



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KASSAL DAYANIKLILIK ANTRENMANINDA YENİ BİR
YAKLAŞIM: YORGUNLUKTA KUVVET ÜRETME MODELİ**

FATİH KAYA
DOKTORA TEZİ

BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Salih PINAR

İSTANBUL – 2011



REPUBLIC OF TURKEY
MARMARA UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

**A NEW APPROACH TO MUSCULAR ENDURANCE TRAINING:
A MODEL OF FORCE PRODUCTION IN FATIGUE**

FATİH KAYA
DOCTORATE THESIS

DEPARTMENT OF PHYSICAL EDUCATION AND SPORTS

SUPERVISOR
Prof. Dr. Salih PINAR

ISTANBUL – 2011

TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora (x)

Anabilim Dalı : Beden Eğitimi ve Spor

Tez Sahibi : Fatih KAYA

Tez Başlığı : Kassal Dayanıklılık Antrenmanında Yeni Bir Yaklaşım:
Yorgunlukta Kuvvet Üretme Modeli

Sınav Yeri : Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu

Sınav Tarihi : 25.05.2011

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Yüksek Lisans/Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)

Kurumu

İmza

Prof. Dr. Salih PINAR

Marmara Üniversitesi



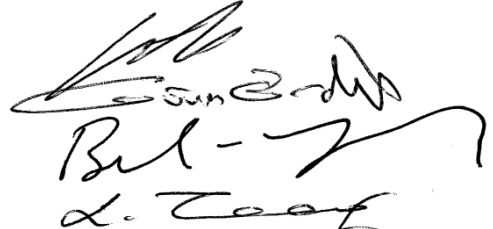
Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)

Prof. Dr. Birol ÇOTUK

Doç. Dr. Güven ERDİL

Doç. Dr. Bekir YÜKTAŞIR

Doç. Dr. Leyla TAVACIOĞLU



Yukarıdaki jüri kararı Enstitü yönetim Kurulu'nun . 9 ./. 6./2011 tarih ve 3 sayılı kararı ile onaylanmıştır.



Prof. Dr. Gülden Z. OMURTAG

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

25.05.2011

Fatih KAYA



TEŞEKKÜR

Çalışmamın her aşamasında bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım çok değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Salih PINAR'a, okul içi desteklerinden dolayı Sayın Prof. Dr. H. Birol ÇOTUK'a, çalışmam esnasında yardım ve desteklerini gördüğüm çok değerli araştırma görevlisi arkadaşlarım Bilal BİÇER ve M. Sait ERZEYBEK'e ve daima yanımda olan sevgili eşime teşekkür ediyorum.

İzokinetik ölçümler için Fulya Sportomed Ortopedik ve Sportif Rehabilitasyon Merkezi'ne ve Sayın Dr. İsmail BAŞÖZ'e, çalışmama gönüllü olarak katılan Marmara Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor yüksek Okulu öğrencilerine teşekkür ediyorum.

SAG-C-DRP-050608-0124 No'lu proje kapsamında bu araştırmayı destekleyen Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyon Başkanlığı'na teşekkür ederiz.

merhum babama

ithaf olunur.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	v
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ	vii
TABLolar LİSTESİ	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
ÖZET	1
SUMMARY	2
1. GİRİŞ ve AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	8
2.1. Elektriksel Kas Uyarımı.....	8
2.1.1. Elektriksel kas uyarımının tarihçesi	8
2.1.2. Elektriksel kas uyarım mekanizması.....	10
2.1.3. Elektriksel kas uyarımı teorisi.....	12
2.1.4. EMS'ye bağlı değişimler.....	14
2.1.4.1. Miyofibril düzeneği ve enerji metabolizmasındaki değişimler.....	14
2.1.4.2. Nörojenik değişimler.....	18
2.1.4.3. Dokusal ve biyokimyasal değişimler	20
2.1.4.4. Kas kan akışı ve kapiler yapıdaki değişimler.....	22
2.1.4.5. Fonksiyonel ölçümler.....	24
2.1.5. Kas kuvvetlendirmesinde EMS.....	27
2.1.5.1. İnsan quadriceps femoris kasının elektriksel stimülasyonu	28
2.1.5.1.1. EMS veya izometrik egzersiz.....	30
2.1.5.1.2. EMS veya izokinetik egzersiz.....	31
2.1.5.1.3. EMS ve izometrik / izokinetik egzersiz kombinasyonu.....	32
2.1.5.2. Değişik diz eklem fleksiyon açılarında EMS.....	32
2.1.5.2.1. İzometrik kuvvet kazanımları	32
2.1.5.2.2. İzokinetik kuvvet kazanımları.....	33
2.1.5.3. Cinsiyet farklılıkları ve kuvvet gelişimi.....	36
2.1.6. Quadriceps dayanıklılığı	36
2.1.7. Stimülasyon parametreleri	38

2.1.7.1. Dalga formu (waveform)	39
2.1.7.2. Vuru süresi (pulse duration).....	40
2.1.7.3. Çalışma döngüsü (duty cycle).....	41
2.1.7.4. Stimulasyonun şiddeti ve uzunluğu	42
2.1.7.4.1. Uygulamanın uzunluğu	44
2.1.7.5. Düşük frekansa karşı yüksek frekans stimulasyonu.....	44
2.1.7.6. Karma frekans stimulasyonu.....	48
2.1.8. Spor antrenman programlarında kullanımı	52
2.2. İskelet Kasları ve Kassal Dayanıklılık Antrenmanı	54
2.2.1. Kas yapısı ve kassal çalışma	54
2.2.2. Kassal dayanıklılık antrenmanına bir bakış	57
2.2.2.1. Kassal dayanıklılık antrenmanına adaptasyon	59
2.2.2.2. Yüklenme prensipleri	61
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	63
3.1. Araştırma Modeli	63
3.2. Araştırma Grubu.....	63
3.2. Antrenman Prosedürü	65
3.4. Ölçüm Prosedürü.....	70
3.5. Verilerin Analizi	72
4. BULGULAR.....	74
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	98
6. KAYNAKLAR	108
7. EKLER.....	121
7.1. Katılımcı Bilgilendirme Formu (EK 1).....	121
7.2. Katılımcı İzin Formu (Ek 2).....	123
7.3. Antrenman İzleme Formu (EK 3)	124
7.4. Etik Kurul Onayı (EK 4).....	126
7.5. Özgeçmiş (EK 5).....	127

KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ

ACSM: American Collage of Sports Medicine (Amerikan Spor Hekimliği Derneği)

EMS: Electrical Muscle Stimulation (elektriksel kas uyarımı)

FT: Fast Twitch (hızlı kasılan)

Hz : Hertz (saniyedeki vuru sayısı)

mA : milliamps (miliamper)

ms : milliseconds (milisaniye)

MVC: Maximum Voluntary Contraction (maksimum istemli kasılma)

MVIC: Maximum Voluntary Isometric Contraction (maksimum istemli izometrik kasılma)

MVIT: Maximum Voluntary Isometric Torque (maksimum istemli izometrik tork)

n: örneklem parametresi

Nm : Newton metre

ST: Slow Twitch (yavaş kasılan)

Tork_T: Tepe tork

VO₂ : oksijen kullanım kapasitesi

VO₂max : maksimal oksijen kullanım kapasitesi

Yİ : yorgunluk indeksi

YY : yorgunluk yüzdesi

µs : mikrosaniye

± : artı / eksi

°/s : derece / saniye

%FT : fast twitch fibril yüzdesi

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 2.1. Diz fleksiyonuna göre kuvvet / tork yüzde kazanımları ve değerlendirme açıları.....	34
Tablo 2.2. Elektriksel stimülasyon parametrelerinin karşılaştırılması ve verimlilik.	35
Tablo 2.3. Kas fibril tipi özellikleri.....	56
Tablo 2.4. Kassal dayanıklılık antrenmanında antrenman eşiği ve sınırlar.....	62
Tablo 3.1. Antrenman programı	67
Tablo 3.2. Elektriksel stimülasyon parametreleri.....	68
Tablo 4.1. Deney ve kontrol grubunun temel karakteristikleri ve başlangıç değerleri.....	74
Tablo 4.2. Gruplarda süreç boyunca antrenman süresi (dk) skorlarındaki değişimler.....	75
Tablo 4.3. Süreç boyunca antrenman süresi skorlarındaki farklılık için Repeated-Measures ANOVA	75
Tablo 4.4. Gruplarda süreç boyunca antrenman yükü (kg) skorlarındaki değişimler	78
Tablo 4.5. Süreç boyunca antrenman yüklerindeki (kg) farklılık için Repeated-Measures ANOVA	78
Tablo 4.6. Gruplarda süreç boyunca 1RM (kg) skorlarındaki değişimler.....	81
Tablo 4.7. Süreç boyunca 1RM skorlarındaki farklılık için Repeated-Measures ANOVA	81
Tablo 4.8. Gruplarda süreç boyunca $Tork_T$ (Nm) skorlarındaki değişimler	86
Tablo 4.9. Süreç boyunca $Tork_T$ farklılık için Repeated-Measures ANOVA.....	88
Tablo 4.10. Gruplarda süreç boyunca yorgunluk indekslerindeki (%) değişimler....	94
Tablo 4.11. Süreç boyunca yorgunluk indekslerindeki farklılık için Repeated-Measures ANOVA	94

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Elektriksel kas uyarımında kassal cevabın oluşması.....	11
Şekil 2.2. Henneman ve ark. (1965) tarafından tanımlanan iskelet kasının istemli aktivasyon esnasındaki motor ünite katılım sırası.....	14
Şekil 3.1. Sekiz haftalık antrenman programının süreç içerisindeki ilerleyişi	67
Şekil 3.2. EMP4 Expert elektriksel uyarım cihazı.....	69
Şekil 3.3. İzokinetik test protokolü.....	72
Şekil 4.1. Deney ve kontrol grubunda her bir test noktasında antrenman süresi skorları	76
Şekil 4.2. Her bir test noktasında antrenman süresi skorları.....	77
Şekil 4.3. Deney ve kontrol grubunda antrenman süresi skorları.....	77
Şekil 4.4. Deney ve kontrol grubunda her bir test noktasında antrenman yükü skorları	79
Şekil 4.5. Her bir test noktasında antrenman yükü skorları.....	80
Şekil 4.6. Deney ve kontrol grubunda antrenman yükü skorları	80
Şekil 4.7. Deney ve kontrol grubunda her bir test noktasında 1RM skorları	82
Şekil 4.8. Her bir test noktasında 1RM skorları	82
Şekil 4.9. Deney ve kontrol grubunda 1RM skorları.....	83
Şekil 4.10. Gruplarda başlangıçta yorgunluk öncesinde (maks 4 tekrar), esnasında (maks 50 tekrar) ve sonrasında (maks 4 tekrar) tork değişimleri.....	84
Şekil 4.11. Gruplarda 4. haftada yorgunluk öncesinde (maks 4 tekrar), esnasında (maks 50 tekrar) ve sonrasında (maks 4 tekrar) tork değişimleri.....	85
Şekil 4.12. Gruplarda 8. haftada yorgunluk öncesinde (maks 4 tekrar), esnasında (maks 50 tekrar) ve sonrasında (maks 4 tekrar) tork değişimleri.....	85
Şekil 4.13. Gruplarda her bir test noktasında yorgunluk öncesi ve sonrası $Tork_T$ değişimleri.....	87
Şekil 4.14. Deney ve kontrol grubunda $Tork_T$ skorları.....	89
Şekil 4.15. Yorgunluk öncesi ve sonrası $Tork_T$ skorlar	90
Şekil 4.16. Her iki grupta yorgunluk öncesi ve sonrası $Tork_T$ skorları	90
Şekil 4.17. Her bir test noktasında $Tork_T$ skorları	91
Şekil 4.18. Deney ve kontrol grubunda her bir test noktasında $Tork_T$ skorları.	92
Şekil 4.19. Her bir test noktasında yorgunluk öncesi ve sonrası $Tork_T$ skorları.....	93

Şekil 4.20. Gruplarda her bir test noktasında yorgunluk öncesi ve sonrası $Tork_T$ skorları	93
Şekil 4.21. Deney ve kontrol grubunda her bir test noktasında yorgunluk indeksi skorları	95
Şekil 4.22. Her bir test noktasında yorgunluk indeksi skorları.....	96
Şekil 4.23. Deney ve kontrol grubunda yorgunluk indeksi skorları	96
Şekil 4.24. Her bir test noktasında katılımcılardaki FT fibril yüzdesi değişimleri....	97

ÖZET

Bu çalışmada, kassal dayanıklılık antrenmanında yorulan kaslar üzerine elektriksel uyarım verilmesi ile kasların yorgunlukta kuvvet üretebilme yeteneği araştırılmıştır.

Çalışmaya, yaşları 20-25 arasında fiziksel olarak aktif olmakla birlikte düzenli olarak bir spor antrenman programına devam etmeyen 20 sağlıklı erkek öğrenci gönüllü olarak katıldı. Katılımcılar kuvvet değerlerine göre karşılıklı olarak dengelendi ve yansız atama yolu ile deney (n=9) ve kontrol (n=11) grubuna ayrıldı.

Her iki antrenman grubu sekiz haftalık kassal dayanıklılık antrenmanına katıldılar (haftada üç gün, günde üç set). Deney grubu üyeleri yorulan kaslarına yönelik yüksek frekans (50 Hz) elektriksel uyarım kullanırken, kontrol grubu pasif dinlenimde kaldı.

Bağımlı değişkenlere ilişkin ölçümler çalışmanın başlangıcında, 4. haftanın ve 8. haftanın sonunda yapıldı. Antrenman programının bağımlı değişkenler üzerindeki etkilerini değerlendirmek için Mixed between-within subjects ANOVA kullanıldı.

Üç farklı zaman noktasında her iki grupta yorgunluk öncesi ve sonrası elde edilen ortalama $Tork_T$ skorlarındaki değişimlerin benzer olduğu ($p>.05$), kassal dayanıklılığın 4. haftadan itibaren deney grubunda anlamlı bir şekilde geliştiği ($p<.05$), kontrol grubunda ise bu gelişimin anlamlı olmadığı görülmüştür.

Bir antrenman grubu diğer antrenman grubuna anlamlı olarak üstünlük sağlamamış olmasına rağmen, yorgunluk sonrası üretilen kuvvet değerleri açısından elektiriksel uyarım kullanan antrenman grubunun bazı avantajlar sağlayabileceği söylenebilir. Özellikle de sekiz haftalık süreç göz önünde bulundurulduğunda deney grubundaki 4. haftada gözlenen gelişimler önemli sayılabilir.

Anahtar kelimeler: elektriksel kas uyarımı, kassal dayanıklılık, kassal kuvvet

SUMMARY

A NEW APPROACH TO MUSCULAR ENDURANCE TRAINING: A MODEL OF FORCE PRODUCTION IN FATIGUE

The purpose of this study is to investigate the ability of force production in fatigued muscles after application of electrical stimulation on it.

Twenty healthy athletes (aged 20-25), who didn't regularly attend their training sessions, voluntarily participated in this study. The subject crossly divided into 2 groups which were balanced and unbiased according to their force ability. Then, each groups assigned to experimental (n=9), and control group (n=11) respectively.

All of two groups participated in muscular endurance training 3 sets a day, and 3 days a week during the 8 weeks period. At the end of each exercise workout electrical stimulation at a high frequency (50 Hz) was applied on fatigued muscle in experimental group, while the control group remained inactive.

The measurements related to dependent variables were done at the beginning of the study, and then repeated on fourth and eighth weeks of the study. In order to find out the effects of training applications Mixed between-within subjects ANOVA was used.

The means of changing torque scores before and after the exercise workout at the first four week training session were approximately same in two groups ($p < .05$). However, muscular endurance scores of experimental group were more improved than control group after four weeks of training session ($p > .05$). It was observed that this improvement was not significant in control group.

Not even one was significantly superior to the other but it might be said that application of electrical stimulation on fatigued muscle might have some benefits for athletes who need a force after exhausted exercise. In this respect, after four weeks of training improvement in performance variable in experimental group was very spectacular.

Key words: electrical muscle stimulation, muscular endurance, muscular strength

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Kuvvet ve dayanıklılığın bir kombinasyonu olan kassal dayanıklılık uzayan bir zaman periyodunda bir dirence karşı çok tekrar yapabilme yeteneğidir (Gregory 2006, Spanos Karaiskos, Zetou, Portokalis, 2007) ve sporda performansın olumlu yönde olmasının önemli belirleyicilerinden bir tanesidir.

Sürekli tansiyon, tekrarlı dinamik kasılmalar ve kısa dinlenme aralıklarıyla birleştirilmiş devam eden yoğun kasılmalar kassal dayanıklılık biçimleridir. Bu bileşenler birbirlerinden ayrı değildir. Örneğin, yüzme sürekli tansiyon ve tekrarlı dinamik tansiyon bileşenlerini gerektirir. Bisiklette, koşuyla ilgili olan hafif sürekli tansiyon özellikli tekrarlı bir dinamik kasılma önemli rol oynar. Ayrıca, birçok antrenman protokolü sürekli tansiyon veya kısa dinlenme periyotlarıyla birleştirilmiş devam eden yoğun kasılmaların uygulandığı tekrarlı kasılmalara yönelik planlanmaktadır (www.exrx.net/ExInfo/FitnessComponents.html, updated 08 Sept 09, Erişim tarihi: 08 Mayıs 2010).

Kassal kuvvet ve kassal dayanıklılık antrenmanlarının birçok alternatifi vardır. Fakat hedef çok çabuk etkiler elde etmek olduğunda yeni ve yenilikçi yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır ve bu yeni yöntemler spor antrenman programlarına yeni boyutlar kazandırmaktadır. Bu yöntemlerden biri de sporda koruyucu kuvvet antrenmanı olarak kullanılmaya başlanan yapay elektriksel kas uyarımlarıdır (Electrical Muscle Stimulation, EMS) (Pichon, Chatard, Martin, Cometti 1995, Maffiuletti et al 2000, Maffiuletti, Dugnani, Folz, Di Pierno, Mauro 2002, Brocherie, Babault, Cometti, Maffiuletti, Chatard 2005, Babault, Cometti, Bernardin, Pousson, Chatard 2007). Elektriksel uyarımların genel amacı, tekrarlı kasılmalar sayesinde temel ve antrenmanla ilişkili kas özelliklerini (kas içi kan akışı, maksimum güç, dayanıklılık) geliştirmektir (Pichon et al 1995, Maffiuletti et al 2000).

Birçok istemli sportif aktivitenin başlangıcında merkezi sinir sistemi genellikle ilk olarak en küçük alfa motor nöronları¹ aktive eder. Egzersiz devam ettiğinde ve kaslar için daha fazla güç üretimi gerektiğinde, daha geniş alfa motor nöronlar²

¹ kas hücrelerinde sonlanan nispeten ince dallara sahip spinal kord kaynaklı sinir hücreleri

² daha büyük çaptaki dallara sahip kası uyaran sinir hücreleri

gittikçe artan bir şekilde aktive olurlar (Porcari et al 2002). Çünkü her istemli kasılmada hızlı kasılan (fast twitch, FT) fibriller daha sonraki bir aşamada talep edilirken yavaş kasılan (slow twitch, ST) fibriller kas tansiyonuna alt yapı sağlamak için ilk olarak devreye girerler. Hızlı ve güçlü hareketlerin gerektiği sportif aktivitelere FT fibriller temel katkı sağlarlar (Kit-Ian 1991). Bu, uzun süreli dayanıklılık egzersizinde tamamen tükenmişlik hissedenden birinin kendisini egzersize çok daha şiddetli zorladığında aniden çok daha iyi hissettiğinin nedenini açıklamaya yardımcı olmaktadır. Böylesi durumlarda ikmal gerekmeden, yorgunluk olmadan, hızlı-glikolitik kas hücreleri mücadele sürecine girebilir, egzersiz kapasitesine büyük bir artış sağlayabilir.

Elektriksel kas uyarımlarının motor ünite çalışma düzenini tersine çevirerek çalıştırılması genellikle çok daha zor olan ve genel olarak uyarılmaları en büyük alfa motor nöronlara bağlı yüksek kuvvete sahip FT kas fibrillerini ilk olarak devreye soktuğu (Sinacore, Delitto, King, Rose 1990) ve çalışmaya daha fazla sayıda motor ünite katılımını sağladığı (Gregory and Bickel 2005), indirekt elektriksel stimülasyonun verilen kas grubu içindeki tüm fibrilleri neredeyse aktive ettiği (Egginton and Hudlicka 2000) böylece, elektriksel uyarım yoluyla FT fibrillerin bu seçimsel artışı bir kasın veya kas gruplarının kuvvetini baştanbaşa artırabileceği (Anderson 2009) bildirilmiştir.

Günümüzde elektriksel stimülasyon aracılığıyla kas kuvvetlendirmesi rehabilitasyon kliniklerinde rutin bir prosedürdür ve bir antrenman metodu olarak sağlıklı iskelet kaslarında EMS kullanımı ile ilgili araştırmalar geçen son on yılda giderek artmıştır. Çeşitli araştırmalarda bu antrenman uygulamasının maksimal kuvvet gelişimini olanaklı kıldığı gösterilmiştir (Brocherie et al 2005).

Elektriksel kas uyarımlarının kas performansı üzerindeki etkilerini araştıran çalışmalarda yüksek frekans uyarımlarının kuvvet gelişiminde (Hortobágyi 1996, Alon and Smith 2005), düşük frekans uyarımlarının ise dayanıklılık gelişiminde etkili olduğu bilinmektedir (Thériault, Boulay, Thériault, Simoneau 1996, Callaghan 2002, Hamada, Hayashi, Kimura, Nakao, Moritani 2004, Atherton et al 2005). Ayrıca düşük frekanslı uyarımlar yorgunluk sonrası kassal toparlanmayı hızlandırmak için kullanılmaktadır (Škof and Strojnik 2006, Raymond, Joseph, Gabriel 2007).

Bununla birlikte, kassal dayanıklılık antrenmanlarının amacı kassal dayanıklılığı geliştirmek olduğundan kullanılan yükün veya antrenman şiddetinin seviyesi düşük veya orta düzeydedir (Kraemer et al 2002) ve kasların yorgun iken kuvvet üretme yeteneklerini geliştirmek için de ilave antrenman oturumları (patlayıcı gücü veya kuvvet gelişimini hedefleyen şiddet seviyesi yüksek) bu tür antrenman programlarına dahil edilmektedir. Örneğin, atletizmde orta-uzun mesafe koşucularının son metrelerde ihtiyaç duydukları kas kuvveti veya futbolda maç sürecinde ortaya çıkan yorgunlukta topa vuruş için gerekli olan kas kuvvetini sağlamak için yapılan sprint çalışmaları veya serbest ağırlıkların kullanıldığı direnç antrenmanları gibi.

Bunun yanı sıra sportif performans açısından önemli olan kassal kuvvet ve dayanıklılık bileşenlerinin bir antrenman programında kombine edilmesi oldukça zordur. Çünkü bu iki tip aktivitenin talepleri birbirinden farklıdır. Kuvvet ve dayanıklılık antrenmanı aynı anda yapıldığında organizmanın bu farklı taleplere eşzamanlı adaptasyon sağlaması zordur. Çözüm, kuvvet ve dayanıklılık programlarını ardışık yürütmektir (Zatsiorsky and Kramer 2006).

Elektriksel kas uyarımlarının kardiyovasküler ve psikolojik yorgunluğa neden olmadan kas üzerindeki bu olumlu etkileri ve istemli egzersizde uyarılması neredeyse imkânsız olan FT kas fibrillerini çok kolay harekete geçirebilme yeteneği ile ilgili veriler, elektriksel kas uyarımı metodunun bir antrenman aracı olarak spor antrenman programlarında kullanımına farklı bir açıdan bakmamıza neden olmuş, sportif performansın hemen her alanında ihtiyaç duyulan kassal dayanıklılığı geliştirmeye yönelik planlanan kassal dayanıklılık antrenmanlarında yorulan kasların sürekli elektriksel uyarımı ile yorgunlukta ihtiyaç duyulan kuvvet artışının sağlanıp sağlanamayacağı sorusunu akla getirmiştir.

Bu çalışmanın temel amacı, sekiz haftalık kassal dayanıklılık antrenmanında yorulan kaslara elektriksel stimülasyon uygulamasının kasların yorgunlukta kuvvet üretebilme yeteneği üzerindeki etkilerini araştırmaktır.

Yapılacak olan bu çalışmadan elde edilecek bulgular beklenen sonuçları destekler ise, kassal dayanıklılık antrenmanlarına farklı bir bakış açısı kazandırarak, kassal dayanıklılık gerektiren spor aktivitelerinde sporculara büyük avantajlar sağlayabilecektir.

Araştırmamızda yorulan kaslar üzerinde uygulayacağımız yüksek frekans çalışmasına benzer bir çalışma literatürde bulunmamaktadır. Bu açıdan da elektriksel kas uyarımlarının spor performansı üzerindeki etkileriyle ilgili yapılacak yeni çalışmalara ışık tutacağı düşünülmektedir.

Hipotez

Bu araştırmada H_1 hipotezi kurulmuş ve “kassal dayanıklılık antrenmanında elektriksel kas uyarımları ile antrene edilen quadriceps kaslarının yorgunken daha fazla kuvvet üreteceği” varsayılmıştır.

Gerekçe

Fiziksel aktivite esnasında motor ünite katılım düzenini (yapı prensibi) tersine çeviren faktörlerden biri elektriksel kas uyarımlarıdır (Feiereisen, Duchateau, Hainaut 1997, Anderson 2009). Çünkü geniş aksonlu motor üniteler akımda düşük dirence sahiptir ve aksiyon potansiyellerini küçük aksonlu motor ünitelerden daha hızlı iletirler (Gregory and Bickel 2005). Bu yüzden, yüksek kuvvet üretimini amaçlayan yapay elektriksel kas stimülasyonunda daha yüksek stimülasyon frekansı kullanılması gerektiği (Hortobágyi 1996), uygun frekansın istemli aktivite esnasında üretilen normal motor ünite deşarj frekansına benzer oranda olduğu (20-50 Hz) ve çok düşük frekansların kas kasılmasını garanti etmediği bildirilmiştir (Petrofsky 2004).

Bir kas yüksek frekansta uyarıldığında hızla yorulduğundan (Hortobágyi 1996) yorulan kaslar için kullanılan elektriksel uyarımların frekansı genel olarak düşük tutulmaktadır (~1-40 Hz) ve daha çok toparlanma amacını taşımaktadır. Kassal dayanıklılık çalışmalarında da yine düşük frekans uygulaması tercih edilmektedir (Callaghan 2002). Ancak amaç kas kuvvetini geliştirmek olduğunda kullanılan frekansın miktarı yüksektir (≥ 50 Hz) ve aralarındaki dinlenme süresi stimülasyon süresine göre uzundur. Bu uygulama mantığı antrenman prensipleri açısından da doğru bir yaklaşımdır. Ancak bizim çalışmamızın temel amacı kassal dayanıklılık gelişiminden daha ziyade, yorgunken kasların kuvvet üretebilme yeteneklerini geliştirmek olduğundan yüksek frekans uygulaması tercih edilmiştir. Çünkü indirek

stimulasyonda geniş motor nöronlarla düşük bir tresholdda uyarılan FT fibrillerin normal olarak yüksek frekansta deşarj oldukları bilinmektedir (Egginton and Hudlicka 2000).

Motor nöron yapısına bağılı olarak uyarılma seviyesinin kasılacak olan fibril tipini belirlediğinden zaten düşük şiddetli kassal dayanıklılık antrenmanı ile uyarılan ST fibrillerin yanı sıra yorulan kasların elektriksel olarak uyarılmasının daha fazla motor üniteyi devreye sokacağı ve aynı zamanda FT kas fibrillerin sürekli yüksek frekansa maruz bırakılmasının bu fibrillerin uyarılma eşiğini düşürebileceğı ve böylece FT fibrillerin devreye girmesini kolaylaştırarak yorgunlukta dahi kuvvet üretme yeteneğinin geliştirilebileceğı düşünölmüştür.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Elektriksel Kas Uyarımı

Bu bölümde elektriksel kas uyarımının tarihçesine kısa bir bakıştan sonra, kas üzerindeki fizyolojik ve nörofizyolojik etkileri ile ilgili kompleks bir alandaki bulgular özetlenerek aktarılmaya çalışılmıştır. Bilgisayarlı taramalar çoğunlukla 1995 ile 2010 yılları aralığını kapsamıştır. Veritabanlarını Proquest, Medline, Winspirs Silver Platter, Elsevier Science Direct, EBSCO Host: Academic Search Elite, PubMed, Ebrary Academic Complete, Digital Dissertations, SpringerLink, Questia Online Library, Scribd (social publishing site) oluşturmuştur. Araştırma için kullanılan anahtar kelimeler quadriceps, muscle, electrical stimulation, muscular endurance, muscular strength, sport training içermiştir. Araştırma, Türkçe ve İngilizce kaynaklarla sınırlıdır. İlave taramalar alandaki mevcut görüşler ve elektronik ortamda elde edilen yayınlardaki refereanslar kullanılarak yapılmıştır. Alıntı kriteri olarak, günlük ya da haftalık uygulanan elektriksel stimülasyon periyodunu kapsayan ve bir stimülasyon periyodu içinde akut ve kronik stimülasyonu içeren orijinal kaynaklar seçilmiştir.

2.1.1. Elektriksel kas uyarımının tarihçesi

Elektriğin depo edilmesi ve üretimi ile ilgili metotların ilk olarak 1740'larda keşfedilmesinden bu tarafa elektriksel aktivite tedavide önemli bir rol oynamaya başlamış, 1960'lara kadar insan iskelet kaslarının uyarılması ile tedavinin kaynağı olmaya devam etmiştir. Bu ilgi, kassal kasılmanın bir dış uyaran ile ortaya çıkarılabileceğini gösteren Galvani'nin çalışması ile artmıştır (Callaghan 2002).

Bu dönemde kronik düşük frekans uyarımlarla hayvanlar üzerinde yapılan çalışmalar EMS'nin kas fibril tipini değiştirmedeki yeteneğinin keşfedilmesine ve "kas plastisitesi" teorisinin formüle edilmesine olanak tanımıştır. 1980'lerin başlarında tekdüze düşük frekans uyarım (9 Hz) yüz felçli hastalardaki baskın ST yüzey kaslarının tedavisinde kullanılmış ve kaslara besin temini anlamına gelen "ötrofik uyarım" kavramı ortaya çıkmıştır (trofik = besin). İnsan kaslarında tekdüze

olmayan frekansların kullanıldığı ilk protokol 1980'lerin sonlarında Oldham ve Kidd tarafından kullanılmış ve elin ilk dorsal interosseus kasındaki ST motor üniteden uyarma modeli çıkarmayı içermiştir. Bu el için çok etkili olmasına rağmen diğer kaslar için sorunlu olmuştur (Callaghan 2002). Aynı dönemde İngiltere'de Green ve Laycock (1990) interferential terapide bayan pelvis duvarı için denemeler yapmıştır. Hemen ardından, birbiri üzerinde etki ederek kas üzerinde 50 Hz frekans meydana gelmesi ile sonuçlanan iki akım (2000 Hz ve 2050 Hz) ile bir tekdüze vuru dizisi (pulse train) üretilmiştir. Bu daha sonra İngiltere ve doğu Avrupa'daki fizyologlara danışılarak 35 Hz olarak değiştirilmiştir. Bu yeni yaklaşım stimülasyonda hasta konforu sağlamış olmasına rağmen, kullanılan frekanslar hala tekdüzeydi. 1990'ların ortalarında hayvan ve insan çalışmalarında kullanılan 'yinelemeli model' esasına dayanan tekdüze olmayan frekansların gelişimine yol açmıştır. Tekdüze olmayan modelde değişik interpulse intervaldeki¹ (IPI's) uyarılar kasa verilerek maksimum güç veya güç-zaman integrali belirlenir, ikinci bir IPI's ve benzeri için maksimum veya güç-zaman integrali elde etmek için değişik IPI's 'yinelenebilir'. İnsan elinde, bu yinelemeli modelin etkinliği tekdüze frekans EMS ile karşılaştırıldığında sınırlıdır. 21. yüzyılın başında nöromusküler kas stimülasyonu ile ilgili üç kavram, yinelemeli model ve ikilemenin² kullanımı ve buna paralel olarak düşük, orta ve yüksek frekans bileşenleri ile tekdüze olmayan karma frekans stimülasyonları alışlagelmişin dışındaki EMS gelişimlerini beraberinde getirmiştir (Callaghan 2002).

EMS'nin spor alanında kullanımı 1960'larda Kots'un çalışmaları ile başlamış ve yeni bir stimülasyon formu (Russian form) ile elit sporcularda % 40'lara varan kuvvet kazanımları sağladığı iddiası ile popüler olmaya başlamıştır (Ward and Shkuratova 2002). 1970'lerde bu çalışmalar batılı spor kuruluşları ile paylaşılmıştır. Ancak, EMS'de rol oynayan mekanizmalar çok iyi anlaşılmadığından sonuçlar çelişkili bulunmuştur (Siff 1990). Son tıbbi fizyolojik araştırmalarda, elektriksel stimülasyonun neden olduğu kas hücresi, kan damarları (Perez et al 2002, Harris 2005) ve sinir sistemi (Hortobágyi 1996, Boerio, Jubeau, Zory, Maffiuletti 2005, Gondin, Guette, Jubeau, Ballay, Martin 2006, Jubeau, Zory, Gondin, Martin, Maffiuletti 2006), ile ilgili adaptasyonlar kesin olarak tanımlanmıştır.

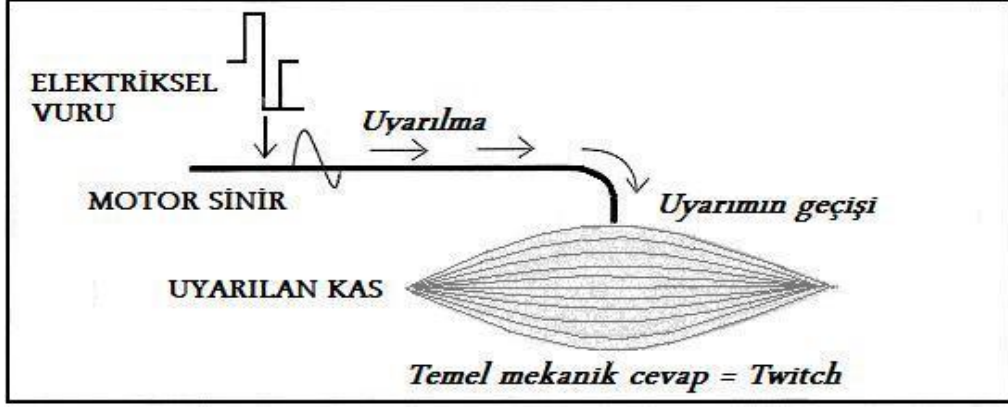
¹ ardışık sinir dürtüleri arasında geçen zaman; karşılıklı impuls frekansı

² darbe dizisinin başlangıcında kısa bir IPI ile çift uyaran

2.1.2. Elektriksel kas uyarım mekanizması

Elektriksel kas stimülasyonu bir kas kasılması ortaya çıkarmak için elektriksel akım uygulamasıdır. EMS ile ortaya çıkan kas kasılması merkezi sinir sistemi tarafından başlatılan istemli kas kasılmasından farklıdır. Sinir sistemi ya da bir elektriksel uyarı ile başlatılan motor nöron eksitasyonu (aksiyon potansiyeli) her zaman tam olarak aynıdır (hep ya da hiç kanunu) ve her bir eksitasyon aynı temel mekanik kas cevabına neden olur. Bu nedenle, sinir sistemi EMS ile başlatılsın ya da başlatılmasın çalışma benzerdir. Sonuç olarak, kas bilince sahip değildir; sinir sistemi ya da EMS ile eksitasyonun başlatılmasını ayırt etme yeteneği yoktur. Bu bağlamda, istemli kas çalışması sinir sistemi ile başlar: beyin → spinal kord → motor sinir → kas (Johnston 2004). EMS bu süreci elimine ederek yapay bir kas aktivasyonu ortaya çıkarır (Trimble and Enoka 1991).

Bu çalışmanın doğası ve niteliği elektriksel stimulator aracının programlanmış parametrelerine bağlıdır. Açıkça, EMS aracı beyin yapamadığını yapabilir. Beyin kas liflerinin çoğunu uyarabilir iken, bir EMS aracı kas liflerini % 100'e kadar uyarabilir (böylece fibriller arasında daha büyük senkronizasyon üretilir). Bundan başka, insan beyninden farklı olarak bir EMS aracı kasları çalıştırmak için kardiovasküler ve psikolojik yorgunluğa neden olmaksızın sürekli ve yüksek nitelikli uyarılar verebilir. Bu, tek başına istemli antrenman ile karşılaştırıldığında daha iyi ve daha güvenli kas performansı sonuçları sağlar. Kasları çalıştıran temel araç elektriksel vurulardır. Bu uyarılar EMS aracından kaslara sinir fibrilleri veya motor nöronlar yolu ile ulaşır. Vurunun rolü, sinir uyarılarının kassal bir mekanik aktiviteye dönüşmesi ile kasta bir cevaba neden olmaktır. Bu mekanik cevap bir "twitch" olarak bilinir (Şekil 2.1). Elektriksel vuru her defasında tekrarlanır, kas eksitasyonu-uyarımı oluşur (veya twitch'in başlaması) ve kas twitch'i yeniden tekrarlanır. Kaslar sık uyarılarla uyarıldığında her bir twitch'in ardından gelecek olan eksitasyon öncesinde sonlanmak için zaman olmadığında kas fibrilleri kasılma noktasına ulaşırlar. Bu nedenle, kaslar sürekli bir kasılma ile tepki verirler. Bu fenomen *tetanizasyon* olarak adlandırılır ve temel cevapların *summasyonuna* bağlıdır. Stimülasyonda uyarıların sıklığı (saniye başına düşen uyarı sayısı) arttıkça her bir bireysel twitch daha az belirgin hale gelir, kasılma noktasına ulaşıncaya dek kas kasılmasının görünümü düzleşir (Johnston 2004).

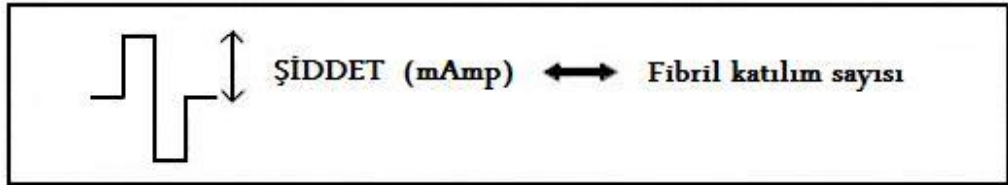


Şekil 2.1. Elektriksel kas uyarımında kassal cevabın oluşması (Johnston 2004).

Kassal çalışmanın niteliği ve niceliği programlanmış parametrelere ve kullanılan şiddete bağlıdır. Bu programlanmış parametreler şunlardır: (Johnston 2004)

- Motor nöron eksitasyonunu tetikleyen elektriksel vuru
- Vuru frekansı ya da Hertz oranı (saniyedeki vuru sayısı)
- Kasılma süresi (devam eden kas kasılmasının süresi)
- Dinlenme süresi (kasılmalar arasındaki dinlenme süresi)
- Tekrar sayısı (tekrarlanan kasılma-dinlenme döngüsü)
- Şiddet (miliamper, mA).

Çalışmaya katılacak olan kas fibril sayısı elektriksel uyarıların şiddetine bağlıdır. Eğer stimülasyon yüksek şiddet seviyelerinde uygulanırsa daha geniş oranda kas fibril sayısı çalışmaya katılacaktır. Tersine, düşük akım şiddeti çok az fibrilin çalışmaya katılmasına neden olabilecektir.



Bu uyarılar EMS aracından deriye elektrotlar sayesinde geçerler. Elektrotlar elektriksel akımları deriye ve motor sinire iletirler. Elektrotlar deri üzerine yerleştirildiğinde ve ünitedeki şiddet açıldığında, stimülasyon kasa ve dolaylı olarak motor sinire iletilir. Uygun elektrot boyutu, yerleşimi (Forrester and Petrofsky 2004)

ve akımın kalitesi göz önünde tutularak elektriksel akımlar elektrotlar arasında doku yolu ile akar (Johnston 2004).

2.1.3. Elektriksel kas uyarımı teorisi

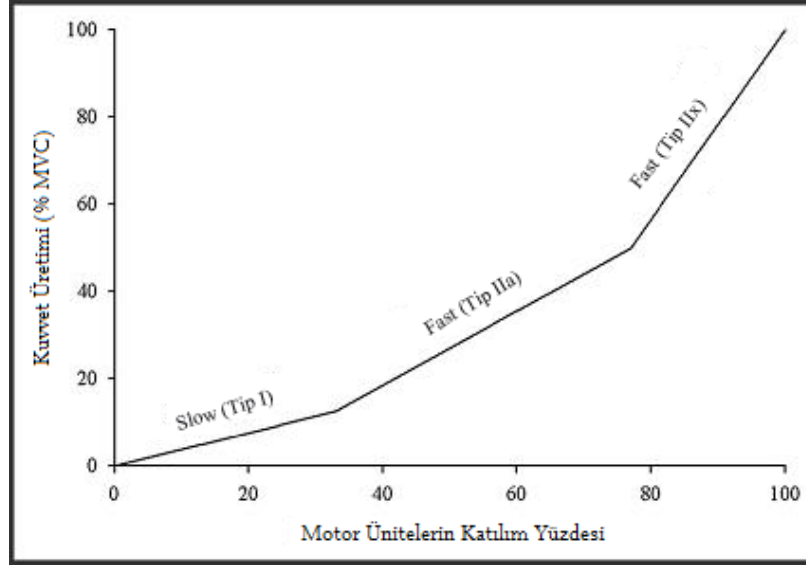
Sağlıklı ve fonksiyon bozukluğu olan kaslarda elektriksel stimülasyon protokollerinin kas performansını geliştirmedeki yeteneği geniş çaplı kabul edilmiştir ve klinik uygulamalarla birlikte rutin olarak araştırma çalışmalarında gösterilmiştir (Dudley, Castro, Rogers, Apple 1999, Belanger, Stein, Wheeler, Gordon, Leduc 2000, Stevenson and Dudley 2001, Lewek, Stevens, Snyder-Mackler 2001). Bununla birlikte birçok araştırmacının elektriksel uyarımlar ile kas performansında artışlar rapor etmiş olmasına rağmen, istemli kasılma karşısında EMS'deki özel cevaplar ile ilgili literatürde farklılıklar vardır. EMS antrenmanının olumlu etkileri çeşitli mekanizmalara dayandırılmıştır, özellikle de istemli kas aktivasyonu ile ilgili olan katılım düzenini ile ilgilidir (Kubiak, Whitman, Johnston 1987). Henneman yapı prensibi (1965) istemli motor ünite katılımını küçük, tipik olarak yavaş motor ünite katılımının ardından büyük, tipik olarak hızlı motor ünitelerin kademeli katılımı olarak tanımlar (Şekil 2.2). Yapı prensibinin değişebildiğini, özellikle de eksantrik (kası uzatan) bir bileşen içeren belirli bir takım hareketlerde tersine döndüğünü gösteren bazı kanıtlar mevcuttur (Ter Haar Romeny, Denier van der Gon, Gielen 1982, Denier van der Gon, Ter Haar Romeny, van Zuylen 1985, Nardone, Romanò, Schieppati 1989) ve elektriksel kas uyarılarının motor ünite katılım sırasını tersine çeviren faktörlerden biri olduğu bildirilmiştir (Feiereisen et al 1997, Anderson 2009).

EMS'nin istemli egzersizin etkilerine benzer etkileri nasıl ortaya çıkardığı ile ilgili teorilerden ilki, EMS'nin kuvvet antrenmanı esnasında oluşan kasılmalara benzer biçimde yüksek şiddetli kas kasılmaları ürettiği ve böylece kassal cevabın normal antrenmanda oluşan adaptasyonlara benzer yoldan oluştuğu, bir diğeri ise en güçlü iddia olan EMS'nin istemli motor ünite düzenini tersine çevirdiğidir (Gregory and Bickel 2005). Tersine fizyolojik istemli katılım düzeninden daha ziyade EMS esnasındaki kas fibril katılımının seçimsel olmayan, boyutsal olarak sabit, geçici senkronize modelde olduğu yönündeki iddiaya (Gregory and Bickel 2005) rağmen EMS sonuçları yapı prensibinin tersine döndüğünü desteklemektedir. İstemli kasılmalarla karşılaştırıldığında (% 6) elektriksel stimülasyon esnasında motor

ünitedeki ters katılım oranı % 28-35 arasındadır (Feiereisen et al 1997) ve hızlı motor ünitelerin yavaş motor ünitelerin öncesinde yer alması iki yaygın görüşe dayanmaktadır: (1) geniş aksonlu motor üniteler dışarıdan uygulanan elektriksel akıma çok daha düşük elektriksel dirence sahiptir ve aksiyon potansiyellerini küçük aksonlu motor ünitelerden daha hızlı iletirler, (2) istemli kasılma karşısında EMS ile yorgunluktaki artışı gösteren veriler (Gregory and Bickel 2005).

Tek bir antrenman oturumunda EMS'nin (75 Hz) aynı yoğunluktaki istemli kasılmalara oranla quadriceps kaslarında daha fazla kardiyoresprator talepler ortaya çıkarması ve daha fazla kassal yorgunluğa neden olması motor ünite katılım modelindeki farklılığın bir göstergesi sayılmıştır (Theurel, Lepers, Pardon, Maffiuletti 2007). Bir başka önemli gösterge ise elektriksel stimülasyonun hemen ardından FT kas fibrillerindeki glikojen boşalmasıdır (Sinacore et al 1990). Glikoz taşıma aktivitesinin EMS uygulandığında ST fibrillere oranla FT'lerde daha yüksek olduğu gösterilmiştir (Roy, Johannsson, Bonen, Marette 1997). ST fibrillerin ilk olarak kullanıldığı düşük şiddetli istemli egzersiz esnasında motor ünite katılım sırasının aksine (Gollnick, Karlsson, Piehl, Saltin 1974), EMS esnasında geniş ve yorulabilir glikolitik fibrilli FT motor ünitelerin ilk olarak aktive olması (Sinacore et al 1990) EMS ile motor ünite katılımının "ters-yapı prensibini" desteklemektedir. EMS ile elde edilen ters motor ünite katılım sırası H-refleks aktivitesi (H-refleksler toplam motor ünite aktivitesini gösterir) ve motor cevaplarla da (M-cevabı) test edilerek elektriksel uyarılarla aktive olan motor ünite popülasyonu ve motor ünite katılım sırasının değiştiği gösterilmiştir (Trimble and Enoka 1991).

Bu seçimsel katılım (istemli bir kas hareketinde en küçük alfa motor nöronların, EMS ile daha geniş alfa motor nöronların ilk olarak harekete geçmesi) sayesinde kas kuvvetinde % 44' lere varan artışlar görülmüştür (Brocherie et al 2005, Anderson 2009). İstemli bir kas hareketi esnasında bir elektrik uyarımın uygulaması teorik olarak, tek başına yapılan istemli kasılmadan daha fazla motor üniteyi harekete geçirebilir ki, bunun da kasılma gücünde bir artışa neden olabileceği, elektriksel uyarım kullanan antrenman programlarının, ayrı ayrı kullanılan elektriksel uyarım ve istemli kasılma programlarına oranla çok daha fazla verimli olarak hacim ve kas kuvveti sağladığı bildirilmiştir (Paillard, Noe, Passelergue, Dupui, 2005).



Şekil 2.2. Henneman ve ark. (1965) tarafından tanımlanan iskelet kasının istemli aktivasyon esnasındaki motor ünite katılım sırası (Gregory and Bickel 2005).

2.1.4. EMS'ye bağlı değişimler

Bu bölümde EMS'nin kas üzerindeki etkileri miyofibril düzeneği ve enerji metabolizması, nörofizyolojik, dokusal ve biyokimyasal, fonksiyonel, kas kan akışı ve kapiler yapıdaki değişimler açısından literatür ışığında incelenmiştir.

2.1.4.1. Miyofibril düzeneği ve enerji metabolizmasındaki değişimler

Yüksek seviyedeki kasılmalarda temel kas adaptasyonları aktin ve miyozin (kontraktıl proteinler) içeriğindeki artıştır. Artan kas fibrilindeki kontraktıl protein miktarı çapraz-köprülerde artışlar ortaya çıkarabilir. Kas kasılması ile üretilen kuvvet, yüksek seviyeli aktivasyona cevapta kasın tansiyon üretme yeteneğindeki artıştan sorumlu olan çapraz-köprülerin sayısı ile direkt orantılıdır. Hem istemli aktivasyon hem de elektriksel stimülasyon kasın kontraktıl protein miktarında bir yükselmeye neden olabilmektedir (Robinson and Snyder-Mackler 2007).

Hayvanlar üzerindeki araştırmalar hücresel seviyede EMS'nin etkileri ile ilgili faydalı bilgiler sağlamıştır. Kronik düşük frekans uyarıları kapsayan çalışmalar (10 Hz, birkaç hafta, günlük 24 saat) kalsiyum (Ca^{2+}) düzenleme sistemi, miyofibril tertibatı, enerji metabolizması ve mikrovasküler sistem gibi kas fibrillerinin temel fonksiyon elementlerini etkilediğini göstermiştir (Callaghan 2002). Hücre içi Ca^{2+}

konsantrasyonunun stimülasyon frekansı ile direkt ilişkili olduğu ve en düşük stimülasyon frekansının en az hücre içi Ca^{2+} seviyesi ile sonuç verdiği gösterilmiştir (Chin and Allen 1996).

Kronik düşük frekans EMS'nin neden olduğu kasılmada Ca^{2+} dinamiklerinde başkalaşma ve akabinde miyofibril düzeneğinde hızlıdan yavaş karakteristiğe doğru değişimler oluşur. Bunlar, Z bandının genişliği (bu yüzden ST fibrilleri andırır) ve fibril sayısı korunmasına rağmen çapraz kesitsel alanda (cross-sectional area, CSA) ve ağırlığında anlamlı düşümlere benzer ultra yapısal değişimlerdir (Pette 2001). Kronik stimülasyon ayrıca sarkomerin hızlıdan yavaş dönüşümünde miyofibrillerin proteinlerin tam olarak yeniden düzenlenmesine yol açar gibi görünmektedir (Callaghan 2002). İskelet kasının kronik elektriksel stimülasyonu hücre içi kalsiyumun sürekli yükselmesine ve calcineurin¹ ve calmodulin² -bağlı protein kinaz (CaMK), -ki her ikisinin de sinerjik olarak kas fibril hücrelerinde yavaş ve oksidatif fibrile özel gen ekspresyonunu aktive ettiği gösterilmiştir- gibi kalsiyum düzenleme enzimlerinin aktive olmasına neden olmaktadır (Wu et al 2000). Kas kontraktil aktivitesi CaMK, AMPK³ ve calcineurin aracılığı ile iskelet kasının oksidatif fenotipi ve mitokondriyel biyogenez (oluşum) yükselir (Sreekumaran 2005).

Bir sinir uyarısı ile T-tübülleri ve sarkolemanın eksitasyona cevabında Ca^{2+} sarkoplazmik retikulumdan⁴ miyoplazmaya doğru serbest kalır. Bu eksitasyon doğal (istemli kasılma) veya yüzeysel (elektriksel uyarım) olabilir. 48 saatlik düşük frekans EMS sarkoplazmik retikulumdaki maksimum Ca^{2+} kullanım kapasitesinde ve başlangıç oranında anlamlı azalmalarla sonuç verebilmektedir. Bu değişimler daha uzun stimülasyon ile daha büyüktür ve Ca^{2+} nın ATPaza ulaşma aktivitesindeki düşümlerle eşlik etmektedir (Pette 2001). Ayrıca sarkoplazmik retikulumda ST kaslarda calsequestrin'de⁵ bir azalmaya ve phospholamban'da⁶ bir artışa benzeyen dönüşümler de vardır. Bu değişimler T-tübül sayısında, terminal sistern'de ve boylamsal sarkoplazmik retikulumdaki azalmalara benzer ultra yapısal değişimlerle

¹ immün sistemin T hücrelerini aktive eden ve ilaçlarla bloke edilebilen protein fosfotazdır

² bütün çekirdekli hücrelerde bulunan kalsiyum bağlayıcı protein

³ AMP-aktive olmuş protein kinaz: egzersize metabolik cevaplara aracılık eden anahtar sistem

⁴ endoplazmik retikulumun kas hücresindeki adıdır ve kasın kasılması için gerekli olan Ca^{2+} nın depo yeridir.

⁵ sarcoplasmic reticulumun Ca^{2+} bağlayan ana proteini

⁶ normalde sadece kalp kasında ve yavaş kasılan fibrillerde görülen bir protein

ilişkilidir. İlginç olan hücresele seviyedeki bu değişimler stimülasyonun kesilmesi ile 2-4 hafta arasında FT kaslara geri dönmektedir (Callaghan 2002).

FT glikolitik kas fibrillerindeki kontraktıl aktivitesindeki artış -ki bu sadece normal aralıklı lokomasyon aktivite esnasında ortaya çıkar- yüksek enerji kaynağı taleplerine neden olur. Hızlı glikolitik fibriller genellikle devam eden aktiviteye maruz kalmadığından, bu talepleri karşılamak için kaslar anaerobik metabolizmadan aerobik metabolizmaya doğru hareket ederler (Pette 2001). Bundan başka kronik stimülasyona maruz kalan kastaki enerji kaynağı enzimlerinde önemli değişimler meydana gelir. Ayrıca önemli bir vasküler değişim bunlara eşlik eder. Kronik düşük frekans EMS ile FT kasların aerobik-oksidatif kapasitesinde gözle görülür bir yükselme ile kapiller yoğunlukta 5 kat bir artış olabilmektedir (Brown, Henriksson, Salmons 1989). Bu vasküler değişimlerde FT kasların oksidatif kas karakteristikleri ile ilişkili olan koyu kırmızı rengine dönüşmesi çıplak gözle dahi görülecek kadar dramatiktir (Callaghan 2002). Kapiller yoğunluğa (alan başına düşen kapiller sayısı) muhtemelen kapiller sayısındaki bir artışın ve kas fibril çapındaki bir azalmanın sonucu ulaşılmaktadır. Her iki durum da kronik düşük frekans stimülasyon sonrasında oluşur. Bu, aktivitede oksidatif değişimleri geliştirmek için oksijen kaynağını geliştirici etkiye sahiptir.

Egzersiz protokolleri düşük şiddette uygulandığında hidrojen iyonları, laktat formasyonu ve fosfokreatin yıkımı sayesinde glikolitik anaerobik metabolizmanın istemli egzersize oranla EMS’de daha belirgin olduğunun önemli kanıtları vardır (Hultman and Spriet 1986, Vanderthommen et al 2003). Buna ilave olarak, glikoz taşıma aktivitesinin EMS uygulandığında ST fibrillere oranla FT’lerde daha yüksek olduğu gösterilmiştir (Roy et al 1997). EMS’nin şiddetli istemli egzersize gerek kalmadan iskelet kaslarına glikoz taşıma aktivitesinin yükseltilmesinde daha iyi bir yaklaşım olabilmektedir (özellikle de ortopedik ve diğer komplikasyonlardan dolayı egzersiz yapamayan bireyler için). İskelet kaslarının kronik düşük-frekans EMS’ye cevabında fonksiyonel ve enzimatik adaptasyonlar insan deneklerde elde edilmiştir (Chilibeck et al 1999, Mohr et al 2001, Nuhr et al 2003). Alt ekstremitelere EMS’nin (20 Hz, 1sn açma/1sn kapama) akut metabolik etkileri istemli bisiklet egzersizi ile karşılaştırıldığında, tek bir EMS oturumunun enerji tüketimini, karbonhidrat oksidasyonunu ve tüm vücut glikoz kullanımını anlamlı bir şekilde yükselttiği

gösterilmiştir. Bunun, istemli egzersizle karşılaştırıldığında EMS’de FT fibrillerin geniş katkısına bağlı olabileceği, EMS ile yükselen karbonhidrat oksidasyonunun yükselen glikoz kullanım oranı üzerindeki EMS etkisini kısmen etkileyebileceği bildirilmiştir. Bu yüzden perkütan elektriksel stimülasyon enerji ve glikoz metabolizmasını yükseltmede terapinin önemli bir bölümü olabileceğine işaret edilmiştir (Hamada et al 2004).

Hultman (1995)’a göre, 1.28 sn.’lik stimülasyonun PCr (fosfokreatin) içeriğini 11mmol/kg kas azaltmak ve 2 mmol laktat artırmak için yeterlidir ve kasılma süresi 2.56 sn. yükseltildiğinde fosfokreatin konsantrasyonu daha fazla düşmekte ve laktat seviyesi 8.5 mmol/kg kasa çıkmaktadır. Bu çalışmalardaki kas örnekleri her iki fibril tipi analizlerini içermiştir. Her iki fibril tipinin biyopsi örnekleri ile fosfokreatin ve glikojen içeriğinin analiz edildiği diğer çalışmalarda Hultman (1995) elektriksel stimülasyonu 1.6 sn kasılma ve 1-6 sn dinlenme periyotlarında (stimülasyon frekansı 50 Hz.) aralıklı olarak uyguladıkları ve biyopsi örneklerini stimülasyon öncesi ve 10 ve 20 sn’ lik kasılmalar sonrası aldıkları önceki çalışmalarına (Hultman ve ark. 1991) atfen ilk 10 saniyelik stimülasyon esnasında FT fibrillerdeki fosfokreatin bozulma oranının ortalama 5.3 mmol/sn (kg kas başına) olduğunu, ST fibrillerdeki oran ise 3.3 mmol/sn olduğunu belirtmiştir. Bu çalışmada 10-20 sn stimülasyon periyodu esnasında fosfokreatin bozulma oranları FT fibrillerde 2.1 mmol/sn ve ST fibrillerde 2.8 mmol/sn’ye (kg kas başına) düşmüştür. Periyodun sonunda, FT fibrillerdeki fosfokreatin içeriği neredeyse tamamen boşalmıştır. Bu çalışmada iki fibril tipindeki glikojen içeriği belirlenmiş ve glikojenolitik oranları ayrıca hesaplanmıştır. Glikojenolitik oran FT fibrillerde çok yüksek iken (6-3 mmol/sn kg kas başına) ST fibrillerde bu önemsiz sayılabilecek düzeydedir (0.6 mmol/sn kg kas başına).

Balsom, Gaitanos, Söderlund ve Ekblom (1999) benzer sonuçların tekrar eden kısa süreli dinamik maksimal egzersiz oturumları sonrası insan kasları için de Friden ve ark. (1989)’nın çalışmasında rapor edildiğini bildirmiştir. Her iki fibril tipindeki glikojenolitik mekanizma çalışmalarında kullanılan stimülasyon protokollerin aynı olduğuna (aralıklı 50 Hz ve toplam stimülasyon süresi 30 sn) dikkati çeken Hultman (1995) bu çalışmalardan birinde her iki bacağın stimüle edildiğini, ancak birinin adrenalin infüzyonlu-zerk (0.14 µg adrenalin/dk kg vücut ağırlığı başına), diğerinin infüzyonsuz olduğunu, bir diğer çalışmada ise bacak kan akışının stimülasyon öncesi

30 sn. süresince ve stimülasyon esnasında durdurulduğunu aktarmıştır. FT fibrillerdeki glikojenolitik oranın adrenalın verildiğinde değişmediğini ve kan akışı durdurulduğunda marjinal olarak arttığını, bunun da 50 Hz stimülasyonun sirkülasyon hala tam iken FT fibrillerdeki glikojenolitik sistemi maksimal olarak aktive ettiği ve adrenalınli stimülasyonun veya anoksi ile daha fazla artırmanın mümkün olmadığı anlamına geldiğini ifade eden Hultman (1995) gözlenen glikojenolisis oranının bu fibril tipinde maksimum fosforilaz enzim kapasitesine yakın olduğunu belirtmiştir. Öte yandan ST fibrillerde hem adrenalın infüzyonu hem de anoksinin glikojenolitik oranı artırdığını, bu fibril tipinde anoksik kasta gözlenen maksimal oranın ayrıca maksimum fosforilaz kapasitesine yakın olduğunu belirtmiştir (FT fibrillerdekine oranla % 50 daha düşüktür) (referanslar için Hultman 1995).

2.1.4.2. Nörojenik değişimler

Yüzey elektriksel stimülasyon genellikle sinir sistemini devreye sokmadan kasları harekete geçirmek için kullanılan bir teknik olarak kabul edilmesine rağmen, stimüle edilen aksonlar boyunca aksiyon potansiyellerin karşılıklı yayılmaları (Maffioletti et al 2006), quadriceps stimülasyonu ile seçili beyin bölgelerinin aktivasyonu arasındaki doz-cevap ilişkisi (Smith, Alon, Roys, Gullapalli 2003), aynı zamanda antrenmanın çapraz etkileri (Hortobágyi, Scott, Lambert, Hamilton, Tracy 1999, Maffioletti et al 2006) açıkça EMS'nin nöral sistemi aktive ettiğini göstermiştir. Tüm bu bulgular, elektriksel stimülasyonun periferik sistemi tam olarak bypass etmediğini, çoklu yapay direnç antrenmanı oturumları sonrası kassal adaptasyonlara ilave olarak ortaya çıkması muhtemel potansiyel nöral oluşumları göstermektedir.

Bununla birlikte son yıllarda EMS'nin nörofizyolojik etkileri ile ilgili yapılan açıklamalarda, normal kaslar elektriksel stimülasyonla antrene edildiğinde kas hacminde değişim olmaksızın kuvvet kazanımlarının başlangıç oranının hızlı olduğu, bunun da adaptiv mekanizmaların nöral olduğunun bir göstergesi olduğu, olası bir diğer mekanizmanın da artan spinal motor nöron havuz aktivasyonu olduğu bildirilmiştir. Bu, motor nöronların kuvvet üretimini duysal (afferent) nöronların simülasyonuna bağlı olarak düzenledikleri, duysal sinir fibrillerinin uyarılmasına

bağlı olarak artmış bir snaps hassasiyeti ile iç içe olan uzun vadeli potansiyelizasyonu akla getirdiği, bundan dolayı kuvvet kazanımlarının antrenman bırakılsa dahi bir kaç hafta korunabildiği, bunun da uzun vadeli potansiyelizasyonu gösterdiği belirtilmiştir (Hortobágyi 1996, Gondin et al 2006, Jubeau et al 2006). Bundan başka, gruplanmış veya senkronize olmuş motor ünite uyarımları kuvvet kazanımları için bir başka potansiyel mekanizmadır. Elektriksel kas stimülasyonunun bu faydalı etkileri kas içi ve çevresindeki yumuşak-duvarlı damarlarda artan kan akışı ile birlikte seyretmekte, böylece kasların pompalama aktivitesi yükselmektedir (Hortobágyi 1996).

Antrenmanın neden olduğu kuvvet kazanımlarının büyük ölçüde kassal seviyedeki değişimlerden ziyade nöral faktörlere bağlı olduğunu ileri süren çeşitli EMS çalışmaları 4 hafta veya daha az süreyi kapsamaktadır (Singer 1986, Maffiuletti, Pensini, Martin 2002, Malatesta, Cattaneo, Dugnani, Maffiuletti 2003). Örneğin Maffiuletti, Pensini ve ark. (2002) 4 haftalık EMS antrenmanı sonrası plantar fleksör maksimum istemli kasılmadaki (Maximum Voluntary Contraction, MVC) anlamlı artışın kas aktivasyonundaki ve soleus¹ EMG (elektromiyografi)² aktivitesindeki artışla ilişkili olduğunu, Gondin, Guette, Ballay ve Martin (2005) 4 ve 8 haftalık EMS antrenmanının diz ekstansör kaslarının nöral ve kassal adaptasyonları üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmada da, 8 haftalık EMS antrenmanı sonrası elde edilen quadriceps MVC tork artışının hem kassal hem de nöral adaptasyonlarla ilgili olduğunu kaydetmişlerdir. İlk 4 haftalık bölüm kuvvet artışının başlangıcı iken, ikinci 4 haftalık bölüm daha fazla kuvvet artışında rol oynamıştır. Benzer olarak, plantar fleksör kaslarına uygulanan 5 haftalık EMS sonrası istemli tork'daki artış, spinal seviyede oluşan adaptasyonlara ve supraspinal merkezlerdeki artmış istemli bir işleve bağlanmıştır (Gondin, Duclay, Martin 2006a).

Beş haftalık nöromusküler elektriksel stimülasyon antrenmanına ve takip eden 5 haftalık detraining periyodunda EMS antrenmanının etkilediği nöral adaptasyonların detraining sonrası devam ettiği, bunun da nöral değişimlerin uzun vadede sürdüğü ve H-refleks elementlerini etkilemediği bildirilmiştir (Gondin, Duclay, Martin 2006b).

¹ ayağı çok güçlü flekse eden ve dışa doğru döndüren kas

² kasların kasılmasını sağlayan elektriksel aktivitenin izlendiği ve yorumlandığı kas incelemesi

Kas, elektriksel uyarımla artifzyal olarak aktive olduğunda aksiyon potansiyellerin hem intramusküler (kas içi) sinir dalları hem de deri reseptörlerinde olduğunu, bu nedenle spinal motor nöronların refleksif olarak aktive olduğunu, maksimal soleus ve gastrocnemii H ve T-refleksin EMS'nin spinal seviyede neden olduğu olası nöral adaptasyonların nitelendirilmesinde kullanıldığını belirten Maffiuletti ve ark (2003), yaptıkları çalışmada plantar fleksör kaslarının EMS antrenmanında (4 hafta-16 izometrik EMS oturumu-75 Hz) H-reflekste olduğu gibi alfa motor eksitabilitesini ve presinaptik inhibisyonu etkilemediğini göstermiştir. Öte yandan, Tmax elektromekanik bulgular: denk-amplitutteki H- ve T-refleksin EMS direnç antrenmanına farklı adapte olduğunu ve EMS'nin gastrocnemii üzerinde bir etkiye sahip iken soleus kasında etkiye sahip olmadığı göstermiştir. Bunun, motor ünite karakteristiğindeki farklılıklardan (akson çapı gibi) kaynaklandığını belirtmiştir. Buna ilave olarak, elektriksel stimulasyonda H-refleks ve M-cevabının incelendiği bir çalışmada (Trimble and Enoka 1991) EMS'nin geniş afferent aksonları direkt aktive ettiği ve H-refleks esnasında aktive olan motor ünite popülasyonunu değiştiren kütanöz feedback sağladığı gösterilmiştir.

Tipik bir EMS oturumunun (75 Hz) neden olduğu merkezi ve periferik yorgunluğun incelendiği bir çalışmada, EMS sonrası maksimum istemli kasılma kuvvetindeki anlamlı azalmanın merkez aktivasyonundaki azalma ile ilişkili olduğu ve yorgunluğa hem merkezi hem de periferik faktörlerin katkıda bulunduğu, nöromusküler propagasyon zayıflığının yüksek FT fibril yüzdesine sahip kaslar için kanıtlandığı bildirilmiştir (Boerio et al 2005).

2.1.4.3. Dokusal ve biyokimyasal değişimler

Kas biyopsisisinin kullanımı, EMS'nin insan kasları üzerinde özellikle de quadriceps kası üzerinde hücresel değişimler açısından önemli kanıtlar sağlamıştır. Callaghan (2002)'ın belirttiğine göre Eriksson ve ark. nın (1981) alışması sağlıklı quadricepslerde kas fibril alanının ve fibril tipi kompozisyonunun 200 Hz EMS ile değişmeden aynı kaldığını gösterir iken, St Pierre ve ark. nın (1986) alışmasında (Kots ile çalışmışlardır ve onun 50 Hz'de modüle edilmiş 2500 Hz "russian" EMS protokolünü kullanmışlardır) FT fibril alanında anlamlı bir azalma tanımlanmış (sadece erkeklerde), fakat fibril tipi dağılımında değişim olmadığı ifade edilmiştir.

Bu bulgu, benzer EMS protokolünü kullanan Delitto ve ark. nın (1989) elde ettikleri sonuçları desteklemektedir ki, ST fibril alanındaki bir artışla beraber FT-a ve FT-b fibril alanında anlamlı bir azalma ortaya çıkmıştır. Delitto ve ark. (1989) ayrıca FT fibril tipindeki bir artışa dikkat çekmişlerdir. Callaghan (2002), araştırmacılardan hiçbirinin yüksek frekans EMS'nin neden olduğu FT fibril alanı azalmasındaki, aynı zamanda fibril tipi artışındaki ve ST fibril alanı artışındaki çelişkiyi açıklayamadıklarını belirtmiştir. Bununla birlikte Wigerstad-Lossing ve ark. (1988)'na atfen Callaghan (2002), sağlıklı deneklerde stimülasyon sonrası fibril alanındaki azalmanın, diz yaralanması olan hastalarda stimülasyon sonrası gözlenenin aksine olduğunu, bu durumun kas atrofi deneklerle sağlıklı denekler karşılaştırıldığında kuvvet antrenmanını kapsayan mekanizmaların oldukça farklı olduğunu desteklediğini ifade etmiştir. Bundan başka, sağlıklı deneklerdeki nöral faktörlerin ya da enzimatik değişimlerin, fibril tipi değişimlerine göre çok daha önemli olabildiğini belirten Callaghan (2002), Eriksson ve ark. (1981)'nin çalışmasında kasılma sürecine dahil olan enzim aktivitesinde anlamlı bir değişim gözlenmediğini, oysa Eriksson ve Haggmark'ın (1979) çalışmasına atfen aynı grupta 5 haftalık diz ve quadriceps immobilizasyonu sonrası hastalardaki süksinat dehidrojenaz aktivitesindeki (mitokondriyel oksidatif aktivitenin bir göstergesi) azalmanın EMS sonrası anlamlı olarak yavaşladığını ifade etmiştir. Öte yandan, kontrolsüz sekiz sağlıklı gönüllü ile Thériault ve ark. nın (1994) yaptıkları çalışmaya atıfta bulunan Callaghan (2002) quadricepslere yönelik uygulanan 8 haftalık kronik düşük frekans EMS (8Hz, günlük 8 saat) sonrası aerobik enzim aktivitesinde anlamlı bir artışın gözlendiğini, anaerobik göstergelerde ise bir değişim görülmediğini belirtmiştir (referanslar için Callaghan 2002). Çeşitli çalışmalarla elde edilen farklı bulguların farklı EMS parametreleriyle ilgili olması önemlidir. Örneğin, EMS sonrası sağlıklı insan vastus lateralis fenotipi üzerine yapılan son yıllardaki bir çalışmada (Perez et al 2002), kısa dönemlerin (45-60 Hz ile 6 hafta, haftada 3 gün, günlük 30 dk, 300 µs) diğer fibril tipi yüzdelerini tamamen azaltırken, FT-a fibril yüzdesini artırdığı bulunmuştur.

Kronik kas zayıflığı kas protein sentezindeki azalma ile ilişkilidir ve atrofik kas çalışmalarında elde edilen bulgular, EMS ile sitrat sentaz (sitrik asit döngüsünün ilk adımını katalize eden bir enzim) ve trifosfat dehidrojenaz kas enzim seviyelerinin

korunduğunu (Wigerstad-Lossing et al 1988), osteoartritli quadriceps fibril çapının ve kas protein konsantrasyonunun korunduğunu (Gibson et al 1988, Gibson et al 1989) ve kas protein hacim konsantrasyonunda % 45'lik bir artış olduğunu (Gibson et al 1989), 6 haftalık immobilizasyonda EMS sonrası ATPaz aktivitesinde (aerobik kas aktivitesinin bir göstergesi) çok az azalma olduğunu (Stanish et al 1982) göstermiştir (referanslar için Callaghan 2002). Vinge ve ark. (1996) hareketsiz hastalarda EMS sonrası vastus lateralisteki toplam ribozom konsantrasyonun (protein sentezinin bir ölçütü) daha az azaldığını bulmuşlardır.

Özetle, EMS'nin hücresele seviyede kas fizyolojisinde değişimlere neden olduğunun, özellikle de immobilize sonucu atrofik kaslardaki protein sentezinin korunduğunun kanıtları mevcuttur.

Son yıllarda hayvanlar üzerinde farklı frekanslardaki (20 Hz ve 30 Hz) elektriksel stimülasyonun (2 hafta/gün aşırı) atrofiyi önlemedeki etkinliğinin gösterildiği bir çalışmada (Boonyarom, Kozuka, Matsuyama, Murakami 2009) inaktivite periyodu esnasında 20 Hz stimülasyon frekansının ST kas fibrillerinin (soleus), 30 Hz stimülasyon frekansının ise FT fibrillerin (extensor digitorum longus) morfolojik ve histolojik özelliğindeki değişimleri koruyabileceği gösterilmiştir.

2.1.4.4. Kas kan akışı ve kapiler yapıdaki değişimler

Çeşitli çalışmalarda EMS'li egzersizin istemli egzersize paralel şekilde uyarılan kaslardaki kan akışını artırabildiği gösterilmiştir (Currier, Petrilli, Threlkeld 1986, Walker, Currier, Threlkeld 1988, Levine et al 1990). İlginç olan, Vanderthommen ve ark. (1997) aynı iş yükünde istemli egzersize oranla EMS esnasında kan akışının daha yüksek olduğunu kaydetmişlerdir. Bu çalışmaların (Currier et al 1986, Walker et al 1988, Levine et al 1990, Vanderthommen et al 1997) tamamında rahatsız edici olduğu gözlenen tetanik stimülasyon frekansları (35-100 Hz) kullanılmıştır. Bu nedenle, kan akışında beklenen artışa karşı koyan sempatik damar büzülmesine (vazokonstriksiyon) yol açabilmektedir (Walker et al 1988).

İstemli ve elektriksel olarak yapılan dinamik diz ekstansiyon egzersizinde (yüksüz 40W) elektriksel uyarıların neden olduğu egzersizin istemli egzersize benzer kardiovasküler cevaplar ortaya çıkardığını ve göze çarpan anaerobik metabolizma aktivasyonuna neden olduğu rapor eden Kim, Strange, Bangsbo ve

Saltin (1995) pulmoner O₂ kullanımının her iki egzersiz biçiminde aynı olmakla birlikte ventilatör katsayısının istemli egzersize oranla EMS'de daha yüksek olduğunu, bacak kan akışı, O₂ kullanımı ve iletkenliğin iki egzersiz biçiminde benzer olduğunu, kalp oranı ve ortalama kan basıncının EMS'de kısmen daha yüksek olduğunu kaydetmişlerdir. Elde ettikleri diğer bulgular, bacadaki laktat ve amonyak akışının EMS'de daha yüksek olduğu ve artan egzersiz şiddeti ile arttığı, kas glikoz kullanımının her iki egzersiz biçiminde aynı olduğu, femoral venöz potasyum (K⁺) konsantrasyonunun egzersiz şiddeti ile birlikte arttığı ve EMS'de daha yüksek olduğu yönündedir.

Hayvanlarda kronik düşük frekans sonrası hızlı tibialis anterior¹ ve extensor digitorum longus² kas fibrillerinin histokimyasal özelliklerinin yavaş soleus kas fibrillerine benzediği ve stimülasyona maruz kalan hızlı kasların daha yüksek kapiler yoğunluğa ve normale oranla daha fazla yorgunluğa direnç özelliği kazandığı Kwong ve Vrbová (1981)'nin çalışmasında gösterilmiştir (Callaghan 2002). Bu kaslar düşük frekansta (10 Hz sürekli) 2-4 gün süresince (8 saat/gün) stimüle edildiğinde 2 gün sonra hızlı glikolitiğin hızlı oksidatif fibrillere dönüştüğü ve 4 günlük stimülasyon sonrası bu dönüşümün çok daha fazla olduğu, her iki kastaki kapiler sayısının stimüle edilen kaslarda daha yüksek olduğu Hudlicka (1982)'nin çalışmasında ayrıca gösterilmiştir. Bundan başka hayvanlarda ayak bileği fleksör kas kan akışı, kapiller yapı ve performansa kronik elektriksel stimülasyonun (10 Hz ve maksimal üstü voltajda, 2, 3 ve 7 günlük, günde 8 saat) ilk evrelerinin araştırıldığı bir çalışmada (Egginton and Hudlicka 1999), yüksek dinlenik kan akışı 2 günlük stimüle edilen kaslarda görülmüş ve bunun kapiler büyümenin başlangıcı olabileceği, 7 günlük stimüle edilen kaslarda görülen kas kan akışındaki ılımlı artışın ise artan kapiler kaynağa bağlı olabileceği bildirilmiştir. Cabric ve ark (1987)'na atfen Perez ve ark (2002) insanlarda triceps surae³ kaslarında 21 günlük EMS'nin (50 Hz ve 2500 Hz değişken akım) kapiler kaynağı geliştirdiğini belirtmişlerdir. Sadece 3-4 haftalık kronik stimülasyonun iskelet kasının oksidatif kapasitesini artırdığı ve kasın kuvvet üretme kapasitesini dramatik olarak azalttığı bildirilmiştir (Lieber and Kelly 1993).

¹ ayağın içe ve dışa bükücüsü ön kaval kemiği kası

² ayak parmaklarının uzun açıcı kası

³ gastrocnemius ve soleus kaslarından oluşur

Elektriksel stimülasyonun neden olduğu alt ekstremite kas kasılmalarında kasların pompa fonksiyonunda aktivasyona neden olmaktadır ve artan kan akışı sağlıklı bireylerde, operasyona maruz kalan hastalarda ve omurilik hastalarında gösterilmiştir (Faghri, Votto, Hovorka 1998). Sağlıklı bireylerde istemli egzersizle kombine edilen elektriksel stimülasyonun (35 Hz) venöz kan akışında kalf kasının pompa fonksiyonu üzerindeki etkisi tek başına yapılan istemli egzersiz etkileriyle karşılaştırıldığında, periyodik tek EMS'nin neden olduğu kalf kası kasılmalarının anlamlı kas pompa fonksiyonu ürettiği ve venöz kan akışını geliştirmek için kullanılabilceği, sürekli EMS'nin neden olduğu kasılmaların ise alt bacak kaslarında fizyolojik venöz kas pompası ortaya çıkarır iken periferik perfüzyonu geliştirebileceği gösterilmiştir (Faghri et al 1998).

İnsanlar üzerindeki çalışmalar sınırlı olmasına rağmen, hayvanlarda twitch'in tetanik kas kasılmaları karşısındaki etkisi ayrıntılı bir şekilde çalışılmıştır (Mohr, Akers, Wessman 1987). Mohr ve ark. (1987) 20 Hz stimülasyon frekansının kan akışını artırmada çok daha etkili olduğunu rapor etmişlerdir. Farklı olarak, Hawker ve Egginton (1999) maksimal kan akışının 1-4 Hz arasında olduğunu, benzer biçimde Cramp, McCullough, Lowe ve Walsh (2002)'in daha önceki çalışmalarında insanlarda 4Hz düşük frekansın yüksek frekansa (114 Hz) oranla lokal kütanöz kan akışı üretmede daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte, insanlarda 35 Hz tetanik ve 3 Hz twitch kasılmaların femoral arteride gözle görülür bir artan kan akışı ortaya çıkarır iken, 1 Hz twitch kasılmaların yeterli bir kas kan akışında yükselme ortaya çıkarmadığı gözlenmiştir (Janssen and Hopman 2003).

2.1.4.5. Fonksiyonel ölçümler

Sağlıklı deneklerde veya sporcularda uygulanan EMS'deki problem çok yaygın bir şekilde kasa izometrik olarak uygulanmasıdır ki, bu spor performansında genel olarak uygulanmamaktadır. Bu yüzden dinamik hareketleri ve fonksiyonel parametreleri değerlendiren çalışmaların bir amacı izometrik veya izokinetik sonuçlardan daha ziyade EMS'nin nasıl etkilediğini gözlemlemektir (Callaghan 2002). Diz ligament travması sonrası uygulanan yüksek şiddet "russian" stimülasyon rejiminin, alçı kaldırıldıktan sonra sporcunun dikey sıçrama testini % 89 oranında geliştirdiği görülmüştür (Nitz and Dobner 1987). Sağlıklı sporcu performansındaki

gelişimler ise çok açık değildir. Callaghan (2002)'ın belirttiğine göre Venable ve ark. (1991) ağırlık antrenmanı ile 50 Hz EMS' yi karşılaştırmışlar ve EMS grubunda dikey sıçramadaki gelişim % 3 iken, ağırlık antrenmanı sonrası gelişim % 7 olmuş ve fonksiyonel performans açısından EMS'li ağırlık antrenmanının bir faydası olmayacağı sonucuna varmışlardır. Bunun aksine, Willoughby ve Simpson'a (1998) atfen Callaghan (2002) "russian stimülasyon" protokolü ile tamamlayıcı ağırlık antrenmanının tek başına yapılan EMS ve ağırlık antrenmanında elde edilen % 2 ve % 9'luk gelişimlere oranla dikey sıçramada % 25 oranında gelişime neden olduğunu, Wolf ve ark.'na (1986) atfen kontrol grubu ile karşılaştırıldığında EMS ile hareket hızı, total çalışma, güç ve sprint zamanı ile birlikte dikey sıçrama mesafesinde anlamlı gelişimler olduğunu kaydetmiştir (referanslar için, Callaghan 2002).

EMS etkilerinin fonksiyonel analizleri ayrıca kinematik yürüyüş analizleri kullanılarak yapılmaktadır. Ön çapraz bağ (anterior cruciate ligament, ACL) ameliyatı sonrası hamstring ve quadriceps kas gruplarına yönelik EMS'nin yürüyüş hızı, ritim, duruş zamanı ve diz fleksiyon değişimini geliştirdiği bulunmuştur (Snyder-Mackler, Ladin, Schepesis, Young 1991). Bu çalışmada diz fleksiyon değişimindeki gelişimin direkt ve anlamlı bir şekilde quadriceps kuvveti ile ilişkili olduğu sonucuna varılmıştır. Aynı grupta yapılan diğer çalışmalarda yüksek şiddetli EMS'nin (50 Hz'de modüle edilmiş 2500 Hz carrier frekans) quadriceps kuvvetindeki artışa bağlı olarak çok daha normal bir yürüyüş modelini beraberinde getiren diz kinematiklerini etkilediği kaydedilmiştir (Snyder-Mackler, Delitto, Bailey, Stralka 1995).

Şüphesiz, elektriksel stimülasyon kullanımında geniş kas gruplarının tekrarlı kasılmaları sayesinde kardiovasküler bir egzersiz cevabı ortaya çıkarıp çıkarmadığı araştırma konusu olmuştur. Eijsbouts, Hopman ve Skinner (1997) quadriceps, hamstring, gastrocnemius ve tibialis anterior kas gruplarının maksimal tolere edilen şiddette karşılıklı stimülasyonunun sağlıklı yetişkinlerde dinlenimde ve kol çevirme egzersizinde oksijen tüketiminde (VO_2) yaklaşık 0.1 l/dk. artış üretebileceğini göstermişlerdir. Diğer araştırmalar sağlıklı ve omurilik hastalarında EMS'ye bağlı bisiklet egzersizinin etkilerine yöneliktir. EMS'li bisiklet egzersizinde EMS'ye bağlı kas kasılmaları harici bir cihaz vasıtası ile (bisiklet ergometresi) enerjinin dağıldığı hareketler üretir. EMS'li bisiklet egzersizi omurilik hastalarında 0.6-0.8 l/dk

düzeyinde oksijen tüketimine yol açmıştır (Hooker et al 1990, Raymond, Davis, van der Plas 2002). EMS'li bisiklet egzersizi omurilik hastalarında ayrıca aerobik kapasitede %10-35 oranında gelişimlere neden olmuştur (Pollack et al 1989), (Hooker et al 1992, Mutton et al 1997). Son yıllardaki çalışmalarda sağlıklı yetişkinlerde EMS'nin hafiften orta düzeydeki şiddete doğru kardiovasküler bir egzersiz cevabı ortaya çıkarabileceği (Banerjee, Clark, Witte, Crowe, Caulfield 2005) ve sedanter yetişkinlerde 6 haftalık EMS programının beden kitle indeksi dışında fiziksel uygunluğu geliştirebileceği (Banerjee, Caufeld, Crowe, Clark 2005) gösterilmiştir.

Perez, Lucia, Santalla, Chicharro (2003) bazı çalışmalarda kısa süreli (30 dk), düşük frekans EMS oturumlarının sağlıklı insanların fonksiyonel kapasite üzerindeki etkilerinin değerlendirildiğini, bu çalışmalardan birinde kalp nakli hastalarında quadriceps kasları üzerinde uygulanan 8 haftalık EMS programı sonrası maksimal oksijen kullanım kapasitesinde (VO_2max) anlamlı artış elde edilmediğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte, bu gelişime EMS protokolü öncesi katılımcılardaki çok iyi olmayan fiziksel durumlarının etkili olduğuna vurgu yapmışlardır.

Dereceli egzersiz esnasında EMS'nin oksijen kullanım kinetikleri ve delta etkinliği üzerindeki etkilerini belirlemek için yapılan bir çalışmada (Perez et al 2003) antrenmansız sağlıklı katılımcıların her iki quadriceps kaslarına yönelik 6 hafta ve haftada 3 gün uygulanan EMS programı (45–60 Hz frekans ile 12 sn açma/8 sn kapama, günde 30 dk.) sonucu, EMS'nin dayanıklılık kapasitesinin iki temel belirleyicisini (VO_2 kinetikleri ve çalışma etkinliği) geliştirmede tamamlayıcı bir araç olarak kullanılabilirliği bildirilmiştir.

Günümüzde kilo kaybetme aracı olarak -kas kasılmasının kalori harcamasını artıracak ve yağ yakımını yükselteceği iddiası ile- satışa sunulmuş birçok EMS aracı mevcuttur ve EMS araçlarının kullanımı ile enerji harcamasının artacağı görüşünü destekleyen birçok çalışma yayınlanmıştır. Bu araştırmalarda; a) 6 dakikalık bir EMS protokolü (15 sn kasılma/15 sn dinlenme) sonrası kasta fosfojen ve glikojen boşalması ve laktatta artış, b) sürekli ve aralıklı stimülasyonun kasılma-gevşeme döngüsünü değiştirerek kuru kasta 180-280 mmol.kg arasında ATP kullanılmasına yol açtığı, c) stimüle edilen uyluk kasında 37 kcal.h^{-1} enerji harcaması artışına neden olduğu, d) abdominal kasların 4 haftalık elektriksel stimülasyonu sonucu doku

direncinin azaldığı, e) 2-3 haftalık kalf kası EMS'sinin skinfold kalınlığında bir azalma ile sonuç verdiği, f) obez bireylerde 4 haftalık (günde 8 saat) abdominal kaslara uygulanan EMS'nin deri altı yağında % 10'luk bir azalma olduğu rapor edilmiştir (referanslar için Hayter, Coombes, Knez, Brancato 2005).

Bununla birlikte piyasaya sunulmuş EMS araçlarının niteliği ve program parametreleri elde edilen egzersiz sonuçlarını etkiler gibi görünmektedir. Örneğin Porcari ve ark (2002) 8 haftalık (haftada 3 kez) EMS programının vücut ağırlığı, vücut yağı, kas çevresi ve gene vücut görünümü üzerinde etkisinin olmadığını göstermişlerdir. Araştırmada elde edilen bulgular, EMS'nin vücut biçimini değiştireceği yönündeki iddiaları desteklememiştir. Son yıllarda ticari olarak elde edilebilen iki EMS aracının oksijen tüketimi üzerindeki etkilerinin test edildiği bir çalışmada (Hayter et al 2005) test edilen iki EMS aracının stimülasyon esnasında oksijen tüketimi üzerinde etkiye sahip olmadıkları gösterilmiştir.

2.1.5. Kas kuvvetlendirmesinde EMS

İskelet kasının stimülasyona kuvvet cevabı stimülasyonun şiddet ve frekansına bağlıdır. Bir kastaki tek bir şok 200 milisaniyelik bir sürede tek bir kasılma ile sonuç verir (twitch). Eğer stimülasyon frekansı her saniyede 10 ile 20 vuruş (<10 ya da 20 Hz, düşük frekans stimülasyon) olarak artırılırsa kas kasılması parçalı veya twitch benzeri olur. Çünkü kuvvet üretimi uyarının açma kapama periyoduna bağlı olarak dalgalanır. Farklı olarak, bir kas yüksek frekansta uyarıldığında kasılma düzleşir ve kuvvet üretimi zirve yapar (tetanus). Fakat kas hızla yorulur (Hortobágyi 1996).

Öte yandan, motor nöronlarla uyarılan kaslardaki doğal kuvvet üretimi farklıdır ve çok daha karmaşıktır. Doğal koşullar altında, motor nöronlar asenkronlu olarak harekete geçerken, yapay elektriksel kas stimülasyon sinyalleri senkronludur. Doğal stimülasyonda motor üniteler kas kuvvetini hiyerarşik olarak üretirler (yapı prensibi). İkinci bir doğal kuvvet düzenleme biçimi yüksek kasılma seviyelerinde motor ünitelerin uyarılma oranlarındaki artıştır (Hortobágyi 1996). Sadece yüksek şiddetteki bir antrenman kas fibril kasılmalarının senkronizasyonunu geliştirir. Hatta çok yetenekli sporcular dahi doğru bir hareket için kendi kas fibrillerini % 100 eşzamanlı olarak uyaramazlar. Gelişen senkronizasyon ise zirve gücü artırır (Mierke 2006).

Bununla birlikte, motor ünitelerin elektriksel stimülasyonunda katılımı ters bir düzendedir ve daha geniş motor üniteler düşük dirençlerinden dolayı ilk olarak çalışmaya katılırlar. Fizyolojik olarak küçük motor üniteler yavaş kasılan yorgunluğa dirençli kas fibril içerikli iken, geniş motor üniteler hızlı kasılan ve çok çabuk yorulan kas fibrillerinden oluşmuşlardır. Bu yüzden, yüksek kuvvet üretimini amaçlayan yapay elektriksel kas stimülasyonunda daha yüksek stimülasyon frekansı kullanılmalıdır. Fakat kaçınılmaz olarak kasta yorgunluk oluşacaktır (Hortobágyi 1996). Yüksek frekans stimülasyon (>70 Hz) sinir-kas kavşağında yetersizliğe neden olmakta ve kas hızla yorulmaktadır. Uygun frekansın, istemli aktivite esnasında üretilen normal motor ünite deşarj frekansına benzer oranda olduğu (20-50 Hz) ve çok düşük frekansların kas kasılmasını garanti etmediği bildirilmiştir (Petrofsky 2004).

Sağlıklı insan quadriceps kas kuvveti artışında EMS'nin rolü ile ilgili bir hayli tartışma vardır. Birçok yayında Rus araştırmacı Kots'un EMS teknikleri ile zaten yüksek oranda antrenmanlı olan sporcuların kas kuvvetinde % 30-40 oranında bir artış sağlanabileceğini rapor ettiği çalışmasına atıfta bulunmaktadır (Ward and Shkuratova 2002). Bu bölümde sağlıklı bireylerde bu iddiayı gözlemlemeye çalışan diğer araştırmacıların elde ettikleri sonuçlara yer verilecektir. Ne yazık ki, bu yayınlarda da tam ve doğru sonuçlara ulaşmak zordur. Bazı araştırmacılar EMS ile egzersizi karşılaştırırken (Laughman, Youdas, Garrett, Chao 1983) diğerleri farklı EMS uygulamalarını bir diğer EMS uygulaması ile karşılaştırmışlardır (Lai, De Dominico, Strauss 1988, Cramp et al 2002) ve Callaghan (2002)'a göre birçoğunda karşılaştırma veya kontrol grubu bulunmamaktadır.

2.1.5.1. İnsan quadriceps femoris kasının elektriksel stimülasyonu

Kas stimülasyonu ile ilgili literatürdeki temel soru istemli egzersizle karşılaştırıldığında veya istemli egzersiz ile EMS kombinasyonunda EMS'nin kas performansını nasıl değiştirdiğidir (Robinson and Snyder-Mackler 2007).

EMS ile kas kuvvetlendirme çalışmalarının odak noktasını genel olarak quadriceps femoris kasları oluşturmaktadır. Diğer kas gruplarının kuvvetlendirilmesi ile ilgili az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bununla birlikte, quadriceps femoris

üzerinde kullanılan uygulama prosedürleri teorik olarak diğer kas gruplarında da benzer biçimde etkin kullanılabilir (Robinson and Snyder-Mackler 2007).

Elektriksel stimülasyonun normal istemli kontrolün yerini alabilmesi sayesinde standart bir quadriceps rejimine bazı avantajlar getirmektedir. Bu, özellikle kompleks kasların bireysel başları antrene edildiğinde önem kazanmaktadır. Örneğin, quadriceps kası dört başlıdır. Spora bağlı olarak dört baştan biri yaralanır ise birini diğerinden ayırarak çalıştırmak mümkündür. Kas başının kuvvetlenmesi sayesinde kassal denge sağlanır ve dengeli bir diz ekstansiyon kasılmasına izin verir (Petrofsky 2004). Bununla birlikte, tedaviyi standart hale getirerek egzersizde yapılan hataları azaltması, elektronik veri toplama sayesinde süreç ve gelişimin gözlenebilmesi ve yeni jenerasyon elektriksel stimulatörler ile tedavi sürecinin hasta evinde yapılmasına ve bu sayede tedavi giderlerinin azalmasına olanak vermesi, kasa uygulanan stimülasyon modelinin hastaya ya da deneğe bağlı kalmaksızın kesin olarak kontrol edilebilmesi diğer avantajlarıdır (Callaghan 2002).

Quadriceps gibi kaslarda optimum etkinlik sağlayabilmek için hem kuvvet hem de dayanıklılık özelliğinin geliştirilmesi gerekir. EMS, düşük ya da yüksek frekans stimülasyonla sürekli bir vuru dizisi üretecek şekilde dizayn edilmiştir. Düşük frekans stimülasyon (karakteristik olarak 1-10 Hz arasındadır) bir kasın yorgunluk karakteristiğini geliştirmek için kullanılmaktadır. Öte yandan, stimülasyon güç artışı sağlamak için kullanılırsa yorgunluk vermektedir. 30-50 Hz arasında yüksek frekansa sahip birçok EMS aracı klinisyen ve hastalarca pek tercih edilmemektedir. Yüksek frekans periyotlar ile beraber düşük frekans stimülasyonun ardışık bir stimülasyon rejimi olarak bu iki elementin kombinasyonu çok daha avantajlı olabilmektedir. Bu, her iki faktörün eşzamanlı olarak motor siniri uyarma modellerini ifade eden fizyolojik bir yaklaşımdır (Callaghan 2002).

Son yıllarda Bickel, Slade, Haddad, Adams ve Dudley (2003) akut EMS'nin moleküler seviyede cevapları uyarmak için yeterli olduğunu göstermiştir. Bu türden değişimler hem sağlam hem de omurilik hastası deneklerin quadriceps kaslarındaki hipertrofi sürecinin başladığını göstermektedir. Bu nedenle, çoklu EMS oturumları sonrası kassal seviyede değişimler beklenebilmektedir. Bununla birlikte, kas hipertrofisi üzerinde bir EMS antrenman programının etkisi, uygulanan antrenman süresine (Singer 1986, Stevenson and Dudley 2001, Gondin et al 2005) ve seçilen

EMS parametrelerine (Stevenson and Dudley 2001) bağlı olarak literatürde belirsizliğini korumaktadır. Örneğin, bir çalışmada (Stevenson and Dudley 2001) 8-9 haftalık EMS antrenmanı sonrası quadriceps kas hacminde etkileyici bir artış gözlenirken, 4 haftalık EMS programı içeren çalışmalarda böylesi değişimler rapor edilmemiştir (Singer 1986). Bu nedenle, 4 haftadan daha fazla süren bir EMS programının kas hipertrofisi sağlayabileceği varsayılmıştır (Obajuluwa 1991).

Kassal zayıflığı olan ve olmayan sağlıklı bireylerde EMS kullanımı ile ilgili literatür sonuçlarını Robinson ve Snyder-Mackler (2007) kısaca şu şekilde özetlemiştir; EMS'ye maruz kalmayan kontrol grubu ile karşılaştırıldığında EMS grubunda genellikle kuvvette artış olduğu, EMS'nin ACL yaralanmaları gibi diz eklemi sakatlıklarında ve quadriceps kas kuvvetlendirmesinde tek başına yapılan istemli egzersizden çok daha etkili olduğu, sağlıklı bireylerde eşzamanlı EMS ve istemli egzersizin ilave bir katkısının bulunmadığı, zayıflığın görülebildiği hasta popülasyonundaki çalışmalarda bazı kas stimulasyon rejimlerinin istemli egzersize oranda daha büyük kuvvet kazanımları sağladığı, zayıf kaslı bireylerde kuvvet kazanımı ile kasılma şiddeti arasında pozitif korelasyon olduğu, bunun da EMS antrenmanında yüksek EMS kasılmalarının kullanılması gerektiğini gösterdiği, EMS'nin bir kişinin istemli olarak aktive edemediği motor üniteleri aktive edebildiği, böylece kas aktivasyonu ve kuvveti geliştirdiği, EMS araştırmalarının genel olarak quadriceps femoris kaslarına odaklandığı, diğer kas gruplarında EMS'nin kuvvetlendirme etkisinin minimal olduğu, bununla birlikte quadriceps femoris üzerinde kullanılan uygulama prosedürlerinin diğer kaslar üzerinde de benzer biçimde kullanılmakta olduğu şeklinde dir.

2.1.5.1.1. EMS veya izometrik egzersiz

Atrofi olan kasları kuvvetlendirmede istemli antrenmana oranla elektriksel stimulasyon ile çok daha kolay sonuç alınabildiği kaydedilmiştir. Araştırma sonuçları diz ekstansör kaslarının elektriksel stimulasyonu ile izometrik kuvvet artışının % 50' ye kadar geliştirilebildiğini ortaya koymuştur (Hortobágyi 1996). Ancak, sağlıklı iskelet kasları üzerinde yapılan çalışmalarda kuvvet gelişiminin atrofik kaslardaki kadar yüksek olmadığı görülmektedir.

İzometrik egzersiz ile EMS karşılaştırmasını yapan yayınlarda (Laughman et al 1983, Mohr, Carlson, Sultentic, Landry 1985, Robinson and Snyder-Mackler 2007) metodolojik yaklaşımlardaki gözle görülür farklılıklara rağmen sağlıklı deneklerde quadriceps izometrik egzersiz uygulaması ile EMS arasında kuvvet/tork kazanımları açısından fark olmadığı görülmektedir. Sadece Mohr ve ark. (1985) izometrik egzersizle izometrik quadriceps kas kuvvetinde anlamlı gelişim bulmuşlardır (% 14.7). Dirsek fleksör kaslarının kuvvet artışında istemli izometrik antrenmanın EMS antrenmanına oranla daha etkili olduğunu gösteren çalışmada ise (Holcomb 2006) EMS'nin anlamlı etki yapmaması uygulanan egzersiz şiddetine bağlanmıştır.

2.1.5.1.2. EMS veya izokinetik egzersiz

Sağlıklı quadriceps kaslarında EMS ile izokinetik egzersizi direkt olarak karşılaştıran çalışmalarda (Halbach and Straus 1980, Nobbs and Rhodes 1986) quadriceps kas gücünde tanımlayıcı bir gelişimin (egzersiz grubu için % 42, stimülasyon grubu için % 22) sağlanabileceği belirtilmiştir. İlginç olan, Nobbs ve Rhodes (1986) 100°/sn. ve 180°/sn. açısal hızlarda anlamlı farklılığın olmadığını ve 30°/sn. ve 0°/sn. antrenman hızlarından daha yavaş veya denk hızlarda kuvvet gelişimi olduğunu belirtmişlerdir. Stimülasyon grubunda açığa çıkan toplam değişimler yeniden hesaplandığında, 45° diz fleksiyonunda izometrik olarak çalışıldığında sergilenen yüzde gelişimler 0°, 30°, 100° ve 180°/s açısal hızlarda sırasıyla % 29, % 11, % 9 ve % 1'dir.

Lloyd, DeDomencio, Strauss, Singer (1986) EMS ile izokinetik egzersiz antrenmanını karşılaştıran Eriksson ve ark. (1981)'nin çalışmasında her iki gruptaki anlamlı kuvvet gelişiminin tüm açısal hızlarda ve diz eklem açılarında ortaya çıktığını, gruplar arası farklılık olmamakla birlikte en fazla kuvvet artışının antrenman hızına bağlı olarak izokinetik grupta gözlemlendiğini, EMS grubunda ise gelişimin izometrik ve yavaş izokinetik kasılmalarda olduğunu aktarmışlardır.

Benzer olarak Halbach ve Straus (1980) tüm gruplar anlamlı kuvvet artışı göstermiş olmalarına rağmen izokinetik antrenmanın EMS' den daha büyük kuvvet gelişimine neden olduğunu bulmuşlardır. Bu çalışmadaki izokinetik antrenman değişik hızlarda yapılmış ve tek bir hızda (120°/sn) test edilmiştir.

2.1.5.1.3. EMS ve izometrik / izokinetik egzersiz kombinasyonu

Bazı araştırmalarda istemli egzersiz yapılırken kombine edilen EMS etkileri tanımlanmaya çalışılmıştır. Bu çalışmaların tamamı açık bir şekilde egzersiz ve EMS'nin eşzamanlı olarak kombine edilmesinin tek başına yapılan egzersizden çok daha etkili olmadığı konusunda hem fikirlerdir (Convery, Racer, Rohland, Shannon, Sorg 1994, Burkett, Phillips, Alvar, Bartelt, Stone 1998). Üstelik yapılan egzersizin izometrik veya izokinetik olmasına bakılmaksızın bu sonuca varılmıştır. Bu nedenle, sağlıklı quadriceps kaslarında bu iki uygulama formunun kombinasyonundan bir kazanımın olmadığı söylenmekle birlikte (Lloyd et al 1986) son yıllardaki çalışmalarda aksi sonuçlar elde edilmiştir.

Örneğin, Callaghan (2002)'nin aktardığına göre Strojnik (1998) tek bir laboratuvar test protokolü kullanarak EMS'li ve EMS'siz 45° lik diz fleksiyonunda izometrik bir kasılma, 90° den tam diz ekstansiyonuna izotonik konsantrik bir aktivite ve bir squat jump karşılaştırması yapmış ve 0.8 saniye 100 Hz'lik EMS'nin başlangıç değerlerine göre izometrik torku % 23 oranında ve izotonik torku % 4 oranında geliştirdiğini bulmuştur. Fakat çok daha kompleks çoklu eklem aktiviteli squat jumları değiştirmemiştir (Callaghan 2002).

Dervisevic, Bilban ve Valencic (2002)'in yaptığı çalışmada da düşük-frekans EMS ile kombine edilen izokinetik antrenmanın (10 hafta, haftada 3 kez, 5 set) tek başına yapılan düşük frekans EMS antrenmanına ve izokinetik antrenmana oranla quadriceps kas kuvvetini geliştirmede çok daha etkili bir yöntem olduğu kaydedilmiştir.

2.1.5.2. Değişik diz eklem fleksiyon açılarında EMS

Bu bölümde değişik diz eklem açılarındaki EMS uygulamasının kas kuvveti kazanımları üzerindeki etkileri literatür işığında incelenmiştir.

2.1.5.2.1. İzometrik kuvvet kazanımları

Diz eklem açısının EMS için adapte edilmesindeki başlıca nedenler test esnasında varsayılanla aynıdır. Birçok araştırmacı standartlaşmış 60° 'lik diz

fleksiyonu pozisyonu tanımlamaktadır (Laughman et al 1983, Selkowitz 1985, Mohr et al 1985, Soo, Currier, Threkeld 1988). Diğer araştırmacılar 15° ile 90° arasında değişen farklı açılardaki diz fleksiyonuna vurgu yapmaktadırlar (Obajuluwa 1991). Ayrıca, her durumda kalça fleksiyonu hem uygulamada hem de değerlendirmede sabittir. Çoklu açılar incelendiğinde, kuvvetteki gelişim en yakın test açısında olmaktadır (Maffiuletti et al 2000). Tablo 2.1, çalışılan diz fleksiyon oranlarındaki kuvvet/tork kazanımlarını, Tablo 2.2 ise kullanılan parametreleri özetlemektedir. Bu çalışmalardan her biri quadriceps izometrik kas kuvvetindeki istatistiksel gelişimleri tanımlamaktadır. Sonuçların oldukça farklı olması (% 1-49.7) muhtemelen metodolojik yaklaşımlardaki ve stimulyasyon parametrelerindeki farklılıklardan kaynaklanmaktadır. Callaghan (2002), EMS sonrası izometrik kuvvette gelişimin olmasını, izokinetik kuvvette ise gelişimin olmamasını Romero ve ark (1982)'nin sağlıklı deneklerin dominant bacağı üzerinde değişken 2000 Hz frekans üzerine 50 Hz kullanılmasına bağlamıştır.

2.1.5.2.2. İzokinetik kuvvet kazanımları

Kasların aynı diz eklem fleksiyon açısında izometrik olarak stimule ve test edildikleri yukarıdaki çalışmalardan farklı olarak diğer çalışmalar stimulyasyonun ve diz eklem pozisyonunun izokinetik fonksiyon üzerindeki etkiler araştırılmıştır. Callaghan (2002)'in belirttiğine göre Harsell (1986) denek sırtüstü pozisyonda 20°-30° diz eklemi fleksiyonunda iken quadriceps kasını izometrik olarak 65Hz' de stimule etmiş, fakat quadriceps "dinamik kuvveti" (30°/sn) ve "kas gücü" (180°/sn) 0° ile 90°' lik diz fleksiyonunda aktif bir hareket genişliği boyunca test etmiştir. Her iki hızda da izokinetik değerlerde sadece minimal bir artış kaydedilmiştir. Quadriceps kasını 45° diz fleksiyonunda izometrik olarak stimule eden Halbach ve Straus (1980), quadriceps kuvveti izokinetik olarak 120°/sn.de 0° ile 90°' lik hareket genişliği boyunca test etmiştir. Bu çalışmada izokinetik kuvvette ortalama % 22'lik bir gelişim kaydedilmiştir. Bu iki çalışmayı aralarındaki metodolojik farklılıklardan dolayı direkt karşılaştırmak doğru değildir. Callaghan (2002)'in belirttiğine göre Fahey ve ark. (1985) sağlıklı deneklerde stimulyasyon sırasında 0° ve 65°'lik diz açılarının etkilerini incelemişlerdir. Diz 65° fleksiyonda iken EMS'nin izometrik kas kuvveti artışına oranla izokinetik kuvvet artışında çok daha etkili olmuştur. Bu gelişimin 65°'deki

quadricepste etkili olan bir germe uyarısına bağlı olduğunu veya (Nobbs ve Rhodes'un (1986) ağıklamasına benzer) 65° diz fleksiyonundaki stimulasyon sırasında quadriceps içindeki daha bryk tansiyona bağlı olduğunu dzyunmzylerdir.

Tablo 2.1. Diz fleksiyonuna gzyre kuvvet / tork yzyzde kazanımları ve değerlendirme açıları.

Araştırmacı	uygulama açısı (diz fleksiyonu)	değerlendirme açısı (diz fleksiyonu)	gelişim	% MVIC	p değerı
Kramer&Semple (1983)	60°	60°	% 13	Maks. Tolerans	p<.001
Laughman et al. (1983)	60°	60°	% 22	Maks. Tolerans	p<.001
McMiken et al. (1983)	30°	30°	% 22	% 80 MVIC	p<.02
Mohr et al. (1985)	60°	60°	% 1	Maks. Tolerans	p>.05
Nobbs&Rhodes (1986)	45°	45°	% 26	Maks. Tolerans	p<.05
Kubiak et al. (1987)	60°	60°	% 33	Maks. Tolerans	p<.001
Caggiano et al. (1994)	60°	60°	% 9	%40 MVIC	p=.002
Romero et al. (1982)	65°	65°	% 21	Maks. Tolerans	p<.05
Selkowitz (1985)	60°	60°	% 44	Maks. Tolerans	p<.05
Obajuluwa (1991)	15°	15°	% 49.7	Maks. Tolerans	p<.05
Balogan et al. (1993)	60°	60°	% 44	Maks. Tolerans	p<.05
Maffiuletti et al. (2000)	60°	45° / 55° 65° / 75° 85°	n/a	% 80 MVIC	55° p<.001 65° p<.001
Soo et al. (1988)	60°	65°	% 48 (sadece erkekler)	% 50 MVIC	p<.05

MVIC: Maximum voluntary isometric contraction (maksimum istemli izometrik kasılma).

Maks.Tolerans: Deneğin tolere edebildiği maksimum kasılma (Callaghan 2002).

Tablo 2.2. Elektriksel stimulasyon parametrelerinin karşılaştırılması ve verimlilik.

Araştırmacı	dalga formu	şiddet	frekans	çalışma döngüsü	oturum	gelişim
Halbach& Straus (1980)	Monopolar	Maks. Tolerans	50 Hz	10:50:10	15	% 22
Kramer& Semple (1983)	Monoasymm bifazik	ortalama % 87 MVC	Belli değil	10:50:10	10-12	% 13
Laughman et al. (1983)	Monoasymm bifazik	<% 40 MVC	50 Hz*	10:50:10	25	% 22
Mohr et al. (1985)	BiTwinPeak monofazik	Maks. Tolerans	50 Hz	10:10:10	15	% 0
Nobbs& Rhodes (1986)	Mono dik açılı	Maks. Tolerans	60 Hz	10:50:10	18	0°/s = % 26 30°/s = % 11
Kubiak et al. (1987)	Bisymm bifazik	Maks. Tolerans	50 Hz*	15:50:10	15	% 33
Caggiano et al. (1994)	Bipolar simetrik bifazik	% 40 MVC	25-50 Hz	15:50:10	12	% 9
Romero et al. (1982)	Bipasymm bifazik	Maks. Tolerans	Dalgalı faradik	4 sn, her biri 5 dk	10	0°/s = % 21 & % 31 30°/s = % 13
Selkowitz (1985)	Monoasymm bifazik	>% 80 MVC	50 Hz*	10:10:10	12	% 44
Stefanovska& Vodovnik (1985)	Bisymm bifazik Bimonofaz	% 5 MVC	25 Hz* 25 Hz	10:50:10	28	% 13.2 % 25.3
Lai et al. (1988)	Asimetrik bifazik	% 25 MVC % 50 MVC	50 Hz	5:5:30	15	% 24.2 % 48.5
Balogan et al. (1993)	Monofazik twin peak	Maks. Tolerans	20& 45Hz 80Hz	10:50:10	?	ortalama %24 tüm gruplar
Soo et al. (1988)	Monoasymm bifazik	% 50 MVC	50 Hz*	15:10:8	10	% 47.7 erkek % 8.1 kadın
St Pierre et al. (1986)	Bi symm Bifazik	Maks. Tolerans	50 Hz*	10:50:10	7	belirtilmemiş
Obajuluwa (1991)	Monoasymm bifazik	Maks. Tolerans	Dalgalı faradik	3:10:10	30	% 49.7

* = modüle edilmiş 2500 Hz frekansta (Callaghan 2002).

2.1.5.3. Cinsiyet farklılıkları ve kuvvet gelişimi

Soo ve ark. (1988) tarafından yapılan bir çalışmada fizyolojik nedenler bildirilmemesine rağmen erkeklerin EMS sonrası kadınlardan daha büyük kuvvet gelişimi sergiledikleri görülmüştür (% 47.7' ye karşı % 8.1). Callaghan (2002)'ın belirttiğine göre Fahey ve ark. (1985) kuvvet artışında cinsiyet farklılığı olmadığını göstermişlerdir. Bu yönden erkeklerle kadınlar arasında fark yokmuş gibi görünmektedir. Aslında Soo ve ark. (1988) kendi bulgularının gerçek bir cinsiyet farklılığından daha ziyade küçük bir örneklem grubundaki (9 erkek ve 6 bayan) cinsiyet sonuçlarına bağlı olarak rastlantısal bir denek ayrımı sonucu olabileceğini işaret etmişlerdir.

Son yıllarda Laufer, Ries, Leininger ve Alon (2001)'un 15 erkek ve 15 kadında üç dalga formunun quadriceps kas kuvveti üzerindeki etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında test edilen tüm dalga formlarında erkeklerdeki maksimum istemli izometrik kasılma kuvvetinin bayanlara oranla daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Alon ve Smith (2005)' in çalışmasında ise kadınların elektriksel olarak elde edilen kas kasılmalarında erkeklere oranla daha az tolereye sahip oldukları, bu nedenle stimülasyon programlarından fayda elde etmeleri için daha fazla oturma ihtiyacı duyulduğu gösterilmiştir. Erkekler için minimum kriter % 25 MVIC, kadınlar için ise % 64 MVIC olduğunda fayda sağlanacağı ayrıca ifade edilmiştir.

2.1.6. Quadriceps dayanıklılığı

EMS antrenmanının kasın tekrarlı veya devam eden istemli kasılmalarla zaman sürecinde kuvvetini devam ettirme yeteneği üzerindeki etkilerini inceleyen çalışma sayısı azdır ve bu alandaki sınırlı sayıdaki çalışmalar insanlar üzerinde daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulduğunu göstermektedir. Robinson ve Snyder-Mackler (2007)'ın belirttiğine göre Alon ve ark. (1987) kas kuvvetini geliştirmek için dizayn ettikleri abdominal kas yapısına stimülasyon antrenmanının bu kasların dayanıklılık karakteristiklerine anlamlı etki yapmadığını gözlemişlerdir. Hartsell (1986) EMS antrenmanının (6 hafta, haftada 5 gün, 10 sn kasılma 50 sn dinlenme-65 Hz) normal bireylerde quadriceps dayanıklılık karakteristiği üzerindeki etkisini incelediği çalışmada, stimülasyon programı sonrası quadriceps dayanıklılığı artmıştır, fakat

küçük artışlar tek başına egzersizde ulaşılandan anlamlı olarak daha büyük olmamıştır. Bu bulgu sürpriz olmamıştır, çünkü kullanılan EMS antrenman programı istemli kuvvet antrenman programına dayanmaktadır ve hiçbir özellik istemli dayanıklılık antrenmanı ile paralellik göstermemektedir.

EMS'nin kas yorgunluğu üzerindeki etkilerini belirlemedeki temel problemin, incelenen EMS antrenman programlarının istemli kuvvet antrenman programlarına dayanması gerçeği olduğu ve kassal dayanıklılığı geliştirmek için EMS antrenmanında istemli dayanıklılık antrenman prensiplerinin (düşük şiddetteki kasılmalar, yüksek tekrar sayıları) uygulandığını gösteren klinik bir çalışmanın bulunmadığı bildirilmiştir (Robinson and Snyder-Mackler 2007).

Bununla birlikte, Thériault ve ark. (1994)'nın çalışmasına atfen Callaghan (2002) 8Hz gibi çok daha düşük frekansların hayvan modellerinde kullanıldığını (8 hafta boyunca günde 8 saat), aerobik oksidatif enzim göstergelerinde % 25'lik bir artışla quadriceps dayanıklılığının geliştiğini ve diz ekstansiyonu toplam çalışma miktarında anlamlı artışların görüldüğünü bildirmiştir. Dayanıklılık kapasitesindeki gelişimlerin tek düze olmayan stimülasyon biçimleri ile ortaya çıktığını belirten Callaghan (2002), 1995'te Oldham ve ark. nın çalışmalarına atfen osteoartritli (kemik ve buna yakın eklemin iltihabı) yaşlı hastaların quadriceps kaslarına yönelik kullanılan tekdüze olmayan nöromusküler stimülasyon modelinin dayanıklılık gelişiminde sahte ve tekdüze EMS'den daha üstün olduğunu ifade etmiştir (Callaghan 2002).

Bu sonuçlardan, tek düze olmayan stimülasyonun, kasların kuvvet ve dayanıklılık bileşenlerinin her ikisini de çok daha doğal bir yoldan uyarma modeline hizmet ettiği söylenebilir.

Perez ve ark. (2003), insanlarda deri yolu ile kronik (günde birkaç saat) elektriksel stimülasyon oturumlarının kasın oksidatif kapasitesini, FT fibrillerin kapilarizasyonunu artırabildiğini ve FT alt fibriller arasında bazı fibril geçişlerine neden olabildiğini bildirmiştir. Bununla birlikte Perez ve ark. (2003), insan iskelet kaslarında EMS'nin anlamlı etkilerini gösteren birçok çalışmada gerçekçi olmayan ve klinikte ve spor antrenman koşullarında uygulaması zor protokollerin uygulandığına vurgu yaparak oturumların çok uzun olmasına (günde birkaç saat) ve

kullanılan frekans akımlarının (yaklaşık 100 ms pulse süreli, 50-100 Hz) rahatsızlık verici olmasına değinmiştir.

Sağlıklı insan kaslarında düşük frekans elektriksel uyarım çalışmaları devam ediyor olmasına rağmen deneysel bulgular düşük frekans elektriksel stimülasyonun stimüle edilen kasların oksidasyon potansiyelinde artışa neden olduğunu göstermektedir. Örneğin, 6 haftalık düşük frekans elektriksel stimülasyon (8 Hz) diz ekstansör kaslarının yorgunluğa direncini anlamlı olarak geliştirdiğini gösteren çalışmada vastus lateralis kasındaki sitrat sintaz aktivitesi, FT-a ve FT-b fibril başına düşen kapiler sayısı ve FT-a kas fibril yüzdesi anlamlı olarak artmıştır (Thériault et al 1996). Son yıllarda yapılan bir çalışmada, tavşan tibialis anterior kasına yönelik uygulanan düşük frekans (10 Hz) stimülasyonun (6 hafta, günlük 30 dk.) kasın dayanıklılık kapasitesinde önemli bir artışa yol açtığını göstermiştir (Lopez-Guajardo, Sutherland, Jarvis, Salmons 2001).

2.1.7. Stimülasyon parametreleri

Günümüzde stimülasyon akımı, intramusküler (kas içi) motor sinir üzerine veya farklı yapı ve materyaldeki elektrotların deri üzerine yerleştirilmeyle geçmektedir. Araştırmalarda belirli bir kasın üzerindeki deri üzerine ayrı olarak yerleştirilen elektrotlarla kas kasılması elde etmenin daha kolay olduğu anlaşılmıştır. Bu bölgeler "motor noktalar" olarak nitelendirilmiştir (kasın yüzey katmanındaki kas-sinir bileşkesinin en büyük konsantrasyonu) (Hortobágyi 1996). Motor noktalar stimülasyona daha duyarlıdır. Bu nedenle, motor noktaya yakın olan elektrot, daha az akımla ile kasın uyarılmasını mümkün kılar. Motor noktalar en büyük sodyum kanal yoğunluğuna sahiptir ve bu nedenle en düşük empedansla uyarmanın en kolay noktasıdır (Forrester and Petrofsky 2004, Petrofsky 2004).

stimülasyon tam olarak motor nokta üzerinde yapılmış olsa bile bir kasın kuvvet üretimi stimulus parametrelerine göre değişiklik gösterir (elektrotların tipi, yapısı, yerleşimi ve konfigürasyonu, voltaj ya da akımın kontrol edilip edilmediği). Stimulus dalga formu manipülasyonu (dik açılı, sinüzoidal, triangel, simetrik, asimetrik vs.) ve onun süresi, şiddeti ve frekansı göz önünde tutulması gereken diğer faktörlerdir (Hortobágyi 1996).

EMS ile ilgili görüş birliğine varılmasındaki temel zorluklardan biri stimülasyon parametrelerindeki geniş varyasyondur. Ancak, bir antrenman programının başarısı tolere edilebilen stimülasyon şiddetine ve frekansına (düşük frekans daha az yorucudur fakat kuvvet cevabı daha düşüktür) ve tüm programın ve oturumların süresine bağlı olduğu bildirilmiştir (Hortobágyi 1996). Parametrelerden en önemlisi frekanstır ve genellikle düşük, orta ve yüksek frekans olarak gruplandırmıştır (Callaghan 2002). Yapılan çalışmalarda EMS antrenmanında en uygun programın haftada üç kez ve günde iki kez, 30 dakika süresince ve 0.4-30 mA şiddetinde olduğu kanıtlanmıştır (Boonyarom et al 2009).

2.1.7.1. Dalga formu (waveform)

EMS’de farklı dalga formları (yani vurunun biçimi) kullanılmaktadır (Laufer et al 2001) ve bazı çalışmalar stimülasyon dalga formu doğasının gelişim biçimini belirleyen önemli değişkenlerden biri olduğunu ifade etmişlerdir (Kantor, Alon, Ho 1994). Bircan ve ark (2002)’nin belirttiğine göre Delitto ve Rose (1986) hastaların seçtikleri dalga formlarının doğal bir tercih gibi görüldüğünü ve sürekli tercih edilebilir bir dalga formunun bulunmadığını bildirmişlerdir.

Birçok portatif stimulatör dengeli asimetrik bifazik vuru üretecek şekilde yapılmıştır (Lake 1992). Stefanovska ve Vodovnik (1985) sağlıklı deneklerle kontrollü olarak yaptıkları çalışmada quadriceps torku üzerinde iki dalga formunun (rektangular-dik açılı ve sinüzoidal-sinüs eğrisi şeklinde) karşılaştırması yapmışlar. ve 25 Hz frekansta kesikli 2500 Hz sinüzoidal bir akım formu üzerine dik açılı dalga formu verilmişlerdir. Önceki grup sonrakine oranla anlamlı olarak daha iyi yapmıştır (torktaki %13.2’lik gelişim ile karşılaştırıldığında % 25.3 oranında gelişim). Araştırmacılar yüksek frekans sinüzoidal stimülasyon esnasında yorgunluk oluştuğunu ve kuvvetlendirme etkilerinin azaldığını ifade etmişlerdir (Callaghan 2002). Sadece 13 denekle çalışılmış olması, randomizasyona yönelik bir kanıtın bulunmayışı ve değerlendirme tekniklerinin detaylı tanımlanmamış olması bu çalışmayı temel olarak hatalı kılmaktadır.

Diğer çalışmalar dikkate alındığında çok daha karmaşıktır. Karşılaştırmak için 50 Hz frekans ele alınırsa, sinüzoidal carrier dalga (2000 – 2500 Hz) üzerinde bu frekansın etkileri bazı çalışmalarda tanımlanmıştır (Laughman et al 1983, Soo et al

1988, McLoda and Carmack 2000). Agrawal, Zutshi, Ram, Zafar ve Bhaduri (2008)'nin belirttiğine göre St.Pierre (1986) 2.5 kHz değişken akım stimulyasyon sonrası kuvvette anlamlı gelişim bulamazken, Soo ve ark. (1988)'nin çalışmasındaki kas kuvvetindeki gelişim % 47.7 oranındadır. Carrier dalga formu olmaksızın 50 Hz stimulyasyonu kullanan çalışmalarda da benzer farklılıkta sonuçlara ulaşılmıştır. Bu çalışmalarda da kaydedilen kuvvet gelişimleri % 0 (Mohr et al 1985) ile % 48.5 (Lai et al 1988) oranındadır.

Üç dalga formunun etkinliğinin karşılaştırıldığı son yıllardaki bir çalışmada tork üretiminde monofazik ve bifazik dik açılı dalga formlarının polifazik dalga formundan daha etkili olduğu ve bu iki dalga formunun daha az yorucu oldukları gösterilmiştir (Laufer et al 2001). Bir diğer çalışmada ise bipolar interferansiyel akım (2500 Hz carrier frekans ve 80 Hz amplitude modulyasyon frekansı) ile düşük frekans akımının (simetrik bifazik) quadriceps kas kuvvetini geliştirmede kullanılabileceği ve algılanan rahatsızlığın bu iki dalga formu için benzer olduğu gösterilmiştir (Bircan et al 2002).

Bununla birlikte, optimum dalga formunun bifazik olduğu ve daha büyük kas kuvveti ortaya çıkardığı ve daha az ağrıya neden olduğu bildirilmiştir (Petrofsky 2004).

2.1.7.2. Vuru süresi (pulse duration)

Bu sıklıkla “vuru genişliği” olarak yanlış adlandırılmaktadır ve 60 mikro saniyeden (μ s) daha uzun vuru süreleri muhtemelen ağrı fibrillerini harekete geçirmesine rağmen 200 – 300 μ s deki daha uzun süreler çok daha güçlü bir kasılma üretirler (Lake 1992). 200 μ s vuru süreleri sıklıkla insan kas çalışmalarında uygulanmaktadır (Cheing, Tsui, Lo, Hui-Chan 2003).

Genellikle daha geniş elektrot ped yapısının daha iyi stimulyasyon toleransına izin verdiği ve 250-300 μ s deki akım genişliğinin minimum ağrı cevabı ortaya çıkardığı bildirilmiştir (Petrofsky 2004). Günümüzde, klinisyenler ve araştırmacılar genellikle simetrik bifazik dalga formunu ve 300 μ s akım genişliğini kullanmaktadırlar (Alon and Smith 2005).

Ayrıca, frekans ve şiddet sabit tutulur ise en düşük frekans ve en uzun pulse süresinin performansı maksimize edeceği bildirilmiştir (Kesar and Binder-Macleod 2006).

2.1.7.3. Çalışma döngüsü (duty cycle)

Bu genel olarak “on/off” (açma/kapama) oranı ile ilgilidir. “on” fazı kasa verilen vuru periyodudur. “off” fazı ardışık “on” fazları arasındaki periyoddur (Lake 1992). Bu parametre, erken kas yorgunluğuna karşı koymak ve kasılmalar arasında bir dinlenme periyodu vermede önemlidir. Kas yorgunluk oranı belirgin bir şekilde kasılmalar arasındaki dinlenme periyotlarına bağlıdır (Packman-Braun 1988, Binder-Macleod and Snyder-Mackler 1993).

Yorgunluk ve stimule edilen kasılma süresi ve dinlenme arasındaki kesin ilişki çoğu kaslar için açıkça ortaya konulmuş olmamasına rağmen (Robinson and Snyder-Mackler 2007), Binder-Macleod ve Snyder-Mackler (1993) kasılma kuvveti ve frekansın direkt olarak yorgunluğu etkilediğini göstermişlerdir. Fakat birinin etkisi diğerinden bağımsızdır. Kuvvetlendirmelerde yüksek kuvvet seviyelerine ulaşmak için frekansların kritik füzyon frekansından (tetani) daha yüksek olması gerekmektedir (daha yüksek frekans, çok daha yorucu kasılma). Yüksek kasılma şiddetleri ayrıca yorgunluğu provoke etmektedir. Bununla birlikte, kas kuvvetini yükseltmek için elektriksel stimülasyonun kullanılması, yüksek frekansların ve kuvvet kazanımlarını maksimize etmek için kontraktıl kuvvetlerin ortaya çıkardığı yorgunluğu minimize etmek için açma ve kapama sürelerini manipüle etmede çok daha esneklik sağlamaktadır (Robinson and Snyder-Mackler 2007).

Kısa “açma” ve uzun “kapama” süreli bir çalışma döngüsü kası yorgunluğa karşı korumada ve böylece kas kuvvetini yükseltmede yararlıdır (Matsunaga, Shimada, Sato 1999). Bu, vücut üst bölümlerinde (Snyder-Mackler et al 1988) ve quadricepslerdeki sabit frekans çalışmaları ile gösterilmiştir. İkinci olarak, 30 Hz gibi orta düzeydeki frekanslara oranla yüksek frekansların kas yorgunluğunu azaltmak için daha uzun dinlenme periyotları gerektirdiği gözlenmiştir (Baker et al 1988). Selkowitz (1989) 10 saniyelik bir kasılmanın ardından 65 saniyeden daha uzun bir dinlenme periyodu önermiştir. Bununla birlikte bu görüşler, gözle görülür bir yorgunluk derecesine neden olan 10 saniyelik bir kasılma esnasında 100 Hz

stimulasyonu kullanan Cox ve ark. (1986) nın çalışmasına dayanmaktadır (referanslar için Callaghan 2002). Selkowitz (1985) ve Snyder-Mackler ve ark. (1991) 10 saniyelik kasılma süresinin ardından 60 saniyelik dinlenme periyodunun aşırı stimulasyonu önlemek ve EMS ile quadriceps kas kuvvetlendirmesi esnasında erken kas yorgunluğunun önüne geçmek için gerekli olduğunu ileri sürmüşlerdir. Bundan başka, yorgunluktan kaçınmak için çalışma döngüsünün en az 1:5 olması gerektiği ve başarılı kas kuvvetlendirmesi için 1:1 (4sn açma, 4 sn kapama; 15sn açma, 15 sn kapama) ve 1:5 (10sn açma, 50 sn kapama) oranındaki çalışma döngüsü işaret edilmiştir (Mohr et al 1985).

2.1.7.4. Stimulasyonun şiddeti ve uzunluğu

Akım şiddeti (amplitude) çeşitli yöntemlerle ölçülür ancak sıklıkla miliamper (mA) olarak belirlenir (Callaghan 2002). Daha büyük kasılma şiddeti ile daha büyük kas içi değişimler arasında basit linear bir ilişki olduğu gösterilmiştir (Halbach and Straus 1980).

EMS'deki ağrı oranlarını ve istemli quadriceps kas kasılmalarının karşılaştırmasını yapan Noel and Belanger (1987)'in çalışmasına atfen Callaghan (2002) maksimum ağrı oranının maksimum istemli izometrik tork'un (maximum voluntary isometric torque, MVIT) % 47.1, 70.3 ve 42.8'ine denk gelen uyarın şiddetlerinde yaşandığını bildirmiştir. Bununla birlikte quadriceps stimulasyon uygulamasını içeren birçok çalışma daha yüksek stimulasyon seviyeleri tanımlamışlardır. Örneğin, bazı çalışmalarda % 40 MVIT seviyeleri kullanılırken, bazılarında % 80 MVIT seviyeleri kullanmıştır (bkz. Tablo 2.2).

EMS ve egzersiz etkilerini karşılaştıran çalışmalarda EMS' ye bağlı kas kuvvet/torkundaki değişimler % 9 ile % 33, benzer olarak egzersize bağlı değişimler % 9 ile % 33 oranındadır. Bu iki çalışmadaki temel farklılık EMS veya egzersiz ile ulaşılan kas kasılmasının şiddetidir (bkz. Tablo 2.1, Tablo 2.2). Bu, bir kez daha büyük aktivite ve stimulasyon seviyesinin daha büyük kuvvet kazanımları sağlayacağını desteklemektedir. Bununla birlikte farklı çalışmalar karşılaştırıldığında kuvvet kazanımı bir kasın kasılma şiddetiyle her zaman ilişkili olmadığını göstermektedir. Laughman ve ark. (1983) ve Lai ve ark. (1988)'nin yaptıkları çalışmalar örnek olarak gösterilebilir (bkz. Tablo 2.2). İlk bahsi geçen çalışmadaki

egzersiz grubu ortalama % 78 MVIC'ta çalışırken stimülasyon grubu ortalama % 33 MVIC düzeyinde çalışmıştır. Fakat yine de her iki grupta benzer sonuçlar elde edilmiştir (quadriceps kuvvetindeki artış sırasıyla % 18 ve % 22'dir). Farklı olarak Lai ve ark. (1988) kas kasılmasına neden olan iki elektriksel şiddetin karşılaştırmasını yapmışlar ve kas kuvveti gelişimde anlamlı farklılıklar bulmuşlardır (sırasıyla, % 24.2 ve % 48.5). Bu çalışma, kas kasılmasının aynı mekanizma ile (daha büyük kasılma şiddeti, daha büyük kuvvet değişimi) sağlandığını desteklemektedir.

Klinik çevrelerde, kas içi değişimleri etkilemek için makul bir kasılma üretecek stimülasyon şiddetine ihtiyaç duyulmaktadır. Başlangıç seviyesi olarak % 30 MVIT birçok quadriceps çalışmasında tanımlanmış ve ölçülebilir kas değişimleri gösterilmiştir. Örneğin, % 30 MVIT seviyesindeki bir stimülasyon % 22 oranında kuvvet kazanımına (Laughman et al 1983), % 25 MVIT seviyesindeki bir stimülasyon % 24.2 oranında kuvvet kazanımına (Lai et al 1988) neden olmaktadır. Bu stimülasyon şiddetleri birçok denek grubu tarafından tolere edilebilmektedir. Örneğin, rehabilitasyonun ilk aşamasında amaç % 50 oranında quadriceps iyileşmesi sağlamak ise o zaman şiddetin % 10'un altına düşmemesi gerekir ve ACL restorasyonunun ardından gelen rehabilitasyonda ortalama % 40 oranındaki bir antrenman şiddeti savunulmaktadır (Snyder-Mackler, Delitto, Stralka, Bailey 1994).

Bunun yanında, hastanın kolaylıkla dayanabileceği akım miktarı başlıca sınırlılık gibi görünmektedir. Bu, deri direncine ve kapasitif deri empedansına bağlıdır (Lake 1992). Bu önemli bir husustur, çünkü 35 Hz ve daha büyük (yaklaşık 100 Hz) sabit frekanslı stimulatörleri kullanan hastalar, daha yüksek şiddetlerde rahat bir şekilde güçlü kasılmalar üretmeye çalışırken problemle karşılaşacaklardır.

Elektriksel uyarımla kasları aktive etmede kullanılan stimülasyon parametrelerindeki en basit yaklaşım akım süresini, frekansını, aktivasyon şiddet ve süresini kontrol etmektir. stimülasyon şiddeti belirli bir istemli izometrik kasılma kuvveti yüzdesine denk bir değerde veya çoğunlukla yapıldığı gibi denek toleransına göre kullanılabilir (Paavo 2003). Araştırmalarda denek toleransına göre dereceli olarak arttırılan akım şiddetinin seviyesi 30-90 mA arasında değişebildiği ve bu akım şiddetinin deneklerde ciddi bir rahatsızlık oluşturmadığı birçok çalışmada bildirilmiştir (Maffiuletti, Pesini et al 2002).

2.1.7.4.1. Uygulamanın uzunluğu

Uygulama programları incelendiğinde günlük stimülasyon miktarında ve deneysel programın uzunluğunda gözle görülür farklılıklar vardır. Bazı çalışmalar 5 gün gibi çok kısa (Vinge et al 1996) ve 10 hafta kadar uzun iken (Obajuluwa 1991) yaygın uygulama periyodu 6 haftadır (Bohannon 1983, Draper and Ballard 1991, Snyder-Mackler et al 1991, Snyder-Mackler et al 1995). Uygulama periyodunun uzunluğu ile quadriceps kuvveti veya atrofik kaslardaki gelişim arasında açık bir ilişki bulunmamaktadır. Benzer biçimde haftalık ve günlük EMS tekrarı 8 haftalık periyotta her gün ve günlük 8 saatten, 6 haftalık periyotta iki günde bir 10 kasılmaya kadar değişmektedir (Callaghan 2002).

Stimülasyon özelliklerindeki ve antrenman protokollerindeki farklılıklardan dolayı kuvvet kazanımları sağlamak için gereken elektriksel stimülasyon oturum sayısı oldukça değişkendir. Bazı araştırmacılar anlamlı kuvvet kazanımlarını 10 oturum kadar az bir sürede kaydederken, diğer araştırmacılar kuvvetteki anlamlı artışları 12-25 arasındaki antrenman oturumlarında bulmuşlardır (Mohr et al 1985). Ancak, 4 hafta ve haftada 3 kez kullanıldığında anlamlı etkiler elde etmek mümkündür (Parker, Bennett, Hieb, Hollar, Roe 2003).

2.1.7.5. Düşük frekansa karşı yüksek frekans stimülasyonu

EMS ile ilgili tartışma konularının temel noktasını farklı frekansların kas kuvvetini veya kasın yorgunluk özelliklerini değiştirip değiştiremeyeceği oluşturmaktadır. Lake (1992) araştırmasını yaptığı dönemde klinisyenlerin yüksek veya düşük yorucu kas kasılmaları arasında bir tercih yaptıklarını belirtmiştir.

Çoğu kas stimülasyon programlarının nihai amacının, bir kasın dayanıklılık karakteristiklerini geliştirmek veya en azından korumakla birlikte kasın kuvvet karakteristiklerini artırmak olduğuna değinen Callaghan (2002), buna ulaşmak için de kasın dayanıklılık karakteristiklerini sürdürmesi için bir uyarın almak zorunda olduğuna, bunun da düşük frekans bileşen anlamına geldiğine, ayrıca güç üretme yeteneğinde bir artış sağlamak için de çok yüksek güçlü kasılmaların (çok daha yüksek frekans) kas içinde üretilmesi gerektiğine vurgu yapıldığına işaret etmiştir.

İskelet kaslarının fonksiyonel parametreleri üzerindeki etkilerine bakıldığında, düşük frekans stimülasyonunun kasların izometrik ritmik veya devamlı kasılmalar esansında yorgunluk direncini artırdığı ve 4 hafta sonra platoya ulaştığının kanıtları olduğu bildirilmiştir (Shenkman et al 2007). Ayrıca maksimal istemli kuvvette anlamlı değişim üretmemekte veya çok az azalmaya neden olabilmektedir (Nuhr et al 2003).

Yaklaşık 10 Hz'lik kronik düşük frekans stimülasyonunun bir kası yorgunluğa dirençli hale getirdiğinin kanıtları oldukça çoktur (Callaghan 2002) ve deneysel bulgular düşük frekans elektriksel stimülasyonunun stimüle edilen kasların oksidasyon potansiyeline neden olduğunu göstermektedir (Thériault et al 1996). Bu, klinik uygulamalarda aktivite düzeyini devam ettirmek için önemli bir özelliktir. Bununla birlikte, yorgunluğa dirençteki gelişime bir maliyetle ulaşılmaktadır. Çünkü kas kütlelerinde (Salmons and Hendricksson 1981), kasılma hızında ve güç üretme yeteneğinde (Jarvis 1993) azımsanmayacak bir azalma mevcuttur. İnsan iskelet kaslarının çoğu hem dayanıklılık hem de güç üretme kapasitesi gerektirdiği için günlük yaşamda böylesi bir güç kaybı kabul edilemez. 30 veya 50 Hz gibi yüksek frekans stimülasyonunun 10 Hz ile karşılaştırıldığında maksimum istemli kasılmada daha yüksek tork değeri üretebildiği kabul edilmiştir (Lieber and Kelly 1993). Yüksek frekanstaki stimülasyon teorik olarak kas kuvvetini geliştirmesine rağmen yeterli dinlenme aralığı verilmediğinde kas yorgunluğuna neden olabilmektedir (uzun vadeli yorgunluğa direnci geliştirici etkileri karşısında) (Selkowitz 1985). Bu nedenle yorulan kaslar için kullanılan elektriksel uyarıların frekansı genel olarak düşük tutulmaktadır ve daha çok toparlanma amacını taşımaktadır. Kassal dayanıklılık çalışmalarında da yine düşük frekans uygulaması tercih edilmektedir. Keza, uzun süreli düşük frekans elektriksel uyarıların FT fibrillere ST fibril özelliği kazandırdığı bilinmektedir (Callaghan 2002). Bununla birlikte, aşırı stimülasyonun erken kas yorgunluğuna neden olduğu yönündeki kanıtlar çelişkilidir ve muhtemelen kullanılan metodolojik farklılıklara bağlıdır. Örneğin Callaghan (2002), normal olarak uyarılan insan kasında 100 Hz tekdüze yüksek frekans stimülasyon kullanan Karba ve ark. (1990)'nın çalışmasına atfen kısa ve uzun vadede dayanıklılık üzerinde çok az etkiyle birlikte kontraktıl hızında artış bulunduğunu bildirmiştir. Callaghan (2002)'ın belirttiğine göre farklı olarak Kernell ve ark.(1987) sinirlerinden

arındırılmış kedi FT kaslarını hem 100 Hz hem de 10 Hz stimulusyona maruz bırakmıştır. Yüksek frekans kullanılmasına rağmen uyarılan kaslar daha yavaş hale gelmiştir. Motor ünite katılım düzeni, senkronizasyon ve frekans açısından EMS'li bir kasılmanın istemli bir kasılmadan farklı olması bu yorgunluğa direncin bir nedeni olarak gösterilebilir. 30-50 Hz gibi yüksek frekanslar motor ünitelerin doğal uyarılma frekansının çok üzerindedir. Motor ünitelerin günlük yaşamda olağan uyarılma frekansları 15 Hz - 25 Hz arasındadır (De Luca 1997) ve bu yüzden kas ekstra enerji talepleri ile başa çıkamaz (Callaghan 2002). Bununla birlikte, maksimuma yakın kasılma şiddetine 50 Hz stimulusyon şiddeti ile ulaşıldığı bildirilmiştir (Hultman 1995). Keza, iskelet kasındaki hızlı motor ünite sinirleri 40-60 Hz gibi yüksek frekanslarda deşarj olmaktadır (yavaş motor ünitelerdekiler 10 Hz) (Bigard, Canon, Guezennec 1991). Tüm düşük frekans stimulusyonların benzer yorgunluğa direnç profili ürettikleri düşüncesine karşı koyan çok daha güncel kanıtlar mevcuttur. Callaghan (2002), 2.5 Hz ile 10 Hz EMS karşılaştırması yapan Jarvis (1996)'in hayvan çalışmalarındaki sonuçların, 12 haftalık kronik stimulusyon FT-a fibril miktarındaki artış sayesinde yorgunluğa direnç kazanımlarına gölge düşürmeksizin kuvvet değerlerinde artış sağlayabildiğini kaydetmiştir. Tavşan tibialis anterior kası üzerinde 12 haftalık 2.5 Hz gibi çok düşük stimulusyonun 10 Hz'de olduğu gibi tamamen ST fenotipine dönüşmesine neden olmak yerine, aralıklı bir dönüşüm durumu ürettiği görülmüştür (bu durumda FT-a). Bu, kas özelliklerinin yorgunluğa direnç ile kasılma gücünü ve hızını kombine edebildiklerini işaret etmektedir (Sutherland, Jarvis, Kwende, Gilroy, Salmons 1998).

Farklı tipteki yüksek ve düşük frekans EMS'yi karşılaştıran çalışma sayısının azlığına değinen Callaghan (2002), hayvanlarda 90 günlük 10 Hz sürekli ve 30 Hz burst rejimini karşılaştıran Ferguson ve ark. (1989)'nın çalışmasına atfen, 30 Hz EMS'nin kasılma zamanında ve kas kütlesinde anlamlı olarak daha büyük koruma sağladığını, 10 Hz EMS'nin ise yorgunluk indeksinde daha iyi koruma sağladığını bildirmiştir. Bu, yüksek ve düşük frekans EMS ile ilgili kabul edilen bakış açısını onaylar görünmektedir. İnsanlarda Synder-Mackler ve ark.(1991) ACL operasyonu sonrası hastalarda 4 haftalık 50 Hz de modüle edilmiş 2500 Hz carrier yüksek frekans EMS ile "düşük" EMS olarak tabir ettikleri 55 Hz EMS'yi karşılaştırmışlardır. MVIC karşılaştırmalarında ve kinematik analizlerde iki frekans

arasında anlamlı farklılık bulmamışlardır. 50 Hz de modüle edilmiş 2500 Hz ile 55 Hz stimülasyonun kombine edildiği bir uygulama protokolünün, egzersizden ve “düşük” frekans EMS’den anlamlı olarak daha iyi olduğu ve ortalama % 70’lik quadriceps kuvvet gelişiminin kontrolden daha büyük olduğu görülmüştür. Bununla birlikte, 55 Hz’ i “düşük” frekans olarak tanımladıklarına dikkat edilmelidir.

İnsan kası üzerinde kronik düşük frekans EMS’nin etkileri ile ilgili yapılan birkaç çalışma neoanal sphincterden gracilis kas naklini içermiştir (Callaghan 2002). Callaghan (2002) düşük frekans tekniklerini hayvanlarda kullanan Salmons (1980)’un çalışmasında 6 hafta sonra 2 Hz’de 24 saatlik stimülasyonun FT kasını (gracilis) ST’ye çevirebildiğinin görüldüğünü ve Gracilis kasının daha sonra yorgunluk olmaksızın uzun bir periyotta tonusunu muhafaza edebildiğini belirtmiştir.

Thériault ve ark. (1994)’nın muhtemelen insan iskelet kası üzerinde kronik düşük frekans EMS’nin etkilerini araştıranların ilki ve o ana kadar quadriceps üzerindeki etkilerini değerlendiren tek grup olduğunu belirten Callaghan (2002) bu araştırmacıların, EMS sonrası hayvan modelleri ile karşılaştırıldığında histolojide ve insan kas performansında tutarlı gelişmelerin kasa verilen stimülasyon miktarına bağlı olup olmadığını bilmek istediklerini kaydetmiştir. Hayvan araştırmalarında çalışan birçok araştırmacı birkaç aylık 24 saat sürekli bir stimülasyon rejimi kullanmıştır (örneğin Sutherland ve ark. 1998). Thériault ve ark (1994) bunun, insan kasına oranla hayvan kasının 10-100 kez gibi çok fazla olan daha büyük kontraktil aktiviteye maruz kalmasına yol açabildiğini kaydetmişlerdir. Quadricepsler 8 hafta boyunca, 8 Hz de haftada altı gün ve günde 8 saat stimüle edilmiştir. Quadriceps total çalışma performansında ve aerobik enzim aktivite seviyesinde anlamlı gelişimler gözlenirken, anaerobik enzim aktivitesinde anlamlı bir değişim gözlenmemiştir. Bu, insanlarda kronik düşük frekans EMS’nin kas karakteristiğini değiştirebildiğini göstermektedir. Fakat adaptasyon kapasitesi daha önceki hayvan çalışmaları ile karşılaştırıldığında hala sınırlıdır. Maalesef, bu çalışmada quadriceps kuvveti ya da gücü ölçülmemiştir. Bu yüzden kuvvetteki azalmaya paralel olarak dayanıklılıkta bir artışın olup olmadığını değerlendirmek imkânsız olmuştur (hayvan çalışmalarında bulunmasına rağmen, Jarvis 1993).

Sinirden arındırılmış hayvan kaslarına uygulanan frekansa özel stimülasyon çalışmalarını, yavaş kaslar için düşük frekans, hızlı kaslar için yüksek frekans kullanılması görüşünü desteklemiştir (Kit-Ian 1991). Sinir hasarlı FT fibrillerde yüksek frekans, ST fibrillerde düşük frekans kullanan araştırmacılar bu türden frekansa özel stimülasyon programının kas özelliklerini restore edebileceğini kaydetmişlerdir. FT fibrillerde kullanılan 100 Hz frekansın FT fibrillerdeki atrofiyi yavaşlattığı, normal kasılma hızını ve tansiyonunun restore ettiği onaylanmıştır. ST fibrillere uygulanan yüksek frekans stimülasyonunun ise yorgunluk direncini azaltabileceği ve yavaştan hızlıya kas dönüşümüne neden olabileceği bildirilmiştir. Öte yandan, hızlı fibrillere düşük frekans stimülasyon uygulamasının oksidatif enzim aktivitelerini geliştirici ve koruyucu bazı faydalı etkiler sağlayabileceği ve dayanıklılığı geliştirebileceği bildirilmiştir (Kit-Ian 1991). Kit-Ian (1991)'in belirttiğine göre, Grimby (1985)'nin çalışmasında (latissimus dorsi kasına 3-6 ay, günde 9 saat, 30 Hz) kronik elektrik stimülasyonunun kasın yorgunluğa daha dirençli yapacak adaptif değişimleri gösteren ST yüzdesinde bir artış sağlamış, Kahanovitz ve ark (1987)'nin çalışmasında da (erektor spina kasına 35 Hz ve 300 Hz) düşük frekans kullanan katılımcıların sırt kaslarının izokinetik kuvvetinde ve dayanıklılığında anlamlı olarak daha yüksek artışlar gözlenmiştir.

ST fibriller yorgunluğa dirençli fibril tipi ve FT fibriller kuvvet üreten fibril popülasyonu olduğundan, Kit-Ian (1991) programın amacının kuvvetlendirme etkisi oluşturmak ise FT fibrillerin hedef kas popülasyonu olacağını, aksine programın amacının dayanıklılık etkisi oluşturmak ise ST fibrillerin hedef popülasyon olacağını ifade etmiştir.

2.1.7.6. Karma frekans stimülasyonu

Lake (1992)'in çalışmasında belirtildiği gibi, yüksek ve düşük frekanslar arasında bir tercih yapma söz konusudur. Yaklaşık 18 yıl öncesinde yazılmış olmasına rağmen EMS'nin bu yönü itibarı ile kayda değer çok az gelişme olmuştur. Bazı stimulatörler örneğin 3, 8, 15, 35, 50 Hz gibi stimülasyon frekans seçeneği sunmaktadır. Fakat bunlar kasa sıralı bir biçimde verilir ve tekdüze frekans şeklindedir.

Dayhoff ve Gerstein (1983) iskelet kasına, tekdüze olmayan frekansların kullanılması ile motor sinirlerden oluşan bir kasılma sırasında eşzamanlı olarak iki bilginin ulaştığını bildirmişlerdir (biri kasılma, diğeri adapte olma). Sonuç olarak, bu doğal uyarma modeli ile kası uyarmak daha uygun gibi görünmektedir. Howe ve ark (1993) kasa, günlük hayatta karşılaşılan frekansların ve uyarma modellerinin benzeri olan bu bilgilerin sağlanması ile kasın hem kuvvet hem de dayanıklılık bileşenlerinin gelişebileceğine değinmişlerdir. Kidd ve Oldham (1988) ve Oldham ve Stanley (1989) tarafından intrensek el kası üzerinde doğal olarak oluşan uyarma modellerini kullanarak yaptıkları ilk klinik çalışmalar, kuvvet ve dayanıklılıktaki artışların tekdüze stimülasyon ve plasebonun üzerinde olduğunu göstermiştir. Daha sonra, bu kas grubundan doğal olarak meydana gelen uyarma kalıpları ortaya çıktıktan sonra quadriceps üzerindeki çalışmalar devam etmiştir. Oldham et al.(1995) düşük frekans modelli nöromusküler stimülasyon (ortalama 9.4Hz frekans ile) ile tekdüze düşük frekans, rastgele model ve sahte stimülasyonu (ortalama frekans 10 Hz) karşılaştırmışlardır. Onlar quadriceps dayanıklılığındaki en büyük gelişimi düşük frekans modelli nöromusküler stimülasyon ile quadriceps kuvvetindeki en büyük gelişimi ise rastgele modelli EMS ile elde etmişlerdir. Örnekleme yapısının ve sonuçların değerlendirilmesi ile ilgili problemlerin sonuçları etkileyebileceği ve bu nedenle dikkatle ele alınması gerektiği bu çalışmada varılan sonuçtur (referanslar için Callaghan 2002).

Bir diğere gelişme karışık frekans stimülasyon modelleridir. Kwende ve ark (1995)'nın ve Zajac ve Young (1980)'ın hayvanlar üzerindeki ve Bawa ve Calancie (1983) ve Binder-Macleod ve Baadt (1992)'ın insanlar üzerindeki gözlemleri motor ünitelerden kaydedilen istemli kas kasılmalarının doğal modelleri ile yapılmıştır. Basitçe yüksek veya düşük frekans üretmek yerine, karmaşık bir fizyolojik ve değişken deşarj modelinde yüksek ve düşük frekansların bir kombinasyonu ortaya çıkmaktadır (referanslar için Callaghan 2002). Bundan başka, fizyolojik bir uyarma kalıbı içinde yüksek frekans deşarjının varlığı ('ikilemeler') söz konusudur. Bunlar, 2.5 ile 20 ms (Garland and Griffin 1999) arasındaki alışılmadık bir kısa interpuls aralığındaki (ardışık sinir dürtüleri arasında geçen zaman; karşılıklı impuls frekansı) amplitüd ile birincisine benzer ikinci 'ikileme' biçiminden (Bawa and Calancie 1983) oluşan iki potansiyeldir. Callaghan (2002) Zajac ve Young (1980)'ın çalışmasına

atıfta bulunarak kuvvet artışı sağlamak için uygun vuru dizisi (pulse train) araştıran hayvan deneyleri geliştirildiğini ve en iyi vuru dizisinin 10 ms'den daha az bir interpulse aralığında başladığını bildirmiştir.

Callaghan (2002) ayrıca bazen patlayıcı bir yüksek frekans elektriksel stimülasyon eklemesi olarak bilinen düşük frekans dizisinin başlangıcında çok kısa interpulse aralığındaki uyarıların, kas tansiyon üretimini anlamlı olarak artırabildiğine değinmiştir.

Son araştırmalar daha önceden açıklanamayan fenomene ışık tutacak niteliktedir. Garland ve Griffin (1999) ikilemenin nörofizyolojik mekanizmasının motor nöron membranının içsel özelliklerine bağlı olduğunu ve bir motor nöronun ilk uyarı sonrası artmış ya da gecikmiş bir depolarizasyon durumuna nasıl maruz kaldığını tanımlamışlardır. Motor nöron bu sırada, eşik seviyesine ulaşabilecek ve ikinci bir aksiyon potansiyeline neden olabilecek şekilde sinaptik girdideki ufak artışlara çok daha duyarlı olmaktadır.

Ayrıca, Binder Macleod ve Scott (2001) ikilemenin mekanik açıklamasını yapmışlardır. Kasın daha az sertlikte iken üretebileceğinden çok daha fazla güç üretimi sağlamak için ikinci bir uyarana izin verecek şekilde ilk uyarının kasın elastik bileşen dizisini gevşettiği düşünülmüştür. 'İkileme' fenomeni insan quadriceps kasları üzerindeki çalışmalarda da gösterilmiştir. Binder-Macleod ve Baadt (1992) 70 ms interpulse aralığındaki sabit frekans dizisini ve kısa bir birinci interpulse aralığını (5,10,15,20,30 ms aralıklardan seçilmiş) 70 ms' deki interpulse aralığının takip ettiği değişken frekans dizisinin karşılaştırmasını yapmışlardır. Sonuçlar, 1 kısa interpulse aralığına (% 32 gelişim) ve 3 kısa interpulse aralığına (% 29 gelişim) oranla 2 kısa interpulse aralığındaki uyarının yorulmuş quadriceps gücünü % 64 oranında artırdığını göstermiştir (Callaghan 2002). Karu, Durfee ve Barzilia (1995) sağlıklı quadricepsleri ve omurilik hastalarını incelemişler ve optimum güç artışı için ilk interpulse aralığının yaklaşık 5 ms olması gerektiği ve ardından gelen aralıkların 20 ms ile sınırlı olması gerektiği sonucuna varmışlardır.

Günümüzde EMS araçları kasta doğal uyarma modeli oluşturacak şekilde programlanabilmektedir. Bu stimülasyon şekli, yüksek uyaran sayılarına paralel gelişen erken kas yorgunluğun önüne geçilmesi ile mevcut tekdüze modellerle ilişkili daha önceden tanımlanmış problemleri önleyebilmektedir. Bundan başka, 'ikileme'

modeli ile yüksek kasılma gücüne ulaşılması, kas kuvvetlendirmesinde ağır direnç antrenmanlarının etkisini yansıtabilir ki bu da, daha önceki uygulamalar üzerinde bu stimülasyonun gücünü göstermektedir (Goldspink 1992).

Özetle;

Hayvan çalışmalarında iskelet kasları üzerinde kronik düşük frekanslı stimülasyonun etkileri ile ilgili vasküler, hücresel ve metabolik düzeyde detaylı kanıtlar elde edilmiştir. Şu an için kronik düşük frekans EMS sonrası hızlı kasılan kas fibrillerinin yavaşla dönüşüğü belirlenmiş olmasına rağmen, yavaştan hızlıya dönüşümü kanıtlamak hayvan modellerinde dahi zor bir kavram olmaya devam etmektedir. Bu açık kanıtlara rağmen, elektriksel stimülasyonun insan quadriceps kasları üzerindeki etkileri ile ilgili bir uzlaşma sağlamak zordur. İnsanlarda, EMS'nin yürüyüş analizleri ve bazı fonksiyonel testlerle ölçülen işlevleri yerine getirmede faydalı olduğu yönünde bir uzlaşma var gibi görünmektedir. Ayrıca, çapraz kesit alanı ile ölçülen quadriceps atrofisinin EMS ile azaltılabildiği kabul edilmiştir. Bununla birlikte, insanlar üzerinde yapılan çalışmalarda MVIC, MVIT, izokinetik güç, mezura ile uyluk çevresi, kas proteini ve enzim aktivitesi, fibril türü kompozisyonu, fibril türü çapraz kesit alanı ve fibril tipi oranı ölçümlerinde elde edilen sonuçlar yetersiz ve çelişkili sonuçlar rapor edilmiştir.

Ayrıca, literatür EMS'nin kas immobilizasyon veya hareketsizlik sonrası zayıf olduğunda orta düzeyde bir güçlendirme sağlayacağını, ancak sağlıklı veya güçlü kaslara uygulandığında istenilen artışı sağlamayacağını göstermektedir. Literatür incelendiğinde bu farklılıkların çeşitli nedenleri vardır.

İlk olarak, araştırmacıların çoğu için tercih parametresi olan 30 Hz-50 Hz arasındaki yüksek frekans EMS'nin kuvvet gelişimi için uygun olduğu yönünde bir konsensüsün bulunmayışıdır. Son yayınlarda, hayvanlarda görülen dramatik etkiler ışığında dayanıklılık için yaklaşık 10 Hz'deki düşük frekansların kullanımı önerilmektedir. Bu da hala tekdüze bir stimülasyon modelini sunmakta ve hayvanlarla karşılaştırıldığında insan quadriceps kaslarındaki değişimin büyüklüğü açısından daha tutarlı gibi görünmektedir.

İkinci olarak, literatür quadriceps için normal fizyolojik uyarılma modelinin karışık frekans kompozisyonuna ve düzensiz bir yapıya sahip olduğunu kanıtladığı

için tekdüze EMS modelinin kullanımı sorgulanmaktadır. Bu son zamanlarda yüksek, orta ve düşük frekans kombinasyonunun eşzamanlı olarak kasa verilmesi ile daha fazla geliştirilmiştir. Bu da, insan kasının normal fizyolojik uyarılma oranlarını ve frekanslarını taklit eden tekdüze olmayan karışık frekans EMS'dir.

Bundan dolayı, insan quadriceps kası için tekdüze sabit frekansa oranla tekdüze olmayan karma frekans EMS'nin daha faydalı olduğu ileri sürülmüştür.

2.1.8. Spor antrenman programlarında kullanımı

Çeşitli antrenman programı çalışmalarında EMS'nin kuvvet kazanımı üzerindeki etkisi test edilmiştir. Örneğin rugby oyuncularında 12 haftalık quadriceps femoris, gluteus maximus ve triceps surae kaslarının stimülasyonu bu kasların gücünü ve kuvvetini önemli ölçüde artırmıştır (Babault et al 2007). Bununla birlikte hamle ve sprint gibi rugby teknik becerilerine faydası olmamıştır. Bir başka çalışmada elektrostimülasyon ve pliometrik antrenman kombinasyonu dikey sıçrama ve sprintin yanı sıra quadriceps femorisin maksimal kuvvetini geliştirmiştir (Herrero, Izquierdo, Maffiuletti, Garcia-Lopez 2006), fakat tek başına elektrostimülasyon sprint hızını azaltmış ve pliometrik antrenmanla kombinasyonundan elde edilen kazanımları aşmamıştır. Son bir çalışmada hızlı konsantrik (180⁰/s) ve eksantrik antrenman ile kombine edilen elektrostimülasyonun maksimal konsantrik hareketi artırdığı gösterilmiştir (Requena, Padial, Gonzalez-Badillo 2005). Buz hokeyinde 3 haftalık elektriksel stimülasyon diz ekstansörlerinin eksantrik ve konsantrik hızlardaki izokinetik kuvvetini ve kısa paten performansını anlamlı olarak artırır iken dikey sıçrama performansını olumsuz etkilemiştir (Johnston 2004, Brocherie et al 2005). Voleybolcular ile yapılan bir başka çalışmada da (Malatesta et al 2003) 4 haftalık EMS antrenmanının sıçrama performansında istenilen düzeyde bir etki elde edilememiştir. Aksine pliometrik antrenman ile birleştirilen 4 haftalık EMS programının voleybolcularda sıçrama yeteneğini geliştirmede fayda sağladığı görülmüştür (Maffiuletti et al 2002). Basketbolcularda yapılan çalışmada kısa süreli kuvvet antrenman programının bir bölümü olarak uygulanan EMS programının (4 hafta) diz ekstansör kuvvetini ve squat sıçrama yeteneğini geliştirmiştir (Maffiuletti et al 2000). Pichon ve ark. (1995)'nin çalışmasında 3 haftalık EMS programı sonrası yüzme performansının arttığı gösterilmiştir. İlginç bir bulgu 2 haftalık tamamlayıcı

elektriksel stimulasyon programının krekilerde güç-zaman eğrisi ile karakterize olan kürek çekme tekniği üzerinde olumlu etki yapmış olmasıdır (Changsheng, Yezhi, Gui 2002). Bununla birlikte, bu konuda yapılmış çalışmaların çoğunun metodolojik yönden zayıf olduğu bildirilmiştir (Dehail, Duclos, Barat 2008). Meta analizlerde Bax, Staes ve Verhagen (2005) elektriksel stimulasyonun quadriceps femoris kuvvetini artırmada sadece egzersiz yapmayan kontrol ile karşılaştırıldığında çok etkili olduğunu ve hatta stimulasyon eşzamanlı olarak istemli aktivite ile kombine edildiğinde daha etkili olduğunu göstermiştir (Bax et al 2005). Eksantrik antrenmanla birleştirildiği durumlar dışında elektriksel stimulasyonun klasik antrenmandan çok etkili olmadığı bildirilmiştir (Dehail et al 2008). Vanderthommen ve Duchateau (2007)'nin özetlediği gibi, elektrostimulasyona bağlı kuvvet kazanımlarının istemli kasılmaları içeren antrenman ile elde edilenden çok daha yüksek olmadığı görünmektedir. Çünkü bu kazanımlar muhtemelen stimulasyonun şiddetine bağlıdır. Hatta standartlaşmış bir yöntem var olsa bile konforlu akımların kullanımı oldukça önemlidir. Sağlıklı bireylerde ve sporcularda klasik kuvvetlendirme programlarının tamamlayıcısı olarak, özellikle de istemli kasılmalarla eşzamanlı olarak uygulandığında çok daha etkili gibi görünmektedir. EMS'nin temel avantajları (1) klasik antrenmanın bir tamamlayıcısı olarak kasın iş yükünü artırmak ve (2) istemli kasılma esnasındaki modelden farklı bir kasılma modeline neden olmaktır (Paillard, Noe, Edeline 2005, Vanderthommen and Duchateau 2007). Sonuç olarak, kuvvet kazanımları spor aktivitelerine transfer edilebilir olsa dahi, negatif sonuçlar (Herrero et al 2006) kas koordinasyonunu geliştirmek için her zaman beceri antrenmanına ihtiyaç duyulduğunu işaret etmektedir (Requena et al 2005).

Son yıllarda elektriksel stimulasyonun uzay uçuşları gibi yerçekimsiz ortamda ortaya çıkabilecek kas kuvveti kayıplarını önlemek veya artırmak için bir egzersiz aracı olarak etkinliği araştırılmaktadır. İstemli kasılmalarda direnç elde etmek ve diz ekstansiyon ve fleksiyon kaslarını kuvvetlendirmek için istemli agonist kas kasılmaları ile birlikte antagonistlerin elektriksel stimulasyonu temeline dayanan hibrid model çalışmalarında (Ito et al 2004, Iwasaki et al 2006, Matsuse et al 2006) dış direnç ekipmanına ve stabilizasyona ihtiyaç duymadan elektriksel stimulasyonun geleneksel ağrılık antrenmanının yerine kullanılabileceği gösterilmiştir. Ito ve ark

(2004) 4 hafta ve haftada 3 kez kullandıkları hibrid antrenmanın yerçekimsiz ortamda kuvvet artışı sağlamada etkin olduğunu rapor etmişlerdir (5000 Hz kariyer frekans ve 20 Hz burst-dalga stimulasyon frekansı). Iwasaki ve ark. (2006) 6 hafta ve haftada 3 kez uyguladıkları hibrid antrenmanın (istemli diz ekstansiyon ve fleksiyonu esnasında eş zamanlı elektriksel stimulasyon) sağlıklı bireylerde diz ekstansiyon kuvvetini artırmada ağırlık antrenmanı ile karşılaştırılabilir olduğunu ve bu yöntemin yatağa bağımlı kişilerde veya uzay uçuşlarında faydalı bir yöntem olabileceğini kaydetmişlerdir. Benzer sonuçların elde edildiği devam çalışmasında da hibrid antrenmanın (8 hafta / haftada 3 kez) anlamlı kuvvet artışları sağladığı ve kuvvet kazanımlarının detraining periyodunda tek başına yapılan izotonik ağırlık antrenmanı ve elektriksel stimulasyona oranla daha uzun devam etmiştir. Kas çapraz kesit alanındaki artışların da diğer iki yöntemle karşılaştırılabilir olduğu kaydedilmiştir (Matsuse et al 2006). Uzun süreli uzay uçuşlarında kas kuvveti ve kas kaybına karşı önlem olarak gerili kaslar üzerinde düşük frekans elektriksel stimulasyonun (15Hz, 4.5 hafta, haftada altı kez; her oturum 6 saat) kas kuvvetinde önemli sayılmayacak bir düşüşe ve her iki tip kas fibril çapraz kesit alanında artışa yol açtığı gösterilmiştir (Shenkman et al 2007).

2.2. İskelet Kasları ve Kassal Dayanıklılık Antrenmanı

Bu bölümde iskelet kas yapısı özelliği ve kassal çalışma hakkında bilgi verilerek, kassal dayanıklılık antrenmanı yüklenme prensipleri ve adaptasyonlar açısından incelenmiştir.

2.2.1. Kas yapısı ve kassal çalışma

İnsan kasları heterojendir, tüm fibril tiplerini içerir ve aynı kas içinde hızlı kasılan ve yavaş kasılan fibrillerin oranları değişiktir (Kit-Ian 1991, Binder-Macleod and Snyder-Mackler 1993). Bu nedenle tüm kontraktıl koşullar altındaki biyokimyasal cevapları karmaşıktır. Farklı olarak bireysel motor üniteler kendi fibril tipi kompozisyonu açısından homojendirler. Bireysel motor üniteler fizyolojik olarak yavaş kasılan yorgunluğa dirençli fibriller (slow twitch, ST veya Tip I) ve hızlı

kasılan düşük yorgunluk direncine sahip fibriller (fast twitch, FT ya da Tip II) olarak sınıflanır. Hızlı kasılan fibriller de kendi içerisinde yorgunluğa dirençli (FT-a veya Tip IIa) ve yorulabilen (FT-b veya Tip IIb) şeklinde sınıflanabilir (Binder-Macleod and Snyder-Mackler 1993). İnsan kasındaki fibril dağılımı incelendiğinde genellikle hızlı fibrillerin yavaş fibrillere oranı bazen 4:6, bazen de 6:4 oranında ortaya çıkar. Örneğin insanlarda çalışılan en yaygın kas olan quadriceps kasının en genişi vastus lateralis kasındaki ST fibril miktarı % 55 civarındadır ve FT-a fibriller FT-b' lerin iki katıdır (Zierath and Hawley 2004). Aksine hayvan modelinde homojen olarak hızlı veya yavaş fibrillerden oluşan belirli bir kas bulmak nadirdir. Bu tür karmaşık kompozisyon kasların vücudun çeşitli fonksiyonel gereksinimlerini karşılamasını imkân verir (Kit-Ian 1991).

ST fibriller yapısal olarak küçük bir motor nörona ve fibril çapına, yüksek bir mitokondriyel ve kapiler yoğunluğa ve yüksek bir miyogloblin içeriğine sahiptirler. Enerjik olarak, düşük bir kreatin fosfat kaynağına (çabuk, patlayıcı hareketler için yüksek bir enerji kaynağı), düşük glikojen içeriğine ve zengin trigliserit deposuna sahiptirler. Glikolizdeki enzim içerikleri çok azdır. Fakat oksidatif sistemdeki (krebs çemberi, elektron taşıma zinciri) enzim içerikleri çok fazladır. Fonksiyonel olarak, ST fibrilleri yürüme ve postürü devam ettirme gibi düşük seviyede kuvvet üretimi gerektiren aerobik aktivitelerde kullanılırlar. Günlük yaşamdaki birçok aktivitede ST fibriller kullanılır (Karp 2001; Mierke 2006). FT fibriller, çabuk kasılma hızı ve düşük yorgunluk direncine sahip fibrillerdir. Kasılma hızlarındaki farklılıklar ve kısmen de sarkoplazmik retikulumdan (kaslardaki kalsiyum depoları) salınan kalsiyum oranlarına ve kontraktil proteinlerin miyozin başına ATP yıkımı sağlayan enzim aktivitesine (miyozin-ATPaz) göre bu fibriller nitelendirilebilir. Bu her iki özellik FT fibrillerde daha hızlı ve daha büyüktür (Karp 2001, Mierke 2006).

Kas kasılması sırasında üretilen kuvvet miktarı kasılmaya katılan motor ünite sayısına, tipine ve motor ünitelerin uyarılma frekansına bağlıdır (Tiryaki 2002, Sherwood 2007). Kaslar motor ünitelerin bir gradyan (yükselme veya düşme) boyunca devreye girmeleriyle kuvvet üretirler. İzometrik ve konsantrik kasılmalar esnasında düzenli katılım modeli motor ünitenin yapısı ile kontrol edilir (yapı prensibi) (Karp 2001). Katılım hızı bir kas fibrilinin maksimum tansiyona ulaşabilme oranıdır ve bu oran 20 milisaniye ile (beyaz fibriller için) 65 milisaniye (kırmızı

fibriller için) arasında değişir. İstemli kasılmalarda kırmızı fibrillerin başlangıçta yer alması ve beyaz fibriller için ilave yükleme gerekmesi katılım oranlarını değiştirmektedir (Charlie 2001). ST fibrillerden oluşan küçük motor üniteler düşük uyarılma eşiğine sahiptirler. Bu nedenle çalışmanın şiddeti ne olursa olsun, ST kas fibrilleri ilk olarak çalışırlar. Daha fazla kuvvet talepleri, geniş motor ünitelerin artan bir şekilde devreye girmesiyle karşılanır. Çalışmanın şiddeti yüksek ise (ağır yük kaldırışlarında veya intervaller yaparken) ve daha fazla kuvvet gerektiğinde FT ve ST fibriller arasındaki ara fibriller çalışmaya dahil olurlar. FT-b fibrillerden oluşan geniş motor üniteler daha yüksek uyarılma eşiğine sahip olduklarından sonradan devreye girerler (Karp 2001).

EMS doğal katılım düzenini tersine çevirmektedir. Çünkü EMS'nin kendine özgü akımları düşük dirence sahip beyaz fibrillerin daha büyük nöronları sayesinde çok daha kolay geçer. Yüksek şiddetin pozitif etkileri ile kombine olan tersine katılım düzeni, EMS'yi patlayıcı olaylarda ana faktör olan tüm fibril tiplerinin katılım hızının gelişmesinde ideal yapar (Charlie 2001).

Tablo 2.3. Kas fibril tipi özellikleri

Kas Fibril Özellikleri	Kas Fibril Tipi		
	Slow-Twitch (ST)	Fast-Twitch A (FT-A)	Fast-Twitch B (FT-B)
Kasılma süresi	Yavaş	Hızlı	Çok Hızlı
Motor nöron yapısı	Küçük	Geniş	Çok Geniş
Yorgunluğa direnç	Yüksek	Orta	Düşük
Aktivitedeki kullanımı	Aerobik	Uzun süreli anaerobik	Kısa süreli anaerobik
Kuvvet üretimi	Düşük	Yüksek	Çok Yüksek
Mitokondriyel yoğunluk	Yüksek	Yüksek	Düşük
Kapiler yoğunluk	Yüksek	Orta	Düşük
Oksidatif kapasite	Yüksek	Yüksek	Düşük
Glikolitik kapasite	Düşük	Yüksek	Yüksek
Temel enerji kaynağı	Trigliserit	CP, Glikojen	CP, Glikojen

(Karp 2001)

2.2.2. Kassal dayanıklılık antrenmanına bir bakış

Kassal yorgunluk, aktivite sonucu bir kasın güç üretme yeteneğindeki azalma olarak tanımlanırken (Binder-Macleod and Snyder-Mackler 1993), kassal dayanıklılık, kasın uzun bir periyotta, bir yüke karşı tekrarlı kasılmalar yapabilme yeteneğini ifade etmektedir (Baltzopoulos and Brodie 1989).

Kassal dayanıklılık ayrıca fiziksel uygunluğun sağlıklı ilişkili bileşenlerinden bir tanesidir. İyi bir kassal dayanıklılığa sahip olduğunda bir pozisyonu devam ettirirken, uzun bir zaman periyodunda bir şeyi taşıırken veya yorulmaksızın bir hareketi tekrar ederken yorgunluğa direnç gösterme yeteneğine de sahip olunmuş demektir (<http://sgsamson-ivil.tripod.com/muscularendurance.html>, Page Updated February 10. 2007, Erişim tarihi: 08 Mayıs 2010).

Tekrar eden kas aktivitesinin ardından gereken veya beklenen kuvveti sürdürmedeki yetersizlik çok sayıdaki biyolojik ve motivasyonel faktörlere bağlı olmakla birlikte, yorgunluğun sağlıklı bireylerde motivasyonel ve psikolojik faktörlerin dışında kas fibrilinin kendi içinde oluştuğu ve iyi motive edilmiş bireylerde merkezi sinir sistemi sürecinin devam eden aktivite esnasında iskelet kasındaki kuvvet kaybında temel faktör olmadığı ile ilgili kanıtların varlığı bildirilmiştir (Binder-Macleod and Snyder-Mackler 1993). Binder-Macleod ve Snyder-Mackler (1993) kassal yorgunluğa neden olan mekanizmaların, kas fibril membranı boyunca ve transvers tübül sistem içine aksiyon potansiyellerinin iletimi, sarkoplazmik retikulumdan miyoplazma içine kalsiyum salınımı, troponin C'ye kalsiyumun bağlanması, çapraz köprü döngü sırasında aktin ve miyozin arasındaki etkileşim ve sarkoplazmik retikulum içine miyoplazmadan kalsiyumun geri alımı olduğunu belirtmişlerdir.

İskelet kas fonksiyonu açısından yapılan iş önemlidir. Bu nedenle, dayanıklılık sporcularının hem mekanik (güç çıktısı) hem de metabolik (substrate taşınımı ve kullanımı) adaptasyonları sağlaması gerekir. Dayanıklılık aktiviteleri genellikle yorgunluğa neden olduğundan fiziksel kondüsyonlamanın hedefleri yorgunluğu geciktirmek ve sporcunun yüksek şiddet seviyelerinde yorulmadan önce çalışmasına izin vermektir. Bu adaptasyonlara antrenman oturumları yeterince yorgunluk üretecek yoğunlukta ise ulaşılabilir (Borsa and Lephart 2001).

Kassal dayanıklılık çalışmaları ile ST fibrillerde değişimler sonucu kassal adaptasyon sağlanır. Bu fibriller yavaş kasılmalarına rağmen uzun bir zaman periyodunda sürekli kasılma yeteneğine sahip fibrillerdir. Kısa dinlenim aralıkları ile ağır yükler kaldırmak kuvveti geliştirir. Dinamik kassal dayanıklılık ise bunun tersidir. Düşük dirençlerle daha fazla tekrar sayısı kullanılmalıdır. Dinamik kas dayanıklılığı kasın defalarca kasılma ve gevşeme yeteneği ile ilgilidir. Günlük yaşamdaki aktiviteler kassal kuvvet gerektirirken aynı zamanda kassal dayanıklılık da gerektirir. Kassal dayanıklılığı geliştirmek için çeşitli yöntemler vardır. En popüler metotlarda biri dairesel antrenmandır. Dayanıklılık egzersizleri metabolizmayı hızlandırır, dayanıklılık egzersizi sonrası birkaç saat boyunca vücutta kalori yakımı devam eder. Kardiovasküler dayanıklılık kalp kasının, sirkülasyon sistemin ve respiratör sistemin etkinliğine bağlı iken, kassal dayanıklılık iskelet kaslarının ve onu kontrol eden sinir sisteminin etkinliğine bağlıdır. Koşullarla kardiovasküler dayanıklılığı geliştirmek mümkündür ancak bacak kaslarının dayanıklılığı yoksa bu işe yaramayacaktır (<http://sgsamson-ivil.tripod.com/muscularendurance.html>, Page Updated February 10, 2007, Erişim tarihi: 08 Mayıs 2010).

Kassal kuvvet ve dayanıklılık hareket direncinin, frekansın veya aktivite süresinin artışıyla geliştirilir. Maksimum bir tekrarın yaklaşık % 40-60 arasındaki bir antrenman şiddetinin normal aktif bireylerde kassal kuvvetin gelişimi için yeterli olduğu görülmüştür (O'Connor 2004). Bununla birlikte, Ağırlık antrenmanının ağırlı olmaması ve tam tükenmişlik sınırında bırakılması gerekir. Kaldırılabilenin maksimum yükün yaklaşık % 65-70'i kullanılarak 6-10 tekrar yapılırken hem kuvvet hem de kassal dayanıklılık gelişecektir. Daha fazla ağırlık ilave etmeden önce gereken tekrar sayısını için geçerli bir formül bulunmamaktadır. 2 ve 10 tekrar arası kuvvet artışı için yeterli iken 10 tekrardan fazlası kassal dayanıklılığın gelişimi için avantaj sağlar. Maksimal kas dayanıklılığı belirli kas gruplarına yönelik genellikle yaklaşık 15 veya daha fazla tekrar sayılarını içeren setlerle artırılabilir. Kaldırılabilen maksimumun yaklaşık yarısıyla 15-25 tekrar yapmak dayanıklılık kadar kuvvette de gelişimler sağlar. Maksimumun % 30-60 oranında 15-25 tekrarlı kaldırışlar yapmak ayrıca hız ve güç artışında da avantaj sağlar (Biller 2002).

Aerobik aktiviteyi içeren ya da yapılacak direnç egzersizinin hafif bir seti ile (antrenman ağırlığının % 50-75) 5-10 dakikalık ısınma periyodu direnç egzersiz programının öncesinde yer almalıdır. Amaç, toplam vücut kuvvetini ve dayanıklılığı zaman-verim biçiminde geliştirmektir. Önerilen, hedef kas gruplarına yönelik en az 8-10 tekrar yapılmasıdır. Direnç antrenmanları için, genellikle serbest ağırlıklar ve ağırlık makineleri kullanılmakla birlikte, tıbbi ya da kauçuk tubingler ve elektronik araçlar ayrıca kullanılmaktadır. İstemli yorgunluğa kadar her egzersizin 8-12 tekrardan oluşan en az bir set yapmak gerekir. İstemli yorgunluk, uygun mekanik bir formda uygun hareket genişliği ile bir direnci hareket ettirememeye ile ilgilidir. Bu egzersizler genellikle aralarında 1 günlük dinlenimin olduğu haftada 2 ya da 3 gün yapılır. Direnç, iyi bir teknikle 12 tekrar tamamlandığında artırılabilir. Her egzersizi uygun bir teknik ve kontrollü bir biçimde tam hareket genişliğinde (kaldırmak-konsantrik faz, indirmek-eksantrik faz) yapmak, normal soluma modelini sürdürmek (nefes tutmamak) ve mümkünse bir partnerle egzersizleri yapmak (feedback, yardım, motivasyon) önemlidir (O'Connor 2004).

2.2.2.1. Kassel dayanıklılık antrenmanına adaptasyon

İskelet kas karakteristiği durağan olmadığından kasların yapısal, biyokimyasal ve fizyolojik karakteristikleri maruz kaldıkları talepleri karşılamak için uygun bir şekilde adapte olurlar. Kaslar, düşük güç seviyelerinde günden güne devam eden zaman periyotlarında tekrarlı kas kasılması için enerji kaynaklarından artan bir ATP üretme yeteneğini geliştirmeye ihtiyaç duyarlar. Kasın oksidatif metabolizma (yağ, karbonhidrat ve protein) yeteneğindeki artış kassel dayanıklılığı ifade eder. İskelet kaslarının düşük seviyede sık kullanımı kas içindeki oksidatif metabolik enzim aktivitesini artırır ve bu enzimlerde bulunan mitokondri sayısındaki artışla ilişkilidir. Kasın oksidatif enzimlerindeki artış miyogloblin içeriğindeki (oksijen taşıyan protein) ve oksijeni kas fibriline ulaştıran kapiler sayısındaki artışla da ilişkilidir. Bu değişimler sadece istemli dayanıklılık antrenmanları ile değil, aynı zamanda kronik düşük seviyeli elektriksel kas stimülasyonundaki değişimlerle de karakterizedir (Robinson and Snyder-Mackler 2007).

Kassel dayanıklılık antrenmanında ST fibriller gelişme eğilimindedir. Bununla birlikte FT fibrillere oranla yorgunluğa daha dirençli olan ST fibrillerde kuvvet

üretmek için gerekli olan zaman çok daha fazladır (http://fitness.dixie.edu/readings/1088/1088_3.pdf, Erişim tarihi: 13 Ocak 2010). Bilindiği gibi kuvvet antrenmanı artmış kas çapraz-kesit alanı ya da hipertrofi ile sonuç verir iken (çalışan kaslardaki kapiler yoğunluğu ve mitokondriyel hacim azalır) dayanıklılık antrenmanı kapiler yoğunlukta ve mitokondriyel hacimde artış ortaya çıkarır ve kas fibril yapısında azalmaya neden olur (Gregory 2006, Zatsiorsky and Kramer 2006). İskelet kaslarının tekrar eden bir uyarana adaptasyonları büyük ölçüde kasların kendi iç özelliklerine bağlıdır. Özellikle de kas fibril tipi sporcunun antrenman programına adaptasyonunu fazlasıyla etkiler. Bazı sporcuların diğerlerine oranla daha hızlı sprint yapabilmeleri ve daha büyük kaslara sahip olmaları ve bazı sporcuların yorulmaksızın çok uzun bir zaman periyodunda koşabilmelerinin nedeni budur (Karp 2001). Yüksek ST kas fibril yüzdesine sahip olanlar, yüksek FT fibrile sahip olanlara oranla maksimum direncin % 75'i ile çok daha fazla tekrar yapabilirler. Kassal dayanıklılığı büyük oranda genetik belirlediğinden FT'nin ST fibrile oranı antrenman protokollerince etkilenmez. Özel dayanıklılık antrenmanları ile öncelikli olarak ST fibriller adaptasyon sağlayarak çok daha verimli ve yorgunluğa dirençli olurlar (http://fitness.dixie.edu/readings/1088/1088_3.pdf, Erişim tarihi: 13 Ocak 2010).

Kuvvet antrenmanı söz konusu olduğunda, çalışmalar göstermiştir ki, kuvvet antrenmanlı bir kişi dayanıklılık antrenmanlı bir kişiden dört kat daha hızlı yorulmaktadır. Bununla birlikte, kuvvet ve dayanıklılık arasında düşük korelasyon vardır. Çünkü kuvvet için antrenman yapan kişi kısmen dayanıklılığını da geliştirecektir ve aynı şekilde dayanıklılık çalışması yapan biri de kısmi olarak kuvvetini geliştirecektir (http://fitness.dixie.edu/readings/1088/1088_3.pdf, Erişim tarihi: 13 Ocak 2010). Antrene edilen kaslarda başlangıçta yer alan kuvvet artışı nöral adaptasyonlarla ilgilidir. Bu nöral adaptasyonlar muhtemelen artmış motor nöron eksitasyonu, artmış sinerjist kas aktivasyonu ve artmış antagonist kas inhibisyonu kombinasyonudur. Altı ile sekiz haftalık sistematik antrenman sonrası fibril adaptasyonu oluşur. Bu adaptasyonlar antrene olmaya başlayan kas gruplarının kuvvet üretme kapasitelerine pozitif etkiler sağlayacaktır (Winnick and Short 1999).

2.2.2.2. Yüklenme prensipleri

Bir antrenman etkisi (eşik) oluşturacak frekans, şiddet ve zaman seviyesi vardır. Ayrıca, çok etkili ve verimli bir gelişim sağlayacak optimum bir aralık veya sınır vardır (Tablo 2.4). Optimum aralığın ne olduğu tam olarak kesinlik kazanmamasına rağmen bazı çalışmalar geniş sınırlara sahip olduğunu ileri sürmektedir. şiddet veya direnç (yk) kasın kasılma süresinin uzunluğundan ve tekrar sayılarından daha az öneme sahiptir (http://fitness.dixie.edu/readings/1088/1088_3.pdf, Erişim tarihi: 13 Ocak 2010).

Genellikle iki tip kassal dayanıklılık vardır; dinamik dayanıklılık ve statik dayanıklılık. Dinamik dayanıklılık, kasın defalarca kasılma ve gevşeme yeteneğidir. Bu genellikle belirli bir zaman periyodunda yapılabilen bir vücut hareketinin tekrar sayısı ile ölçülür. Statik dayanıklılık bir kasın uzun bir süre kasılmayı devam ettirme yeteneğidir. Bu genellikle bir vücut pozisyonu korumadaki süre uzunluğu ile ölçülür. Maksimum dayanıklılık için ideal kombinasyon henüz bilinmemektedir. Statik dayanıklılığı geliştirmek için yüklenme prensibi sabit bir dirence karşı kasın kasılı kalma süresinin sürekli artırılmasına dayanmaktadır (http://fitness.dixie.edu/readings/1088/1088_3.pdf, Erişim tarihi: 13 Ocak 2010). Kuvvet gelişimi, düşük tekrarlardan orta düzeydeki tekrarlara ve orta düzeydeki dirençten yüksek düzeydeki dirence doğru optimize edilirken (1RM'nin 60-80 ve 6-12 tekrar), kassal dayanıklılık düşük dirençten orta düzeydeki dirence ve orta düzeydeki tekrardan yüksek düzeydeki tekrarlara doğru optimize edilir (1RM'nin % 30-70 ve 10-25 tekrar) (Wilmore, Costill, Kenney 2008).

Ağırlık veya kuvvet antrenmanı (direnç antrenmanı) kas kuvvetini ve dayanıklılığını sürdürmeye yardım eder ve Amerikan Spor Hekimliği Derneği'nin (American College of Sports Medicine, ACSM) nerileri ardışık olmayan günlerde, haftada 2-3 gün ve ana kas gruplarına yönelik 8-10 tekrar yapılmasını içermektedir (Hoeger and Moore 2002). Amaç kassal dayanıklılığı geliştirmek olduğunda 12 tekrardan daha fazlasını yapmaya imkân veren bir direnç tercih edilmelidir. Bu da 12 üzeri maksimum tekrardır (12+ RM). Devam eden antrenman ile her setteki daha fazla tekrar sayısı kassal dayanıklılıkta daha büyük gelişimler sağlayacaktır (Muscular endurance and strength, survivaliq.com, Erişim tarihi: 15 Ocak 2010). Bundan başka, lokal kassal dayanıklılık antrenmanı için yüksek tekrar sayıları (>15)

ve kısa dinlenme aralıkları ile (< 90 sn.) haftıten orta seviyeye doğru yüklerin (1RM'nin % 40-60 arasında) kullanılması önerilmektedir (Kraemer et al 2002).

ACSM'nin kassal dayanıklılık antrenmanı önerileri, ardışık olmayan günlerde haftada üç gün düşük antrenman şiddetini kapsamaktadır (Hoeger and Moore 2002).

Tablo 2.4. Kassal dayanıklılık antrenmanında antrenman eşiği ve sınırlar

	Antrenman Eşiği	Sınır
Dinamik Dayanıklılık		
Frekans	Haftada 3 gün	Gün aşırı
Şiddet	1RM'nin % 20-30	1RM'nin % 40-70
Süre	8 tekrarlık 1 set	9-25 tekrarlık 2-5 set
Statik Dayanıklılık		
Frekans	Haftada 3 gün	Gün aşırı
Şiddet	Boş zamanlarda veya çalışma hayatında tutulabilecek en yüksek ağırlığın % 50-100 bir ağırlık	Boş zamanlarda veya çalışma hayatında tutulabilecek miktardan % 50 daha büyük ve denk bir ağırlık
Süre	Yapmak için planlanan aktivite süresinden % 10-50 daha kısa süre uzunluğu. 10-20 tekrar sayısı	Yapmak için planlanan aktivite süresinden % 20 daha büyük ve denk süre uzunluğu. Daha uzun süre ve daha az tekrar sayısı (5-10)

(http://fitness.dixie.edu/readings/1088/1088_3.pdf, Erişim tarihi: 13 Ocak 2010).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Araştırma modeli

Bu araştırmada, deneysel araştırma modellerinden tekrarlı ölçümleri içeren grup içi ve gruplar arası desen kullanıldı (Mixed-model $Ax(BxS)^1$ ve $Ax(BxCxS)^2$ Desen).

Bu desen, bir ya da daha fazla grup içi (within-subjects) faktör ve bir ya da daha fazla gruplar arası (between-subjects) faktörü kapsamaktadır (Brace, Kemp, Snelgar 2006). Gruplar arası desen (iki ya da daha fazla farklı grubun karşılaştırılması) ve grup içi/ tekrarlı ölçümler desenlerini (bir denek grubunun iki ya da daha fazla koşula maruz kalması) kombine eden bu desende, her bir kategorik değişkenin ana etkilerinin olup olmadığı ve iki değişken arasındaki etkileşimin anlamlı olup olmadığı test edilir (Pallant 2007).

Bu araştırmada gruplar arası faktör olarak antrenman (deney ve kontrol), grup içi faktör/faktörler olarak yorgunluk öncesi ve sonrası tekrarlı ölçümleri içeren zaman periyodu (öntest, aratest, sontest) kullanılmıştır.

3.2. Araştırma grubu

Katılımcılar:

Katılımcılar, düzenli bir antrenman programına devam etmeyen ancak fiziksel olarak aktif, tıbbi yönden herhangi bir problemi bulunmayan sağlıklı üniversite öğrencilerinden oluştu.

Katılımcı seçimi:

Araştırma için Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik kurul onayı (MAR-YÇ-2007-0223) alındıktan sonra, yapılan bir ilanla üniversite yerleşkesinden çalışmaya gönüllü katılımcılar arandı. İlanla cevap veren ve katılımcı kriterine uygun görülen

¹ A gruplar arası faktör, B grup içi / tekrarlayan ölçümler faktörü.

² A gruplar arası faktör, B ve C grup içi faktör.

toplam 26 kişiden imzalı izin belgeleri alındı. Katılımcılara herhangi bir ücret ödenmedi veya alınmadı. Gerekliğinde gidiş-geliş ücretleri karşılandı.

Katılımcı seçim kriteri:

İlana cevap verenler aşağıdaki seçim kriterlerine göre deney prosedürüne alındı:

- Yaş aralığı 20-25 arasında ve erkek olmak
- Düzenli olarak herhangi bir antrenman programına (kuvvet, dayanıklılık vb.) devam etmiyor olmak
- Fiziksel yönden sağlıklı aktif bireyler olmak
- Daha önceki 4 hafta içinde hedef kaslara yönelik egzersiz yapmamış olmak
- Daha önceki 6 ay içerisinde hedef kaslara yönelik bir elektriksel kas uyarım aracını kullanmamış olmak
- Daha önceki 8 hafta içinde diyet ve egzersiz modellerini sürdürüyor olmak
- Bu ürünü kullanmak için herhangi bir tıbbi engel bulunmamak (bel-sırt problemleri, kalp ritim bozukluğu, kanser ya da bilişsel fonksiyon bozukluğu, yakın zamanda cerrahi operasyon geçirmiş veya operasyon hazırlığı içinde olmamak).
- Vücudun içine konulmuş herhangi bir ilaç / madde bulunmaması (kardiyak pil).

Katılımcı bilgilendirme oturumu:

Katılımcılara çalışmanın amaçları, araştırma dizaynı, antrenman programı, ölçüm prosedürü, katılımcı sorumluluğu, istenen tıbbi şartlar hakkında bilgi verilerek ürünün kullanımını içeren sunum yapıldı. Katılımcılardan ilk ölçümlere katılmaları ve antrenman için fitness merkezine devam etmeleri istendi. Her bir deneğe ölçüm prosedürü detaylı olarak tanıtıldı ve özetlenmiş antrenman izleme formu verildi (Ek 3). Her iki grup üyelerine düzenli diyet ve egzersiz rutinlerini sürdürmeleri vurgulandı.

Katılımcı randomizasyonu:

Katılımcılar, başlangıçta yapılan izokinetik kuvvet testi sonucu elde edilen maksimum istemli kasılma kuvveti skorlarına göre karşılıklı olarak dengelendi.

Deney ve kontrol grubunu belirlemek ve katılımcıların hangi grupta yer alacağını tespit etmek için yazı tura atıldı. Yazı tura işleminde, kuvvet skorlarına göre eşleştirilen katılımcılardan ilki deney grubunda yer alırken diğeri kontrol grubunda yer aldı.

Değişirme ve eliminasyon kriteri:

Katılımcı kabul edilebilir bir zaman çerçevesinde çalışmayı bıraktığında uygun egzersiz seviyesi ve benzer kuvvet skoruna sahip bir yedek katılımcı ile yer değiştirildi ve aşağıdaki eliminasyon kriterleri kullanıldı:

- Katılımcı, çalışmadaki sorumluluklarını tam olarak yerine getirmede isteksiz ise.
- Katılımcının çalışmayı hiçbir açıdan yapabilmesi olanaksız ise.
- Katılımcı aşırı diyet veya egzersiz yaptığını kabul eder ise.
- Katılımcının ölçüm oturumlarının herhangi biri ölçüm periyodunun başlangıcı öncesi 4 gün içinde ya da 3 gün sonrasında ise.
- Katılımcı çalışmayı bırakır ise.
- Katılımcı bir antrenman grubu üyesi ise ve sekiz haftalık periyotta 24 oturumdan çok azına devam etmiş ise.
- Katılımcı 10 oturum sonrası gözle görülür kasılmalar elde edemiyorsa.

Yukarıdaki kriterlere uymayan 6 kişi çalışmadan çıkarılmış ve deney grubunda 9, kontrol grubunda 11 kişi olmak üzere toplamda 20 kişi ile çalışma tamamlanmıştır.

3.3. Antrenman Prosedürü

Deney grubu üyeleri sekiz haftalık bir periyotta kassal dayanıklılık antrenmanı ile birlikte denetimli elektriksel uyarım oturumlarına katılırken kontrol grubu üyeleri bu periyotta sadece benzer kassal dayanıklılık antrenman programına katıldılar (Tablo 3.1, Şekil 3.1).

Marmara Üniversitesi Beden Eğitimi Spor Yüksek Okulu Fitness Merkezinde yürütülen antrenman programı ACSM'nin kassal dayanıklılık antrenmanı önerilerine

uygun olarak ardışık olmayan günlerde haftada üç gün düşük antrenman şiddetinde devam etti (Hoeger and Moore 2002).

Antrenman programının başlangıcında deney grubu üyelerine elektriksel uyarım aracının kullanımı ve işleyişini göstermek ve antrenman sürecini tanıtmak için alışma-deneme (familiarization) periyodu uygulandı. Bu periyotta ayrıca her deneğin antrenman oturumlarında kullanacakları antrenman şiddetlerini (yük seviyesi-ağırlık) belirlemek için 1RM yöntemi ile maksimum kuvvet miktarları da tespit edildi.

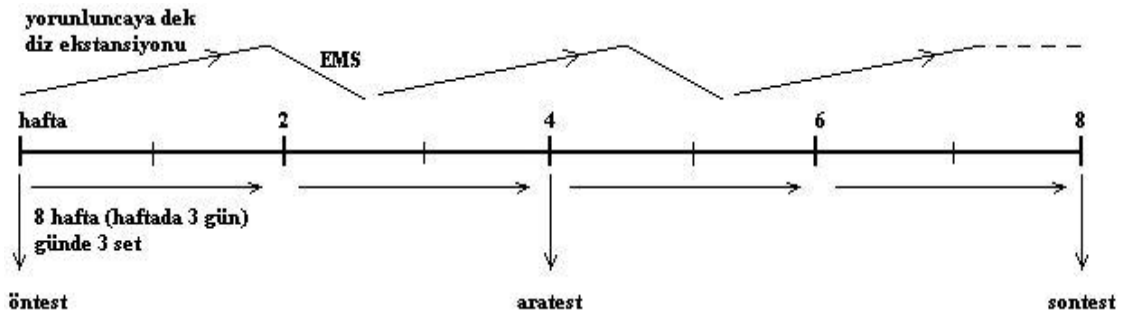
Antrenman programı üç devreden oluştu: 10 dakika ısınma periyodu (bisiklet / koşu bantı – germe egzersizi) ve günde 3 setten oluşan ana egzersiz periyodu (10–20 dk) ve 10 dakika soğuma periyodu (germe egzersizi). Antrenmanın ana periyodunda deney ve kontrol grubu üyeleri her sette kendi 1 RM'lerinin % 40'ı oranındaki yüklerle kasları yoruluncaya dek diz ekstansiyon makinesinde her iki alt ekstremitenin diz ekstansör kaslarına (quadriceps) yönelik kassal dayanıklılık çalışması yaptılar. İstemli yorgunluk oluştuğunda kontrol grubu üyeleri dinlenimde kalırken deney grubu üyeleri quadriceps kaslarına yönelik daha önceden belirlenmiş olan parametrelerine göre elektriksel kas uyarımı kullandılar (Tablo 3.2). Setler arası uygulanan stimülasyon esnasında yaklaşık 15 kasılma ve bir oturumda toplamda yaklaşık 45 kasılma elde edildi.

Artan yüklenme prensibine göre belirli periyotlarda 1RM'ye göre yük artışı yapıldı (kassal adaptasyon).

Her antrenman oturumunda her bir deneğin antrenman süreci ve elektriksel kas uyarım aracı araştırmacılar tarafından sürekli kontrol edildi. Her antrenman oturumunda katılımcılarda mümkün olduğunca güçlü kas kasılmalar elde etmek ve kasılmaları garanti altına almak için elektriksel uyarım şiddeti tolere edilebilen seviyeye yükseltildi ve her oturum sonunda ulaşılan şiddet seviyesi kaydedildi. Her oturum sonrası, kullanılan elektriksel uyarım şiddeti seviyelerinin ortalaması, antrenmanda kullanılan yük seviyeleri (ağırlık) ve antrenman süreleri oturumlar esnasında ulaşılan tepe değer olarak kaydedildi. Ayrıca, oturum sonunda her katılımcıdan stimülasyon esnasında hissettiklerini (iğnelenme, acı hissi, kas krampı ve diğer zararlı haller) subjektif olarak tanımlamaları istendi ve kayıt listesine eklendi.

Tablo 3.1. Antrenman programı

<i>Aktivitenin şekli: Kassal dayanıklılık antrenmanı + Elektriksel kas uyarımı</i>
<i>Antrenman oturumu: Diz ekstansiyon makinesinde diz ekstansiyon çalışması</i>
<i>Hedef kas grubu: Quadriceps</i>
<i>Setler: günde 3 set. Tekrar sayısı: istemli yorgunluğa kadar Dinlenme: 30 sn (bu sırada EMS) Şiddet/yük: % 40 1 RM-sabit (artan yüklenme prensibine göre süreç boyunca 1RM'ye göre yük artışı)</i>
<i>İstemli yorgunluğun belirlenmesi: (1) Subjektif geri bildirim metodu ile (Borg skalası) (2) Direnci uygun mekanik bir formda uygun hareket genişliği ile hareket ettirememe.</i>
<i>Frekans: haftada 3 oturum (ardışık olmayan günlerde)</i>
<i>Süre: 30 dk. dan 40 dk. ya varan oturumlar (10 dk. ısınma, 10-20 dk. antrenman, 10 dk. soğuma).</i>
<i>EMS parametresi: tolere edilebilir akım şiddetinde yüksek frekans çalışması (50 Hz.). 30 sn. süre ile (diz eklem açısı 60°).</i>
<i>Kontrol grubu: deney grubuyla aynı- EMS yok (setler arası 30 sn pasif dinlenim)</i>



Şekil 3.1. Sekiz haftalık antrenman programının süreç içerisindeki ilerleyişi

Elektriksel stimülasyon parametreleri:

Bu araştırmada kullanılan elektriksel stimülasyon parametreleri için literatür taraması yapılmış ve uygun parametrelerin listesi Tablo 3.2'de verilmiştir. Tespit edilen bu parametrelerde ön plana çıkan en önemli özellik, yorulan kaslar için kullandığımız elektriksel uyarımların yüksek frekansı içermesidir. Düşük frekansların kaslarda bir gelişimden daha ziyade toparlanmaya hizmet edeceğinin düşünülmesi, ayrıca kaslar yorgunken kuvvet üretip üretmeme yeteneklerinin başka

birçok faktöre bağılı olmakla birlikte FT fibrillerle yakından ilgili olması ve bu fibriller üzerinde etki oluşturmak için düşük frekans yerine yüksek frekansın daha etkili olması frekans tercihimizdeki diğer önemli faktörlerdir.

Araştırmamızda kullandığımız diğer elektriksel stimülasyon parametreleri, çalışmamızın temel amacını sınırlayıcı düzeyde olmayıp, daha çok literatürde de kullanıldıkları şekliyle belirlenmiştir. Ancak, dinlenim aralıklarında kaslar yorgunken sürekli olarak yüksek frekans uyarıma maruz bırakılması, zorlayıcı egzersiz şartları da (yarışmalar vs.) göz önünde bulundurulduğunda ihtiyaç duyulan kas kuvvetinin daha kolay ortaya çıkarılmasına katkıda bulunabileceği düşünüldüğünden, uygulama esnasında yorulan kasların tekrar yüksek frekans ile uyarılmasının kaslarda yorgunluk ortaya çıkaracağı kuvvetle muhtemeldir ve çalışmamızın temel sınırlılığını oluşturabilecektir.

Birçok araştırmacı ve klinisyen tarafından kullanılan bu parametreler neredeyse standart hale gelmiştir. Örneğin, anlamlı etkiler elde etmek için 4 hafta (haftada 3 kez) yapılması, daha geniş elektrot yapısının daha iyi stimülasyon toleransına izin vermesi, 200 μ s ve üzerindeki akım genişliğinin minimum ağrı cevabı ortaya çıkarması, optimum dalga formunun bifazik ve dik açılı olarak görüldüğü ve bu dalga formunun daha büyük kas kuvveti ve daha az ağrıya neden olduğu, çok düşük frekansların kas kasılmasını garanti etmediği, akım şiddetinin 30-90mA arasında denek toleransına bağılı olarak değiştiği ve deneklerde ciddi bir rahatsızlık oluşturmadığı, yanmaları önlemek için elektrot jelinin kullanılması, 60° lik diz açısında uygulandığında daha iyi sonuçlar elde edildiği yapılan birçok çalışmada ortaya çıkmış stimülasyon parametreleridir.

Tablo 3.2. Elektriksel stimülasyon parametreleri

-
1. Dalga formu (waveform): bifazik, dik açılı, simetrik
 2. Akım şiddeti (amplitude): 10 mA - 90 mA (denek toleransı)
 3. Akım genişliği (pulse duration/impulse width): $\geq 200\mu$ s
 4. Frekans (her saniyedeki impulse sayısı): sabit frekans-50 Hz.
 5. Çıkış rampa süresi (ramp up): 0 sn.
 6. İniş rampa süresi (ramp down): 0 sn
 7. stimülasyon süresi: 30 sn.(kasılma süresi 1 sn, gevşeme süresi 1 sn)
-

Elektriksel stimülasyonun uygulanması:

Elektriksel stimülasyon, antrenman esnasında katılımcı diz ekstansiyon makinesinde iken 60°'lik diz eklem açısında her iki alt ekstremitenin quadriceps kaslarına yönelik olarak kendinden yapışkanlı yüzey elektrotlar yolu ile eşzamanlı olarak uygulandı. Pozitif elektrotlar her iki vastus medialis ve vastus lateralis kaslarının motor noktaları üzerine, negatif elektrotlar ise quadriceps femoris kasının proksimaline yakın noktasına (~5 cm. inguinal ligamentin altına) yerleştirildi. Motor nokta tespiti için Compex-MI-Sport (Medicomplex SA, Ecublens, Switzerland) elektriksel stimülasyon cihazının motor nokta kalemi kullanıldı.

Çalışmada elektriksel uyarım elde etmek için Alman Tıbbi Cihazlar Kanununa (MPG) göre IIa olarak sınıflandırılmış ve Tıbbi Cihazlar Yönetmeliğine uygun olarak üretilmiş, ticari olarak elde edilebilir, dört kanallı, stimülasyon parametreleri ayarlanabilir bir elektronik kas uyarım aracı olan EMP4 Expert cihazı kullanıldı (Şekil 3.2). Bu aracın tercih edilmesinin nedeni, stimülasyon parametrelerinin araştırmacı tarafından ayarlanabilir olmasıdır.



Şekil 3.2. EMP4 Expert elektriksel uyarım cihazı

Yan etkilerin kaydı:

Çalışma süresince uygulamalardan kaynaklı meydana gelebilecek tıbbi durumlar uzman tarafından kontrol edildi, gerekli önlemler alındı, gerektiğinde katılımcı uygulamadan çıkarıldı.

3.4. Ölçüm Prosedürü

Her iki grubun testleri çalışmanın başlangıcında, 4. hafta ve 8. haftanın sonunda yapıldı. Test bataryası; a) dinlenik maksimum istemli kasılma kuvveti, b) kas dayanıklılığı (yorgunluk indeksi-Yİ), c) yorgunlukta maksimum istemli kasılma kuvveti değerlendirmesinden oluştu.

Boy ve vücut ağırlığı ölçümleri için standart bir laboratuvar skalası kullanıldı ve vücut ağırlığı ölçümleri her bir test noktasında tekrar edildi. 1RM ölçümleri başlangıçta ve iki haftalık periyotlarda süreç boyunca devam etti.

1RM prosedürü:

1RM yöntemi ile her bir katılımcının maksimum kuvvet miktarları serbest ağırlıklar ve her iki alt ekstremitenin birlikte kullanılması ile yapıldı. Diz ekstansiyon makinesinde yürütülen 1RM ölçümlerinde katılımcı başlangıçta tahmini 1RM'sinin % 40-50'sinde 5-10 tekrardan oluşan 1-2 set ısınma yaptıktan sonra maksimumuna yakın yük artışlarına gidildi ve belirlenen son yükte katılımcıdan 1 set yapabildiği kadar diz ekstansiyonunu devam ettirmesi istendi. Bu yöntemle deneğin bir tekrarda kaldırabileceği ağırlık miktarı, maksimum kuvvet miktarı olarak kaydedildi. Bunun için aşağıdaki denklem kullanıldı: (Spanos et al 2007).

$$1RM = [(tekrar sayısı / 30) + 1] \times \text{kullanılan ağırlık.}$$

İzokinetik test prosedürü:

Yorgunlukta kuvvet üretme yeteneği izokinetik dinamometrede oluşturulan bir protokol ile test edildi (Şekil 3.3). Bu protokol üç aşamadan oluştu: a) dinlenik maksimum istemli kasılma kuvveti, b) kas dayanıklılığı (yorgunluk indeksi-Yİ), c)

tekrar maksimum istemli kasılma kuvveti. Tüm protokol dominant bacak üzerinden yürütüldü.

Katılımcılar 75°/90° arasındaki kalça fleksiyonu açısında izokinetik test aracına yerleşttiler. İzokinetik dinamometrenin rotasyon eksenini katılımcının anatomik diz eksenine ile hizalandı ve manivela kolu deneğin medial diz eklem hattından medial malleolusa (ayak bileği yan kemiğinin ortası) yaklaşık % 70' lik bir mesafede katılımcının bacağına bağlandı (standartlaştırmak ve rahat bir pozisyon için). Katılımcının uyluğu kemerle sabitlendi. Her katılımcı, hareket genişliği 90°'lik diz fleksiyonundan 0°' lik diz ekstansiyonuna (horizontal) doğru sınırlı olacak şekilde ve 90°'ye pasif dönüşle (hamstring aktivitesi yok) belirlenen açısal hızda, istenen tekrar sayısında maksimal diz ekstansiyonu yaptı. Katılımcılardan bacaklarını 90°'lik tam bir genişlik boyunca maksimal olarak ekstend etmeleri istendi. Tutarlı bir kavis genişliğini sağlamak için 90°'lik genişlik mekanik stoplama ile korundu. Testler boyunca katılımcılar maksimal efor sergilemeleri hususunda sözlü olarak sürekli teşvik edildi.

Maksimal istemli kasılma kuvveti; Her deneğin en yüksek tepe torku (T_{T}), 60°/saniyelik açısal hızda yapılan dört maksimal izokinetik-konsantrik quadriceps kasılması ile belirlendi. Bu test, kassal dayanıklılık testinin ardından tekrar edildi.

Kassal dayanıklılık; Thorstensson ve Karlsson (1976) tarafından geliştirilen yorgunluk protokolü ile belirlendi (Brown and Weir 2001). Her katılımcı 180°/s açısal hızda, 50 maksimal diz ekstansiyon tekrarından oluşan bir yorgunluk testi yaptı. Bir metronom yardımıyla dakikada 50 ekstansiyon yapacakları şekilde katılımcılardan bacaklarını maksimal olarak ekstend etmeleri istendi.

Ayrıca, Thorstensson çoklu tekrar değerlendirme prosedürü ile quadriceps'lerin yorgunluk yüzdesi hesaplanarak vastus lateralis'in rölatif FT fibril yüzdesi (%FT) belirlendi (Brown and Weir 2001). Elli tekrarlı test esnasında elde edilen son üç tekrarın ortalama tepe torku, ilk üç tekrarın ortalama tepe torkundan çıkarıldı ve sonra ilk üç tekrarın ortalamasına bölündü. Daha sonra elde edilen değer 100 ile çarpıldı. Elde edilen sonuç yorgunluk yüzdesi (YY) oldu ve aşağıdaki Thorstensson'un formülü ile FT yüzdesi (%FT) hesaplandı:

$$0.9 \times (YY) + 5.2 = \%FT \quad (r=0.86, p<0.01)$$

Thorstensson formülü ile FT fibril yüzdesini hesaplamının dayanağı:

Thorstensson, kas niteliğinin kuvvetin sergilenmesinde önemli bir rol oynadığını ileri sürmüş, hipotez testi için yaşları 20 ile 30 arasındaki 25 antrenmanlı erkek deneğin vastus lateralis kaslarından ST ve FT fibrillerinden biyopsi örnekleri almıştır. Daha sonra yüksüz bir durumda maksimal diz ekstansiyon hareket hızını kaydetmiş ve tepe torku 180°/saniyede izometrik ve izokinetik olarak test etmiştir. Kuvvet testi sonuçları, izometrik olarak karşılaştırıldığında yüksek ve düşük FT kas fibril yüzdesine sahip bireyler arasında farklılık göstermemiştir. Bununla birlikte, maksimal hız ölçüldüğünde, anlamlı farklılık belirgin olmuştur. Yani, yüksek FT fibril yüzdesine sahip bireyler, FT fibril yüzdesi ve 180°/saniyedeki tepe tork arasındaki pozitif ilişkiyle ($r=0.75$) daha büyük maksimum hız ve kuvvet sergilemişlerdir. Yüksek FT kas fibril oranının spora özgü aktivitelerde başarı için gerekli olan hızlı hareket hızlarında yüksek güç çıktısı sağlamada avantajlı olacağı sonucuna varılmıştır (Brown and Weir 2001).

60 der. / sn		180 der. / sn		60 der. / sn
MVC testi		yorgunluk testi		MVC testi
maks. 4 tekrar	15 dk. dinlenim	maks. 50 tekrar	15 sn. dinlenim	maks. 4 tekrar

Şekil 3.3. İzokinetik test protokolü

3.5. Verilerin Analizi

Deney ve kontrol grubu arasında başlangıçta fark olup olmadığını analiz etmek için bağımsız örneklem t testi (independent two-tailed t-test) kullanıldı.

Antrenman programının her bir test noktasında bağımlı değişkenler (antrenman süresi, antrenman yükü, 1 RM, kassal dayanıklılık) üzerindeki etkilerini değerlendirmek için iki yönlü (antrenman/zaman) karma varyans analizi kullanıldı (two-way (2x3) Mixed ANOVA). Her bir test noktasında yorgunluk öncesi ve sonrası tepe tork skorlarını değerlendirmek için üç yönlü (antrenman / (zaman /

ölçüm) karma varyans analizi kullanıldı (three-way 2x(3x2) Mixed ANOVA). Analizler sphericity kontrolü ile yapıldı.

Ana etkiler ve etkileşim etkisiyle ilgili hipotezleri test etmek için F istatistikleri ve p -değerleri kullanıldı. Güçlü bir etkileşim, ana etkileri yorumlamada etkili olabileceğinden öncelikle etkileşim etkisi incelendi.

Two-way (2x3) Mixed ANOVA'da anlamlı etkileşim bulunduğunda analizlere devam edildi ve her bir grup için tek yönlü tekrarlı ölçümler varyans analizi (one-way repeated measures ANOVA) kullanıldı. Anlamlı farklılık bulunduğunda çoklu karşılaştırmalar Bonferroni doğrulaması kullanılarak yapıldı.

Three-way 2x(3x2) Mixed ANOVA'da anlamlı etkileşim bulunduğunda analizlere devam edildi ve yorgunluk öncesi ve yorgunluk sonrası ölçümler için two-way (2x3) Mixed ANOVA kullanıldı. Anlamlı farklılık bulunduğunda her bir grup için tek yönlü tekrarlı ölçümler varyans analizi (one-way repeated measures ANOVA) kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalar Bonferroni doğrulaması kullanılarak yapıldı.

İstatistiksel işlemlere geçmeden önce her gruba ait verilerin normal dağılım analizleri yapıldı ve bunun için Kolmogorov-Smirnov Testi (K-S Test) kullanıldı.

Korelasyonlar arası (inter-correlations) homojenlik için Box's M istatistiği, varyansların homojenliği için Levene's Testi, her bir parametre için tanımlayıcı istatistik (ortalama, standart sapma, standart hata, yüzde değişim, etki büyüklüğü) kullanıldı. Etki büyüklüğü (effect size) kısmi eta kare istatistiği ile hesaplandı: küçük etki .01, orta düzey etki .06, büyük etki .14 (Pallant 2007).

Tüm prosedür için anlamlılık seviyesi başlangıçta $p \leq 0.05$ olarak belirlendi ve istatistiksel analizler için SPSS 14.0 bilgisayar paket programı kullanıldı.

4. BULGULAR

Temel bağımlı değişkenlerle ilgili elde edilen bulguların analizine geçmeden önce başlangıçta her iki antrenman grubundaki katılımcıların temel fiziksel karakteristikleri ve antrenman süreci boyunca her iki grupta gözlenen ve kaydedilen bazı verilerle ilgili analizlere yer verilmiştir. Bu veriler antrenman süresi, antrenman yükü ve maksimum kuvvet miktarlarını (1RM) kapsamaktadır. İzokinetik testlerden elde edilen verilerin analizleri daha sonra verilmiştir. Elde edilen sonuçlar tablolar ve grafikler halinde sunulmuştur.

Aşağıda her iki gruba ait temel fiziksel özellikler ve başlangıç kuvvet değerleri Tablo 4.1' de verilmiştir.

Tablo 4.1. Deney ve kontrol grubunun temel karakteristikleri ve başlangıç değerleri.

	GRUP	N	Ortalama	Std. Sapma	p†
Yaş (yıl)	EMS	9	21.89	2.67	.686
	KONTROL	11	21.45	2.07	
Boy (cm)	EMS	9	176.78	8.80	.393
	KONTROL	11	180.18	8.54	
Vücut ağırlığı (kg)	EMS	9	71.22	8.53	.070
	KONTROL	11	79.82	10.91	
1RM (kg)	EMS	9	91.99	16.06	.591
	KONTROL	11	96.14	17.54	
Tork_T (Nm)	EMS	9	231.73	24.09	.474
	KONTROL	11	241.91	35.55	

†P: T testinin p değeri.

Her iki grubun başlangıç değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>.05$). Bu bulgu, başlangıçta grupların benzer özelliklere sahip olduğunu göstermektedir.

Tablo 4.2. Gruplarda süreç boyunca antrenman süresi (dk) skorlarındaki değişimler.

GRUP		hafta2	hafta4	hafta6	hafta8	genel ort.
EMS n=9	Ortalama	28.08	35.35	41.21	50.58	38.81
	Std. Sapma	5.08	14.68	13.69	16.96	10.20
KONTROL n=11	Ortalama	21.06	21.29	25.70	31.28	24.83
	Std. Sapma	3.26	2.52	3.86	9.02	2.89
Toplam n=20	Ortalama	24.22	27.62	32.68	39.97	31.12
	Std. Sapma	5.42	12.07	12.23	16.16	9.95

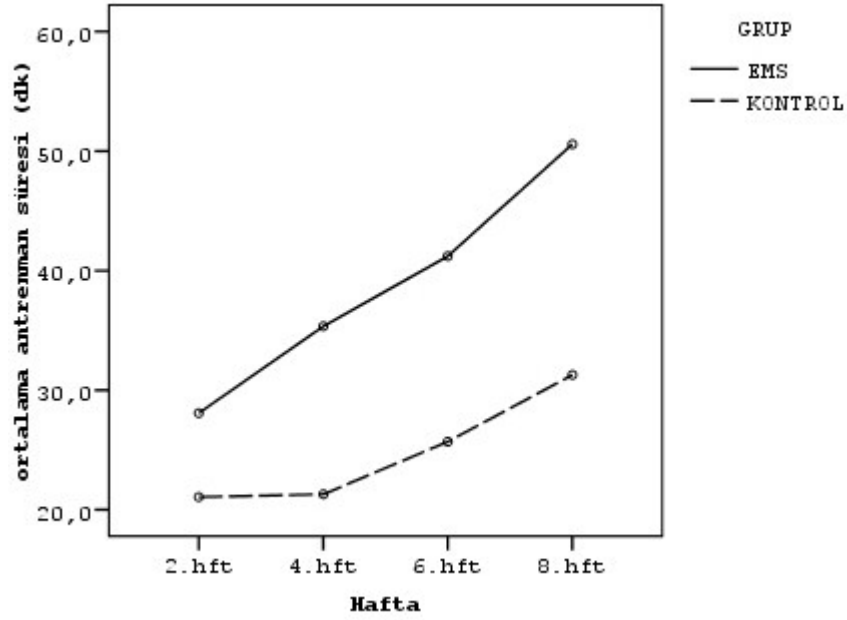
Yukarıdaki tabloda deney ve kontrol grubunun her bir test noktasındaki ortalama antrenman süresi skorları verilmiştir (her bir hafta altı oturumdaki toplam süreyi ifade etmektedir). Her iki gruptaki antrenman süresi skorlarının başlangıçtan 8. haftanın sonuna dek linear bir şekilde arttığı görülmektedir. Deney grubunda 2. hafta ile 8. hafta sonundaki antrenman sürelerindeki ortalama değişim % 80.13 iken, kontrol grubundaki ortalama değişim % 48.53 olmuştur.

Antrenman süresine ilişkin two-way (2x3) Mixed ANOVA sonuçları Tablo 4.3’de verilmiştir.

Tablo 4.3. Süreç boyunca antrenman süresi (dk) skorlarındaki farklılık için Repeated-Measures ANOVA

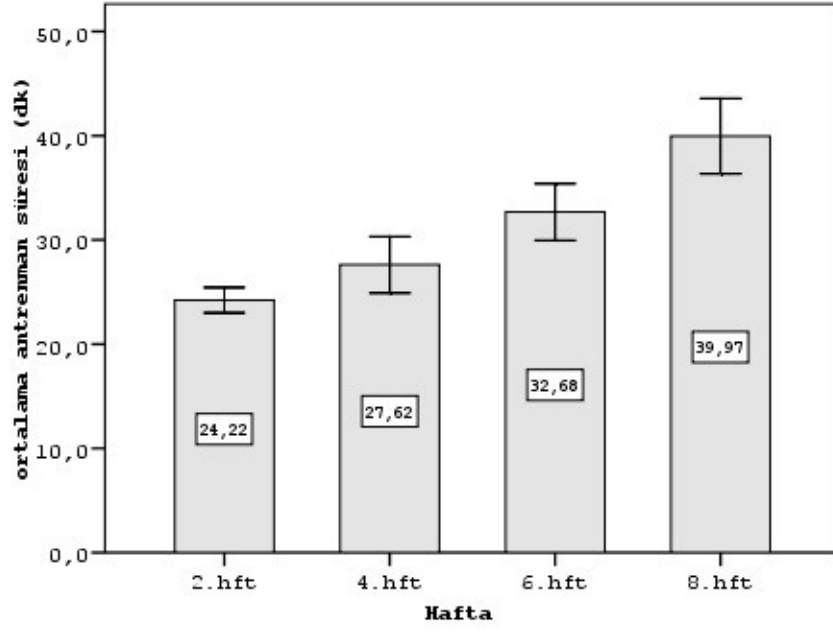
Kaynak	Sd	KT	KO	F	p
Grup içi					
Zaman	1.763	2980.140	1690.174	16.746	.000
ZamanxGrup	1.763	391.887	222.257	2.202	.132
Hata ^(zaman)	31.738	3203.279	100.929		
Gruplar arası					
Grup	1	3866.435	3866.435	19.002	.000
Hata ¹	18	3662.504	203.472		

Grup ve zaman arasındaki etkileşim etkisi anlamlı değildir, $F(1.76, 31.74) = 2.202$, $p = .132$, $\eta^2 = .109$. Bu etki, her iki gruptaki değişimlerin benzer olduğunu göstermektedir (Şekil 4.1).



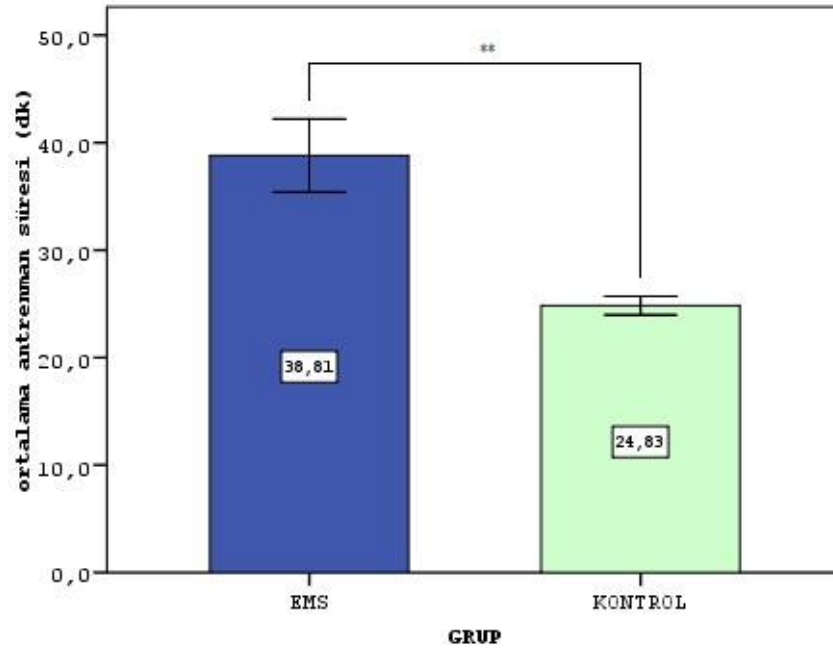
Şekil 4.1. Deney ve kontrol grubunda her bir test noktasında antrenman süresi skorları, $p > .05$.

İstatistiksel açıdan anlamlı bir zaman etkisi vardır, $F(1.76, 31.74) = 16.746$, $p = .000$, $\eta^2 = .482$. Bu etki, grup faktörü göz ardı edildiğinde zaman periyodunda antrenman süresi skorlarında linear bir artış olduğunu göstermektedir (Tablo 4.2, Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Her bir test noktasında antrenman süresi skorları, $p < .01$.

Grup ana etkisi anlamlıdır, $F(1, 18) = 19.002$, $p = .000$, $\eta^2 = .514$. Bu etki, deney ($\bar{X} = 38.81$) ve kontrol grubunun ($\bar{X} = 24.83$) ortalama antrenman süresi skorlarında anlamlı farklılık olduğunu göstermektedir (Şekil 4.3).



Şekil 4.3. Deney ve kontrol grubunda antrenman süresi skorları, $**p < .01$.

Tablo 4.4. Gruplarda süreç boyunca antrenman yükü (kg) skorlarındaki değişimler.

GRUP		2.hafta	4.hafta	6.hafta	8.hafta	genel ort.
EMS	Ortalama	36.37	41.73	45.81	48.26	43.04
n=9	Std. Sapma	5.92	6.56	6.73	6.31	5.90
KONTROL	Ortalama	38.51	41.24	43.66	45.95	42.34
n=11	Std. Sapma	7.10	6.65	5.92	5.78	5.99
Total	Ortalama	37.55	41.46	44.63	46.99	42.66
n=20	Std. Sapma	6.52	6.44	6.22	5.98	5.80

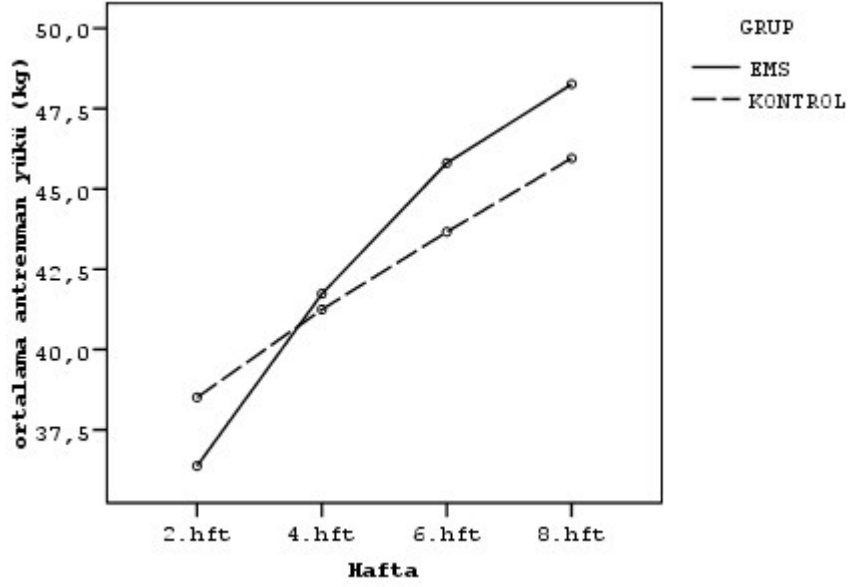
Yukarıdaki tabloda deney ve kontrol grubunun her bir test noktasındaki ortalama antrenman yükleri verilmiştir (her bir hafta, altı oturumdaki ortalama antrenman yükünü ifade etmektedir). Her iki gruptaki antrenman yükü skorlarının başlangıçtan 8. haftanın sonuna dek linear bir şekilde arttığı görülmektedir. Deney grubunda başlangıç ile 8. hafta sonundaki antrenman yüklerindeki ortalama değişim % 32.69 iken, kontrol grubundaki ortalama değişim % 19.32 olmuştur.

Antrenman yüküne ilişkin two-way (2x3) Mixed ANOVA sonuçları Tablo 4.5’de verilmiştir.

Tablo 4.5. Süreç boyunca antrenman yüklerindeki (kg) farklılık için Repeated-Measures ANOVA

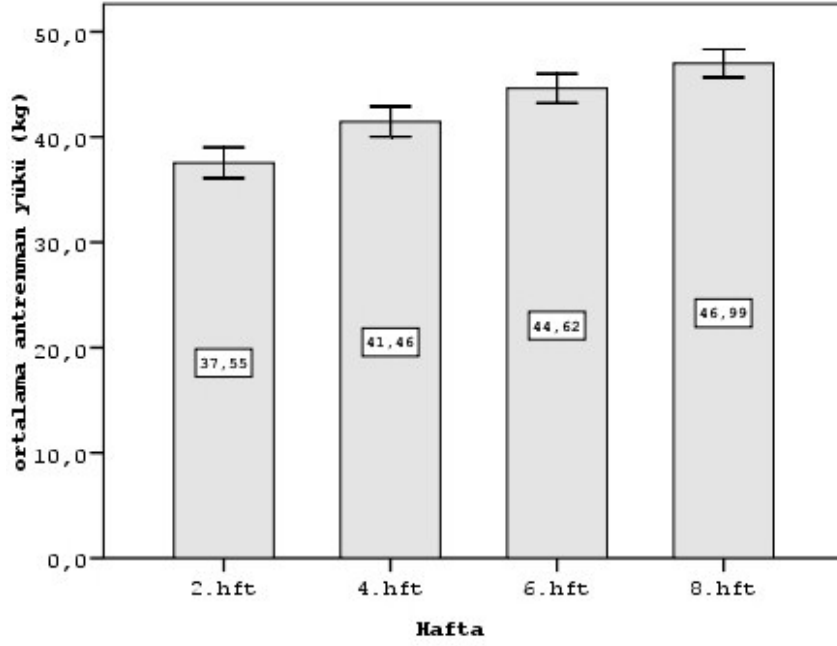
Kaynak	Sd	KT	KO	F	p
Grup içi					
Zaman	1.561	1043.474	668.335	48.638	.000
ZamanxGrup	1.561	63.170	40.460	2.944	.080
Hata (zaman)	28.103	386.167	13.741		
Gruplar arası					
Grup	1	9.723	9.723	.069	.796
Hata ¹	18	2548.807	141.600		

Grup ve zaman arasındaki etkileşim etkisi anlam değildir, $F(1.561, 28.103) = 2.944$, $p = .080$, $\eta^2 = .141$. Bu etki, her iki gruptaki değişimlerin benzer olduğunu göstermektedir (Şekil 4.4).



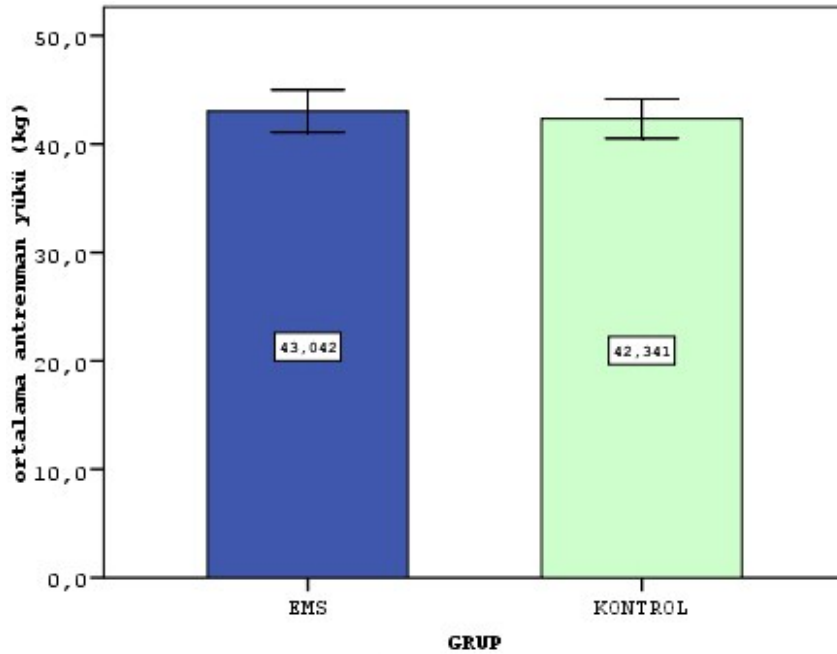
Şekil 4.4. Deney ve kontrol grubunda her bir test noktasında antrenman yükü skorları, $p > .05$.

İstatistiksel açıdan anlamlı bir zaman etkisi vardır, $F(1.561, 28.103) = 48.638$, $p = .000$, $\eta^2 = .730$. Bu etki, grup faktörü göz ardı edildiğinde zaman periyodunda antrenman yükü skorlarında linear bir artış olduğunu göstermektedir. (Tablo 4.4, Şekil 4.5).



Şekil 4.5. Her bir test noktasında antrenman yükü skorları, $p < .01$.

Grup ana etkisi anlamlı değildir, $F(1, 18) = .069$, $p = .796$, $\eta^2 = .004$. Bu, deney ($\bar{x} = 43.04$) ve kontrol grubun ($\bar{x} = 42.34$) antrenman yükü skorlarında anlamlı farklılık olmadığını göstermektedir (Şekil 4.6).



Şekil 4.6. Deney ve kontrol grubunda antrenman yükü skorları, $p > .05$.

Tablo 4.6. Gruplarda süreç boyunca 1RM (kg) skorlarındaki değişimler.

GRUP		başlangıç	hafta2	hafta4	hafta6	hafta8	genel ort.
EMS n=9	Ortalama	91.99	104.62	115.81	120.53	128.65	112.32
	Std. Sapma	16.06	16.22	15.73	16.43	15.82	14.31
KONTROL n=11	Ortalama	96.14	101.74	109.25	114.76	119.69	108.32
	Std. Sapma	17.54	16.64	15.05	15.82	16.65	14.98
Toplam n=20	Ortalama	94.27	103.03	112.20	117.36	123.72	110.12
	Std. Sapma	16.58	16.08	15.32	15.94	16.50	14.44

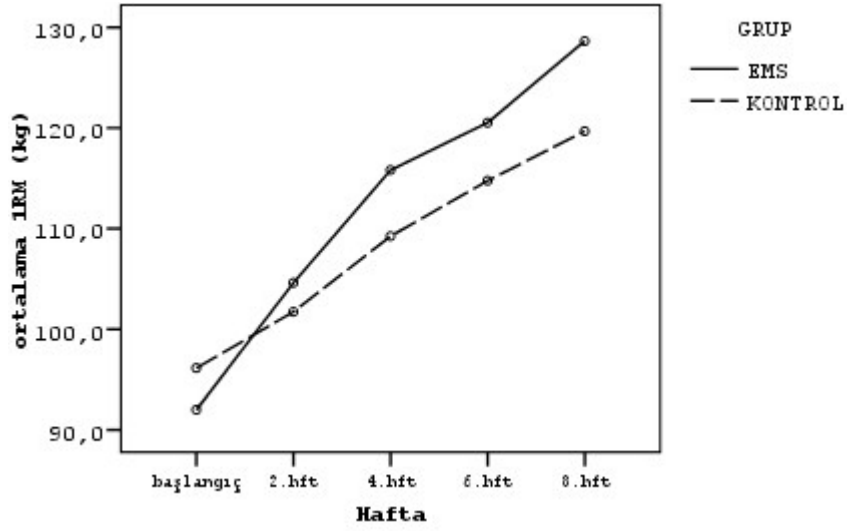
Yukarıdaki tabloda deney ve kontrol grubunun her bir test noktasındaki 1RM skorları verilmiştir. Her iki gruptaki 1RM skorlarının 2. haftanın sonunda arttığı ve bu artışın 8. haftanın sonuna dek linear bir şekilde devam ettiği görülmektedir. Deney grubunda başlangıç ile son test arasındaki 1RM skorlarındaki ortalama değişim % 39.85 iken, kontrol grubundaki ortalama değişim % 24.50 olmuştur. Deney grubundaki artış 4. haftada daha keskindir.

1RM'ye ilişkin two-way (2x3) Mixed ANOVA sonuçları Tablo 4.7'de verilmiştir.

Tablo 4.7. Süreç boyunca 1RM skorlarındaki farklılık için Repeated-Measures ANOVA

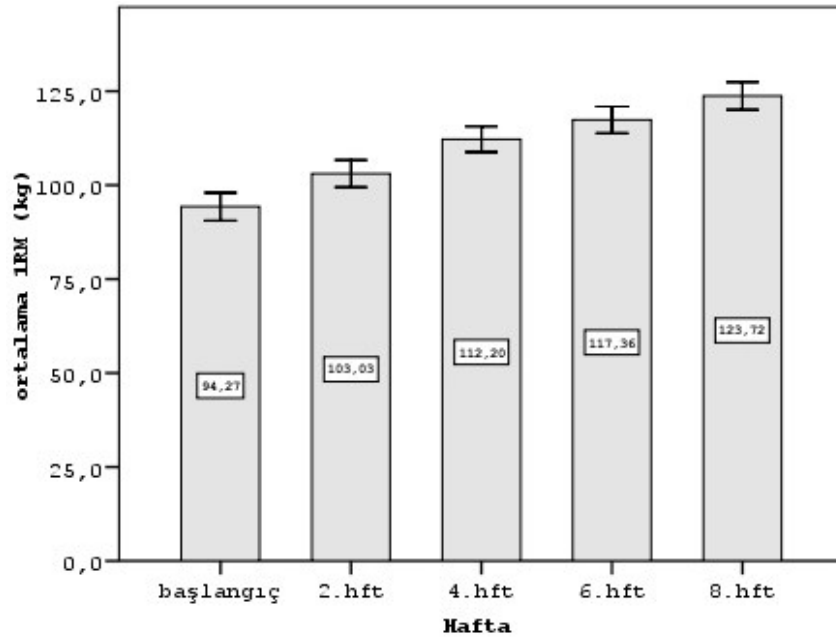
Kaynak	Sd	KT	KO	F	p
Grup içi					
Zaman	2.094	11198.212	5347.662	47.139	.000
ZamanxGrup	2.094	505.395	241.349	2.127	.131
Hata (zaman)	37.693	4276.029	113.445		
Gruplar arası					
Grup	1	79.371	79.371	.368	.552
Hata ¹	18	3882.575	215.699		

Grup ve zaman arasındaki etkileşim etkisi anlamlı değildir, $F(2.09, 37.69) = 2.127$ $p = .131$, $\eta^2 = .106$. Bu etki, her iki gruptaki değişimlerin benzer olduğunu göstermektedir (Şekil 4.7).



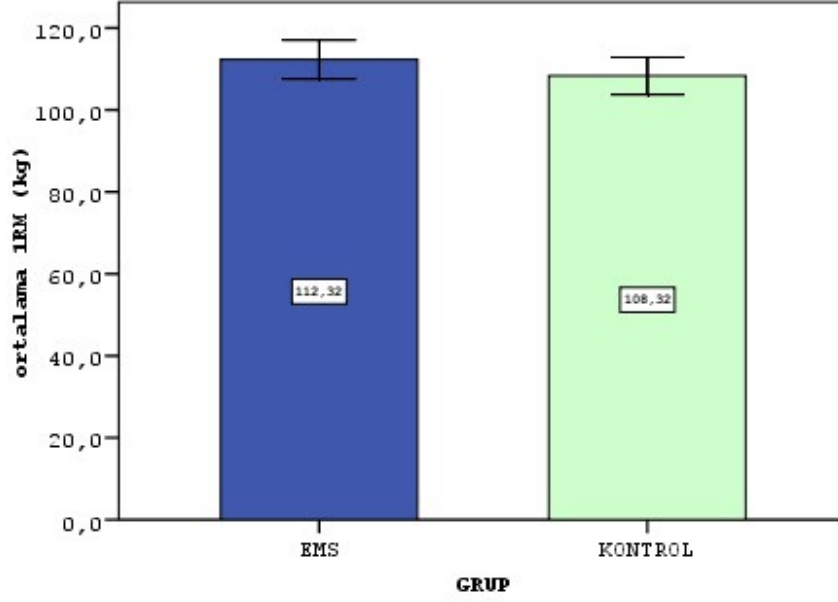
Şekil 4.7. Deney ve kontrol grubunda her bir test noktasında 1RM skorları, $p > .05$.

İstatistiksel açıdan anlamlı bir zaman etkisi vardır, $F(2.09, 37.69) = 47.139$, $p = .000$, $\eta^2 = .724$. Bu etki, grup faktörü göz ardı edildiğinde zaman periyodunda 1RM skorlarında linear bir artış olduğunu göstermektedir (Tablo 4.6, Şekil 4.8).



Şekil 4.8. Her bir test noktasında (1RM) skorları, $p < .05$.

Grup ana etkisi anlamlı değildir, $F(1, 18) = .368$, $p = .552$, $\eta^2 = .020$. Bu etki, deney ($\bar{x}=112.32$) ve kontrol grubun ($\bar{x}=108.32$) ortalama 1RM skorlarında anlamlı farklılık olmadığını göstermektedir (Şekil 4.9).

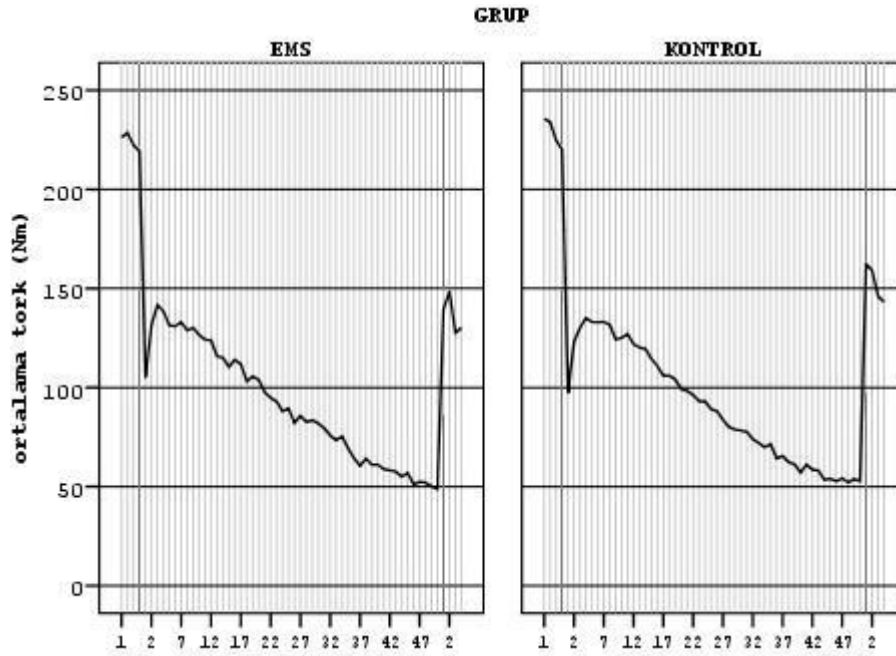


Şekil 4.9. Deney ve kontrol grubunda 1RM skorları, $p > .05$.

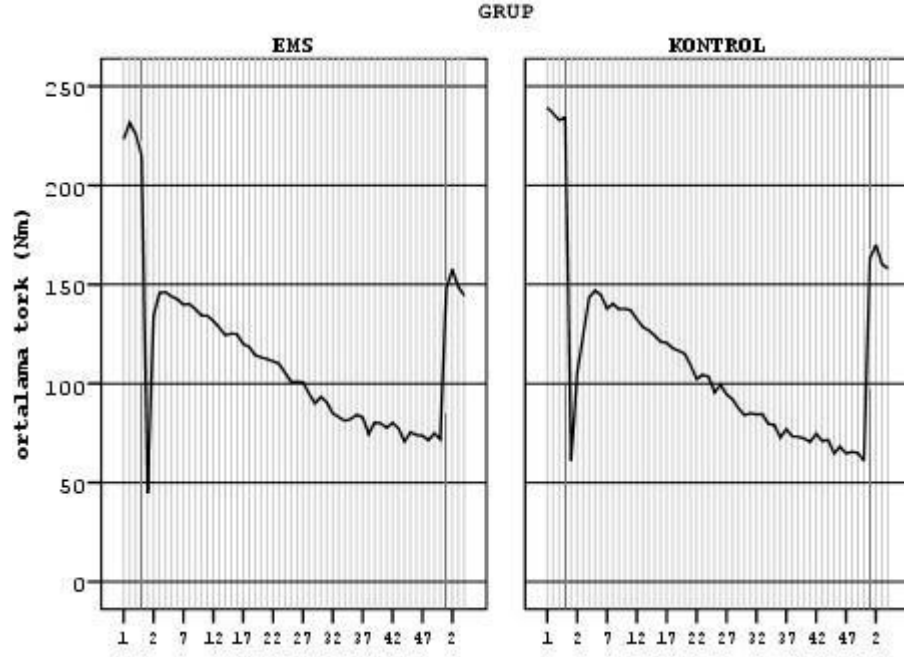
Bu bölümde izokinetik testlerden elde edilen bulguların analizlerine yer verilmiştir.

Aşağıdaki grafiklerde her bir test noktasında (başlangıç, 4. hafta ve 8. hafta) izokinetik test protokolünden elde edilen ortalama tork değişimleri verilmiştir. Bu veriler yorgunluk öncesi ($60^{\circ}/sn$.de yapılan dinlenik maksimum dört tekrar), yorgunluk esnası ($180^{\circ}/sn$ de yapılan maksimum elli tekrar) ve yorgunluk sonrası ($60^{\circ}/sn$.de yapılan dinlenik maksimum dört tekrar) elde edilen tork skorlarını kapsamaktadır (Şekil 4.10, 4.11, 4.12).

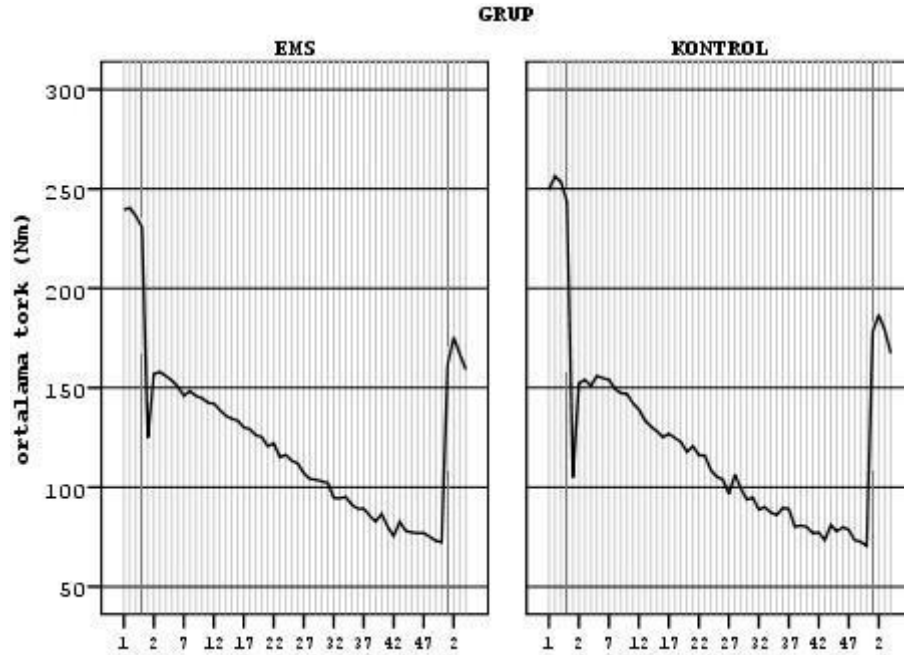
Tork analizleri, yorgunluk öncesi ve sonrası yapılan maksimum dört tekrardaki en yüksek skorlar ($Tork_T$) üzerinden yürütülmüştür.



Şekil 4.10. Gruplarda başlangıçta yorgunluk öncesinde (maks 4 tekrar), esnasında (maks 50 tekrar) ve sonrasında (maks 4 tekrar) tork değişimleri.



Şekil 4.11. Gruplarda 4. haftada yorgunluk öncesinde (maks 4 tekrar), esnasında (maks 50 tekrar) ve sonrasında (maks 4 tekrar) tork değişimleri.



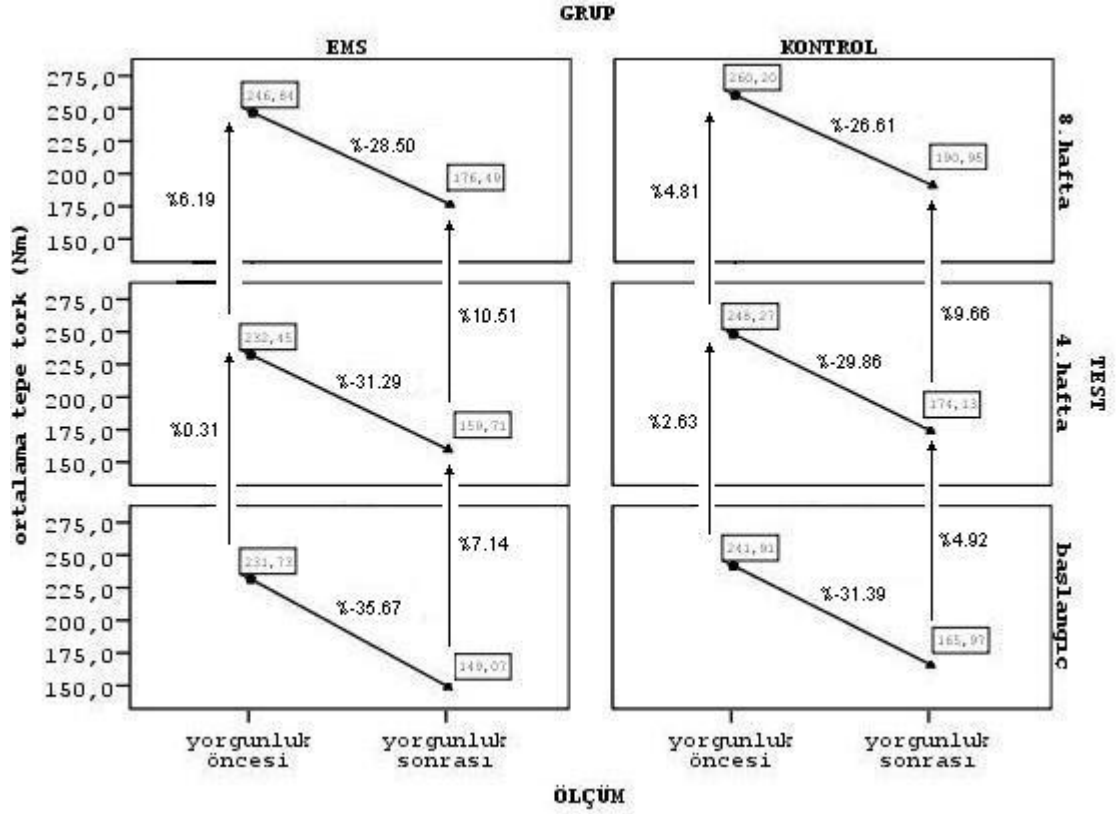
Şekil 4.12. Gruplarda 8. haftada yorgunluk öncesinde (maks 4 tekrar), esnasında (maks 50 tekrar) ve sonrasında (maks 4 tekrar) tork değişimleri.

Tablo 4.8. Gruplarda süreç boyunca $Tork_T$ (Nm) skorlarındaki değişimler.

GRUP		Yorgunluk öncesi $Tork_T$ (Nm)			Yorgunluk sonrası $Tork_T$ (Nm)			genel ort.
		öntest	aratest	sontest	öntest	aratest	sontest	
EMS n=9	Ortalama	231.73	232.45	246.84	149.07	159.71	176.49	199.38
	Std.	24.09	26.26	28.77	21.83	26.15	31.60	23.95
	Sapma							
KONTROL n=11	Ortalama	241.91	248.27	260.20	165.97	174.13	190.95	213.57
	Std.	35.55	28.64	27.77	35.90	28.81	24.30	26.81
	Sapma							
Toplam n=20	Ortalama	237.33	241.15	254.19	158.37	167.64	184.44	207.19
	Std.	30.60	28.06	28.30	30.88	27.91	28.03	25.93
	Sapma							

Yukarıdaki tabloda deney ve kontrol grubunun her bir test noktasında yorgunluk testi öncesi ve sonrası ortalama $Tork_T$ skorları görülmektedir. Her iki gruptaki ortalama $Tork_T$ skorlarının başlangıçtan son teste doğru linear bir şekilde arttığı görülmektedir.

Aşağıdaki grafikte her iki grubun her bir test noktasında yorgunluk öncesi ve yorgunluk sonrası sergiledikleri ortalama $Tork_T$ yüzde değişimleri görülmektedir.



Şekil 4.13. Gruplarda her bir test noktasında yorgunluk öncesi ve sonrası $Tork_T$ değişimleri.

Deney grubunun başlangıç ile 4. hafta sonundaki, 4. hafta ile 8. hafta arasındaki ve başlangıç ile son test arasındaki yorgunluk testi öncesi ortalama $Tork_T$ skorlarındaki değişimler sırası ile % 0.31, % 6.19 ve % **6.52** olmuştur. Kontrol grubunun başlangıç ile 4 hafta sonundaki, 4. hafta ile 8. hafta arasındaki ve başlangıç ile son test arasındaki yorgunluk testi öncesi ortalama $Tork_T$ skorlarındaki ortalama değişim sırası ile % 2.63, % 4.81 ve % **7.56** olmuştur. Deney grubundaki yorgunluk öncesi ortalama $Tork_T$ artışının 4. haftadan sonra daha keskin olduğu görülmektedir.

Deney grubunun başlangıç ile 4 hafta sonundaki, 4. hafta ile 8. hafta arasındaki ve başlangıç ile son test arasındaki yorgunluk testi sonrası ortalama $Tork_T$ skorlarındaki ortalama değişim sırası ile % 7.14, % 10.51 ve % **18.39** olmuştur. Kontrol grubunun başlangıç ile 4 hafta sonundaki, 4. hafta ile 8. hafta arasındaki ve başlangıç ile son test arasındaki yorgunluk testi sonrası ortalama $Tork_T$ skorlarındaki değişimler sırası ile % 4.92, % 9.66 ve % **15.05** olmuştur.

Deney grubunda başlangıçta, 4. ve 8. haftadaki yorgunluk testi öncesi ve sonrasında elde edilen ortalama $Tork_T$ skorlarındaki değişimler sırası ile % -35.67, %

-31.29 ve % -28.50 olmuştur. Kontrol grubunda başlangıçta, 4. ve 8. haftadaki yorgunluk testi öncesi ve sonrasında elde edilen ortalama $Tork_T$ skorlarındaki değişimler sırası ile % -31.39, % -29.86 ve % -26.61 olmuştur.

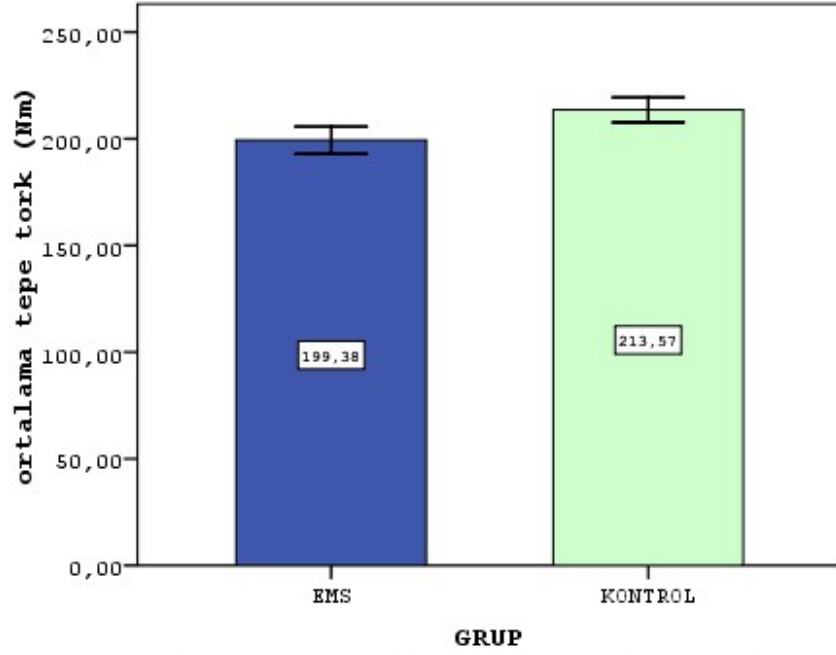
Vücut ağırlığının tork değerlerini etkileyebilecek bir faktör olabileceği düşünüldüğünden analizler öncesi her bir test noktasında ölçülen vücut ağırlığı skorlarının ortak etkisi (covariate) incelenmiştir. Analizlerde, her bir test noktasında vücut ağırlığının yorgunluk öncesi ve yorgunluk sonrası $Tork_T$ üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı görülmüştür (sırasıyla, $F(2,48)=.943$, $p=.397$, $\eta^2=.038$; $F(2,48)=.323$, $p=.726$, $\eta^2=.013$).

Tepe torka ilişkin three-way (2x(3x2) Mixed ANOVA sonuçları Tablo 4.9'da verilmiştir.

Tablo 4.9. Süreç boyunca $Tork_T$ farklılık için Repeated-Measures ANOVA

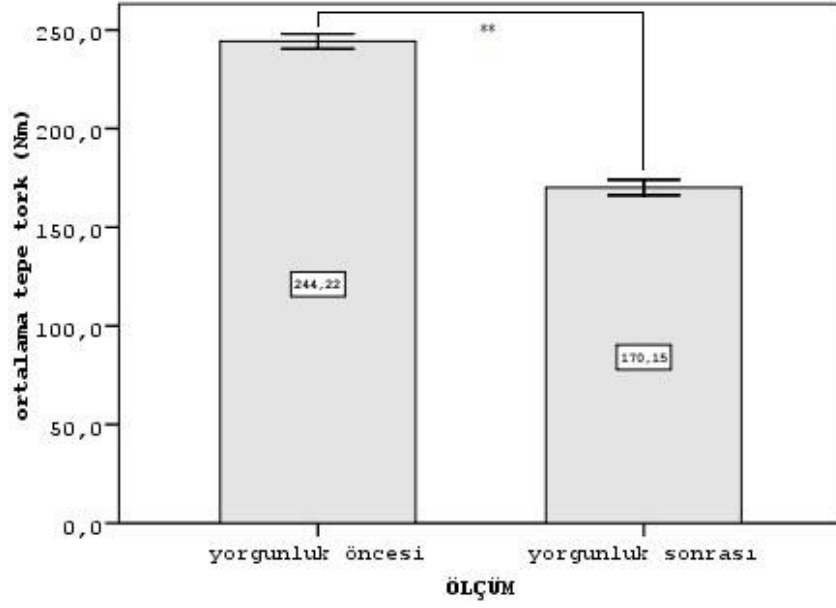
Kaynak	Sd	KT	KO	F	p
Grup içi					
Ölçüm	1	163423.288	163423.288	424.865	.000
ÖlçümxGrup	1	33.974	33.974	.088	.770
Hata (Ö)	18	6923.653	384.647		
Test	2	9588.036	4794.018	22.289	.000
TestxGrup	2	13.577	6.789	.032	.969
Hata (T)	36	7743.203	215.089		
ÖlçümxTest	2	454.111	227.055	1.868	.169
ÖlçümxTestxGrup	2	85.515	42.758	.352	.706
Hata (TxÖ)	36	4375.105	121.531		
Gruplar arası					
Grup	1	5983.597	5983.597	1.524	.233
Hata ¹	18	70658.153	3925.453		

Grup ana etkisi anlamlı değildir $F(1,18)=1.524$, $p=.233$, $\eta^2=.078$). Bu etki, zaman periyodu ve yorgunluk öncesi ve sonrası ölçümler göz ardı edildiğinde deney ve kontrol grubunun ortalama $Tork_T$ skorlarında anlamlı farklılık olmadığını göstermektedir (Şekil 4.14).



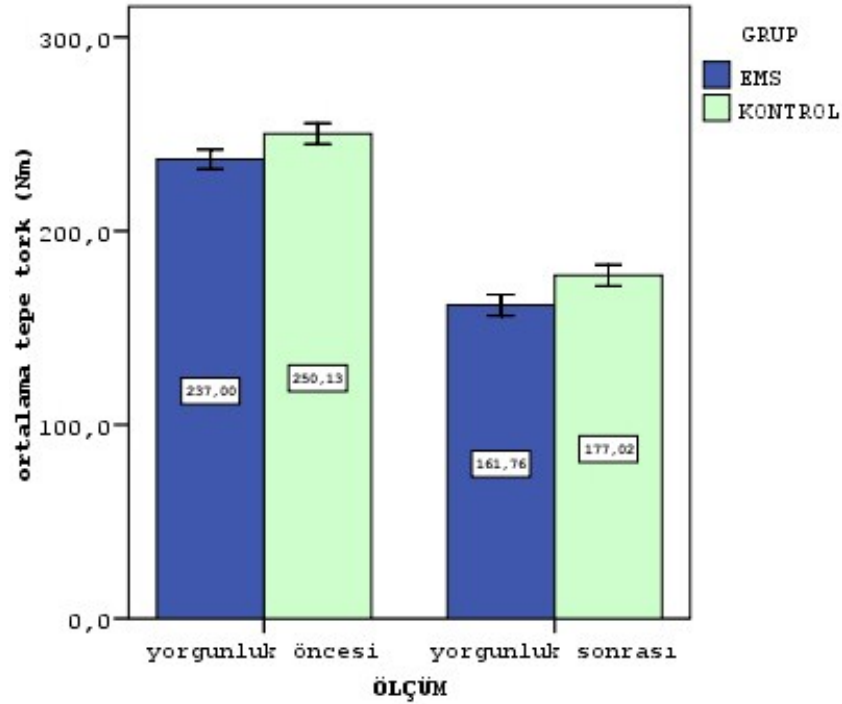
Şekil 4.14. Deney ve kontrol grubunda $Tork_T$ skorları, $p > .05$.

Ölçüm ana etkisi anlamlıdır $F(1,18)=424.865$, $p=.000$, $\eta^2 = .959$). Bu etki, grup ve test faktörü (zaman periyodu) göz ardı edildiğinde yorgunluk öncesi ve sonrası tekrarlanan ortalama $Tork_T$ skorlarında bir değişim olduğunu göstermektedir (Şekil 4.15). Yorgunluk sonrası ortalama $Tork_T$ skorları yorgunluk öncesi skora göre daha düşüktür.



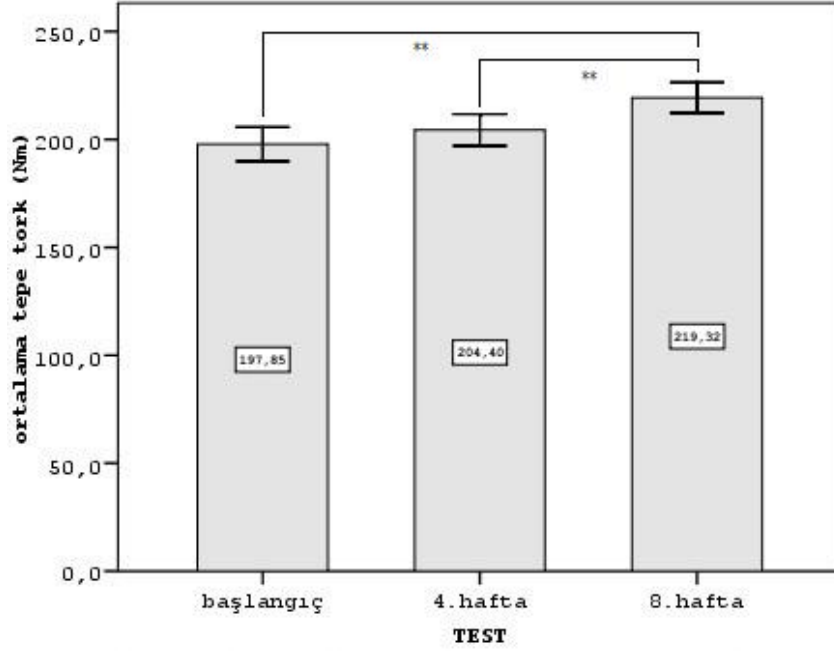
Şekil 4.15. Yorgunluk öncesi ve sonrası T_{K} skorları, $**p<.01$.

Ölçüm \times Grup etkileşim etkisi anlamlı değildir $F(1,18)=.088$, $p=.770$, $\eta^2=.005$). Bu etki, zaman periyodu faktörü göz ardı edildiğinde yorgunluk öncesi ve sonrası tekrarlanan ortalama T_{K} skorlarındaki değişimlerin deney ve kontrol grubunda benzer olduğunu göstermektedir (Şekil 4.16).



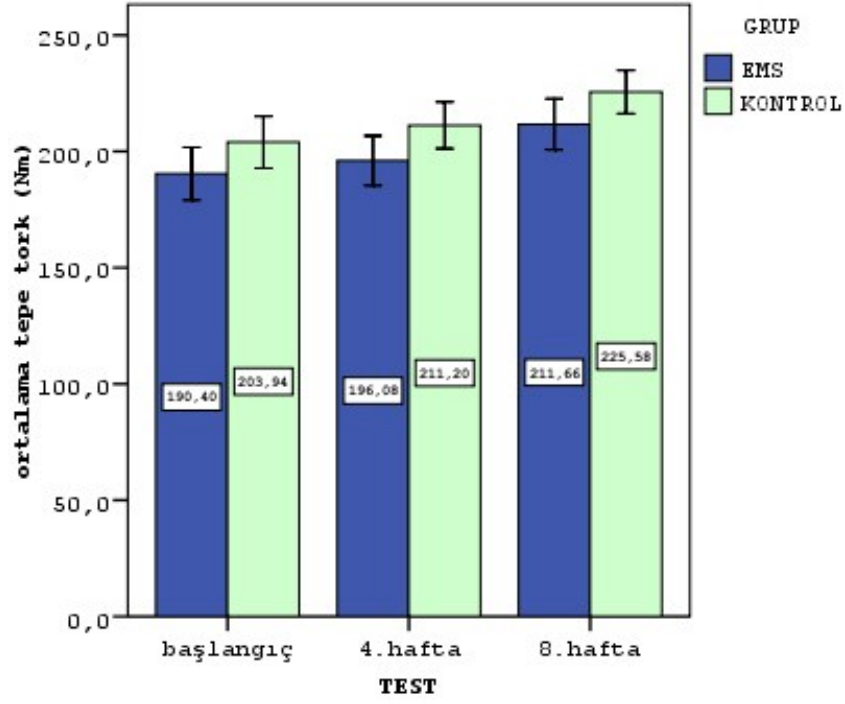
Şekil 4.16. Her iki grupta yorgunluk öncesi ve sonrası T_{K} skorları, $p>.05$.

İstatistiksel açıdan anlamlı bir test ana etkisi vardır, $F(2,36)=22.289$, $p=.000$, $\eta^2=.553$). Bu etki, grup ve ölçüm faktörü göz ardı edildiğinde zaman periyodunda ortalama $Tork_T$ skorlarında bir değişim/artış olduğunu göstermektedir (Tablo 4.8, Şekil 4.17). 4. hafta ve 8. haftanın sonundaki ortalama $Tork_T$ skorları başlangıca göre daha yüksektir.



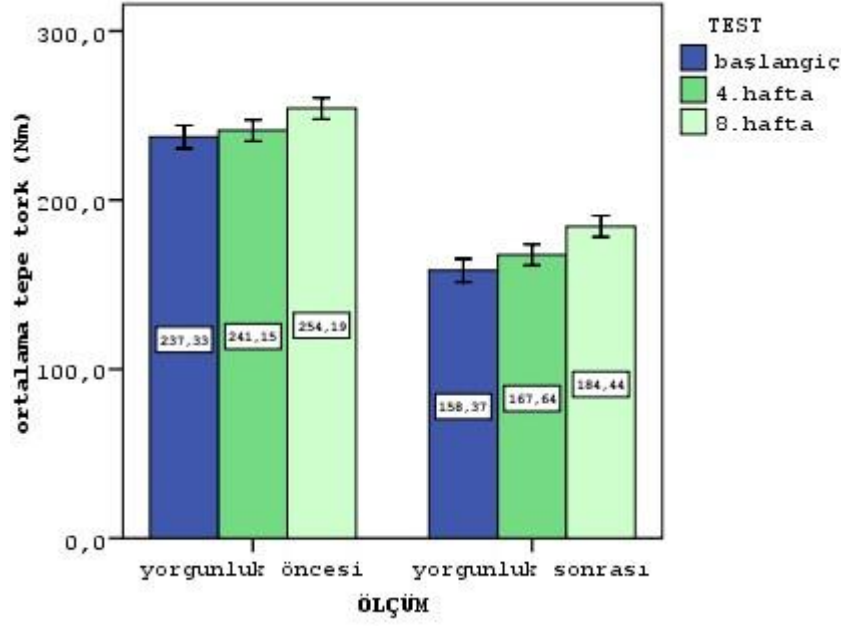
Şekil 4.17. Her bir test noktasında $Tork_T$ skorları, $**p<.01$.

TestxGrup etkileşim etkisi anlamlı değildir $F(2,36)=.032$, $p=.969$, $\eta^2=.002$). Bu etki, ölçüm faktörü göz ardı edildiğinde deney ve kontrol grubunda zaman periyodundaki değişimlerin benzer olduğunu göstermektedir (Şekil 4.18).



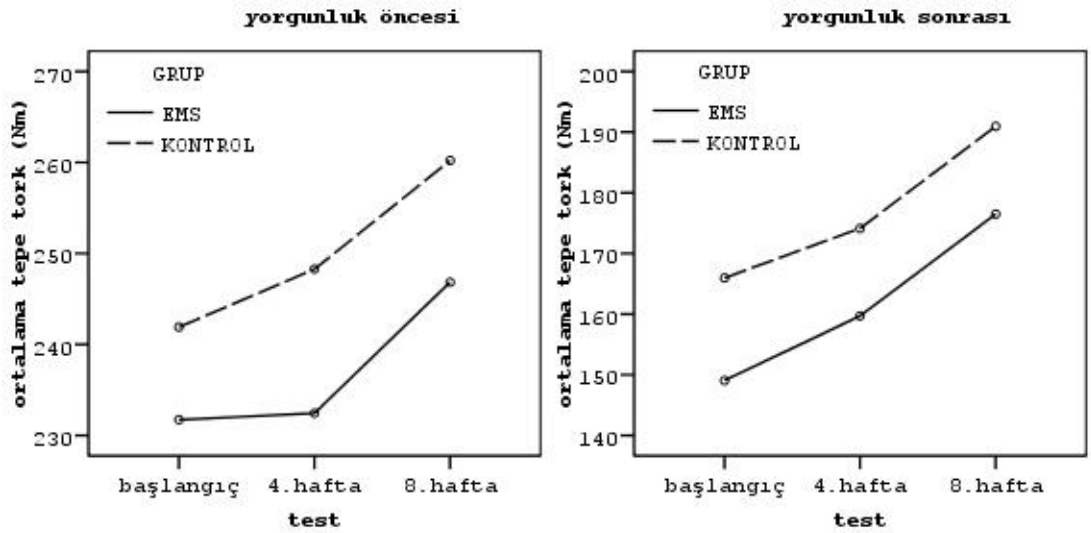
Şekil 4.18. Deney ve kontrol grubunda her bir test noktasında $Tork_T$ skorları, $p > .05$.

Ölçüm \times Test etkileşim etkisi anlamlı değildir $F(2,36)=1.868$, $p=.169$, $\eta^2=.094$. Bu etki, grup faktörü göz ardı edildiğinde başlangıçta, zaman periyodunda yorgunluk öncesi ve sonrası tekrarlanan ortalama $Tork_T$ skorlarındaki değişimin benzer olduğunu göstermektedir (Şekil 4.19).



Şekil 4.19. Her bir test noktasında yorgunluk öncesi ve sonrası $Tork_T$ skorları, $p > .05$.

Ölçüm \times Test \times Grup etkileşim etkisi anlamlı değildir $F(2,36) = .352$, $p = .706$, $\eta^2 = .019$). Bu etki, her iki grupta üç farklı zaman noktasında yorgunluk öncesi ve sonrası elde edilen ortalama $Tork_T$ skorlarındaki değişimlerin benzer olduğunu göstermektedir (Şekil 4.20).



Şekil 4.20. Gruplarda her bir test noktasında yorgunluk öncesi ve sonrası $Tork_T$ skorları, $p > .05$.

Tablo 4.10. Gruplarda süreç boyunca yorgunluk indekslerindeki (%) değişimler.

GRUP		başlangıç Yİ (%)	4.hafta Yİ (%)	8.hafta Yİ (%)	Genel Ort.
EMS	ortalama	61.78	46.89	50.33	53.00
n=9	Std. Sapma	7.00	17.91	8.32	10.41
KONTROL	ortalama	56.36	53.27	51.55	53.73
n=11	Std. Sapma	10.23	11.51	7.81	8.22
Toplam	ortalama	58.80	50.40	51.00	53.40
n=20	Std. Sapma	9.13	14.67	7.85	9.02

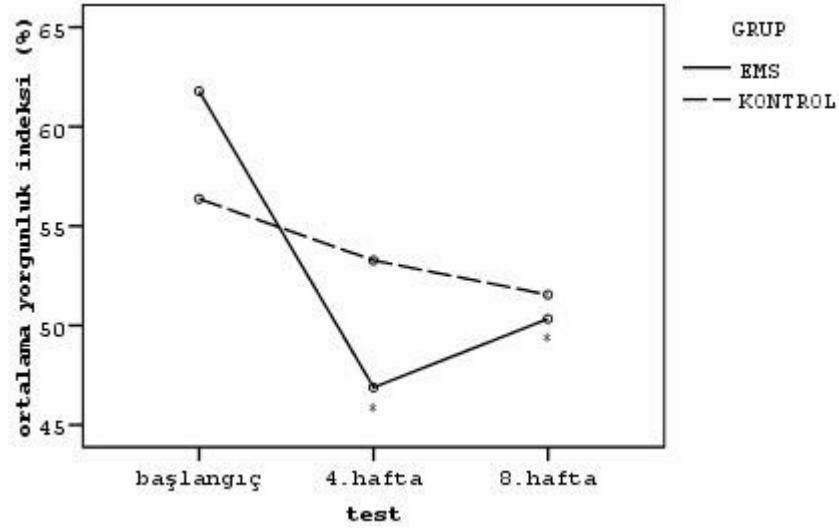
Yukarıdaki tabloda deney ve kontrol grubunun her bir test noktasındaki ortalama yorgunluk indeksi skorları verilmiştir. Her iki gruptaki yorgunluk indeksi skorlarının 4. haftanın sonunda azaldığı ve bu düşüşün 8. haftanın sonuna dek kontrol grubunda linear bir şekilde devam ettiği, deney grubunda ise 4. haftada gözlenen keskin düşüşün 8. hafta sonunda yavaşladığı ve bir miktar arttığı görülmektedir. Deney grubunda başlangıç ile son test arasındaki yorgunluk indeksindeki ortalama değişim % -18.53 iken, kontrol grubundaki ortalama değişim % -8.53 olmuştur.

Yorgunluk indeksine ilişkin two-way (2x3) Mixed ANOVA sonuçları Tablo 4.11’de verilmiştir.

Tablo 4.11. Süreç boyunca yorgunluk indekslerindeki farklılık için Repeated-Measures ANOVA

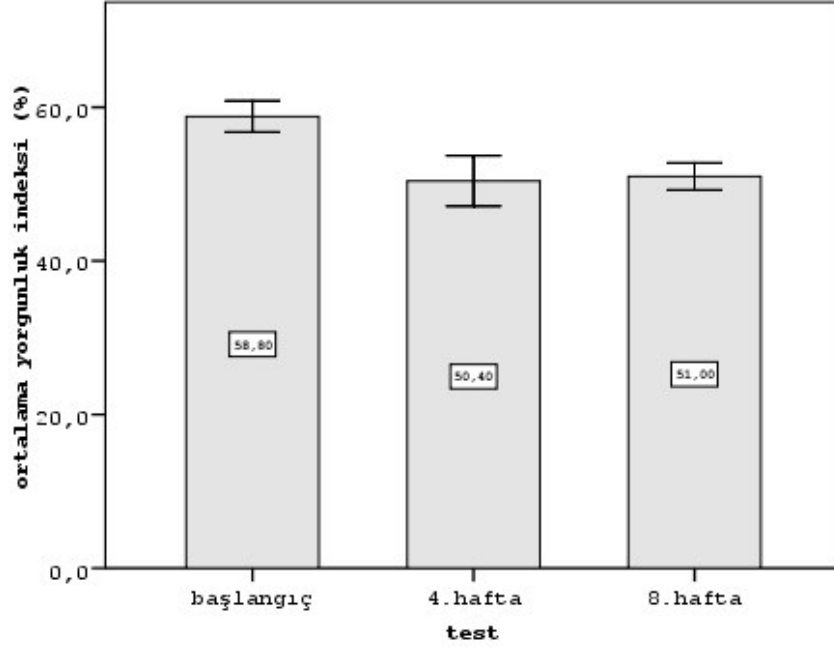
Kaynak	Sd	KT	KO	F	p
Grup içi					
Zaman	2	974.646	487.323	9.398	.001
Grupx zaman	2	346.246	173.123	3.339	.047
Hata (zaman)	36	1866.687	51.852		
Gruplar arası					
Grup	1	7.855	7.855	.031	.863
Hata ¹	18	4625.212	256.956		

Grup ve zaman arasındaki etkileşim etkisi anlamlıdır, $F(2, 36) = 3.339$, $p = .047$, $\eta^2 = .156$. Bu etki, her iki gruptaki değişimlerin benzer olmadığını göstermektedir (Şekil 4.21). Çoklu karşılaştırma test sonuçları bu farklılığın 4. haftadan itibaren başladığını ve deney grubundan kaynaklandığını göstermiştir ($p > .05$).



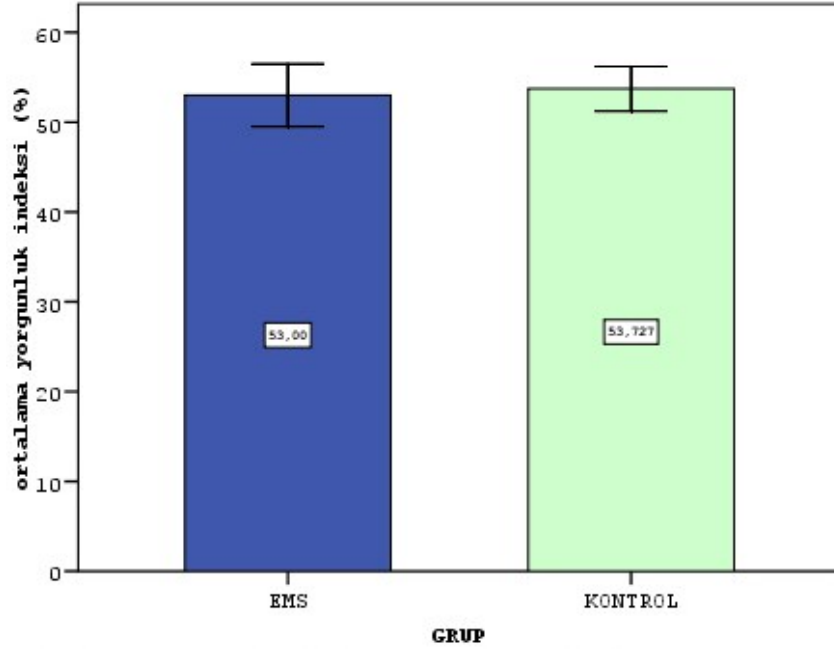
Şekil 4.21. Deney ve kontrol grubunda her bir test noktasında yorgunluk indeksi skorları, * $p < .05$.

İstatistiksel açıdan anlamlı bir zaman etkisi vardır, $F(2, 36) = 9.398$, $p = .001$, $\eta^2 = .343$. Bu etki, grup faktörü göz ardı edildiğinde zaman periyodunda yorgunluk indekslerinde bir azalma olduğunu göstermektedir (Tablo 4.10, Şekil 4.22).



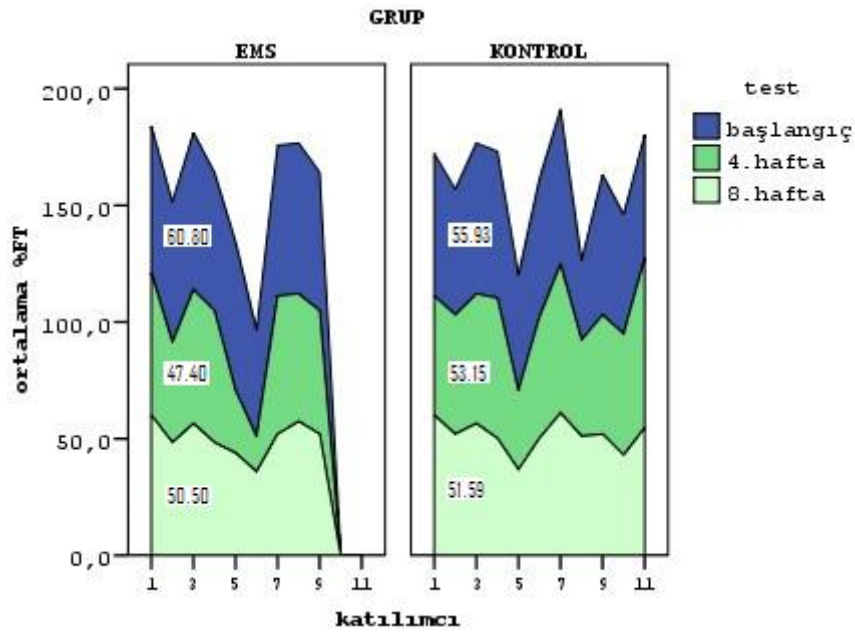
Şekil 4.22. Her bir test noktasında yorgunluk indeksi skorları, $p < .01$.

Grup ana etkisi anlamlı değildir, $F(1, 18) = .031$, $p = .863$, $\eta^2 = .002$. Bu etki, deney ($\bar{X} = 53.00$) ve kontrol grubunun ($\bar{X} = 53.72$) yorgunluk indekslerinde anlamlı farklılık olmadığını göstermektedir (Şekil 4.23).



Şekil 4.23. Deney ve kontrol grubunda yorgunluk indeksi skorları, $p > .05$.

Yorgunluk indeksi hesaplamalarından elde edilen katılımcılardaki tahmini quadriceps FT fibril yüzdeleri de yorgunluk indekslerine paralel olarak değişmiştir. Deney grubunun başlangıçtaki FT fibril yüzdesi % 60.80 iken 4 haftanın sonunda % 47.40 ($p < .05$) ve 8. haftanın sonunda % 50.50 olmuştur ($p < .01$). Kontrol grubunda ise bu değişimler istatistiksel açıdan anlamlı olmamıştır ($p > .05$). Başlangıçta % 55.93 iken, 4. haftanın sonunda % 53.15 ve 8. haftanın sonunda % 51.59 olmuştur. Her iki gruptaki FT fibril yüzdesi skorlarının 4. haftanın sonunda azaldığı ve bu düşüşün 8. haftanın sonuna dek kontrol grubunda linear bir şekilde devam ettiği, deney grubunda ise 4. haftada gözlenen keskin düşüşün 8. hafta sonunda durarak bir miktar arttığı görülmektedir. Deney grubunda başlangıç ile son test arasındaki FT yüzdesindeki ortalama değişim % -16.94 iken, kontrol grubundaki ortalama değişim % -7.76 olmuştur (Şekil 4.24).



Şekil 4.24. Her bir test noktasında katılımcılardaki FT fibril yüzdesi değişimleri.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Spor antrenman programlarının bir tamamlayıcısı ve hatta alternatifi olarak kullanılan elektriksel kas uyarımlarının (Maffiuletti et al 2000, Changsheng et al 2002, Johnston 2004, Brocherie et al 2005), antrenmanla ilişkili kas özelliklerini (kas içi kan akışı, maksimum güç, dayanıklılık) etkilediği (Pichon et al 1995, Maffiuletti et al 2000), bununla birlikte bu etkilerin stimülasyon parametrelerine göre değiştiği bilinmektedir (örneğin yüksek frekansın kuvvet gelişimde, düşük frekansın dayanıklılık gelişiminde etkili olması gibi). Ayrıca, fiziksel aktivite sonrası yorulan kaslarda toparlanma etkisi gösteren stimülasyon parametrelerinin (düşük frekans) varlığına rağmen, kassal yorgunluk noktasında kaslar üzerinde yüksek frekans uygulamasının kasların kuvvet üretebilme kapasitesini ne oranda etkileyeceği ile ilgili bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Bu araştırmada kassal dayanıklılık antrenmanında kullanılan yüksek frekans elektriksel kas uyarımlarının yorulan kasların kuvvet üretebilme yeteneği üzerindeki etkileri incelendi.

Elde edilen ilk bulgular antrenman süreci boyunca gözlenen ve kaydedilen bazı değişkenlerle ilgiliydi. Bu değişkenler, antrenman süresi, kullanılan antrenman yükü ve katılımcıların maksimum kuvvet miktarları (1RM) idi.

Antrenman süresi ile ilgili elde edilen bulgularda süreç boyunca her iki grubun antrenman sürelerinin linear bir şekilde arttığı, deney grubundaki artışın kontrol grubuna oranla daha yüksek seyrettiği gözlenmiştir. Bu bulgu, izokinetik testlerden elde edilen sonuçları yorumlamak açısından önemlidir. Ayrıca, elektriksel stimülasyon çalışmalarındaki aşırı stimülasyonu ve kassal yorgunluğu önlemek için kullanılan stimülasyon parametreleri açısından özellikle önemlidir. Çünkü yüksek frekansın çok daha yorucu kasılmalar ortaya çıkaracağı ve yüksek kasılma şiddetlerinin ayrıca yorgunluğu provoke edeceği (Binder-Macleod and Snyder-Mackler 1993), bu nedenle kas kuvvetini yükseltmede yararlı olan kısa açma ve uzun kapama süreli (Matsunaga et al 1999) çalışma döngülerinin artan bir şekilde daha az yorucu olacağı (Packman-Braun 1988) ve yorgunluktan kaçınmak için çalışma döngüsünün en az 1:5 olması gerektiği (Mohr et al 1985) yönündeki bilgilere rağmen yüksek frekans kullanan deney grubunda ortaya çıkan daha uzun antrenman süresi bu

açından ilginçtir. Bununla birlikte düşük frekansın daha az yorucu olmakla birlikte kuvvet cevabının daha düşük olacağı (Hortobágyi 1996) bilinmektedir.

Deney grubundaki antrenman süresinin 8. haftanın sonunda başlangıca göre neredeyse iki katına çıkmış olması ve 8. hafta sonunda antrenman süresinin ortalama % 80.13 artmış olması (kontrol grubundaki ortalama değişim % 48.53) elektriksel stimülasyonun bu çalışmada değerlendirilmemiş olsa bile kas içi enzim aktivitesi üzerindeki etkisini akla getirmektedir. Kapiler yoğunluktaki artışın stimülasyonun ilk haftasında olduğu ve 3 haftalık stimülasyon sonrası sarkoplazmik retikulumdaki protein komplementinde gözle görülür değişimler olduğu (Salmons and Hendricksson 1981), ayrıca stimülasyonun egzersizden çok daha hızlı ve daha büyük kapiler yoğunlukta artışa neden olduğu bildirilmiştir (Hudlicka 1982).

Antrenman sürelerinde olduğu gibi her iki grupta 1RM testleri ile elde edilen maksimum kuvvet miktarlarının süreç boyunca linear bir şekilde arttığı, kontrol grubuna göre anlamlı farklılık göstermemesine rağmen deney grubundaki artışın süreç boyunca daha yüksek seyrettiği gözlenmiştir. Buna paralel olarak deney grubunun kullandığı antrenman yüklerinin (başlangıca göre ortalama değişim % 32.69) kontrol grubuna oranla (başlangıca göre ortalama değişim %19.32) daha fazla olduğu süreç boyunca gözlenen bir durum olmuştur.

Antrenman süreleri ve antrenman yükleri ile ilgili sonuçlar, deney grubunun yüksek frekans EMS kullanmış olmasına rağmen, daha ağır yüklerle daha uzun süre çalıştıklarını göstermektedir. Oysa Robinson ve Snyder-Mackler (2007) kas fibrillerinin yoğunluğunun katıldığı bir kas aktivasyonunda yüksek kuvvetler üretilmesine rağmen bu kasılma kuvveti için yüksek enerji gerektiği, bunun sonucu olarak enerji depolarının hızla boşaldığı ve bu nedenle bu kasılma formunun sadece kısa bir süre devam ettirilebileceğini bildirmişlerdir. Aynı yazarlar hızla yorgunluk ortaya çıkmasına rağmen, bu kasılma modelinin kas kuvvetinde artışlara yol açan kas içi değişimler ile ilgili olduğunu belirtmişlerdir.

İzokinetik testlerden elde ettiğimiz ilk bulgu, yorgunluk testi sonrası ortalama $Tork_T$ skorlarının yorgunluk testi öncesi skora göre anlamlı olarak daha düşük olduğudur. Bu bulgu, yorgunluk testinin katılımcılarda yorgunluk sonrası kuvvet üretebilme yeteneklerini sergilemelerindeki etkinliğini göstermesi açısından önemlidir. Bir başka ifadeyle, kullanmış olduğumuz izokinetik test protokolünün

kasları yormada ve kasların yorulduktan sonra kuvvet üretme yeteneğini sergilemedeki etkinliğini göstermektedir.

Bir başka bulgu, sekiz haftalık süreçte deney ve kontrol grubundaki ortalama $Tork_T$ skorlarının linear yönde gelişmiş olmasıdır. Deney grubundaki genel artış %11.17, kontrol grubundaki genel artış %10.61'dir. Bu bulgu, her iki antrenman yönteminin kuvvet gelişimi üzerinde etkili olduğunu göstermektedir.

Günümüzde, ağır yüklerle egzersize maruz kalındığında kasların daha güçlü ve büyük bir oranda daha hızlı oldukları kabul edilmiştir. Bu yüzden maksimal istemli kuvvetle kıyaslandığında tetanik kuvvetin büyüklüğü önemlidir. Çünkü elektriksel kas stimülasyonu yüksek kuvvete sahip geniş motor ünitelerin ilk olarak devreye girmesine neden olur. Hatta kaslar düşük-maksimal istemli şiddetlere yakın elektriksel stimülasyon şiddetleri ile antrene edilseler dahi daha güçlü ve daha büyük olmaktadır. Araştırma sonuçları diz ekstansör kaslarının elektriksel stimülasyonu ile izometrik kuvvet artışının % 50' ye kadar geliştirilebildiğini ortaya koymuştur (Hortobágyi 1996).

Bununla birlikte, kassal dayanıklılık çalışmalarında dayanıklılık gelişimi ile birlikte kas kuvvetinde de bir gelişim görmenin mümkün olduğu bildirilmiştir (Biller 2002). 6 RM ve daha az dirençler daha büyük kuvvet ve güç artışları ile sonuç verirken, 20 RM ve üzerindeki dirençlerin büyük ölçüde kassal dayanıklılığı geliştirmekte, ancak böylesi yüksek sayıdaki tekraralarda kuvvet kazanımları düşük olmaktadır (Gregory 2006). Kaldırılabilen maksimumun yaklaşık yarısıyla 15-25 tekrar yapmanın dayanıklılık kadar kuvvette de gelişimler sağlayacağı, maksimumun % 30-60 oranında 15-25 tekrarlı kaldırışlar yapmanın ayrıca hız ve güç artışında da avantaj sağladığı bildirilmiştir (Biller 2002). Ayrıca, kassal kuvvet ve dayanıklılığın hareket direncinin, frekansın veya aktivite süresinin artışıyla geliştirilebilmesi, 1RM'nin yaklaşık % 40-60'ı arasındaki bir antrenman şiddetinin normal aktif bireylerde kassal kuvvetin gelişimi için yeterli olması (O'Connor 2004) her iki grupta gözlenen antrenman süresi, antrenman yükü, 1RM ve tork artışlarını açıklamaya yardım etmektedir.

İzokinetik testlerden elde ettiğimiz temel bulgu, üç farklı zaman noktasında her iki grupta yorgunluk öncesi ve yorgunluk sonrası elde edilen ortalama $Tork_T$ skorlarındaki değişimlerin benzer olduğudur. Genel kazanımlar açısından da deney

ve kontrol grubu arasında anlamlı farklılık olmadığı görülmüştür. Bu bulgu, elektriksel uyarım kullanan grubun, yorgunluk noktasında quadriceps kaslarının elektriksel uyarım kullanmayan kontrol grubuna oranla daha fazla kuvvet üreteceği yönündeki iddiamızı kanıtlamamıştır. Böylece hipotez reddedilmiştir.

Ancak, bu değişimler anlamlı farklılık göstermemesine rağmen, ortalama değişimler incelendiğinde deney grubunun daha avantajlı sonuçlar sergilediği görülmüştür. Örneğin, kontrol grubunda zaman periyodu boyunca ortaya çıkan yorgunluk öncesi kuvvet gelişimi (% 7.56) deney grubundan (% 6.52) üstün iken, deney grubundaki yorgunluk sonrası kuvvet gelişiminin (% 18.39) kontrol grubundaki gelişimden (15.05) daha iyi olduğu gözlenmiştir. En önemlisi her test noktasında yorgunluk öncesi ve sonrası sergilenen kuvvet değerlerindeki değişimlerin kontrol grubuna oranla deney grubunda daha iyi olduğu gözlenmiştir. Süreç boyunca deney grubunun yorgunluk öncesi kuvvet değerleri % 35.67'den yorgunluk sonrası % 28.50'ye düşerken, kontrol grubunun yorgunluk öncesi kuvvet değerleri % 31.39'dan % 26.61'e düşmüştür. Bir başka ifadeyle deney grubundaki gelişim yaklaşık % 7.17, kontrol grubundaki gelişim ise % 4.78 olmuştur.

Ortalama $Tork_T$ açısından sonuç olarak, bir antrenman grubu diğer antrenman grubuna anlamlı olarak üstünlük sağlamamış olmasına rağmen, yorgunluk sonrası üretilen kuvvet değerleri açısından elektriksel uyarım kullanan antrenman grubunun bazı avantajlar sağlayabileceği söylenebilir. Özellikle de sekiz haftalık süreç göz önünde bulundurulduğunda deney grubundaki 4. haftada gözlenen gelişim önemli sayılabilir.

İzokinetik testlerden elde ettiğimiz bir başka bulgu ise, yorgunluk testi ile elde edilen kassal dayanıklılık sonuçlarıydı. Deney grubunda başlangıç ile son test arasındaki yorgunluk indeksindeki ortalama değişim % -18.53 iken, kontrol grubundaki ortalama değişim % -8.53 olmuştur. Süreç boyunca her iki grupta kassal dayanıklılıkta gözlenen gelişimlerin deney grubunda anlamlı, kontrol grubunda ise anlamlı olmaması ilginç bir bulgudur. Kontrol grubunda anlamlı bir gelişimin olmamasını bu araştırmada kullanılan antrenman içeriğine (tekrar sayısının sınırlı olmayıp, yoruluncaya dek devam edilmesi) bağlamak mümkün olmakla birlikte kassal dayanıklılık antrenmanları ile kassal dayanıklılığın gelişmesi beklenen bir sonuçtur. Çünkü Robinson ve Snyder-Mackler (2007)'in belirttiğine göre iskelet kas

karakteristiği durağan olmadığından kasların yapısal, biyokimyasal ve fizyolojik karakteristikleri maruz kaldıkları talepleri karşılamak için uygun bir şekilde adapte olurlar ve kaslar, düşük güç seviyelerinde günden güne devam eden zaman periyotlarında tekrarlı kas kasılması için enerji kaynaklarından artan bir ATP üretme yeteneğini geliştirmeye ihtiyaç duyarlar. Robinson ve Snyder-Mackler (2007) iskelet kaslarının düşük seviyede sık kullanımının kas içindeki oksidatif metabolik enzim aktivitesini artırdığını ve kasın oksidatif enzimlerindeki artışın miyogloblin içeriğindeki (oksijen taşıyan protein) ve oksijeni kas fibriline ulaştıran kapiler sayısındaki artışla da ilişkili olduğunu bildirmiştir.

Deney grubundaki anlamlı kassal dayanıklılık gelişimini elektriksel uyarımların kas üzerindeki etkileriyle açıklamak mümkündür. Özellikle, deney grubunda 4. haftadan itibaren başlayan anlamlı gelişimin 8. hafta sonunda yavaşladığı göz önünde bulundurulduğunda elektriksel uyarımların ilk 4 haftadaki önemli etkisini göstermektedir. Parker ve ark (2003) 4 hafta ve haftada 3 kez kullanıldığında (her oturum 10 dk.) EMS ile anlamlı etkiler elde etmenin mümkün olduğunu, elektriksel stimulyasyonla antrene edilen kaslarda kuvvet kazanımlarının başlangıç oranının hızlı olduğu, bunun da adaptiv mekanizmaların nöral olduğunun bir göstergesi olduğu, olası bir diğer mekanizmanın da artan spinal motor nöron havuz aktivasyonu olduğu bildirilmiştir (Hortobágyi 1996, Gondin et al 2006, Jubeau et al 2006).

Konuya kullandığımız yüksek frekans elektriksel uyarımlar açısından bakıldığında literatürde denilenin aksine sonuçlar elde edilmiştir. Her ne kadar istemli dayanıklılık antrenmanları ile ortaya çıkan değişimlerin kronik düşük seviyeli elektriksel kas stimulyasyonundaki değişimlerle de karakterize olduğu bilinmesine rağmen (Robinson and Snyder-Mackler 2007) araştırmamızda kullandığımız yüksek frekans elektriksel uyarımların kassal dayanıklılık gelişimine önemli katkısı olması, kassal dayanıklılık çalışmalarında yüksek frekans yerine düşük frekans kullanılması yönündeki öneriler ve araştırma bulguları ile çelişmektedir. Çünkü yüksek frekanslar kuvvet gelişimi üzerinde etkili olmakla birlikte kasta yorgunluk oluşturacağından (Hortobágyi 1996) geleneksel kuvvet antrenmanı prensiplerine uygun olarak yüksek frekanslı çalışmalarda elektriksel uyarım süresinin kısa, setler arası dinlenme süresinin de uzun tutulması gerektiği (Mohr et al 1985, Matsunaga et al 1999) ve yine düşük frekansların daha çok kassal dayanıklılık gelişimine hizmet edeceği

(Thériault et al 1996, Callaghan 2002, Hamada et al 2004, Atherton et al 2005) bildirilmiştir. Oysa bu araştırmada, setler arası dinlenimde kaslar yorgunken düşük frekans yerine yüksek frekans elektriksel uyarım kullanılmış, elektriksel uyarım kullanan katılımcılarda antrenman oturumlarında “kaslarım çok yoruldu” yönündeki ifadelerine rağmen kassal dayanıklılık gelişimi çok daha fazla ortaya çıkmıştır.

Genel anlamda kassal yorgunluğun nedeni tam olarak bilinmemesine rağmen sinaptik kavşaktaki yetersizliğin, transmitter salınımdaki azalmanın ve kontraktıl mekanizmanın metabolik tükenmişliği temel olarak yorgunluğa katkıda bulunduğu bildirilmiştir (Thrasher, Graham, Popovic 2005). Örneğin bir kas tetanize edici bir frekans ile stimule edilirse (yüksek frekans serileri) kuvvetteki kaybın temel olarak kas aksiyon potansiyel amplitüdündeki azalmaya bağlı olduğu ifade edilmiştir (Binder-Macleod and Snyder-Mackler 1993).

Her ne kadar orta düzeydeki bir antrenman şiddeti kullanılmış olsa dahi, yüksek frekans elektriksel stimülasyonun deney grubundaki katılımcıların quadriceps kasları üzerine kontrol grubuna oranla daha fazla yük bindirdiği ve bu durumda kaslarda daha fazla laktat birikimi olduğu muhtemeldir. Egzersizin yoğunluğu arttıkça kaslarda laktat birikimi de artacaktır (Sovndal and Murphy 2005). Deney grubundaki katılımcılardan elde edilen geri bildirimlerde kasların aşırı yorulmaları buna işaret etmekle birlikte, bu türden şikâyetlerin ilerleyen süreçte azaldığı, hatta başlangıç testlerine oranla 4. hafta ve 8. hafta sonundaki testlerde “çok yorulmadım, fazla zorlanmadım” yönündeki aksine geri bildirimlerin alınmış olması EMS’li antrenmanla kas içi enzim aktivitelerinde olumlu değişimler olduğunu göstermektedir. Bu adaptasyonların mitokondriyel yoğunluk, oksidatif kapasite ve kapiler yoğunluk artışına bağlı olduğunu akla getirmektedir. Sovndal ve Murphy (2005) yüksek mitokondriyel yoğunluğun daha fazla laktat resentezine izin verdiğini, yüksek yağ asidi oksidasyonunun submaksimal egzersiz şiddetlerinde laktat üretimini önlediğini ve daha büyük kapiller yoğunluğun oksijen dağılımını ve aktif kaslardaki laktatın uzaklaştırılmasını geliştirdiğini ifade etmiştir.

İlerleyen süreçte deney grubunda bir takım adaptasyonların ortaya çıkması kas fibril kompozisyonu ve işyükü dağılımı gibi kaslardaki laktat birikimini etkileyen diğer faktörler (Sovndal and Murphy 2005) açısından da ele alınabilir. ST kas fibrilleri aynı iş yükünde FT fibrillere oranla daha az laktat üretmektedirler ve büyük

bir genetik unsur varlığına rağmen, uygun antrenmanın ST fibrillerin FT fibrillere oranını etkileyebildiği, orta şiddette çalışan geniş kas kütlelerinin ise daha az laktat üreteceği ifade edilmiştir (Sovndal and Murphy 2005). Ayrıca kassal dayanıklılığın, kas kuvvetindeki kazanımlarla ve lokal metabolik ve sirkülatör fonksiyondaki değişimlerle arttığı bildirilmiştir (Wilmore et al 2008).

Bundan başka, katılımcılardaki tahmini quadriceps FT fibril yüzdelerindeki değişimler deney grubundaki anlamlı kassal dayanıklılık gelişimini açıklamaya yardım etmektedir. Deney grubunun başlangıçtaki FT fibril yüzdesi % 60.80 iken 4. haftanın sonunda % 47.40 ve 8. haftanın sonunda % 50.50 olmuştur. Kontrol grubunda ise bu değişimler istatistiksel açıdan anlamlı olmamıştır (başlangıçta % 55.93 iken, 4. haftanın sonunda % 53.15 ve 8. haftanın sonunda % 51.59 olmuştur). Her iki gruptaki FT fibril yüzdesi skorlarının 4. haftanın sonunda azaldığı ve bu düşüşün 8. haftanın sonuna dek kontrol grubunda linear bir şekilde devam ettiği, deney grubunda ise 4. haftada gözlenen keskin düşüşün 8. hafta sonunda durarak bir miktar arttığı görülmüştür. Deney grubunda başlangıç ile son test arasındaki FT yüzdesindeki ortalama değişim % -16.94 iken, kontrol grubundaki ortalama değişim % -7.76 olmuştur (Şekil 4.24).

Başlangıçta yüksek FT fibril oranına sahip deney grubundaki katılımcılarda daha fazla kassal dayanıklılık gelişiminin gözlenmesi dikkat çekicidir. Çünkü yüksek ST kas fibril yüzdesine sahip olanların, yüksek FT fibrile sahip olanlara oranla maksimum direncin % 75'i ile çok daha fazla tekrar yapabildikleri, kassal dayanıklılığı büyük oranda genetik belirlediğinden FT'nin ST fibrile oranı antrenman protokollerince etkilenmediği, özel dayanıklılık antrenmanları ile öncelikli olarak ST fibrillerin adaptasyon sağlayarak çok daha verimli ve yorgunluğa dirençli oldukları (http://fitness.dixie.edu/readings/1088/1088_3.pdf, Erişim tarihi: 13 Ocak 2010) bilinmesine rağmen bu sonuç elektriksel uyarımların FT fibriller üzerindeki etkisini göstermektedir. Elektriksel uyarımların FT fibrillere ST özellik kazandırdığı (Brown et al 1989) ve yüksek frekansın kaslardaki kas kuvveti ile birlikte uzun vadede yorgunluğa direnç oranını geliştirdiği (Selkowitz 1985, Marqueste, Hug, Decherchi, Jammes 2003) yapılan çalışmalarda gösterilmiştir. Ayrıca, yoğun dayanıklılık antrenmanı ile FT fibrillerin mitokondri içeriğinde ve kapiler yoğunluğundaki artış yorgunluğa direnç gelişiminin bir nedeni gösterilebilir. Karp (2001), kassal

dayanıklılık çalışması yapan sporcunun FT fibrilleri atrofi olurken ST fibrillerinin hipertrofiye uğradığını, antrenman öncesi % 35 ST ve % 65 FT olan kas alanlarının antrenmanın ardından % 50 FT % 50 ST düzeyinde değişebileceğini, kasın kuvveti azalırken dayanıklılık kapasitesinin artacağını ve ST fibrillerin kütle açısından FT fibrillere oranla daha düşük olduklarından sporcunun kısmi kas kütlesi kaybına uğrayacağını bildirmiştir.

Yüksek frekanstaki stimülasyon teorik olarak kas kuvvetini geliştirmesine rağmen uzun vadede yorgunluğa direnci geliştirici etkileri karşısında yeterli dinlenme aralığı verilmediğinde kas yorgunluğuna neden olabildiği (Selkowitz 1985) daha önce de belirtilmişti. Callaghan (2002) yüksek frekans stimülasyon ile (100 Hz) hayvan FT fibrillerin daha yavaş hale geldiğinin kanıtlarına dikkat çekmiştir ve aşırı stimülasyonun erken kas yorgunluğuna neden olduğu yönündeki kanıtların çelişkili ve muhtemelen kullanılan metodolojik farklılıklara bağlı olduğunu ifade etmiştir. Motor ünite katılım düzeni, senkronizasyon ve frekans açısından EMS'li bir kasılmanın istemli bir kasılmadan farklı olması bu yorgunluğa direncin bir nedeni olarak gösterilebilir. 30-50 Hz gibi yüksek frekanslar motor ünitelerin doğal uyarılma frekansının çok üzerindedir ve motor ünitelerin günlük yaşamda olağan uyarılma frekansları 15 Hz - 25 Hz arasındadır (De Luca 1997). Bununla birlikte, maksimuma yakın kasılma şiddetine 50 Hz stimülasyon şiddeti ile ulaşıldığı (Hultman 1995), tekrarlı diz hareketleri üretmede yüksek frekans çalışmalarının düşük frekans çalışmalarına oranla daha iyi olduğu bildirilmiştir (Maikutlo, Amanda, Binder-Macleod 2002). Literatürde istemli ve elektriksel olarak ortaya çıkan kasılmadaki metabolik değişimlerin farklı olabileceği işaret edilmesine rağmen, EMS'yi takiben kassal yorgunluk beklenmekte, daha doğrusu, plantar fleksör ve quadriceps kaslarında anaerobik metabolizma taleplerinin istemli kasılmalara oranla EMS'ye bağlı kasılmalarda çok daha büyük olduğu ifade edilmiştir (Huffenus and Forestier 2006). Ayrıca, EMS egzersizi esnasında, lokal oksijen kullanımının istemli egzersiz ile karşılaştırıldığında daha büyük olduğu gösterilmiştir (Vanderthommen et al 2003). Keza, tek bir antrenman oturumunda EMS'nin (75 Hz) aynı yoğunluktaki istemli kasılmalara oranla quadriceps kaslarında daha fazla kardiyorespratör talepler ortaya çıkardığı ve daha fazla kassal yorgunluğa neden olduğu görülmüştür (Theurel et al 2007). EMS ve istemli kasılmalar arasındaki hem aerobik ve hem de anaerobik

taleplerdeki bu farklılıklar metabolik değişimlerin her iki egzersiz biçiminde farklı olduğunu göstermektedir. Bundan başka, motor ünitelerin günlük yaşamda olağan uyarılma frekansları 15Hz-25Hz arasında olduğundan (De Luca 1997) 30-50 Hz gibi yüksek frekanslar motor ünitelerin doğal uyarılma frekansının çok üzerindedir ve bu yüzden kas ekstra enerji talepleri ile başa çıkamaz (Callaghan 2002).

Çoğu kas stimülasyon programlarının nihai amacının, bir kasın dayanıklılık karakteristiklerini geliştirmek veya en azından korumakla birlikte kasın kuvvet karakteristiklerini artırmak olduğuna daha önceden de belirtilmişti. Kasın dayanıklılık karakteristiklerini sürdürmesi için bir uyarı almak zorunda olduğuna (düşük frekans bileşeni), ayrıca güç üretme yeteneğinde bir artış sağlamak için de çok yüksek güçlü kasılmaların (çok daha yüksek frekans) kas içinde üretilmesi gerektiği vurgulanmıştır (Callaghan 2002). Callaghan (2002) 2.5Hz ile 10 Hz EMS karşılaştırması yapan hayvan çalışmalarındaki sonuçların (12 haftalık kronik stimülasyon), FT-a fibril miktarındaki artış sayesinde yorgunluğa direnç kazanımlarına gölge düşürmeksizin kuvvet değerlerinde artış sağlayabildiğini bildirmiştir.

İnsanlarda rectus femoris (RF)¹ and flexor digitorum brevis (FDB)² kasları üzerine 6 haftalık yüksek frekans (ramp modülasyonu, 4Hz-75Hz-4Hz) EMS antrenmanının (haftada 5 gün, günde 30 dk) RF'de % 14, FDB'de % 13 oranında anlamlı MVC artışı ile birlikte, yüksek oranda FT fibrillere sahip olan FDB kaslarındaki yorgunluğa dayanma zamanını % 18 oranında geliştirdiğini görülmüştür. Bu bulgular EMS'nin kas fonksiyonunu etkilediğini ve merkez kas aktivasyonunda değişimler ortaya çıkardığını göstermektedir (Marqueste et al 2003). Ayrıca, 6 haftalık stimülasyonun FT kas tipinde önemli ölçüde dönüşüme neden olduğuna ve ST kas tipi karakteristiğini kazandırdığını bildirilmiştir (Brown et al 1989).

St Pierre ve ark.(1986)'nın çalışmasında (50 Hz'de modüle edilmiş 2500 Hz russian protokolü) FT fibril alanında anlamlı bir azalma tanımlanmış, fakat fibril tipi dağılımında değişim olmadığı ifade edilmiştir. Benzer EMS protokolünü kullanan Delitto ve ark. (1989)'nın elde ettikleri sonuçlarda da, ST fibril alanındaki bir artışla beraber FT-a ve FT-b fibril alanında anlamlı bir azalma ortaya çıkmıştır (referanslar için Callaghan (2002).

¹ kalçadan dize kadar olan bacak bölümü, bacağın açıcı ve bükücü kası

² parmakların kısa bükücü kası

Hudlicka (1982) dayanıklılık antrenmanı ve elektriksel stimülasyonun her ikisinin de bireysel kas fibrilleri ile ilişkili kapiller yoğunluktaki artıştan önce oksidatif enzimlerin aktivitesinde bir artışa neden olduğunu, antrenmanlı kaslarda her iki değişimin temel olarak glikolitik fibrillere oranla daha uzun zaman periyotları için aktive olan oksidatif fibriller ile ilişkili olduğunu bildirmiştir. Ayrıca, elektriksel olarak uyarılan kaslarda (neredeyse tüm fibriller her zaman eşit miktarda aktive olur) oksidatif enzim aktivitesindeki artışın hızlı glikolitik fibrillerde başladığını ve hızlı kasları besleyen sinirlerdeki oluşuma benzeyen aralıklı bir frekansta uyarılanlara oranla yavaş sinir frekansında sürekli olarak uyarılan kaslardaki bireysel fibrillerde daha büyük olduğunu, kapiller yoğunluğun stimülasyon şekline bağlı olarak ilk olarak arttığını ve hızlı glikolitik fibril civarında ilk olarak görüldüğünü, her iki stimülasyonun egzersizden çok daha hızlı ve daha büyük kapiller yoğunlukta artışa neden olduğunu belirtmiştir.

Süreç boyunca her iki grupta gözlenen antrenman süreleri, 1RM sonuçları, FT fibril yüzdelerindeki değişimler ve katılımcılardan elde edilen subjektif geri bildirimler kassal dayanıklılık gelişimini açıklamaya yardımcı olmaktadır. Çünkü deney grubunun antrenman oturumlarındaki çalışma süreleri ve 1RM gelişimine paralel olarak kullanılan antrenman yükleri kontrol grubundan daha yüksektir. Subjektif geri bildirimlerde özellikle de izokinetik testlerdeki “çok yorulmadım, fazla zorlanmadım” yönündeki ifadelerin deney grubundaki katılımcılara ait olması deney grubunda görülen anlamlı kassal dayanıklılık gelişimini desteklemektedir.

Sonuç olarak; yorulan kaslar üzerinde kullandığımız yüksek frekans elektriksel uyaranla antrene edilen kasların, elektriksel uyaran kullanmayan kaslara oranla yorgunlukta daha fazla kuvvet üreteceği yönündeki iddiamız gerçekleşmemiş olmasına rağmen, yorgun iken sergilenen kuvvet değişimleri ve kassal dayanıklılık kazanımları açısından elektriksel uyarımların hala kas içi değişimlerde etkili bir yöntem olduğu, farklı frekans ve antrenman metotları ile daha farklı ve beklenen sonuçlar elde edilebileceğini göstermektedir.

Ayrıca, farklı taleplerinden dolayı bir antrenman programında kombine edilmesi oldukça zor olan kassal kuvvet ve kassal dayanıklılık gelişimi için ideal bir yöntem olabileceği bu çalışmadan elde edilen bir diğer sonuç olmuştur.

6. KAYNAKLAR

- Agrawal A, Zutshi K, Ram CS, Zafar R, Bhaduri SN, Chengappa RK. (2008). Strengthening of muscles with 1 KHz alternating current. *Indian Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 19 (2):53-55.
- Alon G, Smith GV. (2005). Tolerance and conditioning to neuro-muscular electrical stimulation within and between sessions and gender. *Journal of Sports Science and Medicine*, 4, 395-405.
- Anderson Owen (2009), How useful is electrical stimulation in preventing detraining in inactive muscles? [e-journal], <http://www.sportsinjurybulletin.com/archive/electrical-stimulation.html>
- Atherton PJ, Babraj JA, Smith K, Singh J, Rennie MJ, and Wackerhage H. (2005). Selective activation of AMPK-PGC-1 α or PKB-TSC2-mTOR signaling can explain specific adaptive responses to endurance or resistance training-like electrical muscle stimulation. *The FASEB Journal*, FASEB.
- Babault N, Cometti G, Bernardin M, Pousson M, Chatard JC. (2007). Effects of electromyostimulation training on muscle strength and power of elite rugby players. *J Strength Cond Res*, 21(2):431-7.
- Balsom PD, Gaitanos GC, Söderlund K, Ekblom B. (1999). High-intensity exercise and muscle glycogen availability in humans. *Acta Physiol Scand*, 165, 337-345.
- Baltzopoulos V, Brodie DA. (1989). Isokinetic dynamometry: Applications and limitations. *Sports Med*, 8 (2): 101-116.
- Banerjee P, Caulfield B, Crowe L, Clark A. (2005). Prolonged electrical muscle stimulation exercise improves strength and aerobic capacity in healthy sedentary adults. *J Appl Physiol*, 99(6):2307-11.
- Banerjee P, Clark A, Witte K, Crowe L, Caulfield B. (2005). Electrical stimulation of unloaded muscles causes cardiovascular exercise by increasing oxygen demand. *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil*, 12(5):503-8.
- Bawa P, Calancie B. (1983). Repetitive doublets in human flexor carpi radialis muscle. *J Physiol*, 339:123-132.
- Bax L, Staes F, Verhagen A. (2005). Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris? A systematic review of randomised controlled trials. *Sports Med*, 35:191–212.

- Belanger M, Stein RB, Wheeler GD, Gordon T, Leduc B. (2000). Electrical stimulation: Can it increase muscle strength and reverse osteopenia in spinal cord injured individuals? *Arch Phys Med Rehabil*, 81:1090–1098.
- Bickel CS, Slade JM, Haddad F, Adams GR, Dudley GA. (2003). Acute molecular responses of skeletal muscle to resistance exercise in able-bodied and spinal cord-injured subjects. *J.Appl. Physiol*, 94:2255–2262.
- Bigard AX, Canon F, Guezennec CY. (1991). Histological and metabolic consequences of electromyostimulation. A literature review. *Science & Sports*, Volume 6, Issue 4, pages 275-292.
- Biller Henry B. (2002). *Creative Fitness: Applying Health Psychology and Exercise Science to Everyday Life*. Greenwood Publishing Group, Incorporated, p.84-85.
- Binder-Macleod SA, Snyder-Mackler L. (1993). Muscle fatigue: clinical implications for fatigue assessment and neuromuscular electrical stimulation. *Phys Ther*, 73(12):902-10.
- Bircan C, Senocak O, Peker O, Kaya A, Tamcı SA, Gulbahar S, Akalin E. (2002). Efficacy of two forms of electrical stimulation in increasing quadriceps strength: A randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 16: 194–199.
- Boerio D, Jubeau M, Zory R, Maffiuletti NA. (2005). Central and peripheral fatigue after electrostimulation-induced resistance exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Volume 37(6), pp 973-978.
- Bohannon RW. (1983). Effect of electrical stimulation to the vastus medialis muscle in a patient with chronically dislocating patella. *Phys Ther*, 63(9):1445-1447.
- Boonyarom O, Kozuka N, Matsuyama K, Murakami S. (2009). Effect of electrical stimulation to prevent muscle atrophy on morphologic and histologic properties of hindlimb suspended rat hindlimb muscles. *Am J Phys Med Rehabil*, 88(9):719-26.
- Borsa PA, Lephart SM. (2001). Conditioning and Training. Chapter in *Sports Injuries: Mechanisms, Prevention, and Treatment*, 2nd ed, Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, PA. 22-48
- Brace N, Kemp R, Snelgar R. (2006). *SPSS for Psychologists*, 3th ed, Lawrence Erlbaum Associates, inc. Mahway, New Jersey, p.168, 204.
- Brocherie F, Babault N, Cometti G, Maffiuletti N, Chatard JC. (2005). Electrostimulation training effects on the physical performance of ice hockey players. *Med Sci Sports Exerc*, 37(3):455-60.
- Brown JM, Henriksson J, Salmons S. (1989). Restoration of fast muscle characteristics following cessation of chronic stimulation: physiological, histochemical and metabolic changes during slow to fast transformation. *Proc Royal Soc London B*, 235:321-346.

- Brown Lee E, Weir Joseph P. (2001). ASEP procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. *JEPonline*,4(3):1-21.
- Burkett LN, Phillips WT, Alvar B, Bartelt L, Stone W. (1998). The effect of electrical stimulation combined with dynamic strength training on healthy individuals. *Isokinetics & Exercise Science*, Vol. 7 Issue 3, p101-106p.
- Callaghan MJ. (2002). Electrical Stimulation of The Quadriceps Muscle Group in Patients with Patellofemoral Pain Syndrome. Centre for Rehabilitation Science, University of Manchester PhD thesis, England.
- Changsheng Sun, Yezhi Hu, Gui Tian. (2002). F-t curve measurement and neuromuscular electrical stimulation in improving rower's performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Volume 34(5) Supplement 1, p 16.
- Charlie F. (2001). The truth about EMS: Electronic muscle stimulation: Facts and fallacies. Jun 01, [e-journal], http://www.t-nation.com/free_online_article
- Cheing GL, Tsui AY, Lo SK, Hui-Chan CW. (2003). Optimal stimulation duration of tens in the management of osteoarthritic knee pain. *J Rehabil Med*, 35: 62–68.
- Chilibeck PD, Bell G, Jeon J, Weiss CB, Murdoch G, MacLean I, Ryan E, Burnham R. (1999). Functional electrical stimulation exercise increases GLUT-1 and GLUT-4 in paralyzed skeletal muscle. *Metabolism*, 48: 1409–1413.
- Chin ER, and Allen DG. (1996). The role of elevations in intracellular [Ca²⁺] in the development of low frequency fatigue in mouse single muscle fibres. *J Physiol*, 491 (Pt 3):813–24.
- Convery A, Racer B, Rohland R, Shannon J, Sorg J. (1994). The effects of electrical stimulation and electromyographic biofeedback on muscle performance output with training of the quadriceps muscle. *Isokin Exer Sci*, 4(3):122-127.
- Cramp FL, McCullough GR, Lowe AS, Walsh DM. (2002). Transcutaneous electric nerve stimulation: The effect of intensity on local and distal cutaneous blood flow and skin temperature in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 83:5-9.
- Currier DP, Petrilli CR, Threlkeld AJ. (1986). Effect of graded electrical stimulation on blood flow to healthy muscle. *Phys Ther*, 66: 937-43.
- De Luca CJ. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, 13:135-163.
- Dehail P, Duclos C, Barat M. (2008). Electrical stimulation and muscle strengthening. *Ann Readapt Med Phys*, 51(6):441-51. Epub.

- Denier van der Gon JJ, ter Haar Romeny BM, van Zuylen EJ. (1985). Behavior of motor units of human arm muscles: Differences between slow isometric contraction and relaxation. *Journal of Physiology*, 359:107-118.
- Dervisevic E, Bilban M, Valencic V. (2002). The influence of low-frequency electrostimulation and isokinetic training on the maximal strength of m. quadriceps femoris. *Isokinetics and Exercise Science*, Volume 10, Number 4, pp 203 – 209.
- Draper V, Ballard L. (1991). Electrical stimulation versus electromyographic biofeedback in the recovery of quadriceps femoris muscle following anterior cruciate surgery. *Phys Ther*, 71(6):455-464.
- Dudley GA, Castro MJ, Rogers S, Apple DF Jr. (1999). A simple means of increasing muscle size after spinal cord injury: a pilot study. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 80:394 –396.
- Egginton S, Hudlicka O. (1999). Early changes in performance, blood flow and capillary fine structure in rat fast muscles induced by electrical stimulation. *J. Physiol*, 515;265-275.
- Egginton S, Hudlicka O. (2000). Selective long-term electrical stimulation of fast glycolytic fibres increases capillary supply but not oxidative enzyme activity in rat skeletal muscles. *Exp Physiol*, 85;567-573.
- Eijsbouts XH, Hopman MTE, Skinner JS. (1997). Effect of electrical stimulation of leg muscles on physiological responses during arm-cranking exercise in healthy men. *Eur J Appl Physiol*, 75:177–181.
- Faghri PD, Votto JJ, Hovorka CE. (1998). Venous hemodynamics of the lower extremities in response to electrical stimulation. *Arch Phys Med Rehabil*, 79:842-8.
- Feiereisen P, Duchateau J, Hainaut K. (1997). Motor unit recruitment order during voluntary and electrically induced contractions in the tibialis anterior. *Exp Brain Res*, 114: 117–23.
- Forrester BJ, Petrofsky JS. (2004). Effect of electrode size, shape, and placement during electrical stimulation. *The Journal of Applied Research*, Vol. 4, No. 2.
- Garland SJ, Griffin L. (1999). Motor unit discharges: Statistical anomaly or functional entity? *Can J Appl Physiol*, 24(2):113-130.
- Goldspink G. (1992). The brains behind the brawn. *New Scientist*, 1 August:28-33.
- Gollnick PD, Karlsson J, Piehl K, and Saltin B. (1974). Selective glycogen depletion in skeletal muscle fibers of man following sustained contractions. *J Physiol*, 241: 59–67.
- Gondin J, Duclay J, Martin A. (2006a). Soleus- and gastrocnemii-evoked V-wave responses increase after neuromuscular electrical stimulation training. *J Neurophysiol*, Jun;95(6):3328-35. *Epub*, Feb 15.

- Gondin J, Duclay J, Martin A. (2006b). Neural drive preservation after detraining following neuromuscular electrical stimulation training. *Neurosci Lett*, 6;409(3):210-4.
- Gondin J, Guette M, Ballay Y, Martin A. (2005). Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *Med Sci Sports Exerc*, 37(8): 1291-9.
- Gondin J, Guette M, Jubeau M, Ballay Y, Martin A. (2006). Central and peripheral contributions to fatigue after electrostimulation training. *Med. Sci. Sports Exerc*, 38 (6): 1147-56.
- Green RJ, Laycock J. (1990). Objective methods for evaluation of interferential therapy in the treatment of incontinence. *IEEE Trans Biomed Eng*, 37(6):615-23.
- Gregory CM, and Bickel CS. (2005). Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Physical Therapy*, Volume 85. Number 4.
- Gregory Whyte. (Ed), (2006). *The Physiology of Training: Advances in Sport and Exercise Science Series*. Publisher: Churchill Livingstone, Elsevier Health Sciences, p. 5, 28
- Halbach WJ, Straus D. (1980). Comparison of electro-myostimulation to isokinetic training in increasing power of the knee extensor mechanism. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2(1):20-24.
- Hamada T, Hayashi T, Kimura T, Nakao K, and Moritani T. (2004). Electrical stimulation of human lower extremities enhances energy consumption, carbohydrate oxidation, and whole body glucose uptake. *J Appl Physiol*, 96 (3): 911-916.
- Harris BA. (2005). The influence of endurance and resistance exercise on muscle capillarization in the elderly: A review. *Acta Physiol. Scand*, 185 (2): 89–97.
- Hartsell HD. (1986). Electrical muscle stimulation and isometric exercise effects on selected quadriceps parameters. *J Orthop Sports Phys Ther*, 8(4):203-9.
- Hawker MJ, Egginton S. (1999). The effect of stimulation frequency on blood flow in rat fast skeletal muscles. *Exp Physiol*, 84:941-6.
- Hayter TL, Coombes JS, Knez WL, Brancato TL. (2005). Effects of electrical muscle stimulation on oxygen consumption. *J. Strength Cond. Res*, 19(1):98–101.
- Herrero JA, Izquierdo M, Maffiuletti NA, Garcia-Lopez J. (2006). Electromyostimulation and plyometric training effects on jumping and sprint time. *Int J Sports Med*, 27:533–9.
- Hoeger Werner WK, Moore James R. (2002). ACSM fit society page: A quarterly publication of the American College of Sports Medicine. *Resistance Training*, [e-journal], www.acsm.org, p. 10.
- Holcomb WR. (2006). Effect of training with neuromuscular electrical stimulation on elbow flexion strength. *Journal of sports science and medicine*, 5, 276 – 281.

- Hooker SP, Figoni SF, Glaser RM, Rodgers MM, Ezenwa BN, Faghri PD. (1990). Physiologic responses to prolonged electrically stimulated leg-cycle exercise in the spinal cord injured. *Arch Phys Med Rehabil*, 71:863–869.
- Hooker SP, Figoni SF, Rodgers MM, Glaser RM, Matthews T, Suryaprasad AG, Gupta SC. (1992). Physiologic effects of electrical stimulation leg cycle exercise training in spinal cord injured persons. *Arch Phys Med Rehabil*, 73:470–476.
- Hortobágyi T. (1996) Electrical muscle stimulation. Encyclopedia of Sports Medicine and Science, [e-journal], [http://www.sportsci.org/encyc/drafts/Electrical muscle stim.doc](http://www.sportsci.org/encyc/drafts/Electrical%20muscle%20stim.doc), Last updated 12 Oct 2009.
- Hortobágyi T, Scott K, Lambert J, Hamilton G, Tracy J. (1999). Cross-education of muscle strength is greater with stimulated than voluntary contractions. *Motor Control*, 3:205–219.
- Hudlicka O. (1982). Growth of capillaries in skeletal and cardiac muscle. *Circ. Res*, 50:451-461.
- Huffenus AF, Forestier N. (2006). Effects of fatigue of elbow extensor muscles voluntarily induced and induced by electromyostimulation on multi-joint movement organization. *Neurosci Lett*, Jul 31;403(1-2):109-13. *Epub*, May 16.
- Hultman E, and Spriet LL. (1986). Skeletal muscle metabolism, contraction force and glycogen utilization during prolonged electrical stimulation in humans. *J Physiol*, 374: 493-501.
- Hultman E. (1995). Fuel selection, muscle fibre, *Proceedings of the Nutrition Society*, 54,107-121.
- Ito T, Tagawa Y, Shiba N, Tanaka S, Umezu Y, Yamamoto T, Basford JR. (2004). Development of practical and effective hybrid exercise for use in weightless environment. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 6:4252-5.
- Iwasaki T, Shiba N, Matsuse H, Nago T, Umezu Y, Tagawa Y, Nagata K, Basford JR. (2006). Improvement in knee extension strength through training by means of combined electrical stimulation and voluntary muscle contraction. *Tohoku J Exp Med*, 209(1):33-40.
- Janssen TW, Hopman MT. (2003). Blood flow response to electrically induced twitch and tetanic lower-limb muscle contractions. *Arch Phys Med Rehabil*, 84(7):982-7.
- Jarvis JC. (1993). Power production and working capacity of rabbit tibialis anterior muscles after chronic electrical stimulation at 10Hz. *J Physiol*, 470:157.
- Johnston Brian D., (2004). ElectroMyoStimulation, *Synergy*, [e-journal], <http://www.trimform.no/electromyo.pdf>, (20/02/2009)

- Jubeau M, Zory R, Gondin J, Martin A, Maffiuletti NA. (2006). Late neural adaptations to electrostimulation resistance training of the plantar flexor muscles, *Eur J Appl Physiol*, 98 (2): 202-11.
- Kantor G, Alon G, Ho HS. (1994). The effects of selected stimulus waveforms on pulse and phase characteristics at sensory and motor thresholds. *Phys Ther*, 74(10):951-62.
- Karp Jason R. (2001). Muscle Fiber Types and Training. *Strength and Conditioning Journal*, v 23, n 5, p21-26.
- Karu ZZ, Durfee WK, Barzilia AM. (1995). Reducing muscle fatigue in FES applications by stimulating with N-let pulse trains. *IEEE Trans Biomed Eng*, 42(8):809-817.
- Kesar T, Binder-Macleod S. (2006). Effect of frequency and pulse duration on human muscle fatigue during repetitive electrical stimulation. *Exp Physiol*, 91(6):967-76.
- Kim CK, Strange S, Bangsbo J, Saltin B. (1995). Skeletal muscle perfusion in electrically induced dynamic exercise in humans. *Acta Physiol Scand*, 153(3):279-87.
- Kit-Ian PCK. (1991). Contemporary trends in electrical stimulation: The frequency-specificity theory. *Hong Kong Physiother. J*, 13: 23 – 27.
- Kraemer WJ, Adams K, Cafarelli E, Dudley GA, Dooly C, Feigenbaum MS, Fleck SJ, Franklin B, Fry AC, Hoffman JR, Newton RU, Pottenger J, Stone MH, Ratamess NA, Triplett-McBride T. (2002). American College of Sports Medicine Position Stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc*, 34 (2):364–80.
- Lai SL, De Dominico G, Strauss GR. (1988). The effect of different electro-motor stimulation training intensities on strength improvement. *Austr J Physiother*, 3:151-164.
- Lake DA. (1992). Neuromuscular electrical stimulation: An overview and its application in the treatment of sports injuries. *Sports Med*, 13(5):320-336.
- Laufer Y, Ries JD, Leininger PM, Alon G. (2001). Quadriceps femoris muscle torques and fatigue generated by neuromuscular electrical stimulation with three different waveforms. *Phys Ther*, 81:1307–1316.
- Laughman RK, Youdas JW, Garrett TR, Chao EY. (1983). Strength changes in the normal quadriceps femoris as a result of electrical stimulation. *Phys Ther*, 63(4):494-499.
- Levine SP, Kett RL, Gross MD, Wilson BA, Cederna PS, Juni JE. (1990). Blood flow in the gluteus maximus of seated individuals during electrical muscle stimulation. *Arch Phys Med Rehabil*, 71: 682-6.
- Lewek M, Stevens J, Snyder-Mackler L. (2001). The use of electrical stimulation to increase quadriceps femoris muscle force in an elderly patient following a total knee arthroplasty. *Phys Ther*, 81:1565–1571.

- Lieber RL, Kelly MJ. (1993). Torque history of electrically stimulated human quadriceps: Implications for stimulation therapy. *J Orthop Res*, 11(1):131-141.
- Lloyd T, DeDomencio G, Strauss GR, Singer K. (1986). A review of the use of electromotor stimulation in human muscles. *The Australian Journal of Physiotherapy*, Vol. 32, No. 1.
- Lopez-Guajardo A, Sutherland H, Jarvis JC, Salmons S. (2001). Induction of a fatigue resistant phenotype in rabbit fast muscle by small daily amounts of stimulation. *J Appl Physiol*, 90:1909-1918.
- Maffiuletti NA, Cometti G, Amiridis IG, Martin A, Pousson M, Chatard JC. (2000). The effects of electromyostimulation training and basketball practice on muscle strength and jumping ability. *Int J Sports Med*, 21(6): 437-43.
- Maffiuletti NA, Dugnani S, Folz M, Di Pierno E, Mauro F. (2002). Effect of combined electrostimulation and plyometric training on vertical jump height. *Med Sci Sports Exerc*, 34(10):1638-44.
- Maffiuletti NA, Pesini M, Martin A. (2002). Activation on human plantar flexor muscles increases after electromyostimulation training, *J Apply Physiol*, 92: 1383-1392.
- Maffiuletti NA, Pensini M, Scaqlioni G, Ferri A, Ballay Y, Martin A. (2003). Effect of electromyostimulation training on soleus and gastrocnemii H- and T-reflex properties. *Eur J Appl Physiol*, 90(5-6):601-7.
- Maffiuletti NA, Zory R, Miotti D, Pellegrino MA, Jubeau M, Bottinelli R. (2006). Neuromuscular adaptations to electrostimulation resistance training. *Am J Phys Med Rehabil*, 85(2):167-75.
- Maikutlo BK, Amanda ET, Binder-Macleod SA. (2002). Effects of stimulation frequencies and patterns on performance of repetitive, nonisometric tasks, *J Appl Physiol*, 92:109-116.
- Malatesta D, Cattaneo F, Dugnani S, Maffiuletti NA. (2003). Effects of electromyostimulation training and volleyball practice on jumping ability. *J. Strength Cond. Res*, 17:573-579.
- Marqueste T, Hug F, Decherchi P, Jammes Y. (2003). Changes in neuromuscular function after training by functional electrical stimulation. *Muscle Nerve*, 28(2):181-8.
- Matsunaga T, Shimada Y, Sato K. (1999). Muscle fatigue from intermittent stimulation with low and high frequency electrical pulses. *Arch Phys Med Rehabil*, 80:48-53.
- Matsuse H, Shiba N, Umezue Y, Nago T, Tagawa Y, Kakuma T, Nagata K, Basford JR. (2006). Muscle training by means of combined electrical stimulation and volitional contraction. *Aviat Space Environ Med*, 77(6):581-5.

- McLoda TA, Carmack JA. (2000). Optimal burst duration during a facilitated quadriceps femoris contraction. *J Athl Train*, 35(2):145-150.
- Mierke Ken, (2006). Intensity ana muscle fiber recruitment. [e-journal], <http://www.trifuel.com/triathlon/triathlon-training/intensity-muscle-fiber-recruitment-001180.php>
- Mohr T, Akers TK, Wessman HC. (1987). Effect of high voltage stimulation on blood flow in the rat hind limb. *Phys Ther*, 67:526-33.
- Mohr T, Carlson B, Sultentic C, Landry R. (1985). Comparison of isometric exercise and high volt galvanic stimulation on quadriceps femoris muscle strength. *Phys Ther*, 65(5):606-612.
- Mohr T, Dela F, Handberg A, Biering-Sorensen F, Galbo H, Kjaer M. (2001). Insulin action and long-term electrically induced training in individuals with spinal cord injuries. *Med Sci Sports Exerc*, 33: 1247–1252.
- Mutton DL, Scremin MD, Barstow TJ, Scott MD, Kunkel CF, Cagle TG. (1997). Physiologic responses during functional electrical stimulation leg cycling and hybrid exercise in spinal cord injured subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 78:712–718.
- Nardone A, Romanò C, Schieppati M. (1989). Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *Journal of Physiology*, 409:451-471.
- Nitz AJ, Dobner JJ. (1987). High intensity electrical stimulation effect on thigh musculature during immobilisation following knee sprain. *Phys Ther*, 67(2):219-222.
- Nobbs LA, Rhodes EC. (1986). The effect of electrical stimulation and isokinetic exercise on muscular power of the quadriceps femoris. *J Orthop Sports Phys Ther*, 8(5):260.
- Nuhr M, Crevenna R, Gohlsch B, Bittner C, Fialka-Moser V, Quittan M, Pette D. (2003). Functional and biochemical properties of chronically stimulated human skeletal muscle. *Eur J Appl Physiol*, 89: 202–208.
- Obajuluwa VA. (1991). Effect of electrical stimulation for 10 weeks on quadriceps femoris muscle strength and thigh circumference in healthy young men. *Physiother Theory Pract*, 7(3):191-197.
- O'Connor Francis G. (2004). Sports Medicine: Just the Facts. Publisher: McGraw-Hill Professional Publishing, USA, p. 80.
- Paavo VK. (2003). Strength and Power in Sport: Use of Electrical Stimulation in Strength and Power Training. 2nd ed, Blackwell Publishing, Chapter 22, p. 426.

- Packman-Braun R. (1988). Relationship between functional electrical stimulation duty cycle and fatigue in wrist extensor muscles of patients with hemiparesis. *Phys Ther*, Vol. 68, No. 1, pp. 51-56.
- Paillard T, Noe F, Edeline O. (2005). Neuromuscular effects of superimposed and combined transcutaneous electrical stimulation with voluntary activity: a review. *Ann Readapt Med Phys*, 48:126–37.
- Paillard T, Noe F, Passelergue P, Dupui P. (2005). Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction. *Sports Med*, 35(11):951-66.
- Pallant J. (2007). SPSS Survival Manual. McGraw-Hill Education, New York, p. 239.
- Parker MG, Bennett MJ, Hieb MA, Hollar AC, Roe AA. (2003). Strength response in human femoris muscle during 2 neuromuscular electrical stimulation programs. *J. Orthop Sports Phys. Ther*, 33 (12). 719-26.
- Perez M, Lucia A, Rivero JL, Serrano AL, Calbet JA, Delgado MA, Chicharro JL. (2002). Effects of transcutaneous short term electrical stimulation on M.vastus lateralis characteristics of healthy young men. *Pflugers Archiv-European Journal of Physiology*, 443(5):866-874.
- Perez M, Lucia A, Santalla A, Chicharro JL. (2003). Effects of electrical stimulation on VO₂ kinetics and delta efficiency in healthy young men. *Br J Sports Med*, 37(2):140-3.
- Petrofsky JS. (2004). Electrical Stimulation: Neurophysiological Basis and Application. *Basic Appl Myol*, 14(4): 205-213.
- Pette D. (2001). Plasticity in skeletal, cardiac and smooth muscle. Historical perspectives: Plasticity of mammalian skeletal muscle. *J Appl Physiol*, 90:1119-1124.
- Pichon F, Chatard JC, Martin A, Cometti G. (1995). Electrical stimulation and swimming performance. *Med Sci Sports Exerc*, 27(12):1671-6.
- Pollack SF, Axen K, Spielholz N, Levin N, Haas F, Ragnarsson KT. (1989). Aerobic training effects of electrically induced lower extremity exercise in spinal cord injured people. *Arch Phys Med Rehabil*, 70:14–21.
- Porcari JP, McLean KP, Foster C, Kernozek T, Crenshaw B, Swenson C. (2002). Effects of electrical muscle stimulation on body composition, muscle strength, and physical appearance. *J Strength Cond Res*, Vol. 16(2), pp. 165-172.
- Raymond J, Davis GM, van der Plas M. (2002). Cardiovascular responses during submaximal electrical stimulation induced leg cycling in individuals with paraplegia. *Clin Physiol Funct Imaging*, 22:92–98.

- Raymond CH. So, Joseph K-F. Ng, Gabriel YF. Ng. (2007). Effect of transcutaneous electrical acupoint stimulation on fatigue recovery of the quadriceps, *Eur J Appl Physiol*, 100(6):693-700.
- Requena SB, Padiá PP, Gonzalez-Badillo JJ. (2005). Percutaneous electrical stimulation in strength training: An update. *J Strength Cond Res*, 19:438–48.
- Robinson AJ, Snyder-Mackler L. (2007). Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiologic Testing. 3th ed, Wolters Kluwer-Lippincott, Williams&Wilkins.p. 109, 213, 217, 218.
- Roy D, Johannsson E, Bonen A, and Marette A. (1997). Electrical stimulation induces fiber type-specific translocation of GLUT-4 to T tubules in skeletal muscle. *Am J Physiol Endocrinol Metab*, 273: E688–E694.
- Salmons S, Hendricksson J. (1981). The adaptive response of skeletal muscle to increased use. *Muscle Nerve*, 4:94-105.
- Selkowitz DM. (1985). Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. *Phys Ther*, 65(2):186-196.
- Shenkman BS, Lyubaeva EV, Popov DV, Natreba AI, Bravy YR, Tarakin PP, Lemesheva YS, Vinogradova OL. (2007). Chronic effects of low-frequency low-intensity electrical stimulation of stretched human muscle. *Acta Astronautica*, 60, 505 – 511.
- Sherwood L. (2007). Muscle Physiology. Chapter 8 of Human Physiology: From Cells to Systems. 7th ed, Wadsworth Publishing, Belmont CA.
- Singer KP. (1986). The influence of unilateral electrical muscle stimulation on motor unit activity patterns in atrophic human quadriceps. *Aust. J. Physiother*, 32:31–37.
- Siff M. (1990). Applications of electrostimulation in physical conditioning: A review. *J Strength Cond Res*, 4(1):20-26.
- Sinacore DR, Delitto A, King DS, Rose SJ. (1990). Type II fiber activation with electrical stimulation: A preliminary report. *Phys Ther* 70: 416–422.
- Škof B, Strojnik V. (2006). Neuro-muscular fatigue and recovery dynamics following anaerobic interval workload. *Int J Sports Med*, 27: 220-225.
- Smith GV, Alon G, Roys SR, Gullapalli RP. (2003). Functional MRI determination of a dose-response relationship to lower extremity neuromuscular electrical stimulation in healthy subjects. *Exp Brain Res*, 150:33–9.
- Snyder-Mackler L, Delitto A, Bailey SL, Stralka SW. (1995). Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg (Am)*, 77(A)(8):1166-1173.

- Snyder-Mackler L, Delitto A, Stralka SW, Bailey SL. (1994). Use of electrical stimulation to enhance recovery of quadriceps femoris muscle force production in patients following anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther*, 74(10):901-907.
- Snyder-Mackler L, Ladin Z, Schepsis AA, Young JC. (1991). Electrical stimulation of the thigh muscles after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg (Am)*, 73(A)(7):1025-1036.
- Soo CL, Currier DP, Threkeld AJ. (1988). Augmenting voluntary torque of healthy muscle by optimisation of electrical stimulation. *Phys Ther*, 68(3):333-337.
- Sovndal S, Murphy O. (2005). The bike doc: Lactate threshold. [e-journal], http://velonews.competitor.com/2005/06/coaches-panel/the-bike-doc-lactate-threshold_8217, Jun 16th, Updated: 9 Sep 2010.
- Spanos K, Karaiskos L, Zetou E, Portokalis C. (2007). The effects of two resistance training programs in maximum strength and muscular endurance of male adults. *Physical Training*. Aug.
- Sreekumaran Nair K. (2005). Aging muscle. *American Journal of Clinical Nutrition*, Vol. 81, No. 5, 953-963.
- Stevenson SW, Dudley GA. (2001). Dietary creatine supplementation and muscular adaptation to resistive overload. *Med Sci Sports Exerc*, 33: 1304–1310.
- Sutherland H, Jarvis JC, Kwende MMN, Gilroy SJ, Salmons S. (1998). The dose related response of rabbit fast muscle to long term low frequency stimulation. *Muscle Nerve*, 21(12):1632-1646.
- Ter Haar Romeny BM, Denier van der Gon JJ, Gielen CC. (1982). Changes in recruitment order of motor units in the human biceps muscle. *Experimental Neurology*, 78: 360-368.
- Thériault R, Boulay MR, Thériault G, Simoneau J. (1996). Electrical stimulation-induced changes in performance and fiber type proportion of human knee extensor muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 74(4), 311 – 317.
- Theurel J, Lepers R, Pardon L, Maffiuletti NA. (2007). Differences in cardiorespiratory and neuromuscular responses between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris muscle. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 157, 341–347.
- Thrasher A, Graham GM, Popovic MR. (2005). Reducing muscle fatigue due to functional electrical stimulation using random modulation of stimulation parameters. *Artif Organs*, 29(6):453-8.
- Tiryaki G. (2002). Egzersiz ve Spor Fizyolojisi. Ata Ofset Matbaacılık, Ankara, s. 115.
- Trimble MH, Enoka RM. (1991). Mechanisms underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation. *Phys Ther*, 71(4):273-282.

- Vanderthommen M, Depresseux JC, Bauvir P, Degueudre C, Delfiore G, Peters JM, Sluse F, Crielaard JM. (1997). A positron emission tomography study of voluntarily and electrically contracted human quadriceps. *Muscle Nerve*, 20:505-7.
- Vanderthommen M, Duchateau J. (2007). Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. *Exerc Sport Sci Rev*, 35:180–5.
- Vanderthommen M, Duteil S, Wary C, Raynaud JS, Leroy-Willig A, Crielaard JM, Carlier PG. (2003). A comparison of voluntary and electrically induced contractions by interleaved 1H- and 31 P-NMRS in humans. *J Appl Physiol*, 94: 1012–1024.
- Vinge O, Edvardsen L, Jensen F, Jensen FG, Wernerman J, Kehlet H. (1996). Effect of transcutaneous electrical muscle stimulation on post operative muscle mass and protein synthesis. *Br J Surg*, 83:360-363.
- Walker DC, Currier DP, Threlkeld AJ. (1988). Effects of high voltage pulsed electrical stimulation on blood flow. *Phys Ther*, 68: 481-5.
- Ward AR, Shkuratova N. (2002). Russian electrical stimulation: the early experiments. *Phys Ther*, 82:1019-1030.
- Wilmore Jack H, Costill David L, Kenney W, Larry. (2008). *Physiology of Sport and Exercise*. 4th ed, Human Kinetics, p. 192, 189.
- Winnick J, Short F. (1999). *The Brockport Physical Fitness Training Guide*. Human Kinetics. U.S.A, p. 42
- Wu H, Naya FJ, McKinsey TA, Mercer B, Shelton JM, Chin ER, Simard AR, Michel RN, Bassel-Duby R, Olson EN, Williams RS. (2000). MEF2 responds to multiple calcium-regulated signals in the control of skeletal muscle fiber type. *EMBO J*, 19:1963–73.
- Zatsiorsky V, Kramer W. (2006). *Science and Practice of Strength Training*. 2nd ed, Human Kinetics, USA, p.169.
- Zierath JR and Hawley JA. (2004). Skeletal muscle fiber type: Influence on contractile and metabolic properties. *PLoS Biol*, 2(10): e348.

KATILIMCI BİLGİLENDİRME FORMU

“*Kassal Dayanıklılık Antrenmanında Yeni Bir Yaklaşım: Yorgunlukta Kuvvet Üretme Modeli*” adlı bu araştırmaya gönüllü katılımınız istenmektedir.

Araştırmamız şu aşamaları içermektedir; ilk olarak, her bir deneğin antrenman protokolünü, ölçüm prosedürü ve elektriksel kas uyarım aracını tanıtmaya yönelik bir alışma-deneme oturumu düzenlenecektir. Bu oturumda ayrıca her deneğin antrenman oturumlarında kullanacakları antrenman şiddetlerini belirlemek için maksimum kuvvet miktarları 1RM yöntemi ile belirlenerek her bir deneğin antrenman protokolü çıkarılacaktır.

Daha sonraki süreçte bağımlı değişkenlere ait ön test ölçümleri yapılacaktır. Bu ölçümler diz ekstansör kaslarının maksimum istemli kasılma kuvveti, yorgunlukta üretilebilen kas kuvveti miktarı ve kassal dayanıklılığın belirlenmesinden oluşacaktır. Bu testler süreç içerisinde ve antrenman programının sonunda tekrar edilecektir. Kalp atımları ise süreç esnasında takip edilecektir.

Antrenman programı sekiz haftalık süreçten oluşacak ve bu süreçte her iki test grubu diz ekstansiyon makinesinde diz ekstansör kaslarına yönelik kendi 1RM'lerinin % 40'ındaki yüklerle ardışık olmayan günlerde haftada üç gün kassal dayanıklılık antrenmanı yapacaktır. Tekrar sayıları istemli yorgunluğa dek olup, set sayıları sabit kalacaktır. Ancak devamlı yüklenme prensibine göre ilerleyen süreçte kullanılan yüklerde artışlar yapılacaktır. Deney grubu üyeleri her sette yorulan kaslarına yönelik 30 sn. boyunca tolere edebilecekleri akım şiddetinde yüksek frekans (50 Hz) elektriksel uyarım uygulayacaklardır. Kontrol grubu üyeleri bu süreçte pasif dinlenimde kalacaklardır.

Elektriksel uyarımlar tolere edilebilen şiddette olduğu için çok fazla ağrılı olmayacaktır ve normal olarak kullanıldığında herhangi bir yan etkisi de görülmemiştir. Daha önce hiç geliştirilmemiş kaslarda kas tutulmaları görülebilir olup bu durum geçicidir (1-2 gün) ve bazı nazik derilerde kızarıklıklar meydana gelebilecektir. Bu kızarıklıklar ise stimülasyonun bitiminden birkaç dakika sonra kaybolacaktır. Yanmaları önlemek için elektrot jeli kullanılacaktır.

Tüm ölçüm prosedürü uzmanlar tarafından yapılacak ve antrenman süreci boyunca katılımcılar hekim kontrolü altında olacaktır.

Bu çalışmaya katılacaklardan herhangi bir ücret talep edilmeyecek ve herhangi bir ücret ödenmeyecektir. Ancak gerekli olduğu takdirde katılımcıların yol masrafları karşılanacaktır. Araştırmaya katılacak katılımcıların kişisel bilgileri saklı tutulacaktır. İstenildiği takdirde kişisel değerlendirmeler katılımcıların kendilerine rapor halinde verilecektir.

Araştırmanın sizlere fiziksel bazı kazanımlar sağlayabileceği (kuvvet, dayanıklılık) ve bu çalışmadan elde edilecek bulguların performans taleplerini karşılamaya ve geliştirmeye yönelik yeni antrenman stratejileri geliştirmeye yardım edebileceği düşünülmektedir.

KATILIMCI İZİN FORMU

Bu formun ekindeki “*Kassal Dayanıklılık Antrenmanında Yeni Bir Yaklaşım: Yorgunlukta Kuvvet Üretme Modeli*” adlı araştırmayı tamamen okudum ve anladım.

Bana verilen bilgiler ışığında bu araştırmanın güvenilir bir yöntem olduğuna, vücutta herhangi bir probleme yol açmadığına ve test süresince tüm güvenlik ve koruyucu önlemlerin alındığına ikna oldum.

Bu bilgiler doğrultusunda herhangi bir baskıya maruz kalmadan tamamen kendi isteğimle ekte belirtilen projeye gönüllü olarak katılmayı kabul ediyorum.

Katılımcının:

Adı Soyadı:

Yaşı:

Adresi:

İmzası:

Tanığın:

Adı Soyadı

Yaşı:

Adresi:

İmzası:

Doktor
Kaşe İmza

ANTRENMAN İZLEME FORMU

EK 3

Ad-soyad:

Yaş:

Boy:

Vücut ağırlığı:

öntest dinlenik nabız:

aratest (4. hafta) dinlenik nabız:

sontest (8. hafta) dinlenik nabız:

öntest 1RM=

2. Hafta 1RM

4. Hafta 1RM

6. Hafta 1RM=

sontest 1RM=

A GRUBU (Deney)

Antrenmana başlama tarihi

ANTRENMAN PLANI

	1. ve 2. Hafta %40 1RM						3. ve 4. Hafta %40 1RM						5. ve 6. Hafta %40 1RM						7. ve 8. Hafta %40 1RM					
Oturumlar	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
Her oturum için ✓																								
Oturumda kullanılan yük (kg)																								
Oturumdaki ortalama nabız																								
Oturumda kullanılan EMS şiddeti																								
Oturumun toplam süresi (dk)																								
!!! antrenmana düzenli devam etmenin elde edilecek sonuçları etkileyeceğini unutmayınız !!!																								

Dikkat !

- ✓ Her oturumun başlangıcında, antrenmanda kullanacağınız 1RM yüzdesini hesapladığınızdan emin olun.
- ✓ EMS (elektriksel uyarım) bağlantılarının doğru yapıldığını kontrol edin.
- ✓ Kalp atım kayıtları için Heart Rate Monitorun açık olduğundan emin olun
- ✓ Antrenman sonunda çizelgedeki oturum kısmını “check” etmeyi unutmayın.
- ✓ 8 haftalık antrenman süresince diyetinizde ve günlük aktivitenizde değişiklik yapmayın ve başka bir egzersiz girişiminde bulunmayın.

Ad-soyad:

Yaş:

Boy:

Vücut ağırlığı:

öntest dinlenik nabız:

aratest (4. hafta) dinlenik nabız:

sontest (8. hafta) dinlenik nabız:

öntest 1RM=

2.Hafta 1RM=

4. Hafta 1RM=

6. Hafta 1RM=

sontest 1RM=

B GRUBU (Kontrol)

Antrenmana başlama tarihi

ANTRENMAN PLANI

	1. ve 2. Hafta %40 1RM						3. ve 4. Hafta %40 1RM						5. ve 6. Hafta %40 1RM						7. ve 8. Hafta %40 1RM					
Oturumlar	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
Her oturum için ✓																								
Oturumda kullanılan yük (kg)																								
Oturumdaki ortalama nabız																								
Oturumun toplam süresi (dk)																								
!!! antrenmana düzenli devam etmenin elde edilecek sonuçları etkileyeceğini unutmayınız !!!																								

Dikkat !

- ✓ Her oturumun başlangıcında, antrenmanda kullanacağımız 1RM yüzdesini hesapladığınızdan emin olun.
- ✓ Kalp atım kayıtları için Heart Rate Monitorun açık olduğundan emin olun
- ✓ Antrenman sonunda çizelgedeki oturum kısmını “check” etmeyi unutmayınız.
- ✓ 8 haftalık antrenman süresince diyetinizde ve günlük aktivitenizde değişiklik yapmayın ve başka bir egzersiz girişiminde bulunmayın.

MARMARA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ARAŞTIRMA ETİK KURULU

Sayı : B.30.2.MAR.0.01.00.02/AEK-125
Konu:

29.02.2008

Sayın : Doç.Dr.Salih PINAR

MAR-YÇ-2007-0223 protokol nolu “ Kassal dayanıklılık antrenmanında yeni bir yaklaşım: Yorgunlukta kuvvet üretme modeli “ isimli projeniz Fakültemiz Araştırma Etik Kurulu tarafından incelenerek onaylanmıştır.

Prof. Dr. Haner DİRESKENELİ
Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi
Araştırma Etik Kurul Başkanı

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Fatih	Soyadı	KAYA
Doğum Yeri	Erzincan	Doğum Tarihi	31.01.1972
Uyruğu	T.C.	TC Kimlik No	20221867176
E-posta	fatih.kaya@marmara.edu.tr	Tel	05052999838

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	Marmara Üniversitesi	2011
Yüksek Lisans	Abant İzzet Baysal Üniversitesi	2004
Lisans	Atatürk Üniversitesi	1999
Lise	Erzincan Lisesi	1991

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1. Araştırma görevlisi	Marmara Üniversitesi	2005-devam
2. Araştırma görevlisi	Atatürk Üniversitesi	2004-2005
3. Araştırma görevlisi	Abant İzzet Baysal Üniversitesi	2002-2004
4. Araştırma görevlisi	Atatürk Üniversitesi	2000-2002

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama	Konuşma	Yazma
İngilizce	çok iyi	orta	orta

Yabancı Dil Sınav Notu

KPDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
	60							

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office Programları	çok iyi
SPSS	çok iyi