petrusewicz I., "A method for determination of muscle fiber diameter using single fiber potential



Nörofizyolojide Biyomedikal Uygulamalar

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

- (SFP) analysis,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, 50, pp. 1309-1314, 2012.
- [6] Nandedkar S. D., and Stålberg E. V., “Simulation of single fiber action potentials,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, 21, pp. 158-165, 1983.
- [7] Karlsson L. and, Hammarberg B., Stålberg E., “An application of a muscle model to study electromyographic signals” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 71, pp. 225-233, 2003.
- [8] Stålberg, E. and J. V. Trontelji, *Single Fiber Electromyography Studies in Healthy and Diseased Muscle*, Raven Press, 1994.
- [9] Blijham, P. J., et al. “The relation between muscle fiber conduction velocity and fiber size in neuromuscular disorders” *Journal of Applied Physiology*, doi:10.1152/jappphysiol.01009.2005.
- [10] Nandedkar, S. and, D. B. Sanders, E. Stålberg, S. Andreassen, “Simulation of concentric needle EMG motor unit action potentials” *Muscle and Nerve*, 11 pp.151-159, 1988.
- [11] Nandedkar, S. And, D. B. Sanders, “Simulation of myopathic motor unit action potentials” *Muscle and Nerve*, 12, pp.197-202, 1989.
- [12] Falck, B. And, E. Stålberg, C. Bischoff, “Influence of recording site within the muscle on motor unit potentials”, *Muscle and Nerve*, 18, pp.1385-1389, 1995.
- [13] Brownell, A. and, M. B. Bromberg, “Effects of Intramuscular Needle Position on Motor Unit Action Potential Metrics” *Muscle and Nerve*, 35, pp.465-470, 2007.