



Elektromyostimülasyon ile İlgili Elektriksel Akım Parametreleri ve Metodolojisi

Electrical Current Parameters Related to Electromyostimulation and Their Methodology

Celil KAÇOĞLU, Mehmet KALE

DERLEME
REVIEW

Celil KAÇOĞLU¹
Mehmet KALE¹

¹ Anadolu Üniversitesi,
Spor Bilimleri Fakültesi,
Antrenörlük Eğitimi Bölümü

Yazışma Adresi/Correspondence:
Celil KAÇOĞLU
Anadolu Üniversitesi,
Spor Bilimleri Fakültesi,
Antrenörlük Eğitimi Bölümü,
Eskişehir, TÜRKİYE/TURKEY
ckacoglu@anadolu.edu.tr
mkale@anadolu.edu.tr

Geliş Tarihi/Received: 28/10/2015
Kabul Tarihi/Accepted: 18/11/2015

Özet:

Elektromyostimülasyon (EMS), kas ya da sinir bölgelerine dışsal olarak uygulanan elektriksel akımlarla kas aktivasyonu elde etme ve bu yolla istemli olarak aktive edilmesi zor olan hızlı motor ünitelerin senkron katılımla antrene edilerek sportif performansta fonksiyonel artışlar elde etme amaçlı kullanılan, konvansiyonel olmayan yenilikçi bir antrenman metodudur. Bu derlemenin amacı EMS uygulamalarının önemli parametrelerini ve bu parametrelerin düzenlemelerindeki farklılıkların neler olduğunu ortaya koymak ve böylelikle son yıllarda giderek artan ve optimal bir antrenman metodunun olmadığı EMS antrenmanlarının daha iyi anlaşılacak optimal bir EMS antrenman uygulamasının planlanmasını ve bu yöntemi kullanmak isteyen araştırmacı ya da antrenörlerin göz önünde bulundurması gereken önemli bilgileri sağlayarak sporda daha etkin kullanımına katkıda bulunmaktadır. Bu amaçtan hareketle derlemede insan bedenindeki iletimine dayalı olarak EMS’de kullanılan elektrik akımı ve çeşitlerinin genliği, genlik yükselişi ve düşüş zamanı, frekansı, atım süresi ve iş zamanının yanı sıra EMS antrenmanında kullanılan yüzeysel elektrotlar incelenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Elektromyostimülasyon, Elektrik akım frekansı, Genlik, İş zamanı, Elektrot

Abstract:

Electromyostimulation (EMS), the electrical current applied externally muscle or nerve area to get muscle activation for the synchronous recruitment of fast motor units hard to be activated in voluntary contraction, is an unconventional and innovative training method used for the purpose of obtaining functional increases in athletic performance. The aim of this review was to reveal the important parameters of the EMS applications and the differences caused by their arrangements, to better understanding of EMS training, to plan of optimal EMS training application, to contribute to more effective use in sports by providing important information to researchers and coaches who want to use this method. Thus, this review focused on electrical current, amplitude, frequency, work time and the surface electrodes used in EMS training.

Keywords: Electromyostimulation, Electrical current frequency, Amplitude, Work time, Electrode

EMS uygulamalarının sonuçlarını etkileyen elektriksel akımların türü, şekli, şiddeti, fazları, atım genliği, yükselişi ve düşüş zamanı, frekansı, atım süresi, iş zamanı ve atımlar arası süre gibi temel elektriksel akım parametrelerinin yanı sıra EMS'nin istemli kasılma üzerine uygulanması ya da pasif kasa uygulanması, istemli kasılma olarak izometrik, konsantrik ya da eksantrik kasılma üzerine uygulanması, izometrik uygulamada eklem açısı, elektrotların şekli, boyutu, yapısı, içerdiği materyal, deri üstü, deri altı, transkranial ya da interferansiyel uygulamaların yanında kronik ya da akut uygulama, kronik uygulama süresi, tekrarlı kontraksiyon ve haftalık uygulama sayısı, kronik uygulama sonrasındaki detraining ya da gecikmiş adaptasyon etkisi, katılımcıların profili (fiziksel olarak aktif, düzenli fiziksel aktivite yapmayan, elit sporcu, sağlıklı bireyler ya da yaş gruplarına göre bireyler), uygulanan kas, çoklu ya da tek eklem hareketi içeren uygulamalar, kasın orta noktasına ya da sinir bölgesine yapılan uygulamalar gibi çok sayıda etken vardır. Bu kadar çok etkenin olması uygulamada ortak bir antrenman görüşü olasılığını imkansızlaştırmaktadır. Bu derlemenin amacı EMS uygulamalarının önemli parametrelerini ve bu parametrelerin düzenlemelerindeki farklılıkların neler olduğunu ortaya koymak ve böylelikle son yıllarda giderek artan ve optimal bir antrenman metodunun olmadığı EMS antrenmanlarının daha iyi anlaşılabilir ve optimal bir EMS antrenman uygulamasının planlanmasını ve bu yöntemi kullanmak isteyen araştırmacı ya da antrenörlerin göz önünde bulundurması gereken önemli bilgileri sağlayarak sporda daha etkin kullanımına katkıda bulunmak ve konuyla ilgili olan ulusal literatüre katkı sağlamaktır. Bu amaçtan hareketle bu derlemede EMS'de kullanılan elektrik akımı ve çeşitlerinin insan bedenindeki hareketlerine dayalı olarak genliği, genlik yükselişi ve düşüş zamanı, frekansı, atım süresi ve iş zamanının yanı sıra EMS antrenmanında kullanılan yüzeysel elektrotlar incelemiştir.

ELEKTROMYOSTİMÜLASYONUN ELEKTRİKSEL AKIM PARAMETRELERİ

Belirlenen amaçlar doğrultusunda bir EMS antrenmanında farklı EMS protokolleri ve parametreleri kullanılabilir. Bununla beraber EMS antrenmanı sırasında sporcunun güvenliğini sağlamak, uygulamanın başarısını arttırmak, yorgunluğu azaltmak ya da optimal kuvvet çıktısı sağlamak için elektriksel uyarı parametrelerinin anlaşılması ve bunların düzenlenmesi çok önemlidir. Elektrik akımlarının temel parametreleri olan frekans, süre ve genliğin farklı modülasyonları bulunur ve kas kontraksiyon kuvveti bu parametrelerin farklı şekillerde düzenlenmesiyle belirlenir. Bunların yanında elektrotların özellikleri (boyut, malzeme, konumlandırma), dinlenme süresi, iş zamanı, genlik yükseliş ve düşüş ayarlaması, elektrik akımlarının dalga formları, antrenman sayısı ve süresi gibi özellikler de EMS antrenmanlarının parametreleri içerisinde sıralanabilir (Lake, 1992; Peckham ve Knutson, 2005; Cardinale ve ark., 2010; Singh, 2011; Doucet ve ark., 2012). Bu uyarı parametreleri adaptasyonların büyüklüğü konusunda önemli belirleyicilerdir (Siff, 1990; Hortobagyi ve Maffiuletti, 2011).

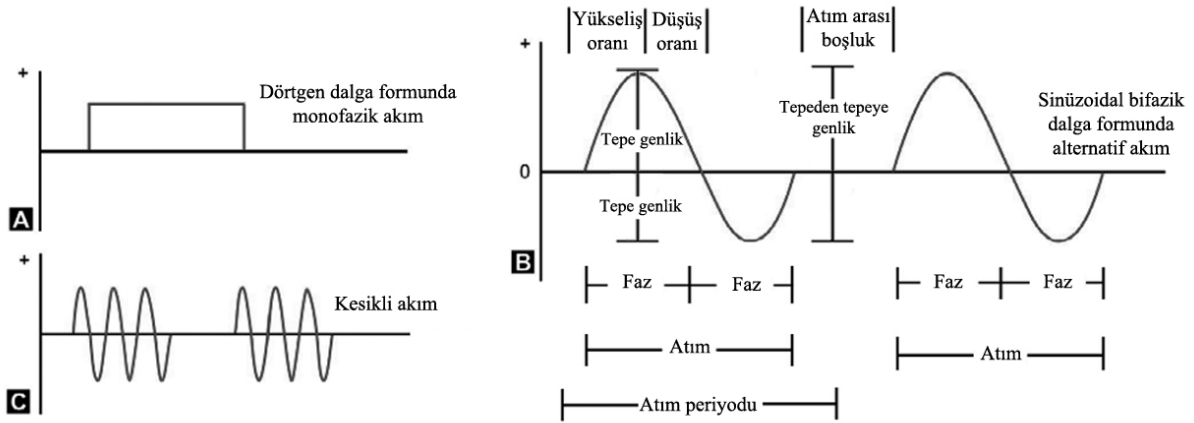
Elektrik Akımı, Çeşitleri ve İnsan Bedenindeki İletimi

EMS ile ilgili parametrelerde ilk olarak elektrik akımı ve insan bedenindeki hareketinin incelenmesi gerekir. Elektrik akımı (I); belli bir zaman diliminde (t) iletken maddeden geçen elektrik yüklü (elektron) partikül miktarı (q) yani elektrik yüklü partiküllerin bir kondüktör boyunca olan hareket oranı olarak ifade edilebilir ($I = \Delta q / \Delta t$). Elektronların hareketiyle ortaya çıkan bu akımda elektronların hareket yönü daha çok sayıda oldukları negatif kutuptan daha az sayıda

oldukları pozitif kutba doğrudur. Fakat bu yönün genel gösterimi pozitiften negatife doğrudur. Elektrik akımı üretmek için cisimlerin içinde serbest hareket edebilen yüklü partiküllere ve bu partiküllerin hareketini sağlayacak bir kuvvete ihtiyaç vardır. Metal bir devredeki elektronlar hareket edebilen yüklü partiküllerdir. Biyolojik sistemlerde de vücut sıvılarındaki iyonlar, yüklü partiküllerdir ve bu sıvılarda akımı tetikleyen kuvvetler ise uygulanan voltajlardır. İletken bir cisim üzerindeki akımın büyüklüğü uygulanan voltajla doğru orantılıdır. EMS’de uygulanan akım çok düşük şiddetlidir ve genellikle miliamperle (mA) ölçülür (Nanda, 2008; Robinson, 2008).

Osiloskopta görünen tekil dalga formu olan atım bir ya da iki fazdan oluşabilir ve belirli bir zamanda nötr düzeyden başlayarak yükseliş ve düşüş içeren dalgalanmalar sergileyebilir (Singh, 2011). Güncel EMS çalışmalarında kullanılan elektrik akımları genel olarak monofazik (tek fazlı) akım, bifazik (iki fazlı) akım ve polifazik (kesikli akım) akım olmak üzere üç tiptedir (Robinson, 2008). Akım yönünün değişmeyip, genliğinin ise değiştiği ya da değişmediği tek yönlü olan akım türüne monofazik akım, akım genliği ve yönünün periyodik olarak değiştiği çift yönlü olan pozitif ve negatif iki faza sahip akım türüne ise bifazik akım denmektedir ve en bilinen türü sinüzoidal akımdır (Nanda, 2008; Robinson, 2008). Akımın aralıklı olması polifazik akım olarak ifade edilmektedir ve yüklü partiküllerin periyodik, tek ya da çift yönlü akışının kısa sürelerle kesildiği akımdır. Akımın kesildiği bu bölüm atım arası boşluk olarak ifade edilmekte olup EMS’nin antrenman ve rehabilitasyon uygulamalarında sıklıkla kullanılan formudur (Robinson, 2008; Aldayel ve ark., 2010; Singh, 2011) (Şekil 1).

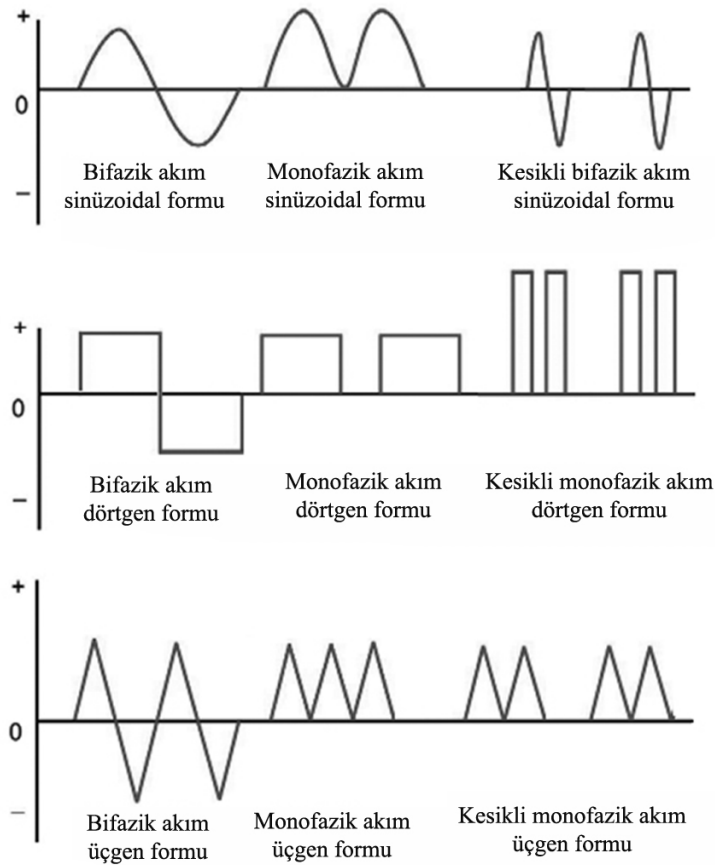
Şekil 1. Monofazik akım (A), bifazik akım (B) ve kesikli akım (C) (Robinson 2008 ve Singh, 2011’den uyarlanmıştır)



Monofazik akımlar her atımda sadece tek faz içerirler ve galvanik süreçlerden dolayı deri yanıkları, elektrot polarizasyonu ve doku hasarları oluşturma potansiyelleri vardır. Bu nedenle bifazik akımlar transkutenöz (deri üzeri) elektrik uyarıları için daha uygundur. Bifazik akımlarda ortaya çıkan dalga formları her atımda iki farklı faz içerirler. İlk faz aksiyon potansiyeli üretirken ikinci faz uygulanmış elektrik yükünü vücuttan uzaklaştırır. Bu durum ilk faz sırasında elektrot ile doku arasında oluşabilme olasılığı olan zararlı elektrokimyasal süreçleri tersine çevirerek doku hasarının meydana gelmesini önler. Bifazik dalga formları simetrik ya da asimetrik olabilir. Her iki fazın şekil ve genliğinin aynı olması durumu simetrik bifazik dalga formu şeklinde ifade edilir. Bu dalga formları bifazik atım ikinci fazının döngüsel olarak birinci fazın

aynadaki yansımasıdır. Asimetrik dalga formlarında ise bifazik atımların ikinci fazındaki akım genlik değişimleri birinci fazın aynadaki yansıması değildir (Enoka, 1988; Popovic ve ark., 2001; Peckham ve Knutson, 2005; Robinson, 2008; Blickenstorfer ve ark., 2009; Singh, 2011). Dalga formları akımı üreten jeneratörün özellikleri doğrultusunda döngüsel fazların zamana bağlı değişimiyle ortaya çıkan geometrik şekilleri (üçgen, dörtgen, sinüzoidal) ifade eder (Şekil 2). Kramer ve ark. (1984), Paillard ve ark. (2005), Robinson (2008) ve Aldayel ve ark. (2010) geometrik şekilli dalga formları arasında kuvvet ve hissedilen zorluk açısından fark olmamakla birlikte asimetrik bifazik dörtgen dalga formunun katılımcılar açısından daha konforlu olduğunu belirtmişlerdir.

Şekil 2. Dalga formlarının şekilleri (Singh, 2011)



Genlik

Genlik her birim zamanda sıfır akım noktasına göre elektrik akımının kuvveti (genellikle mA) olmasının yanında akımı tetiklemek için uygulanan itici kuvvet olan voltajın zaman grafiğinde ortaya çıkardığı dalga formunun ölçü birimi olarak tanımlanabilir. Elektrik akımının voltaj büyüklüğünü belirtmek için de kullanılabilir. Tepe genlik monofazik ya da bifazik her bir atım için ulaşılan maksimum akım ya da voltajdır. Tepeden-tepeye genlik ise bifazik bir atımda ilk fazın tepe değeriyle ikinci fazın tepe değeri arasında ölçülen maksimum akım ya da voltajdır (Şekil 1). Her atımın genliği o akımın şiddetidir. Voltaj amplitüd ya da akım şiddeti ifadelerinin eşanlamlısıdır (Robinson, 2008; Singh, 2011; Doucet ve ark., 2012).

Dokuya uygulanan akımın büyüklüğü elektrot ve doku arayüzünde ortaya çıkan empedansa bağlıdır (Peckham ve Knutson, 2005). Empedans iletkenden geçen elektronların hareketleri sırasında karşılaştıkları zorluk ya da direnç olarak tanımlanır ve ohm (Ω) cinsinden ölçülür. Büyük çaplı aksonlar daha düşük empedansa ve daha büyük akım geçiş hızına sahiptir (Robinson, 2008; Krebs ve ark., 2012). Biyolojik dokularda empedansın büyüklüğü EMS'nin frekansına bağlıdır ve daha büyük frekanslı EMS daha düşük doku empedansına neden olur (Robinson, 2008). Yüzeysel elektrotlar kullanıldığında elektrotların kuru olması ya da doku ile temasının azalması elektrot ve doku arayüzündeki empedansı artırır. Elektrot empedansı arttığında akım düşer ve ısı yükselir. Buna göre yüksek empedansın olduğu durumlarda uygulanan yüksek şiddetli akımlar deri yanıklarına neden olabilir (Peckham ve Knutson, 2005). Yüksek şiddetli akımlar elektrot altındaki bölgede daha güçlü depolarizasyon etkisine neden olarak kuvvette artışlar sağlayabildiğinden daha fazla sayıda kas fibrilini aktive eder. Fakat antidromik potansiyellere neden olur. Antidromik potansiyeller spinal motor havuzdan çıkan motor ve sensör uyarıları bloke etmesi nedeniyle merkezi sinir sistemi aktivasyonunu azaltır (Doucet ve ark., 2012). Bunun yanı sıra yüksek şiddetli uyarılar az tolere edilebilir olması nedeniyle daha az konforludurlar ve hassas derileri olanlarda derialtı ağrı sensörlerinden dolayı acı hissine neden olabilirler (Peckham ve Knutson, 2005; Doucet ve ark., 2012).

Bireyin EMS sırasında kuvvet gelişimine en önemli engeli acıya duyarlılığıdır. Bu noktada Dudley ve Stevenson (2008) yüksek frekanslı uyarıların daha tolere edilebilir olması nedeniyle önerildiğini, Doucet ve ark. (2012) ise düşük şiddetli akımların yüksek şiddetlere göre merkezi sinir sistemi girdisini daha fazla tetikleyebileceğini belirtmişlerdir. Bunun yanı sıra elektrik akımlarına tolerans antrenman şiddetinin belirlenmesinde oldukça önemlidir ve maksimal tolere edilebilen akım şiddeti, konforlu tolere edilebilen akım şiddetinden daha büyük kuvvet ortaya çıkarır (Hartsell ve Kramer, 1992). Maksimal tolere edilebilen akım şiddeti ilk birkaç günlük antrenmandan sonra yüksek şiddetlere tolerans gösterilebildiğinden EMS antrenmanı süresince tolerans giderek artar ve sonrasında sabit duruma gelir. Bu durum EMS'den kaynaklı ağrı hissini belli oranda azaldığını ve böylece daha yararlı bir uygulamaya olanak sağladığını gösterir (Siff, 1990; Delitto ve ark., 1992; Balogun ve ark., 1993; Dudley ve Stevenson, 2008; Gondin ve ark., 2011; Kaçoğlu ve Kale, 2014).

Genlik Yükseliş ve Düşüş Zamanı

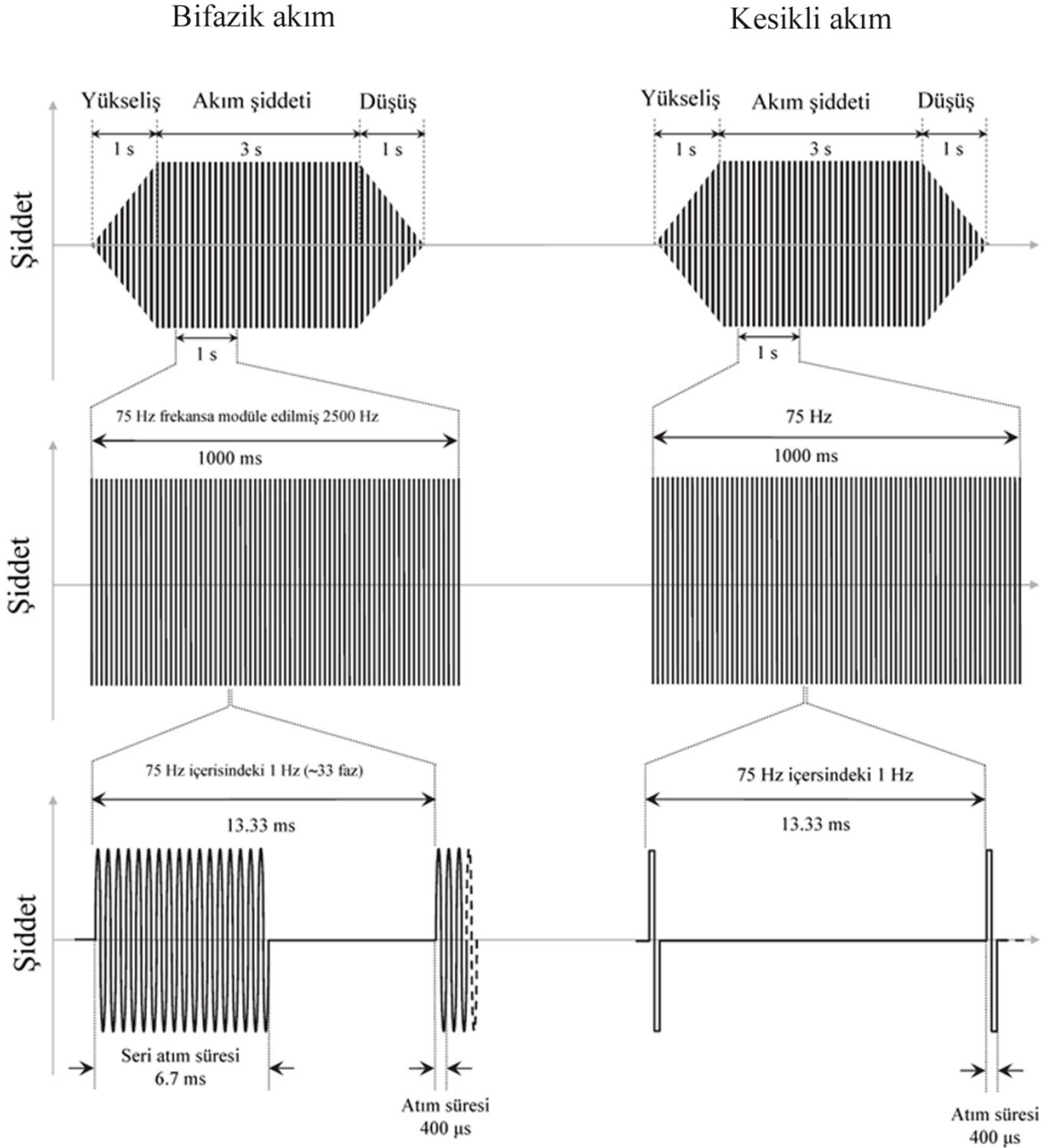
Bireyin konforlu tolere edebilmesi için istenilen şiddet ve frekansa ayarlanabilen akımın başlangıcı olan sıfır noktasından yükselmesi ve sonlanması olan sıfır noktasına azalması arasında geçen süredir. Bu süre genelde 1-3 saniye (s) arasında olmasına rağmen optimal bir süre bulunmamaktadır. Akımın kademeli ve yumuşak şekilde istenen şiddete yükseltilmesi ve dereceli olarak azaltılması konforlu tolere edebilmek için önemli olduğundan akım, uygulama sırasında bireye özgü ayarlanmalıdır (Lake, 1992; Doucet ve ark., 2012).

Frekans

Frekans, uyarının 1 saniyedeki atım sayısını ifade eder ve Hertz (Hz) birimiyle ifade edilir. EMS sırasında uygulanan tekli atımlar motor ve duyuşal aksonlar boyunca ilerleyen aksiyon potansiyellerinin frekansını sergilerken (Bergquist ve ark., 2011a) frekans ve şiddet ortaya çıkan kas kasılmasının kalitesini belirler. Frekanslar, 1-1000Hz arası düşük frekans, 1000-10.000Hz

arası orta frekans ve 10.000Hz'i aşan frekanslar ise yüksek frekans olarak tanımlanmaktadır (Robinson, 1995).

Şekil 3. EMS'de kullanılan bifazik ve polifazik akımların karşılaştırılması. 2.500Hz bifazik akım 75Hz'e modüle edilmiştir. Bu da 75Hz'de 33 atım serisi anlamına gelirken polifazik akımda 75Hz frekansın her birinde tek döngü bir atımdan oluşur ve her iki akımda da akımın süresi 400 μ s'dir (Aldayel ve ark., 2010)



Elektriksel akımların frekansı amaca göre farklılık gösterir. Yüksek frekanslar yüksek kuvvetler üretmesine rağmen kassal yorgunluğa ve kasılma kuvvetinde kısa sürede düşümlere neden olurlar. Fakat artan akım süresi ve akım şiddetiyle birlikte elektrot altındaki daha derin bölgelerdeki nöronlara kadar ulaşarak aktivasyon sağlanır. Ayrıca yüksek frekanslar kuvvet

yanıtında acıcılık sergilediği, karıncalanma etkisi meydana getirdiği, elektrot ve deri arası düşük empedansa sahip olduğu için daha konforlu tolere edilebilirken düşük frekanslar bunların aksine tekli atımlarda gözle görülebilen vuruş etkisi yaratabildiğinden az tolere edilebilir (Şekil 3) (Siff, 1990; Sheffler ve Chae, 2007; Dudley ve Stevenson, 2008; Doucet ve ark., 2012).

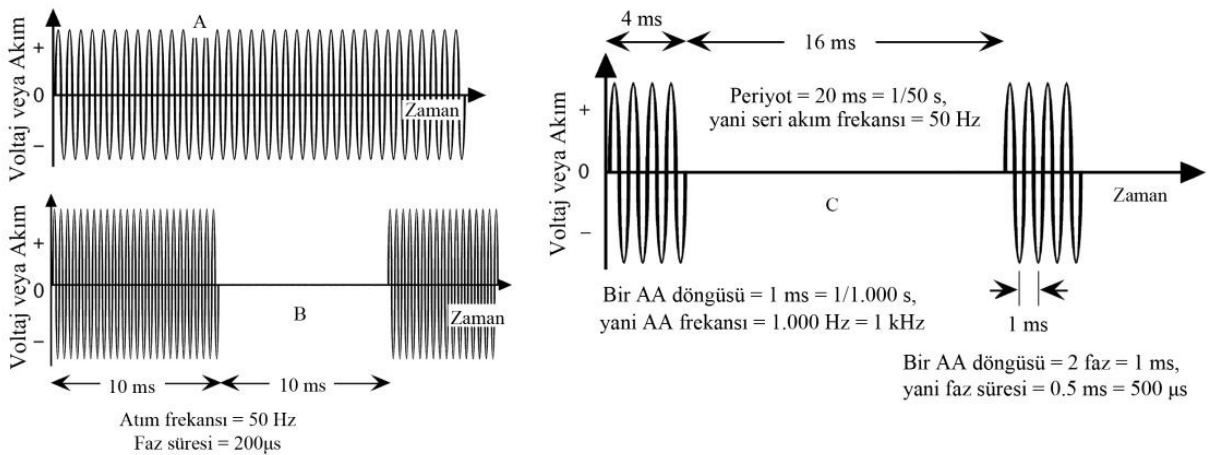
Enoka (1988), Miller ve ark. (1999), Paillard ve ark. (2005), Dudley ve Stevenson (2008) ve Cardinale ve ark. (2010) EMS'nin etkinliğinde temel faktör olan uyarılmış güç olan kas kuvvetinin düzeyini maksimal düzeye çıkartmak için EMS kuvvet antrenmanının 50-120Hz aralığında yapılması gerektiğini, başlangıçta hızlı motor ünitelerin tetanik katılımı için bu frekans aralıklarının daha etkili olduğunu, 100Hz frekansın daha büyük kuvvet artışları sağladığını, 80Hz frekansın 30Hz frekansa göre daha fazla inhibitör etki ortaya çıkardığını ve bu frekans aralığındaki daha yüksek frekansların daha tolere edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Bilindiği üzere fizyolojik süreçte kasın kasılmasını gevşemesi takip etmektedir. Lloyd ve ark. (1986) ve Singh (2011) frekansı 20Hz'e kadar olan akımların kasın gevşemesi için gerekli zamanı tanıdığını, 20Hz'den fazla olmaya başladığında kasın tam gevşemek için yeterli zamanı bulamadığını ve 60Hz'den fazla frekanslarda gevşeme meydana gelmediğinden kasın tetanik kontraksiyona düzenli bir şekilde devam ettiğini dile getirmişlerdir. Paillard ve ark. (2005)'na göre birçok araştırmada tam bir kas katılımına ulaşmak ve motor ünite ateşleme frekansını optimize etmek için tetanik kasılma sağlayan EMS modlarının tercih edilmesi gerekmektedir. Bunun yanında Balogun ve ark. (1993) kuvvet gelişimi açısından 20, 45 ve 80Hz frekanslar arasında bir fark olmadığını savunmuştur.

Frekans denildiğinde akla ilk olarak Rus araştırmacı Kots'un geliştirdiği Rus tekniği ya da daha tanımlayıcı bir ifadeyle modifiye atım serili orta frekans bifazik akım yöntemi (MASOFBA) gelmektedir. Bu yöntemde bifazik akım (BA)'lar fizyolojik frekans aralığı olan ortalama 100Hz atım serileri şeklinde uygulanır. Rus tekniği 1-15kHz (genelde 2.5kHz) frekans aralığında bifazik (sinüzoidal ya da dörtgen), kare, simetrik, polifazik akım dalga formuna modüle edilerek atımları 10ms EMS, 10ms dinlenme içeren atım frekansına (50Hz) indirilmiş olan çalışma süresi 10s atım ve 50s dinlenme içeren 10dk'lık bir uygulamadır (Şekil 4) (Ward ve Shkuratova, 2002; Parker ve ark., 2005; Ward, 2009; Vaz ve ark., 2012). Modüle edilmemiş atımlarda kesintisiz olan akım MASOFBA'da kesikli hale getirilmiştir. Polifazik akımı modüle etmenin temel amacı doku zedelenme riskini azaltmaktır (Ward ve Shkuratova, 2002; Ward, 2006; Dudley ve Stevenson, 2008; Ward, 2009). Örneğin; 10.000Hz sinüzoidal bir taşıyıcı akımın frekansı 100Hz'e ayarlanarak iş zamanının %20'si süresince uygulandığı bir uygulamada 10.000Hz'lik frekans atım süresinin 100µs olduğunu gösterir. Frekansın 100Hz'e ayarlanması akımın 10ms'lik bloklar ve bunu takip eden 10ms'lik aralıklar şeklinde verildiğini belirtir. Sonuç olarak iş zamanının %20'si akımın her 10ms'lik bloklarda ilk 2ms süresince uygulandığını belirtir. Böylece 20 sinüzoidal 100µs uyarı 10ms'lik bloğun ilk 2ms süresince devamlı olarak iletilir. Tetanik uyarının süresi 4-5s dinlenme arası ile 1-2s civarındadır. Modüle edilmiş kHz frekanslar düşük frekanslara kıyasla daha fazla konforlu tolere edilebilirler (Ward ve Shkuratova, 2002; Ward, 2006; Dudley ve Stevenson, 2008). Fizyolojik etkiler bakımından polifazik akım ve MASOFBA arasında sumasyon etkisi açısından fark vardır. Sumasyon, sinir kas fibrili gevşemeden önce uygulanan atımlar sırasında ortaya çıkar. MASOFBA'da çoklu atımlar ms süresinde birbirlerine çok yakındırlar ve bu da bir atım serisi sumasyon oluşturabilir. Polifazik akımlar arası süre (100Hz ve daha düşük frekanslar için ms) sumasyon oluşturmak için

uzundur. Bu nedenle MASOFBA polifazik akımların oluşturamadığı sumasyonu oluşturmak ve daha derin bölgelerdeki sinirleri uyarmak için daha uygun görünmektedir (Ward ve ark., 2002; Ward ve ark., 2007).

Daha iyi anlaşılması için verilmiş her atımı tek bifazik akım döngüsü içeren Şekil 4'teki örnekte atım süresi 4ms ve atımlar arası süre 16ms olan bir periyot 20ms (tek atım döngüsü) ya da atım tekrar frekansı 50Hz'dir. Bu örnekte 4ms'lik her atım 4 bifazik akım sinüs dalgası içermektedir. Her sinüs dalgası 1ms'lik süreye sahip olduğundan frekansı 1kHz'dir. Bu sinüs dalgası frekansı "taşıyıcı frekans" olarak tanımlanır ve seri atımlar içerisindeki atım frekansını ifade eder. Yani bifazik akım frekansına ait sinüs dalgalarının tamamının ifade edildiği frekans taşıyıcı frekansdır. Modifiye taşıyıcı frekans ise seri atım olarak tanımlanır. Bir ms'lik her sinüs dalgası pozitif ve takip eden negatif faz olmak üzere 2 fazdan oluşur. Her fazın süresi 0.5ms (500µs)'dir (Rooney ve ark., 1992; Parker ve ark., 2005; Ward, 2009).

Şekil 4. Modüle edilmemiş bifazik akım (A), Rus akımı (B), Modifiye atım serili bifazik akım (Aussie akımı) (C) örnekleri. Dalga formunu tanımlamak için minimum 5 parametre (örn: sinüzoidal dalgalar, 1kHz frekanslı bifazik akım, dörtgen atımlar, atım frekansı 50Hz, atım süresi 4ms) gerekir. (Ward ve ark., 2006 ve Ward, 2009'dan uyarlanmıştır)



Atım Süresi

EMS cihazlarının uyguladığı atımlar sıfır noktasından başlayarak akımın formuna göre yükseliş (monofazik akım) ya da birbirini izleyen yükseliş ve iniş (bifazik ya da polifazik akım) sergilerler. Tek bir atımın kapsadığı zaman dilimi atım süresi ya da atım genişliği olarak tanımlanır (Doucet ve ark., 2012). Monofazik akımlarda faz süresi aynı zamanda atım süresidir (Singh, 2011). Bifazik akımlarda ise iki fazı (pozitif ve negatif) da kapsar (Doucet ve ark., 2012). Polifazik akımlara, bazı durumlarda da monofazik ve bifazik akımlara çeşitli zaman dilimlerinde aralıklar verilebilir. Verilen bu aralık başka ifadelerle atımlar arası boşluk ya da dinlenme atım periyodu olarak tanımlanır (Şekil 1) (Singh, 2011).

Atım süresi, deri tahrişi ve doku zedelenmelerini minimize etme konusunda önemlidir (Siff, 1990). EMS sırasında uygulanan atım sürelerinin değiştirilmesi motor ve duyuşal aksonların katılımını da değiştirir (Bergquist ve ark., 2011a). Kısa atım süreleri (50-400µs) öncelikle motor aksonları aktive ederken uzun atım süreleri (500-1000µs) daha çok duyuşal aksonları aktive eder

(Bergquist ve ark., 2011a). Kısa atım süreleri (50-100µs) daha az yorgunluğa neden olur. Ayrıca kısa atım süreleri daha konforlu tolere edilebilir durumdadır. Kısa atım süreleri motor yanıt oluşturmak için daha büyük akım şiddetlerine ihtiyaç duyarlar (Llyod ve ark., 1986). Yapılan EMS çalışmalarının çoğunluğunda 200-400µs aralığında atım süresi kullanılmıştır (Filipovic ve ark., 2011). Uzun atım süreleri daha güçlü kasılma ortaya çıkarırlar ve kontraktıl yapılarda daha fazla yayılma alanı bulurlar. Deri altı dokularda daha derinlere ilerleyerek derin kas fibrillerinin kasılmaya olan katılımını arttırlar. Buna rağmen daha kısa atım süreleri (10-50µs) de kas fibrillerini aktive edebilirler (Doucet ve ark., 2012). Daha uzun atım süreleri merkezi katılımı arttırırken çevresel katılımı azaltırlar (Bergquist ve ark., 2011a). Optimal bir EMS antrenmanı bulunmamasına rağmen birçok araştırmacı (Lake, 1992; Strojnik, 1995; Vanderthommen ve Duchateau, 2007; Nosaka ve ark., 2011) bifazik, dörtgen, simetrik dalga formunda, 100-500µs atım süreli, 50-100Hz frekanslı ve maksimal tolere edilebilen şiddetteki akımları istemli izometrik kasılmalarla birlikte uygulanmasını önermiştir. Locicero (1991), Dehail ve ark. (2008) ve Paillard (2008) elektrik akımlarının istemli kasılmalarla birlikte uygulandığında tek olarak uygulanan istemli kasılmalara göre daha büyük nöromusküler adaptasyonlar sağlamamakla birlikte tek başına uygulanan EMS'den daha etkili olduğu da belirtmişlerdir.

İş Zamanı

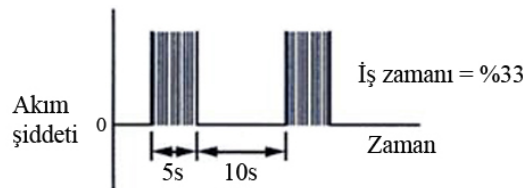
İş zamanı kuvvet gelişimini korumak, toparlanmayı ve konforu arttırmak için akımlara aralıklar uygulanmasıdır. İş zamanı elektriksel akım ve dinlenmelerden oluşan toplam uygulama süresi içindeki akım süresinin yüzdesini ifade eder. Akım süresi EMS antrenmanında bir tekrar sırasındaki atım periyodunu tanımlarken dinlenme süresi ise bir tekrar sırasında atımdan sonraki dinlenme süresini tanımlar. Toplam döngü zamanı ise atım ve dinlenme süresinin toplamıdır (Şekil 5) (Lake, 1992; Robinson, 1995; Doucet ve ark., 2012).

Şekil 5. İş zamanı kavramının hesaplanması (Robinson, 2008)

$$\text{İş zamanı} = \frac{\text{Atım süresi}}{(\text{Atım süresi} + \text{Dinlenme süresi})} \times 100$$

Şekil 6'da görüleceği üzere 5s akım süresi ve 5s dinlenme süresinin olduğu döngülerden oluşan bir programın iş zamanı %50 iken 5s akım 10s dinlenme süresi olan döngülerden oluşan bir programın iş zamanı ise %33'tür. İş zamanı yüzdesinin düşmesi yorgunluğun daha geç ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Filipovic ve ark., (2011) maksimal kuvvet, çabuk kuvvet, sprint, sıçrama, güç geliştirmede akım süresinin 3-10s olduğu %20-25 iş zamanının etkili olduğunu belirtmişlerdir.

Şekil 6. İş zamanı, akım süresi ve dinlenme süresi (Robinson, 2008)

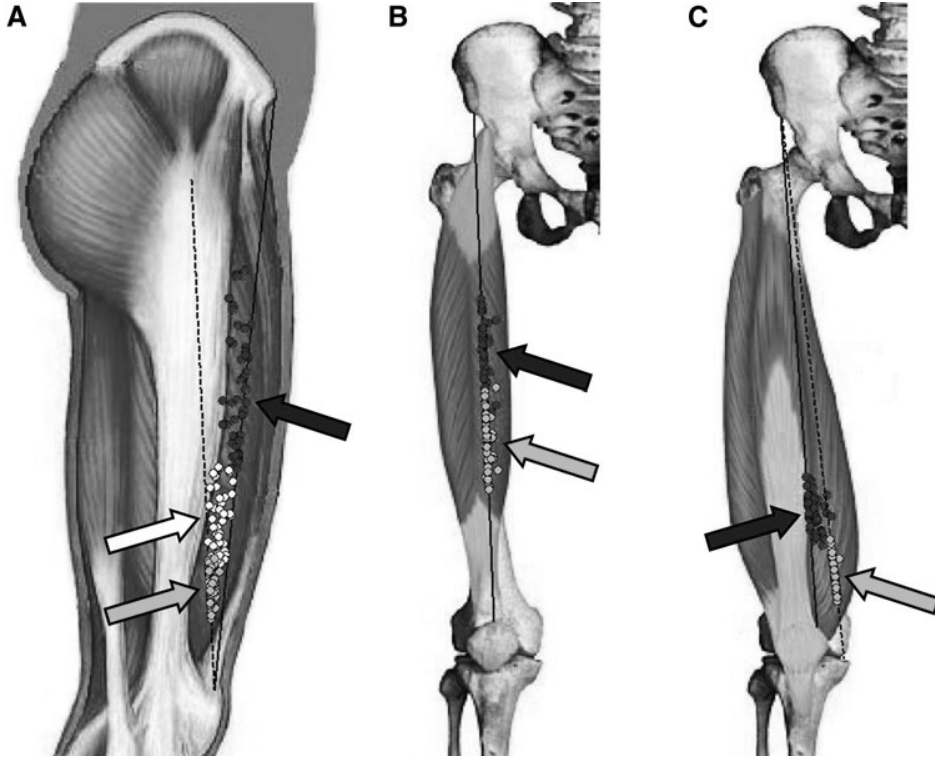


Elektrotlar

Elektriksel potansiyel, boşluktaki iki nokta arası olarak tanımlanır. EMS cihazı ve uygulanan bireyin dokusu arasında akımı taşıyan elektrot biyo-uyumlu, dokuda toksik tepkiye neden olmayan, genellikle bipolar, alüminyum, paslanmaz çelik, gümüş, gümüş klorür, platin, altın kaplama, polimer ya da karbon kaplı iletken silikon lastikler gibi çok farklı materyalden yapılabilir. Akımı transkutenöz ve perkutenöz (deri altından) şekilde ileten iki farklı elektrot türü vardır (Robinson, 1995; Mortimer ve Bhadra, 2004; Merrill ve ark., 2005; Dudley ve Stevenson, 2008). Transkutenöz uygulanan sistemlerin noninvaziv ve göreceli olarak basit teknoloji içermeleri gibi avantajları olmasına rağmen derin kasların aktivasyonu ya da izole kasılmalar sağlama konusunda dezavantajları da vardır (Peckham ve Knutson, 2005).

İnsan vücudunda polarizasyon elektrot altındaki bölgede başlar ve pozitif elektrottan negatif elektroda doğru uzunlamasına yayılım gösterir (Lapicque, 1932). Elektrotların boyutu ve konumları en kritik faktörlerden biri olmakla beraber tipleri, sayıları ve hatta elektrot-deri ara yüzündeki direnci azaltmak için kullanılan jeller, kaslara ulaşan elektriksel uyarının miktarını, katılımcının konforunu ve ortaya çıkan kasılmanın kuvvetini etkileyen önemli faktörlerdir (Enoka, 1988; Siff, 1990; Gondin ve ark., 2011). Farklı uygulamalar için farklı türde, boyutta ve konfigürasyonda elektrotlar kullanılmakla (Keller ve Kuhn, 2008) birlikte elektrotlar sinir ya da motor noktalar üzerine yerleştirilmelidir. Çünkü motor nokta, kas grubunun orta noktasında kasılma için en az akım şiddetine ihtiyaç duyan bölgedir. En düşük akım şiddetlerinde en izole kasılmalar ortaya koymak, maksimal kas gerilimi sağlamak ve konforsuzluğu minimize etmek için uyarım bölgeleri yani elektrotlar motor noktalar üzerinde olmalıdır (Lake, 1992; Forrester ve Petrofsky, 2004; Peckham ve Knutson, 2005; Gobbo ve ark., 2011; Botter ve ark., 2011). Şekil 7’de Botter ve ark. (2011)’nin şekillendirerek ifade etmiş olduğu Quadriceps kas grubu motor noktalarının konumları örnek olarak verilmiştir. Uygun olmayan şekilde yerleştirilmiş olan elektrot pozisyonu motor sinir dallarını uyararak için daha yüksek akım seviyelerine ihtiyaç duyar ve bu durum ağrı reseptörlerine ait afferent fibrillerin de daha fazla uyarılmasına neden olur (Gobbo ve ark., 2014). Negatif elektrot (aktif elektrot) genellikle hedef kasın motor noktası üzerinde pozitif elektrot (aktif olmayan elektrot) ise hedef kasın distal bölümünde olacak şekilde her iki elektrotunda kas yüzeyine yerleştirilmesi gerekmektedir (Dudley ve Stevenson, 2008; Botter ve ark., 2011).

Şekil 7. Quadriceps kas grubu motor noktalarının konumları. a- Vastus lateralis kası motor noktaları b- Rectus Femoris kası motor noktaları c- Vastus medialis kası motor noktaları. Oklar motor nokta referans bölgelerinin ortalama pozisyonunu belirtmektedir (siyah ok: proksimal motor noktalar, beyaz ok: merkez motor noktalar, gri ok: distal motor noktalar). Kesikli siyah çizgiyle proksimal motor noktalar için referans hat, düz siyah çizgiyle ise distal motor noktalar için referans hat belirtilmiştir (Botter ve ark., 2011)



Kasın orta noktasına elektrot yerleştirilerek uygulanan EMS çevresel yolu, sinir bölgesi üzerine yerleştirilerek uygulanan EMS ise merkezi yolu izlemektedir (Smith ve Motl, 2005). Sinir üzerinden uygulama kasın orta noktasından yapılan uygulamaya göre kasılma kalitesini sürdürmek ve kasılma yorgunluğunu azaltmak için daha avantajlıdır (Bergquist ve ark., 2011b). Bunun yanı sıra elektrotların yerleştirildikleri bölgeler elektriksel uyarılı kuvvetin büyüklüğü ve konforu üzerine etki etmektedir. Kasın şekline göre uzunlamasına yerleştirilen elektrotlar dikey yerleştirilen elektrotlara göre daha konforludur ve aynı zamanda daha fazla elektriksel uyarılı kuvvet üretmektedir (Ferguson ve ark., 1989; Brooks ve ark., 1990; Hartsell ve Kramer, 1992; Lyons ve ark., 2004). Elektrot boyutunun akım yoğunluğu üzerinde direk etkisi olduğundan üzerine yerleştirilecek kasın büyüklüğüne ve yağ tabakasının kalınlığına uygun boyutta elektrot seçilmelidir. Örneğin; büyük bir kas grubu olan Quadriceps kas grubuna hem 10cm x 5cm ebadında tek bir elektrot hem de bu kasın dört farklı başına 5cm x 5cm ebadında birkaç elektrot yerleştirilebilir. Olması gerekenden küçük elektrot yerleştirilmesi akım yoğunluğunu fazlaştıran ve EMS'ye toleransı düşürerek ağrı hissini artırır. Ağrı hissi elektrot-deri ara yüzünün homojen olmamasından oluşmaktadır. Bunun sonucu elektrot altı bölgede akım şiddeti aşırı artar ve ısınmaya neden olarak doku hasarı eşliğinin üzerine çıkabilecek direnç azalmasıyla sonuçlanabilir. Bu nedenle EMS antrenmanı öncesinde elektrotları ıslatma ya da nemlendirme daha stabil direnç sağlar ve sıcak noktaların oluşmasını azaltır. Büyük elektrotlar daha az ağrı hissiyle güçlü kassal kontraksiyonlar üretmede daha etkilidirler. Azalan akım şiddeti ile ağrı hissini azaltabildikleri gibi akımın kasın büyük bir miktarına yayılmasına neden

olabilirler. Fakat olması gerekenden büyük ya da yanlış şekilde yerleştirilmiş olan elektrotlar hedef kasın yanında farklı kas gruplarını da aktive ederler. Seçilen elektrotun boyutu konforu ve elektriksel uyarılı kuvveti etkilemektedir (Lake, 1992; Alon ve ark., 1994; Robinson, 1995; Forrester ve Petrofsky, 2004; Lyons ve ark., 2004; Keller ve Kuhn, 2008; Dudley ve Stevenson, 2008; Gondin ve ark., 2011). Tekstil elektrotlar olan metalden imal edilen kumaşlardan oluşan ped şeklindeki elektrotlar deri yüzeyine yerleştirilerek düşük akımlar (<8mA) için doğrudan ciltle temas sağlanmalıdır. Fakat daha yüksek şiddetlerde iletkenliği arttırmak için hidrojel ya da karbon nanotüplerle harmanlanmış biyo-uyumlu maddeden yapılmış arayüz materyale ihtiyaç vardır (Keller ve Kuhn, 2008).

SONUÇ VE ÖNERİLER

EMS ile ilgili elektriksel akım parametrelerinin özellikleri ve metodolojisi hakkında yeterli bilgiye sahip olmak EMS'nin atletik performans geliştirme amaçlı kullanımından maksimum fayda sağlamaya olanak sağlayacağından bu akım parametreleri ve düzenlemeleri EMS antrenman yönteminin etkinliğinde ve bireylerin bu antrenmanlar sırasında hissettikleri akım şiddetinin konforu konusunda oldukça önem teşkil eder. EMS'nin sağlıklı bireylerde ve üst düzey performans sporcularında etkileri olduğu bilinmesine rağmen atletik performans ve hissedilen kassal acı ya da ağrı bakımından istemli antrenmanlara göre daha etkili olmadığı bazı çalışmalarda (Holcomb, 2005; Seyri ve Maffiuletti, 2011; Kale ve ark., 2014) belirtilmiştir. Buna rağmen yavaş ve hızlı motor ünitelerde senkron aktivasyon sağladığından dolayı istemli antrenmanların önemli bir tamamlayıcısı olarak değerlendirilmektedir. Bu nedenle de bu antrenmanların planlanmasında akım parametreleri ve düzenlemelerine dikkat edilmelidir. Filipovic ve ark. (2011)'nin yaptıkları çalışma, uyarının yoğunluğunu etkileyen dolayısıyla kuvvet adaptasyonları için dikkate alınması gereken en önemli parametrelerin frekans, atım süresi ve genlik olduğunu ortaya koymuştur. EMS sonucu ortaya çıkacak adaptasyonlar ve antrenmanın etkililiği bu parametrelerin modülasyonu ve elektriksel akımın özelliklerine bağlı olmasına rağmen literatürde de (Cardinale ve ark., 2010; Seyri ve Maffiuletti, 2011; Gondin ve ark., 2011) belirtildiği gibi EMS'ye adaptasyonel yanıtta dışsal kontrollü faktörlerden (uyarım parametreleri, elektrotlar vb.) ziyade motor sinir dallanmaları, kas içindeki akson dallarının morfolojik yapısı gibi bireylerin bazı içsel anatomik ve nöromusküler faktörlerden kaynaklanan, kısmen kontrol dışı bireysel farklılıkların olduğu konusu da antrenman protokolü planlamalarında göz önünde bulundurulmalıdır.

Sonuç olarak antrenörlerin ve araştırmacıların daha etkili antrenman protokolleri oluşturmaları için EMS parametrelerinden olan atım süresi, frekansı, iş zamanı, yükseliş ve düşüş zamanı, elektriksel akımların çeşitleri, şekilleri, genliği, elektrotların yapısı, büyüklüğü, konumları, sayıları konusunda daha açık ve daha bilimsel temellere dayanan bilgilere ihtiyaç vardır. Bu amaçla yapılan bu çalışmanın da antrenör ve araştırmacılara çalışmalarında yardımcı olması ümit edilmektedir. EMS antrenmanlarının etkililiğinin daha iyi anlaşılması ve yeni bilgi kaynaklarının ortaya konabilmesi için akım parametreleri ve bu parametrelerin farklı kombinasyonlarını içeren EMS antrenman protokolleri içeren yeni çalışmalarla daha sistematik olarak araştırılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

- Aldayel A, Jubeau M, Mcguigan M, Nosaka K. (2010). Comparison between alternating and pulsed current electrical muscle stimulation for muscle and systemic acute responses. *J. Appl. Physiol.*, 109(3), 735-44.
- Alon G, Kantor G, Ho HS. (1994). Effects of electrode size on basic excitatory responses and on selected stimulus parameters. *J. Orthop. Sports. Phys. Ther.*, 20(1), 29-35.
- Balogun JA, Onilari OO, Akeju OA, Marzouk DK. (1993). High voltage electrical stimulation in the augmentation of muscle strength: Effects of pulse frequency. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 74(9), 910-916.
- Bergquist AJ, Clair JM, Lagerquist O, Mang CS, Okuma Y, Collins DF. (2011a). Neuromuscular electrical stimulation: Implications of the electrically evoked sensory volley. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 111(10), 2409-26.
- Bergquist AJ, Clair JM, Collins DF. (2011b) Motor unit recruitment when neuromuscular electrical stimulation is applied over a nerve trunk compared with a muscle belly: Triceps surae. *J. Appl. Physiol.*, 110(3), 627-637.
- Blickenstorfer A, Kleiser R, Keller T, Keisker B, Meyer M, Riener R, Kollias S. (2009). Cortical and subcortical correlates of functional electrical stimulation of wrist extensor and flexor muscles revealed by FMRI, *Hum. Brain Mapp.*, 30(3), 963-975.
- Botter A, Oprandi G, Lanfranco F, Allasia S, Maffiuletti NA, Minetto MA. (2011). Atlas of the muscle motor points for the lower limb: Implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 111(10), 2461-71.
- Brooks ME, Smith EM, Currier DP. (1990). Effect of longitudinal versus transverse electrode placement on torque production by the quadriceps femoris muscle during neuromuscular electrical stimulation, *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 11(11), 530-534.
- Cardinale M, Newton R, Nosaka K. (2010). *Strength And Conditioning: Biological Principles And Practical Applications*. s.193-197. NY: Wiley-Blackwell.
- Dehail P, Duclos C, Barat M. (2008). Electrical stimulation and muscle strengthening. *Ann. Readapt. Med. Phys.*, 51(6), 441-451.
- Delitto A, Strube MJ, Shulman AD, Minor SD. (1992). A study of discomfort with electrical stimulation, *Phys. Ther.*, 72(6), 410-21.
- Doucet BM, Lamb A, Griffin L. (2012). Neuromuscular electrical stimulation for skeletal muscle function. *Yale J. Biol. Med.*, 85(2), 201-15.
- Dudley GA, Stevenson SW. (2008). Use of electrical stimulation in strength and power training. (PV Komi, Ed.), *Strength And Power In Sport, 2nd Edition*. s.426-437. Oxford: Blackwell Science.
- Enoka RM. (2002). Activation order of motor axons in electrically evoked contractions. *Muscle Nerve*, 25(6), 763-764.
- Filipovic A, Kleinöder H, Dörmann U, Mester J. (2011). Electromyostimulation - A systematic review of the influence of training regimens and stimulation parameters on effectiveness in electromyostimulation training of selected strength parameters. *J. Strength Cond. Res.*, 25(11), 3218-3238.
- Forrester BJ, Petrofsky JS. (2004). Effect of electrode size, shape, and placement during electrical stimulation. *J. Appl. Res.*, 4(2), 346-354.
- Gobbo M, Gaffurini P, Bissoletti L, Esposito F, Orizio C. (2011). Transcutaneous neuromuscular electrical stimulation: influence of electrode positioning and stimulus amplitude settings on muscle response. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 111(10), 2451-9.
- Gondin J, Cozzone PJ, Bendahan D. (2011). Is high-frequency neuromuscular electrical stimulation a suitable tool for muscle performance improvement in both healthy humans and athletes?, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 111(10), 2473-87.
- Hartsell HD, Kramer JF. (1992). A comparison of the effects of electrode placement, muscle tension, and isometric torque of the knee extensors, *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 15(4), 168-74.
- Holcomb WR. (2005). Is neuromuscular electrical stimulation an effective alternative to resistance training. *Strength Cond. J.* 27(3), 76-79.
- Hortobagyi T, Maffiuletti NA. (2011). Neural adaptations to electrical stimulation strength training. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 111(10), 2439-49.
- Kaçoğlu C, Kale M. (2014). Elektriksel Kas Uyarılarına Karşı Tolerans Gelişimi. İstanbul Üniversitesi *Spor Bilimleri Dergisi*, 4(1-2), 23-26.
- Kale M, Kaçoğlu C, Gürol B. (2014). Elektromyostimülasyon antrenmanlarının nöral adaptasyon ve sportif performans üzerine etkileri. *Hacettepe Üniversitesi Spor Bilimleri Dergisi*, 25(3), 142-158.
- Keller T, Kuhn A. (2008). Electrodes for transcutaneous (surface) electrical stimulation. *J. Automatic Control.*, 18(2), 35-45.
- Kramer JF, Lindsay DM, Magee D, Wall T, Mendryk SW. (1984). Comparison of voluntary and electrical stimulation contraction torque. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 5(6), 324-331.
- Krebs C, Weinberg J, Akesson E. (2012). Introduction to the nervous system and basic neurophysiology. (C Krebs, E Akesson, J Weinberg, Eds.) *Lippincott's Illustrated Reviews Neuroscience*, s.12. Baltimore: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.
- Lake DA. (1992). Neuromuscular electrical stimulation. An overview and its application in the treatment of sports injuries. *Sport Med.*, 13(5), 320-336.
- Lapicque L. (1932). Retrograde polarization, A theory of systematic errors in measurements of muscular chronaxie through ringer's fluid or with large electrodes. *J. Physiol.*, 76(2), 262.
- Lloyd T, Domenico GG, Strauss GR, Singer K. (1986). A review of the use of electro-motor stimulation in human muscles. *Aust. J. Physiother.*, 32(1), 18-30.

- Locicero RD. (1991). The effect of electrical stimulation on isometric and isokinetic knee extension torque: Interaction of the kinestim electrical stimulator and the Cybex II+®. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 13(3), 143-148.
- Lyons GM, Leane GE, Clarke-Moloney M, O'brien JV, Grace PA. (2004). An investigation of the effect of electrode size and electrode location on comfort during stimulation of the gastrocnemius muscle. *Med. Eng. Phys.*, 26(10), 873-8.
- Merrill DR, Bikson M, Jefferys JG. (2005). Electrical stimulation of excitable tissue: Design of efficacious and safe protocols. *J. Neurosci. Methods*, 141(2),184.
- Miller M, Downham D, Lexell J. (1999). Superimposed single impulse and pulse train electrical stimulation: A quantitative assessment during submaximal isometric knee extension in young, healthy men. *Muscle Nerve*, 22(8),1038-46.
- Mortimer JT, Bhadra N. (2004). Peripheral nerve and muscle stimulation. (KW Horch, GS Dhillon, Eds.) *Neuroprosthetics: Theory And Practice*, s.5. Singapore: World Scientific Publication Co. Inc.
- Nanda KB. (2008). *Electrotherapy Simplified*. s.112-114. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers.
- Nosaka K, Aldayel A, Jubeau M, Chen TC. (2011). Muscle damage induced by electrical stimulation, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 111(10), 2427-37.
- Paillard T, Noé F, Passelegue P, Dupui P. (2005). Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction. *Sports Med.*, 35(11), 951-66.
- Paillard T. (2008). Combined application of neuromuscular electrical stimulation and voluntary muscular contractions. *Sports Med.*, 38(2), 161-177.
- Parker MG, Keller L, Evenson J. (2005). Torque responses in human quadriceps to burst-modulated alternating current at 3 carrier frequencies. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 35(4), 239-45.
- Peckham PH, Knutson JS. (2005). Functional electrical stimulation for neuromuscular applications. *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, (7), 327-360.
- Popovic MR, Keller T, Pappas IP, Dietz V, Morari M. (2001). Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprosthesis. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, 20(1), 82-93.
- Robinson AJ. (1995). Instrumentation for electrotherapy, (AJ Robinson, L Snyder-Mackler, Eds.) *Clinical Electrophysiology:Electrotherapy and Electrophysiologic Testing, 2nd Edition*. s.27,44,50-51. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Robinson AJ. (2008). Basic Concepts in electricity and contemporary terminology in electrotherapy. (AJ Robinson, L Snyder-Mackler, Eds.) *Clinical Electrophysiology, Electrotherapy And Electrophysiologic Testing, 3rd Edition*. s.2-3,5,13,15,23. Baltimore: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.
- Rooney JG, Currier DP, Nitz AJ. (1992). Effect of variation in the burst and carrier frequency modes of neuromuscular electrical stimulation on pain perception of healthy subjects. *Phys. Ther.*, 72(11), 800-809.
- Seyri K, Maffioletti N. (2011). Effect of electromyostimulation training on muscle strength and sports performance. *Strength Cond. J.*, 33(1), 70-75.
- Sheffler LR, Chae J. (2007). Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. *Muscle Nerve*, 35(5), 562-590.
- Siff M. (1990). Applications of electrostimulation in physical conditioning: A review. *J. Strength Cond. Res.*, 4(1), 20-26.
- Singh J. (2011). *Manual Of Practical Electrotherapy*. s.12,18-23. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publisher.
- Smith JC, Motl RW. (2005). Electromyographic indices of neuromuscular reflexes. *Int. J. Sports Psychol.*, 3(3), 322-337.
- Strojnjk V. (1995). Muscle activation level during maximal voluntary effort. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 72(1-2), 144-9.
- Vanderthommen M, Duchateau J. (2007). Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, 35(4), 180-185.
- Vaz MA, Aragão FA, Boschi ÉS, Fortuna R, Melo MO. (2012). Effects of russian current and low-frequency pulsed current on discomfort level and current amplitude at 10% maximal knee extensor torque. *Physiother. Theory Pract.*, 28(8), 617-23.
- Ward AR, Shkuratova N. (2002). Russian electrical stimulation: The early experiments. *Phys. Ther.*, 82(10), 1019-1030.
- Ward AR, Robertson VJ, Makowski RJ. (2002). Optimal frequencies for electric stimulation using mediumfrequency alternating current. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 83(7), 1024-7.
- Ward AR, Oliver WG, Buccella D. (2006). Wrist extensor torque production and discomfort associated with low-frequency and burst-modulated kilohertz-frequency currents. *Phys. Ther.*, 86(10),1360-7.
- Ward AR, Lucas-Toumbourou S. (2007). Lowering of sensory, motor, and pain-tolerance thresholds with burst duration using kilohertz-frequency alternating current electric stimulation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 88(8), 1036-41.
- Ward AR. (2009). Electrical stimulation using kilohertz-frequency alternating current. *Phys. Ther.*, 89(2), 181-190.