

Elektromiyografi ile Kuvvetin Değerlendirilmesi

Evaluating Force with Electromyography: Review

Ali Onur CERRAH^a
Hayri ERTAN,^a
Dr. A. Ruhi SOYLU^b

^aAnadolu Üniversitesi
Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu,
Eskişehir

^bBiyofizik Bölümü,
Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi,
Ankara

Geliş Tarihi/Received: 21.05.2010
Kabul Tarihi/Accepted: 01.11.2010

Yazışma Adresi/Correspondence:
Ali Onur CERRAH
Anadolu Üniversitesi
Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu,
Eskişehir,
TÜRKİYE/TURKEY
alihonorcerrah@gmail.com

ÖZET Genel anlamda elektromiyografi (EMG) sinyali; merkezi kontrol stratejileri, sinir hücreleri boyunca olan sinyalin sinir kas kavşağına transferi, motor ünite de kas hücrelerinin elektriksel aktivasyonu, karmaşık biyomekaniksel olaylar zinciri, agonist ve antagonist kas tendonları üzerine etki eden ve kemiklere taşınan baskının üretimi hakkında bilgi vermektedir. EMG-kuvvet ilişkisi sadece biyomekaniksel araştırmalarda değil aynı zamanda kas kuvvetinin fizyoterapistin kararlarını etkilediği kliniksel araştırmalarda da kullanılmaktadır. Yüzeysel EMG (sEMG) hem uygulama kolaylığı, hem de iskelet kaslarının aktivasyon derecesi ile kuvvet arasında yüksek oranda bir korelasyon sağladığı için bu alanda önemli bir yere sahiptir. Ancak bunun yanında, sEMG yöntemini de içsel ve dışsal olarak birçok sınırlılığı bulunmaktadır. Bu yüzden, kas uzunluğunun, ısısının, yorgunluğunun ve kas dokusunun elastik özellikleri, tendon ve ligament yapıları göz önünde bulundurulmalıdır. Bu sınırlılıkların birçoğu özellikle kas kuvvetini etkilerken sEMG verisinde herhangi bir değişime yol açmamaktadır. EMG kuvvet arasındaki ilişkiyi en iyi yansıtan izometrik kasılmalarda bile, bu ilişki kastan kasa ve farklı geometrik durumlara göre değişmektedir. Dinamik durumlarda ise bu faktörlere ek olarak, kasılma çeşidi, kasılma hızı ve diğer kasların katkısı ön plana çıkmaktadır. Özellikle yanses olarak bilinen diğer kasların katkısı durumu, sEMG araştırmalarında göz önünde bulundurulmalıdır. sEMG ile kuvvet arasındaki ilişkiyi uzun zamandan beri inceleyen birçok araştırma yapılmıştır. Bu derleme kapsamında ise, sEMG ölçüm yöntemi, sEMG-kuvvet ilişkisi, ölçümün sınırlılıkları hakkında bazı önemli bilgiler verilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Elektromiyografi; kayıt, nörofizyolojik

ABSTRACT In general electromyography (EMG) signal incorporates central control strategies, signal transmission along nerve fibers and across neuromuscular junctions, electrical activation of the muscle fibers organized in elementary motors and through a chain of complex biochemical events, the production of forces acting on the tendons of the agonist and/or antagonist muscles and moving the bones. The relationship between EMG-force is used not only for biomechanical research and also used for clinical research that muscle force effect physiotherapist decisions. The surface EMG (sEMG) has an important role in this field because it is either easy to use or provides high correlation between skeletal muscle activation and force. However, beside this, the EMG system has intrinsic and extrinsic limitations. Therefore, the muscles' length, temperature, density and elastic features of muscle tissue, tendon and ligament structure should be considered. While most of these limitations affect muscle force, they do not make any changes on EMG data. This relationship could change from muscle to muscle and geometric shapes, even in isometric contraction that reflects best relationship between force and EMG. In dynamic situations, in addition these factors, the contraction type, contraction velocity and other muscles contributions come into prominence. Especially, the other muscles' contribution knows as crosstalk should be considered in EMG researches. There have been many researches evaluating sEMG and force relationship for a long time. As part of this review, important information is given about sEMG measurement method, sEMG-force relationship, limitation of measurements

Key Words: Electromyography; recruitment, neurophysiological

ELEKTROMİYOGRAFİNİN TANIMI

Kas içine veya yüzeyine elektrot yerleştirilerek aksiyon potansiyellerinin oluşmasına bağlı olarak zar potansiyelinde ortaya çıkan elektriksel değişikliklerin yazdırılma işlemine elektromiyografi (EMG) denir.¹

EMG sinyali, kasılan kasa ait kas fibrillerinde ortaya çıkan aktiviteyi yüzeyel elektriksel aktivite olarak temsil etmektedir. Elektrotun kayıt aralığı içerisinde, aktif motor üniteye oluşan aksiyon potansiyelinin sumasyonudur. EMG kaydı, kas ve sinir fonksiyonlarının tespiti için değerli bir araçtır.² Bu bağlamda, EMG iskelet kaslarının statik ve dinamik aktif kuvvet üretimi ve hareket kontrolü ile sonuçlanan kompleks aktivasyonlara bağlıdır.³ Bugüne kadar gelişen teknoloji ile birlikte, kaslardaki sinyali ölçmek kolaydır. Fakat bu sinyali ayrıntılı, tekrarlı, güvenilir ve anlamlı sonuçlar şeklinde elde etmek halen büyük uğraş olarak karşımıza çıkmaktadır.⁴

Genel anlamda EMG sinyali; merkezi kontrol stratejileri, sinir hücreleri boyunca olan sinyalin sinir kas kavşağına transferi, motor üniteye kas hücrelerinin elektriksel aktivasyonu, karmaşık biyomekaniksel olaylar zinciri, agonist ve antagonist kas tendonları üzerine etki eden ve kemiklere taşınan baskının üretimi hakkında bilgi vermektedir.⁵ EMG sinyalinin güvenilirliğini arttırmak için bazı faktörler göz önünde bulundurulmalıdır; derinin hazırlanması, elektrot çeşidi ve yerleşimi, amplifikatörün giriş empedansı, maksimal istemli kasılma (MİK) ölçümünün uygun eklem açısında yapılması.⁶

EMG SİYALİNİN ÖLÇTÜĞÜ KASSAL AKTİVASYON

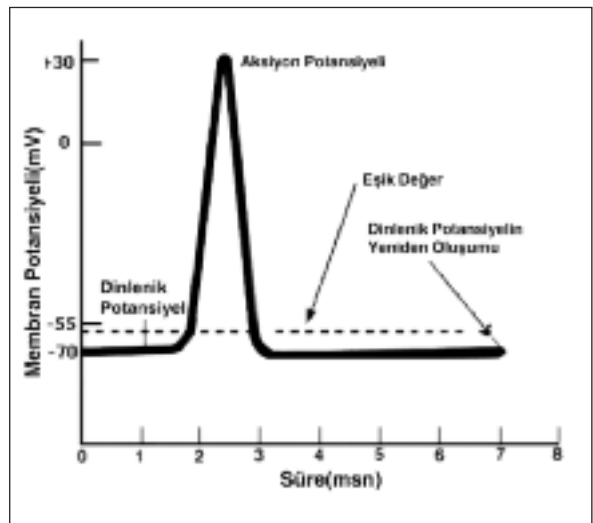
Kasların kasılması, sinirler aracılığıyla beyinden iletilmiş olan uyarıcı potansiyellerin kaslarda oluşturduğu motor ünite aksiyon potansiyeli (MÜAP) olarak bilinen elektriksel potansiyeller sayesinde olur. Sinir hücresi aksiyon potansiyeli sinir kas kavşağına ulaştığında ACh salınımı oluşur ve kas hücresindeki iyon kapıları açılır. Bunun sonucunda kas kasılmasının oluşumunu sağlayan transvers tübül-ler aracılığıyla kas fibrillerine sinyaller iletilir. Ak-

siyon potansiyeli sinir zarlarının hızlı ve güçlü depolarizasyonlarıdır. Depolarizasyon sırasında iyonların hareketleri elektrot aracılığıyla tespit edilebilen elektromanyetik bir alan oluşturur.

Şekil 1'de görüldüğü gibi, zar potansiyelindeki değişiklikler, -70mV 'luk zar dinlenim potansiyeli değerinden $+30\text{mV}$ değerine kadar gider ve hızla dinlenim değerine geri döner.⁷ Oluşan bu elektriksel akım, deri üzerine yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla ölçülebilir. Bu elektrotlar yüzeyel olabileceği gibi iğne şeklinde de olabilmektedirler.⁸ Birden çok kas lifi eş zamanlı kasılırsa deride elektrik potansiyellerinin sumasyonu çok büyük değerlere yükselebilir. Kasılmanın miktarı MÜAP'ların sayısının ve sıklığının artması ile artar. Kasların kasılı olduğu veya olmadığı durumlarda MÜAP'ların incelenmesi, şeklinin ya da sıklığının normal sınırlar içinde olup olmaması veya normalde karşılaşılmayan elektriksel aktivitelere rastlanması, kaslardaki sorunları belirlemek için incelenen değişkenlerdir.^{9,10}

EMG SİYALİNİ ETKİLEYEN FAKTÖRLER

EMG sinyali kaydedilirken sinyalin doğruluğunu etkileyen en önemli unsurlardan biri, sinyal/gürültü oranıdır. Yani EMG sinyalindeki enerjinin gürültü enerjisine oranıdır.¹¹ Gürültü, genellikle EMG sinyallerindeki istenmeyen elektriksel sinyal ola-



ŞEKİL 1: Aksiyon potansiyeli (Wilmore JH., ve Costill DL, Structure and function of skeletal muscle. 2004;39-44).

rak tanımlanır. Bu gürültünün frekansı sıfırdan birkaç bin Hertz (Hz)'e kadar değişebilir. Gürültü farklı kaynaklardan oluşabilir: (a) Elektrostatik alan; deri ile elektrot arası, (b) Elektronik cihazlar; televizyon, havalandırma, güç hatları, lambalar vb., (c) Hareket artefaktı; hareket sırasında kablo, amplifikatör veya elektrotun yerinden oynamasına bağlı olarak oluşan istenmeyen sinyal (d) Yanses; ölçüm yapılmak istenen kasa komşu olan diğer kas gruplarından gelen aksiyon potansiyelleri, (e) Elektrot özelliği ve yerleşimi; kasın yüzey alanına bağlı olarak kullanılan elektrotların büyüklüğü ve ölçüm yapılacak kasa ait yüzey alanına uygun yerleşimi.¹²

KAS KUVVETİ VE KAS KUVVETİNİN DEĞERLENDİRİLMESİNDE YÜZEY ELEKTROTUNUN ÖNEMİ

İskelet kasları, kemik ve eklem sistemi üzerine hareket uyguladığında, insan vücudu içerisinde statik ve dinamik motor fonksiyonlar için aktif kuvvetler üretir. Her bir kas plastik, elastik ve esnek tendon yapıları aracılığıyla kemiklere bağlıdır. İnsan vücudunda gerçekleşen hareket performansları ve pozisyonlar, tek veya çok sayıdaki kasların aktivasyonuna bağlıdır. Biyomekaniksel yaklaşımlarda bu performansları kinematik ölçümlerle değerlendirir ve fiziksel model temellerine dayalı kinematik açıklamalarda bulunur.¹³

Kasa ait elektromiyografikal aktivasyonlar mekanik kuvvet üretimini başlatmaktadır. Bu kas aktivasyonu yüzey elektrotu (sEMG) ile ölçülür ve aktivasyon derecesini yansıtır. sEMG aktivasyonu ne kadar yüksek olursa kasın ürettiği kuvvet de o kadar fazladır. Bunun yanı sıra, iskelet kaslarının ürettiği kuvvet direkt olarak ölçülemez, kas vücudun içindedir ve sonuçların tek bir kastan geldiğini söylemek oldukça zordur. Çünkü bazı durumlarda yüksek sayıda kas agonist, antagonist ve sinerjist olarak görev alabilmektedir. Bu yüzden, kaslar direkt olarak ulaşılabilir değildir, bu durumda temel soru ise; acaba, sEMG verilen zamanda kasın ürettiği kuvveti ölçülebilmekte midir?¹³

EMG fonksiyonel hareketlerde, kassal aktivasyon ve böylece kasın kuvvet üretimi hakkında bir pencere sağladığı için kullanışlı bir yöntem olarak

karşımıza çıkmaktadır. Ancak, kas kuvvetleri invazif olarak sadece birkaç kasta ölçülebilir.^{14,15} Kas kuvvetinin değerlendirilmesi biyomekanik araştırmalarda özellikle motor kontrolün anlaşılması ve kas kuvveti eklem yükleniminin ana tanımlayıcısı olduğu için önemlidir. Bu yüzden, tek bir kasın aktivasyonu hakkında bilgi sağladığından, yardımcı bir yöntem olarak sEMG kullanılır. Bu nedenle, kas kuvvetinin değerlendirilmesi sıklıkla yüzeysel EMG ölçümüne bağlıdır.¹⁶⁻¹⁸ Kas kuvveti, çoğunlukla motor ünite sayısı, ölçüsü (en kesit alanı) ve ateşleme oranı ile belirlenir.^{18,19} Motor ünite özelliklerinin analizi için uygun kayıt tekniği, kasın fibrillerinden meydana gelen tüm potansiyellerinin kaydını gerektirir. Tek motor ünite hücreleri kasın geniş kesit alanına yayıldığı için, iğne ve tel gibi invazif EMG teknikleriyle kayıt edilmesinin sınırlılıkları vardır. sEMG tekniği bu problemleri ortadan kaldırır.^{20,21} Ancak, sEMG ile ilgili sıkıntılı nokta ise sınırlı uzaysal çözünürlük ve tanımlama ve bu yüzden oluşan yüksek sayıda motor ünitenin çakışmasıdır. Eş zamanlı ve birbirine yakın oluşan tek tek motor ünitelerin ayrılması sEMG ile oldukça zordur ve yüksek özellikli kazanç (sinyal) analiz teknikleri gerekmektedir.²⁰ Farklı sinyal işleme teknikleri EMG-kuvvet ilişkisini değerlendirmek amaçlı dinamik ve statik, maksimal ve submaksimal hareketlerde kullanılmaktadır ancak, bu derleme makale kapsamında sinyal işleme teknikleri yer almamaktadır.^{21,22}

İki boyutlu, Laplace filtresi ile yüksek kuvvet düzeylerinde bile, tek motor ünitelerin tanımlanması mümkündür. Ancak, Laplace filtresinin yüksek uzaysal çözünürlüğüne rağmen, uzun zaman periyotlarında oluşan yüksek kuvvet düzeylerinde, tek motor üniteleri izlemek için halen sinyal işleme tekniklerinin yardımıyla sinyalin ayrıştırılması gerekmektedir.⁴

ELEKTROMİYOGRAFİNİN KUVVET ÖLÇÜMÜNDE KULLANILMASI VE SINIRLILIKLARI

Büyük elektrotlarla, tüm kas ve kas hücre gruplarına ait aktivasyonlar ölçülebilir. Aynı zamanda, EMG sinyalinin modellenmesi gibi elektrot ve sinyal işleme ile ilgili ölçüm yöntemlerindeki yeni

metodolojiler EMG verisinin yorumlanmasında gelişim aşamasındadır. Ayrıca EMG sinyalini etkileyen; kas ısı, bağ dokusundaki ilgili kas fibril çapı vb. birçok neden araştırılmaktadır. Öncelikle kas aktivasyonunun değerlendirilmesinde (i) yüksek hassasiyet (yüksek sinyal-gürültü oranı ve düşük hata değişkeni) (ii) temsil gücü (tüm kas aktivasyonunu yansıtmalı) (iii) duyarlılık (diğer sinyal kaynaklarından minimum katkı) ön planda tutulmalıdır. Bu 3 noktaya kuvvet ölçümünün dışında tüm EMG uygulamalarında dikkat edilmelidir. Bunu takiben kuvvet ölçümü esnasında (a) EMG-kuvvet ilişkisinin doğası, (b) EMG ve kuvvet sinyallerinin zamanla ilgili karakteristik farklılıkları, (c) EMG sinyalinin normalizasyonu ve (d) kas kasılma dinamiklerinin etkisi göz önünde bulundurulmalıdır.⁴

Ayrıca verili kassal aktivasyona bağlı kas kuvveti EMG sinyali dışında başka faktörlere de bağlıdır (i) anlık kas uzunluğu ve uzunluk değişim oranı, (ii) kasılmanın türü ve (iii) yorgunluk.²³⁻²⁵ Bununla beraber kuvvetin değerlendirilmesi alet kullanımı ve sinyal analiz yöntemlerine de bağlıdır.²⁶⁻²⁹

ELEKTROMİYOGRAFİ KUVVET İLİŞKİSİ

Elektromiyografi, elektrotlara yakın olan kaslara ait aktivasyon paternlerini temsil eder. Kuvvet ise büyük çoğunlukla uzunluk ve hıza bağlı olduğu için, elektriksel aktivasyon yalnız başına kas kuvveti hakkında doğru bilgi vermez. Buna ek olarak, sEMG tüm motor ünitelerin aktivasyonunu temsil eden tek başına toplayan bir yöntem olmadığından, sEMG yöntemi toplam kuvvet hakkında bilgi verememesi konusunda yeterli değildir.^{30,5}

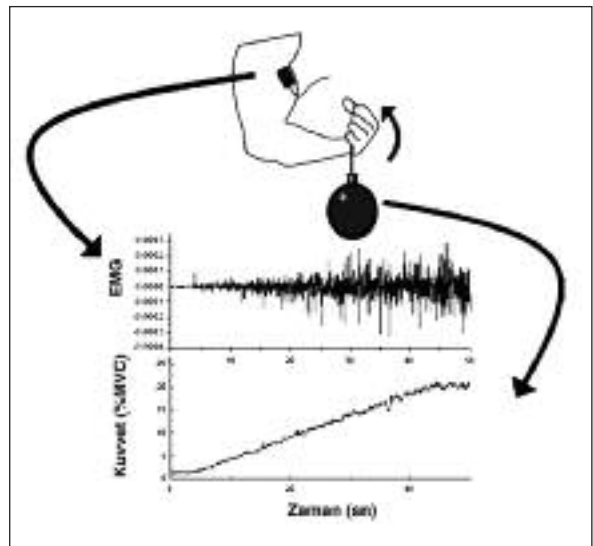
Örnek verecek olursak; sEMG ölçümü esnasında kasta %5 V_{maks} 'ta kısılma olduğunu düşünelim. Bu kas tarafından üretilecek kuvvet %75 P_o olacaktır. Ancak, aynı kas grubundan kasın boyundaki kısılma %1 V_{maks} olduğu durumda ölçersek, yavaş kasılmadan dolayı çok daha fazla gerilim ortaya çıkacaktır (%75 P_o yerine %90 P_o), ancak EMG sinyali aynı kalacaktır. Bu yüzden kuvvet, izometrik veya mükemmel olarak ayarlanmış ekzantrik ve konsantrik durumlarda değerlendirilmelidir, aksi takdirde kuvveti ölçmek oldukça zordur.³⁰

Kasa ait kuvvet çıktıları aktiviteye yeni katılan motor ünitelerden daha fazla yükseldiğinde, aktiviteye yeni katılan motor ünitelerin ateşleme oranı da yükselecek ancak motor ünitenin kuvvete katkı oranı sature olacaktır. Her bir motor ünite aksiyon potansiyeli EMG sinyaline enerji sağlamaya devam ederken, kuvvetin katılımı sabit bir değerde sature olacaktır. Bu lineer olmayan ilişki EMG sinyal genliğinin, kuvvet çıktısından daha fazla yükselmesine sebep olur (Şekil 2).³¹

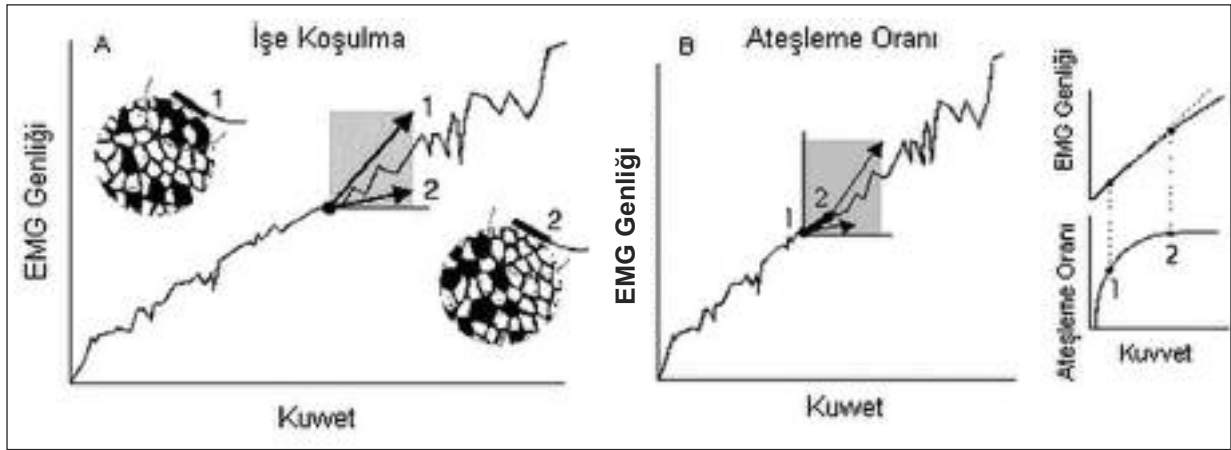
Sonuç olarak, ateşleme oranı dinamiklerinin karışımı olarak tanımlanan kontrol stratejileri ve farklı kasları kontrol etmek amaçlı santral sinir sistemi tarafından kullanılan işe katma oranı, aynı zamanda EMG-kuvvet ilişkisini etkilemektedir.

Örneğin; ilk dorsal interosseous kasının oldukça fazla dinamik aralıklı ateşleme oranı bulunmakta ve kendi maksimal istemli kasılmasının %50 sinin altında motor üniteyi aktive etmektedir. Daha büyük kaslar ise, motor ünitelerini geniş kuvvet aralığında işe katmakta ve ateşleme oranları daha az dinamik aralıkta sergilenmektedir. Bu etki farklı filtreleme yöntemleri ile azaltılabilir, ancak bu durumda EMG ile kuvvet arasındaki anlık ve detaylı bilgi kaybolabilir (Şekil 3).

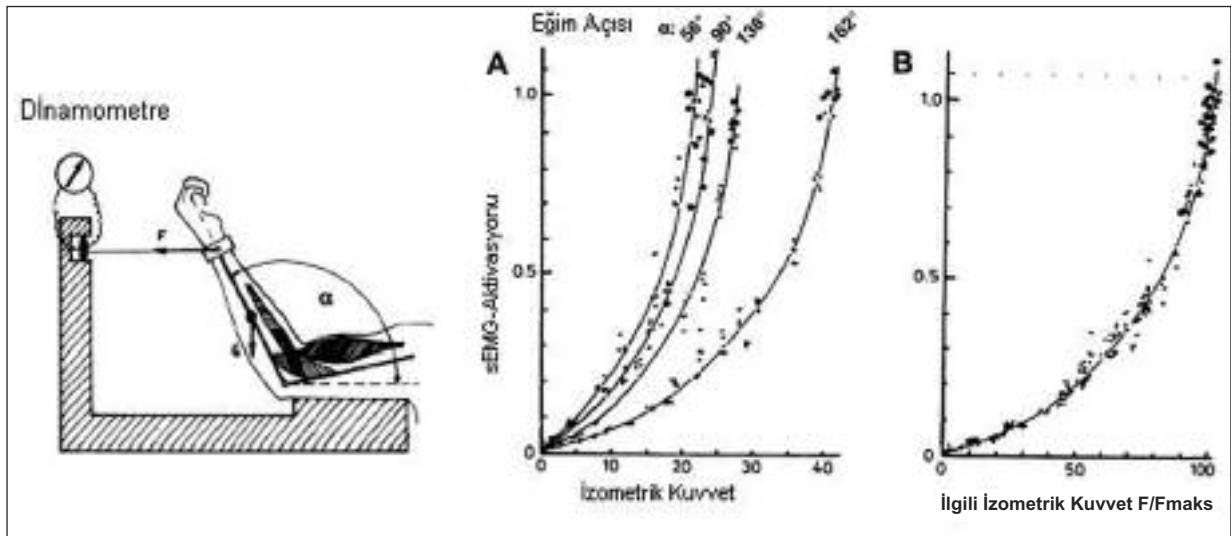
Şekil 4'te görüldüğü gibi biceps femoris kasında farklı açılarda (uzunluklarda) oluşan EMG kuv-



ŞEKİL 2: Kuvvet EMG ilişkisi (De Luca CJ, J Appl Biomech,1997;13(2):135-163).



ŞEKİL 3: (A) Motor ünite işe koşulduğunda, kas kasılmasına belirli oranda kuvvet katkısı yapar. Ancak, EMG sinyalinin genliğine olan katkı, işe koşulan motor ünitelere en yakın olan elektrotun kayıt yüzeyinin yakınlığına bağlıdır. Kas fibriline ne kadar yakın olursa, o kadar çok katkı sağlanır. Bu yüzden, artımlı yükselmeyi temsil eden vektör, kuvvet-EMG sinyali ilişkisi eğimini artırır ya da azaltır. (B) Aktiviteye yeni koşulan motor üniteler, kendi ateşleme oranlarını kuvvet ihtiyacı arttığı zaman yükseltirler. Tetani olmuş kuvvet ateşleme oranının artmasıyla birlikte hızla artarken, EMG sinyal genliğine olan katkı daha yavaş olarak artış gösterir. Bu yüzden, artımlı yükselmeyi temsil eden vektör, dinamik aralıkla ilgili ateşleme oranına bağlı ilişkisinin anlık eğrisini artırır ya da azaltır (Merletti R, ve Parker P., Electromyography 2004;XV), (De Luca CJ, J Appl Biomech,1997;13(2):135-163).



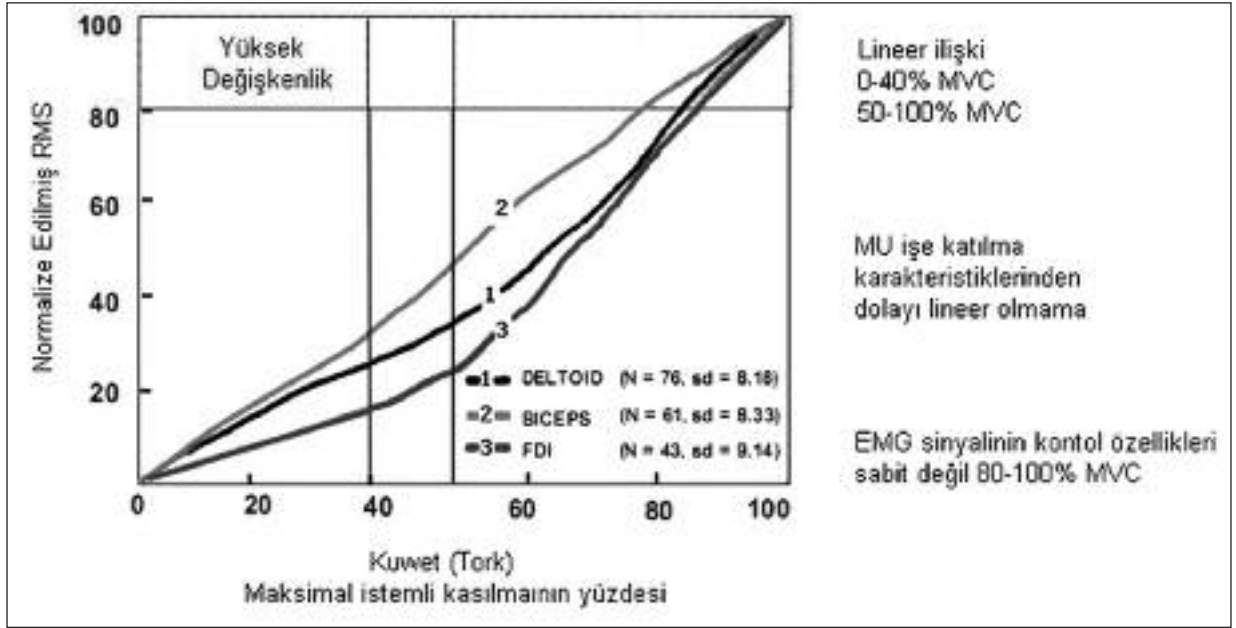
ŞEKİL 4: Farklı açılarda gerçekleştirilen izometrik kasımlarda oluşan EMG/kuvvet ilişkisi (Disselhorst-Klug C, ve ark., Clin Biomec, 2009;24(3):225-235).

vet ilişkisi farklılık göstermektedir. Bu farklılıklar parametrelerin kendi karakteristik yapılarından dolayı meydana gelmektedir. Tipik olarak, eğrisel bir ilişki söz konusudur, yüksek kuvvet pozisyonunda, kuvveti yükseltmek için orantılı olarak daha fazla EMG aktivasyonu gerekmektedir.¹³

Şekil 5'te görüldüğü gibi statik kuvvet ölçümlerinde (hem EMG hem de kuvvet kendi maksimal değerlerinde normalize edilir) oluşan belli durumlarda, bazı kaslar (küçükler) lineer EMG-kuvvet ilişkisi gösterme eğilimindedir. Ancak, MVC'nin

%80'inin üzerindeki kasımlarda yüksek eşikteki motor ünitelerin ateşlemesi sabit değildir. Yüksek eşik motor üniteye oluşan motor ünite aksiyon potansiyelleri nispeten yüksek genlik, yavaş ateşlemeye sahiptir ve böylece kuvvet derecesi değiştiğinde EMG sinyali kuvvetlenebilir ve güçsüzleşebilir. Buna zıt olarak, düşük eşik motor üniteler düşük genlik aksiyon potansiyeline, yüksek ateşleme frekansına sahiptir.³¹

Bahsedilen bu ilişkilerin esnek olmasını sağlayan birçok faktör bulunmaktadır. Eğer aktif kas fib-



ŞEKİL 5: Farklı kaslara ait EMG-kuvvet ilişkisi (Lawrence JH., ve De Luca CJ., J Appl Physiol, 1983;54(6):1653-1659).

rilleri ve elektrotlar arası mesafe sabitlenmiş ve elektrotlar yer değiştirmemişse, sEMG ile kuvvet genliklerinin normalizasyonu bu faktörlerin etkisini azaltmaktadır. Eğer elektrot yerinden oynarsa, aktif fibriller ve ölçüm bölgesi arasındaki boyutsal filtreleme ve aynı zamanda inervasyon bölgesine göre yerleşim, miyotendon kavşağı ve kasın orta çizgisi değiştirilmiş olacaktır. Bu farklılıklar EMG sinyalinin genliğini etkileyecektir.

Eğer, kuvvet-EMG sinyal ilişkisi farklı denekler üzerinde karşılaştırılacaksa, açıklanan içsel ve dışsal faktörler bu ilişkiyi etkiler. Bu özelliklerden yağ tabakasının özelliği ve yanses EMG sinyalini etkileyen en önemli faktörlerdendir. Bu bağlamda EMG sinyalini sabit hale getirmek için 2 özelliğe dikkat etmek gerekir.

1. Elektrotları aktif kas fibrillerinin üzerine sabitlemek.

2. Motor ünite aktivasyon paterninin sabitlenmesi.

Eğer EMG ve kuvvet arasındaki ilişkinin kalitesi önemli ise, kasılma tipi izometrik olan hareketler seçilmelidir ki bu durumda bile EMG sinyali problemsi bir yapıya sahiptir. Genel bir yargı ola-

rak, eğer EMG sinyali yeterince pürüzsüzse, ilişki tekdüze olmaktadır. Fakat bu durum farklı kaslarda değişiklik gösterir ve lineerlik değişebilir.^{5, 2, 13}

SONUÇ

Kasta meydana gelen aktivasyon derecesi hakkında bilgi veren sEMG, kas kuvveti ile yüksek oranda korelasyon göstermektedir. Ancak bu korelasyonu etkileyen bir çok sınırlılık bulunmaktadır. Bunların başında sEMG verisini etkilemeyen ancak kuvvet oluşumunu etkileyen faktörler gelmektedir. Diğer taraftan sEMG ölçümü uygulamaları esnasında EMG sinyalinin özelliğini belirleyen faktörler de bu korelasyonu olumsuz yönde etkiler. Bu yüzden, kas uzunluğunun, ısısının, yorgunluğunun ve kas dokusunun elastik özellikleri, tendon ve ligament yapıları göz önünde bulundurulmalıdır.^{5, 9}

EMG kuvvet arasındaki ilişkiyi en iyi yansıtan izometrik kasılmalarda bile, bu ilişki kasta ve farklı geometrik durumlara göre değişmektedir. Dinamik durumlarda ise bu faktörlere ek olarak kasılma çeşidi, kasılma hızı ve diğer kasların katkısı ön plana çıkmaktadır. Özellikle yanses olarak bilinen diğer kasların katkısı durumu, sEMG araştırmalarında göz önünde bulundurulmalıdır.¹⁹

KAYNAKLAR

1. Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J App Physiol* 2004;96(4):1486-95.
2. Zhou P, Rymer WZ. An evaluation of the utility and limitations of counting motor unit action potentials in the surface electromyogram. *J Neural Eng* 2004;1(4):238-45.
3. Basmajian JV, De Luca CJ. Description and analysis of the EMG signal. *Muscles Alive. Their Function Revealed by Electromyography*. 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985. p.39, 68, 95.
4. Rau G, Schulte E, Disselhorst-Klug C. From cell to movement: to what answers does EMG really contribute? *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14(5):611-7.
5. Merletti R, Parker P. Introduction. *Electromyography*. 1st ed. Hoboken, NJ: Wiley; 2004. p. XV-XX.
6. Gerleman DG, Cook TM. Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives. In: Soderberg GL, ed. *Instrumentation*. Cincinnati, OH: No. 91-100, DHHS (NIOSH) Publication; 1992. p.44-68.
7. Wilmore JH, Costill DL. Structure and function of skeletal muscle. *Physiology of Sport and Exercise*. 1st ed. Hong Kong: Human Kinetics; 2004. p.39-44.
8. Şahin N. [The role of electromyography in temporomandibular joint diseases]. *Turk J Phys Med Rehab* 2010;56(Suppl 1):7-10.
9. Soderberg GL. Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives. Recording techniques. Cincinnati, OH: No. 91-100, DHHS (NIOSH) Publication; 1992. p.24-41.
10. Basmajian JV, Latif A. Integrated actions and functions of the chief flexors of the elbow: a detailed electromyographic analysis. *J Bone Joint Surg Am* 1957;39-A(5):1106-18.
11. Raez MB, Hussain MS, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biol Proced Online* 2006;8:11-35.
12. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 1997;13(2):135-63.
13. Disselhorst-Klug C, Schmitz-Rode T, Rau G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2009;24(3):225-35.
14. Finni T, Komi PV, Lukkariniemi J. Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998;77(3):289-91.
15. Dennerlein JT, Diao E, Mote CD Jr, Rempel DM. Tensions of the flexor digitorum superficialis are higher than a current model predicts. *J Biomech* 1998;31(4):295-301.
16. Lloyd DG, Besier TF. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J Biomech* 2003;36(6):765-76.
17. Staudenmann D, Potvin JR, Kingma I, Stegeman DF, van Dieën JH. Effects of EMG processing on biomechanical models of muscle joint systems: Sensitivity of trunk muscle moments, spinal forces, and stability. *J Biomech* 2007;40(4):900-9.
18. Staudenmann D, Roeleveld K, Stegeman DF, van Dieën JH. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation--a tutorial and review. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20(3):375-87.
19. Disselhorst-Klug C, Bahm J, Ramaekers V, Trachterna A, Rau G. Non-invasive approach of motor unit recording during muscle contractions in humans. *Eur J Appl Physiol* 2000;83(2-3):144-50.
20. Merletti R, De Luca CJ. Computer-aided electromyography and expert systems. In: Desmedt JE, ed. *New Techniques in Surface Electromyography*. 1st ed. Amsterdam: Elsevier; 1989. p.115-24.
21. Kamavuako EN, Farina D, Yoshida K, Jensen W. Relationship between grasping force and features of single-channel intramuscular EMG signals. *J Neurosci Methods* 2009;185(1):143-50.
22. Karlsson S, Gerdle B. Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque--a study using the continuous wavelet transform. *J Electromyogr Kinesiol* 2001;11(2):131-40.
23. Hof AL. The relationship between electromyogram and muscle force. *Sportverletz Sportschaden* 1997;11(3):79-86.
24. Welter TG, Bobbert MF. During slow wrist movements, distance covered affects EMG at a given external force. *Motor Control* 2001;5(1):50-60.
25. Lind AR, Petrofsky JS. Amplitude of the surface electromyogram during fatiguing isometric contractions. *Muscle Nerve* 1979;2(4):257-64.
26. Clancy EA, Morin EL, Merletti R. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol* 2002;12(1):1-16.
27. Huigen E, Peper A, Grimbergen CA. Investigation into the origin of the noise of surface electrodes. *Med Biol Eng Comput* 2002;40(3):332-8.
28. Metting van Rijn AC, Peper A, Grimbergen CA. High-quality recording of bioelectric events Part 1. Interference reduction, theory and practice. *Med Biol Eng Comput* 1990;28(5):389-97.
29. Nishimura S, Tomita Y, Horiuchi T. Clinical application of an active electrode using an operational amplifier. *IEEE Trans Biomed Eng* 1992;39(10):1096-9.
30. Lieber RL. The production of movement. *Skeletal Muscle Structure, Function, and Plasticity: The Physiological Basis of Rehabilitation*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins; 2002. p.113-69.
31. Lawrence JH, De Luca CJ. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J Appl Physiol* 1983;54(6):1653-9.