

K2 ve TK4 Apareylerinin Etkinliğini Karşılaştırmak için Elektromiyografi Sinyallerinin Analizi

Analyzing of Electromyography Signals to Compare the Effect of K2 and T4K Appliances

Abdullah al kafee¹, Mahmut Diker², Gulnaz Marsan², Şükrü Okkesim¹

¹ Biyomedikal Mühendislik Enstitüsü, Fatih Üniversitesi
a_alkafee@yahoo.com, sukruokkesim@fatih.edu.tr

² Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti ABD, İstanbul Üniversitesi
drdiker@gmail.com, gulnazmarsan@gmail.com

Özetçe

Ortodontide braketsiz fonksiyonel aparey kullanımı giderek artmaktadır. Fonksiyonel aparey kullanımı birçok hekim ve hasta tarafından tercih edilen ve özellikle çocuklar için çok popüler olan bir tedavi seçeneği haline gelmiştir. Fonksiyonel ortodontik tedavinin ana problemi; ortodontistlerin, tedavinin başarılı olabilmesi için gerekli olan süreyi henüz kesin olarak açıklayamamasıdır. Kas ve iskelet sistemindeki adaptasyon mekanizmalarının basit bir işleyişe sahip olmaması fonksiyonel ortodontik tedaviyi karmaşık hale getirmektedir. Bu nedenle çeşitli adaptasyon aygıtları, aparey seçimi için önerilirken doktorların da bu konuda iyi eğitilmiş olması gerekir. Bu çalışma, K2 ve T4K ortodontik tedavi aygıtlarının yaklaşık 3 ay süreyle kullanımının masseter ve temporal kasın ön kısmı üzerine etki farklılıklarının EMG kullanılarak belirlenmesi için yapılmıştır. Bu amaçla yaşları 8 ile 10 arasında değişen 10 hasta (K2=5 ve T4K=5) seçilmiştir. İsrma aktivitesi boyunca sağ masseterin ve temporal kasın ön kısmının apareyli ve apareysiz EMG sinyalleri kaydedilmiştir. EMG sinyalleri analiz edilerek PSD değerlerinin maksimum gücü elde edilmiştir. Sonuçlar; K2 ve T4K aygıtlarının 3 ay boyunca kullanımının masseterin kasının maksimum değerini arttırırken; temporal kasın ön kısmı için bu değerlerin azalmasına neden olduğunu göstermektedir.

Abstract

The global demand of functional appliances in orthodontics without braces continues to grow. It's an established and very popular treatment option in orthodontics area especially for children that many dentists and patients would prefer. But the main problem of this type of treatment is still orthodontists wouldn't be able to explain the functional appliance therapy exact success time during the therapy period. Functional appliances therapy in orthodontics is complex because of interaction between bone and muscles adaption is not very easy. For this reason several adaption appliance are proposed for the appliance selection and dentist need to be well trained. In this study EMG signal was used to find out the orthodontic appliance efficiency difference of K2 and T4K

appliances on masseter, and anterior temporal muscles in a nearly 3 months. For this aim, 10 subjects (K2= 5 and T4K = 5) are selected, aged between 8 -10. EMG signals are recorded during the squeezing activity from the right side masseter and anterior temporal muscles with and without appliance. To analyze the EMG signal we obtained the maximum power of PSD values. The results indicate that the effect of the K2 and T4K appliances on jaw closing muscles can be evaluated from the electromyography signals and maximum value of masseter was increased but anterior temporal muscles was decreased by K2 and T4K appliances after 3 months

1. Giriş

Elektromiyografi (EMG), nöromusküler aktivitenin iskelet kaslarının kasılması sırasında bu kaslardaki doğal elektriksel özelliklerin yüzey elektrodu ile incelenmesi ve kaydedilmesi olarak tanımlanmaktadır [1]. EMG doğrudan kasa bakılarak spor aktivitelerindeki gelişimin analiz edilmesine, kasal yanıtın belirlenmesine ve kas performansının ölçülmesine olanak sağlar [2,3]. Ortodontide ilk defa elektromiyografi diş hekimi Robert E. Mayors tarafından kullanılmıştır. Fonksiyonel apareyler, çene kemikleri arasındaki ilişkinin ve dişlere bağlı nöromusküler durumun düzeltilmesi amacıyla maloklüzyonların tedavisinde yıllardır kullanılmaktadır [4,5]. Ayrıca Mayor ilk erken yaşta maloklüzyonlu çocuklarda EMG kullanmış; habitüel oklüzyon ve istirahat halinde kaslarda disfonksiyon bulmuştur [6, 7]. EMG bir motor ünitesi ve ona bağlı bir miyofiberle kas-iskelet sisteminin fonksiyonel durumunu inceleyen bir yöntemdir. Düzensiz davranışlarda dişlerin seviyelenmesi, yumuşak doku ile çenelerin gelişimi ve konuşma becerileri kötü etkilenir [8, 9].

K2 aygıtları, büyüme ve gelişimi devam eden çocuklarda yanlış, zayıf oral alışkanlıklar ile fonksiyonel bozukluklarının düzeltilerek alt ve üst çenenin gelişimsel problemlerinin tedavi edilmesini amaçlar. K2 gelişimsel faydalarına ek olarak alışkanlıkların düzeltilmesini, ark formunun gelişimini ve dişsel seviyelenmeyi sağlar. Apareyin tedavideki püf noktaları; dilin fonksiyon ve pozisyonunu düzeltmesi, doğru burun solunumunu sağlaması ve ağız kaslarını yeniden eğiterek düzeltesidir. T4K apareyi dişlerin seviyelenmesi ve

Sinyal İşleme 3

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

fonksiyonel tedavi felsefesini birleştirerek geliştirilmiş, kullanımı kolay bir apeedir. Bu çeşit aygıtlar perioral kasları ve dili eğiterek yeni duruma adapte etmek ve ön dişleri hizalamak için tasarlanmıştır. Karışık dişlenme döneminde hem dişsel gelişime hem de yüz gelişimine yardımcı olurlar. Fonksiyonel ortopedik tedavi, özellikle sınıf II hastalarda kemik ve kaslar arasındaki etkileşim prosedürü nedeniyle karmaşık bir süreçtir. Bu nedenle çeşitli adaptasyon mekanizmaları için farklı araştırmalar yapılmış ve apeed seçimi için farklı seçenekler bulunmuştur [10]. Günümüzde ortodonti literatüründe çeşitli aygıt seçenekleri mevcuttur. Bu nedenle ortodontik tedavi hastanın röntgenlerinin tanı amacıyla incelenmesi ve apeed tipine karar verilmesiyle başlar [11]. Ama yine de hastalar için sabit olmayan tedavinin başarılı olabileceği bir dönemi vardır. Bu durumda EMG tedavi başarısının ölçümünü göstermek için bize yardımcı olabilir.

2. Materyal Metot

Bu çalışmanın amacı EMG sinyallerinden faydalanılarak K2 ve T4K aygıtlarının masseter ve temporal kasının ön kısmı üzerine etkilerinin karşılaştırılmasıdır. EMG kayıtları için etik onay İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Komitesi'nden alınmıştır (Etik Onay Karar No:058925). Bu araştırma için 8 ile 10 yaşlarında toplam 10 çocuk seçilmiştir. Hastaların demografisi Tablo 1 de gösterilmiştir. Hasta tedavileri K2 ve T4K ile yapılmıştır. EMG kayıtları apeedlerin ağza yerleştirildiği ilk dönemde alınmıştır. Bu kayıtlar her dönemde hem apeedli hem de apeedsiz olarak alınmıştır. Kayıt süresi ve elektrot yerleşme sırası ayırdır. EMG sinyalleri her hastanın sağ tarafındaki masseter ve temporal kasın ön kısmından alınmıştır.

Tablo 1: Demografik bilgiler ve deneysel ayrıntıları

Kaslar	Masseter	
	Anterior	Temporal
EMG sinyal cihazı	Biopac sistem, MP150	
Kasılma tipleri	Sıkma	
Hasta sayısı	K2	5
	T4K	5
Yaş	Çocuklar (8 ± 10)	

Hasta seçiminden sonra hastaya bütün prosedürler anlatılmıştır. EMG kayıtları alınırken hastanın başı Frankfort düzleminin yere paralel olduğu rahat bir pozisyonda konumlandırılmıştır. Kayıtlardan önce hastanın yüzü alkol ile temizlemiştir. Ardından doktor yüzey elektrotlarını masseter ve temporal kasın ön kısmına Şekil 1 de gösterildiği biçimde yerleştirmiştir [12].



Şekil 1: EMG elektrot yerleşimi.

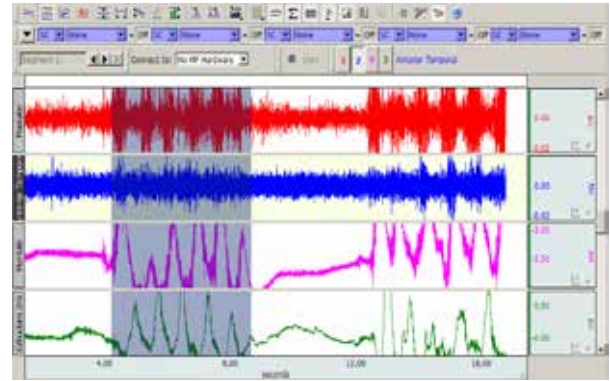
İki kanallı elektrotların hepsi kişisel bilgisayara bağlı olan Biopac MP 150 aygıtına bağlanmıştır. EMG sinyalleri bu iki farklı kas demetlerinden elde edilmiş ve analiz için bilgisayara kaydedilmiştir. EMG kayıtları ısırma aktivitesi esnasında alınmıştır. Isırma kayıtlarının oluşması için hastalara dişlerini sıkın komutu verilmiştir.



Şekil 2: K2 (solda) ve T4K (sağda) aletleri

3. EMG Analizi

Ortodontide EMG kullanımı kas kasılmaları sayesinde elde edilen elektriksel aktivitenin kaydedilmesini ve değerlendirilmesini içeren deneysel bir işlemdir. EMG sinyalleri değişken, gürültülü ve karmaşık sinyallerdir [13]. EMG sinyalleri periyodik ve rastgele olmayan sinyaller değildir. Diğer bir ifadeyle herhangi bir zaman diliminde seçilen EMG sinyalleri tam olarak aynı değildir. Çünkü kendilerini tekrarlamazlar ve tek bir matematiksel ifade ile açıklanamazlar. Bu tür sinyallerin zaman domeninde yapılacak analizinde bazı genel bilgiler elde edilebilirken daha fazla bilgi için frekans domeninde de analize ihtiyaç duyulmaktadır.



Şekil 3: Sıkma aktivitesi esnasında alınan örnek EMG sinyalleri

Örneklenen EMG sinyalleri giriş çıkış kartı üzerinden bilgisayara gönderilmiştir. Genellikle EMG sinyallerin analizinde iki yol vardır. Biri frekans değeri zaman domenlidir. Fakat günümüzde zaman domenli yöntemler ile EMG sinyalinin analizi yeterli olmamaktadır. Ayrıca sinyal analizi için yaygın olarak kullanılan Fourier dönüşüm metodu EMG sinyallerin değerlendirilmesi için uygun bir seçenek değildir. Çünkü bu metot herhangi sabit bir sinyali değerlendirir, ancak EMG sinyalleri değişkendir [13]. Bu problemi çözmek için durağan olmayan sinyallere uygun Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD) yöntemi geliştirilmiştir. KZFD de sinyal pencerelere ayrılır ve bu pencerelerin her biri durağan kabul

Sinyal İşleme 3

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

edilir. KZFD nin tek problemi iyi bir zaman ölçeği çözünürlüğü sağlarken ölçümün sonunda dar pencerelerle anlaşılan zayıf frekans çözünürlüğü oluşmasına neden olmasıdır. Ayrıca pencereler genişletildiğinde frekans çözünürlüğünün geliştiği zaman çözünürlüğünün azaldığı belirlenmiştir [14,15].

Bu çalışmada Ayrık Dalgacık Dönüşümü kullanılarak daubechies dalgacığının 4. Seviyede analizi sonucu yeniden elde edilen sinyalin Güç Spektral yoğunluğu (GSY) hesaplanmıştır. GSY sinyalinin maksimum noktası kasların maksimum gücü olarak değerlendirilmiştir. GSY genellikle EMG nin frekans alan analizi için kullanılan bir fonksiyondur. Bütün frekanslar üzerinden GSY nin integrali toplam gücü verir [16,17]. Dolayısıyla EMG sinyalinin gücünü tahmin etmek için tüm spektrumlar üzerinde GSY değeri hesaplanır. Bütün hesaplamalar MATLAB yazılım programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

4. Sonuçlar ve Tartışma

Maksimum güç değeri iki kas grubu için analiz edildi. Sınıf II maloklüzyonlu 10 çocuğun bulunduğu çalışmada K2 ve T4K apareylerinin masseter ve temporal kasın ön kısmına etkileri karşılaştırılarak bir değerlendirme yapıldı. Değerlendirmeler sonucunda varılan sonuç; K2 ve T4K apareylerinin 3 ay boyunca kullanımı masseter kasının maksimum güç değerlerini arttırmış, temporal kasın ön kısmının ise azaltmıştır. EMG sinyali ile maksimum güç çıkışı arasında doğru orantılı bir ilişki vardır.

Tablo 2: K2 cihazı için Maksimum Güç değerleri

		Aparey ile		Aparey olmadan	
		0.Ay	3.Ay	0.Ay	3.Ay
		(x10 ⁻⁴)	(x10 ⁻⁴)	(x10 ⁻⁴)	(x10 ⁻⁴)
1	Masseter	3,56	9,50	4,80	72,51
	Anterior temporal	2,82	4,51	6,21	4,83
2	Masseter	6,32	3,45	1,69	14,36
	Anterior temporal	2,44	0,26	12,24	0,26
3	Masseter	0,42	0,30	3,45	4,57
	Anterior temporal	0,20	0,85	3,50	0,31
4	Masseter	2,71	0,350	4,92	52,10
	Anterior temporal	0,46	24,3	2,35	0,80
5	Masseter	0,72	38,41	2,24	5,20
	Anterior temporal	1,50	2,61	12,25	2,8

Tablo 2 ve 3 'e baktığımızda 3 ay K2 apareyi kullanan hastalarda masseter kasındaki apareyli EMG sinyal değerlerinin apareysizlerden daha az olduğunu görebiliriz. Fakat 3 ay sonrasında temporal kasın ön kısmında apareyli maksimum güç değeri artmış apareysiz değer azalmıştır. Bu K2 apareyi kullanılırken temporal kasın ön kısmı çeneyi kapatan kaslardan massetere göre daha az kasıldığı anlamına gelir. Diğer taraftan T4K apareyinin 3 aylık kullanımı sonunda

apareyli maksimum güç değeri bütün hastalarda artarken, apareysiz ölçümlerde 2 hastada maksimum güç değeri artmış ve diğer 3 hastada azalmıştır. Fakat anterior kasın apareyli ve apareysiz maksimum güç değeri azalmıştır.

Tablo 3: T4K cihazı için Maksimum Güç değerleri

		Aparey ile		Aparey olmadan	
		0.Ay	3.Ay	0.Ay	3.Ay
		(x10 ⁻⁴)	(x10 ⁻⁴)	(x10 ⁻⁴)	(x10 ⁻⁴)
1	Masseter	0,29	4,80	1,50	2,11
	Anterior temporal	0,38	0,81	1,49	0,33
2	Masseter	0,36	6,44	1,61	0,16
	Anterior temporal	0,05	0,34	0,86	0,07
3	Masseter	0,81	7,82	1,44	0,67
	Anterior temporal	0,08	0,24	2,67	0,37
4	Masseter	0,48	1,56	0,60	0,22
	Anterior temporal	1,78	0,08	2,86	0,04
5	Masseter	0,56	5,32	0,64	0,72
	Anterior temporal	0,15	1,16	0,75	0,14

Sonuç olarak masseter ve temporal kasın ön kısmının maksimum güç değerinin apareysiz ölçümlerde daha az olduğunu görebiliriz. Bu durum apareyin masseter ve temporal kasın ön kısmını daha az kasılmaya zorladığı şeklinde yorumlanabilir.

Bu çalışma iki farklı apareyle, on çocuk hastayla masseter ve temporal kasın ön kısmına aparey tedavisinin etkileri hakkında bilgi edinmek için tasarlanmıştır. Elde edilen sonuçlar her iki grupta masseter ve temporal kasın ön kısmının kasılma yeteneğinin azaldığını göstermektedir [5, 10 - 11]. Fakat bu sonuç farklı yaş gruplarında farklı apareyler kullanılarak araştırılmalıdır. Devam eden projemizde tedavinin 6. ve 9. dönem EMG sinyalleri de kaydedilmektedir, bu sinyallere ait sonuçlarda elde edildiğinde yapılan yorumlar istatistiksel olarak ta değerlendirilecektir.

5. Kaynakça

- [1] Deluca, C., towards understanding the EMG signal ch 3 of muscles alive. *Williams & Wilkenson*, Baltimore, 1978.
- [2] Tarata, M.T., "Mechanomyography versus electromyography, in monitoring the muscular fatigue. *Biomed Eng Online*, 2003. 2(3).
- [3] Öberg, T., L. SANDSJÖ, and R. KADEFORS, Subjective and objective evaluation of shoulder muscle fatigue. *Ergonomics*, 1994. 37(8): p. 1323-1333.



Sinyal İşleme 3

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

- [4] Reaz, M. B. I., Hussain M. S., Mohd-Yasin F., (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online* Vol.8, No. 1, pp. 11 – 35.
- [5] Moritani, T., Stegeman, D., Merletti R., (2004). Basic physiology and biophysics of EMG signal generation. In: *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*, Merletti, R., Parker, P. (Eds), pp. 1 – 26, Wiley-IEEE Pres,
- [6] Kraus F., (1956) Vestibular and oral screens. *Trans Eur Orthod Soc.*; 32: 217–224
- [7] Kleissen R.F., Buurke J.H., Harlaar J., Zilvold G., *Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and it clinical application*, *Gait Posture*, 8, 143–158, (1998).
- [8] Soo, Y., et al. Quantitative estimation of muscle fatigue using surface electromyography during static muscle contraction. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE. 2009. IEEE.*
- [9] Van De Graaff, K.M., *Human anatomy*. 2002: McGraw-Hill New York.
- [10] Tallgren A, Christiansen R, Ash M M, Miller R L 1998 Effects of a myofunctional appliance on orofacial muscle activity and structures. *Angle Orthodontist* 3: 249–258
- [11] McNamara J. A. Components of Class II malocclusion in children 8-10 years of age. *Angle Orthod.*; 51:177-202 (1981).
- [12] Ahlgren J 1966 Mechanism of mastication. A quantitative cinematographic and electromyographic study of masticatory movements in children, with special reference to occlusion of the teeth. *Acta Odontologica Scandinavica* 24: 1–109
- [13] Panagiotacopoulos N. D., J. S. Lee, M. H. Pope, K. Friesen, (1998) Evaluation of EMG signals from rehabilitated patients with low back pain using wavelets. *J. of Electromyog. and Kinesiology*, vol. 8, pp. 269 – 278
- [14] Kim, R. B. Hanson, T. L. Abell, and J. R. Malagelada. (1989) Effect of inhibition of prostaglandin synthesis on epinephrine-induced gastroduodenal electromechanical changes in humans. *Mayo Clinic Proc.* 64:149–157,.
- [15] Farina D. R. Merletti, D. F. Stegeman, (2004) Biophysics of the generation of EMG signals. In: *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*, New York, Wiley-IEEE Pres. , pp. 81 – 107.
- [16] Kara S, Dirgenali F, Okkesim S 2006 Estimation of wavelet and short time fourier transform sonograms of normal and diabetic subjects. *Computers in Biology and Medicine* 36: 1289–1302
- [17] [Blinowska A, Verroust J, Cannet G 1979 The determination of motor unit characteristics from the low frequency electromyographic power spectra. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 19: 281–290