T.C.
YOZGAT BOZOK ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI

ELEKTROMYOSTİMÜLASYON ANTRENMANLARI VE DİRENÇ EGZERSİZLERİNİN TENİS BRANŞINDA SERVİS HIZINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

TEKMİLE BÖLÜKBAŞI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Danışman: Doç. Dr. İzzet KIRKAYA

OCAK – 2025

YOZGAT

T.C.
YOZGAT BOZOK ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI

ELEKTROMYOSTİMÜLASYON ANTRENMANLARI VE DİRENÇ EGZERSİZLERİNİN TENİS BRANŞINDA SERVİS HIZINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

TEKMİLE BÖLÜKBAŞI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Danışman: Doç. Dr. İzzet KIRKAYA

OCAK – 2025

YOZGAT

	YOZGAT BOZOK ÜNİVERSİTESİ **LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ** **LİSANSÜSTÜ TEZ ONAY FORMU**

T.C.

YOZGAT BOZOK ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

Enstitümüzün Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı Tezli Yüksek Lisans 91110521022 numaralı öğrencisi Tekmile BÖLÜKBAŞI'nın hazırladığı "**Elektromyostimülasyon Antrenmanları ve Direnç Egzersizlerinin Tenis Branşında Servis Hızına Etkisinin İncelenmesi**" başlıklı tezi ile ilgili tez savunma sınavı, Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri gereğince 30/12/2024 Pazartesi günü saat 14:00'da yapılmış, tezin onayına oy birliği/oy çokluğu ile karar verilmiştir.

Başkan : Doç. Dr. Oktay ÇOBAN

Jüri Üyesi : Doç. Dr. İzzet KIRKAYA

(Danışman)

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Yaşar KÖROĞLU

ONAY:

Bu tezin kabulü, Enstitü Yönetim Kurulu'nun ……../……../….. tarih ve …… sayılı Enstitü Yönetim Kurulu Kararı ile onaylanmıştır.

…...../...../ 20…..

İmza

Prof. Dr. ……

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

TEZ BEYANI

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin içerdiği yenilik ve sonuçların başka bir yerden alınmadığını, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan eder, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Tekmile BÖLÜKBAŞI

…../……/……

ÖN SÖZ

Çalışmamın her aşamasında yanımda olan ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili danışmanım Doç. Dr. İzzet KIRKAYA hocama emeklerinden ve yardımından dolayı teşekkürü borç bilirim.

Çalışma ortamını ve katılımcıları organize etmek ve bana her konuda desteğini esirgemeyen Doç. Dr. Oktay ÇOBAN hocama çok teşekkür ederim. Sevgili annem Elif BÖLÜKBAŞI'na ve sevgilimi aileme her konuda bana destek olduklarından dolayı teşekkür ederim. Son olarak da sevgili yol arkadaşım Harun ALTUNTAŞ'a destekleri için teşekkür ederim.

Tekmile BÖLÜKBAŞI

../…/….

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTROMYOSTİMÜLASYON ANTRENMANLARI VE DİRENÇ EGZERSİZLERİNİN TENİS BRANŞINDA SERVİS HIZINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

TEKMİLE BÖLÜKBAŞI

YOZGAT BOZOK ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI: DOÇ. DR. İZZET KIRKAYA

Bu çalışma, tenis sporunda kuvvet gelişimi için uygulanan direnç bandı egzersizleri ve elektriksel kas uyarımı (EMS) antrenmanlarının tenis servis hızı üzerindeki etkilerini değerlendirmeyi amaçlamaktadır. Araştırmada, Yozgat Bozok Üniversitesi Beden Eğitimi Spor Fakültesinde öğrenim gören 27 (12 kadın ve 15 erkek) kişi gönüllü olarak katılmıştır [Kontrol Grubu (K.G, n=9, vücut ağırlığı:66,66±9,68 kg; boy uzunluğu: 166,66±9,11 m), Direnç Bandı (D.B, n=9 vücut ağırlığı: 69,16±12,12 kg; boy uzunluğu: 168,66±10,93 m) ve Elektrosmülasyon (EMS, n=9, vücut ağırlığı: 69,5±11,21 kg; boy uzunluğu: 170,25±9,53 m)]. Katılımcılar rastgele olarak 3 gruba ayrılmıştır. Çalışma, 8 hafta ve haftada 3 gün şeklinde uygulanmıştır. EMS antrenmanları, bifazik kare akım formunda, 100 Hz frekans, 200 µs akım süresi ile gerçekleştirilmiş. Kasılmalar 3*30tekrar ve 10s kasılma 3s dinlenme olarak uygulanmıştır. Direnç bandı grubunda ise 3*10 şeklinde egzersizlerle yapılmıştır. Kontrol grubu herhangi bir antrenman programına dahil edilmemiştir. Veri toplama araçları arasında boy uzunluğu, vücut ağırlığı, maksimal kuvvet ve servis hızı ölçümleri yer almıştır. Maksimal kuvvet ölçümleri için 1 tekrar maksimal (1-RM) kuvvet değerleri tespit edilmiştir. Servis hızları, radar cihazıyla ölçülmüş ve her katılımcının en hızlı servis değeri veri analizinde kullanılmıştır. Bütün veriler SPSS 21.0 paket programı ile değerlendirilmiştir. Grup içi ön-son test farkları belirlemek adına T-Testi kullanılmıştır. Gruplararası zaman bağlı etkileşimin değerlendirilmesi için Karışık Dizayn Anova ve Bonferroni post-hoc testleri uygulanmıştır. Araştırma sonuçları, EMS ve direnç bandı antrenmanlarının tenis servis hızında anlamlı artış sağladığını göstermiştir. Kontrol grubunda anlamlı bir değişim tespit edilmemiştir.

2024, xi + 67 Sayfa

Anahtar Kelimeler: Elektromistümilasyon, Direnç bandı, Tenis, Servis hızı

ABSTRACT

MASTER THESIS

INVESTİGATİON of THE EFFECT of ELECTROMYOSTİMULATİON TRAİNİNG AND RESİSTANCE EXERCİSES ON SERVE SPEED İN TENNİS

TEKMİLE BÖLÜKBAŞI

YOZGAT BOZOK UNIVERSITY

SCHOOL of GRADUATE STUDIES

PHYSICAL EDUCATION AND SPORT THESİS

SUPERVISOR: ASSOC. PROF. DR. İZZET KIRKAYA

This study aims to evaluate the effects of resistance band exercises and electrical muscle stimulation (EMS) training on tennis serve speed as a method for strength development in tennis. The research involved 27 (12 woman and 15 man) tennis specialization students studying at the Faculty of Sport Sciences at Yozgat Bozok University [Control Group (C.G, n=9, body weight: 66,66±9,68 kg; height: 166,66±9,11 m), Resistance Band (R.B, n=9 body weight: 69,16±12,12 kg; height: 168,66±10,93 m) and Electrostimulation (EMS, n=9, body weight: 69,5±11,21 kg; height: 170,25±9,53 m)]. Participants were randomly assigned to EMS, resistance band, and control groups. The study included training protocols implemented over 8 weeks, with sessions conducted three times a week. EMS training utilized biphasic square waveforms with a frequency of 100 Hz and a pulse duration of 200 μs, resulting in a total of 90 contractions per training session. Contractions were performed in 3 sets of 30 repetitions, with 10 seconds of contraction followed by 3 seconds of rest. For the resistance band group, exercises were performed in 3 sets using resistance bands chosen according to participants' fitness levels. The control group did not participate in any training program. Data collection tools included measurements of height, body weight, maximal strength, and serve speed. Maximal strength was determined through one-repetition maximum (1-RM) assessments, while serve speed was measured using a radar device, with the fastest serve speed of each participant being used for data analysis. All data were analyzed using SPSS 21.0 software. A paired T-test was employed to determine pre- and post-test differences within groups. Mixed-design ANOVA and Bonferroni post-hoc tests were used to evaluate the interaction effects of time and group. The results demonstrated significant increases in tennis serve speed for both the EMS and resistance band training groups. EMS training was particularly effective in promoting strength gains by activating fast-twitch motor units.

2024, xi + 67 Pages

Keywords: Tennis, Electromyostimulation, Resistance band, Service speed

İÇİNDEKİLER

Sayfa

TEZ ONAY FORMU ii

TEZ BEYANI iii

ÖNSÖZ iv

ÖZET v

ABSTRACT vi

İÇİNDEKİLER vii

TABLOLAR LİSTESİ x

ŞEKİLLER LİSTESİ xi

SİMGELER ve KISALTMALAR LİSTESİ xii

1. GİRİŞ 1

1.1. Konunun Tanımı 1

1.2. Araştırmanın Amacı 2

1.3. Araştırmanın Önemi 3

1.4. Problem Durumu 3

1.5. Alt Problemler 3

1.6. Hipotezler 3

1.7. Varsayımlar 3

1.8. Sınırlılıklar 4

1.9. Tanımlar 4

2. GENEL BİLGİLER 5

2.1. Kuvvet 5

2.1.1. Kuvvet Çeşitleri 5

2.1.2. Kuvvetin Sportif Performanstaki Önemi 6

2.2. Tenis 7
2.2.1. Teniste Vuruş Teknikleri 7
2.2.2. Tenis Oyunu, Servis ve Biyomekanik 7
2.2.3. Teniste Kuvvetin Önemi 11
2.3. Elektromiyostimülasyon (EMS) 11
2.3.1. EMS Tarihsel Gelişim Süreci 12
2.3.2. EMS'nin Kimyasal Mekanizması 13
2.3.3. Ems'nin Fizyolojik Mekanizması 19
2.3.4. Elektromiyostimülasyon ve Kuvvet Gelişimi Antrenmanlarına Örnekler 21
2.4.Direnç Lastiği 21
2.4.1. Direnç Lastiği Seçimi 22
2.4.2. Direnç Lastiği ile Egzersiz 23
2.4.3. Direnç lastiği egzersizleri uygulanırken; 23
3. GEREÇ ve YÖNTEM 24
3.1. Araştırma Grubu 24
3.2. Veri Toplama Araçları 24
3.2.1. Boy Uzunluğu 24
3.2.2.Vücut Ağırlığı 24
3.2.3. Maksimal Kuvvet Ölçüm Yöntemi 24
3.2.4. Radar Servis Hızı Ölçümü 25
3.3.Verilerin Toplanması 25
3.3.1. Boy Uzunluğu ve Vücut Ağırlığı Ölçümleri 25
3.3.2.Maksimal Kuvvet Ölçümleri 26
3.3.3. Radarla Servis Hızı Ölçümü 26
3.4. Araştırmanın Deseni 28
3.5. Çalışma Grubu ve Power Analizi 29

3.6. Verilerin Analizi 30
4. BULGULAR 31
5. TARTIŞMA 38
5.1. EMS ve servis hızı etkisi 38
5.2.Direnç Bandı ve Servis Hızı 39
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 41
6.1. Sonuçlar 41
6.2.Öneriler 41
7. KAYNAKÇA 43
EKLER 53

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo **Sayfa**

Tablo 2.1. Direnç banlarının esnetilmesi ile oluşturulan kilo tablosu 22
Tablo 3.2. EMS parametreleri.....28
Tablo 4.3. EMS Grup İçi Ön Test- Son Test Tablosu.....31
Tablo 4.4. Direnç Bandı Grup İçi Ön Test- Son Test Tablosu 32
Tablo 4.5. Kontrol Grubu Grup İçi Ö Test- Son Test Tablosu 34
Tablo 4.6. Karışık Dizayn Anova Zaman ve Zaman x Grup Etkileşim Tablosu 36

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 2.1. Servis atışında kullanılan kaslar. 9

Şekil 2.2. Bir sinir membranın içi ve dışının üç durumda (polarize değil, polarize, depolarize) pozitif ve negatif iyon dağılımı.....15

Şekil 2.3. Bir aksiyon potansiyeli 16

Şekil 2.4. Lapicque modeli: Elektriksel alan eşiği (Gs) ve atım süresi arasındaki ilişki (D). Gri bölge depolarizasyon için yetersiz elektriksel alan, beyaz bölge elektriksel alan için yeterli alan. İki bölgeyi ayıran eğri zamana göre eşik değer varyasyonlarını göstermektedir. Zamana bağlı olarak akım (Is) ya da Voltaj (Vs) değerlerini kullanarak aynı eğri elde edilebilir 18

Şekil 2.5. Henneman'ın motor nöron katılımında boyut prensibi 20

Şekil 3.1. Radar Cihazı Bushnell (U.S.A ASIN:B0002X7V1Q) 27

Şekil 3.2. Beurer Marka EMS Cihazı.....25

Şekil 3.3. Seca 767 Boy ve Vücut Ağırlığı Ölçer.....26

Şekil 3.4. Elektrot bağlanma noktaları 26

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Kısaltmalar	**Açıklamalar**
BKİ	: Beden Kütle İndeksi
DB	**:** Direnç Bandı
EMS	**:** Elektromyostimülasyon
KG	**:** Kontrol Grubu

Simgeler	**Açıklamalar**
%	**:** Yüzde
(η_p^2)	: Kısmı Eta Kare
µs	: Mikrosaniye
cm	: Santimetre
Hz	: Frekans
kg	**:** Kilogram
kg/m^2	**:** Kilogram Bölü Metrekare
n	**:** Örneklem Sayısı
p	**:** İstatistiksel Anlamlılık Değeri
s	**:** Saniye
$\bar{x}$	: Aritmetik Ortalama

1. GİRİŞ

1.1. Konunun Tanımı

Tenis teknik, taktik, fizyolojik ve psikolojik olarak sınırların üstüne çıkan bir spor dalıdır. Planlı ve programlı yapılması halinde fiziksel, zihinsel, duygusal ve sosyal gelişim açısından sürekli ilerleme sağlayan en iyi spor branşlarından bir tanesidir (Haşıl & Ataç, 1998). Tenis diğer spor dallarına göre daha fazla uğraş, çaba ve eğitim gerektirmektedir. Tenis sporu ile ilgilenen kişiler eşit kuvvetlere sahip sporcular arasında oynanan beş setlik bir müsabakanın, beş kilometre bir koşu turundan, doksan dakikalık bir futbol maçından ve buna benzer birçok spor branşından daha çok yorucu bir spor dalı olduğunu belirtmektedirler. Bundan dolayı tenis fiziksel güce ihtiyaç duyulan bir spordur (Öztop, 2006).

Tenis sporunda en önemli hareketlerden biri olan servis vuruşu ile başlar. Rakip oyuncunun zayıf bölgesine atılacak olan iyi bir servis sporcuya sayı kazandıracaktır. İyi servis oyuncu için oyun hakimiyeti kurmada etkilidir. Servis performansını belirlemede en önemli hususlardan biride topun hızıdır. Oyuncunun rakip üzerinde baskı kurması özellikle kullandığı ilk servisin isabetli ve güçlü şekilde oyun alanında tutması etkilidir (Dangel, 2000).

Tenis oynayan bir oyuncunun başarıya ulaşabilmesi için performans ve fiziksel kondisyon seviyelerinin iyi olmaları önemlidir (Reid vd., 2008). Bununla birlikte mental, kuvvet, koordinasyon ve beceri düzeyleri de önemli ölçüde etkilemektedir (König vd., 2001).

Sporda başarı için önemli etkiye sahip olan kuvvet bilimsel olarak çok fazla çalışılmıştır. Kuvvet farklı anlamlarda tanımlanmıştır. Hollman'a göre kuvvet ''*bir dirence karşı koyabilme yetisi ya da bir direnç karşısında belirli bir ölçüde dayanabilme''* dir (Dündar, 2003). Bilimsel bakımdan kuvvet; eklem, kemik veya kas yapısı ile bütünlük oluştururken; kas kitlesiyle bu kas kitlesinin oluşturduğu hızın bir bileşeni şeklinde ifade edilir (Akgün, 1986).

Kuvvet gelişimi için çeşitli antrenman yöntemleri bulunmaktadır. Bu yöntemlerden bir tanesi de direnç lastiği antrenmanlarıdır. Direnç bandı antrenmanları, kas kuvvetini artırmak, sakatlıkları önlemek ve sportif performans seviyesini artırmak için kullanılan yöntemlerden biridir (Balkanlı vd., 2020).

Direnç bantları diğer ağırlık aletlerine göre taşınabilirliği daha kolay olması, daha ucuz ve kullanımı bakımından daha kolay olduğu için daha çok tercih edilmektedir. Bu yüzden

yüksek yoğunluklu direnç antrenmanları için direnç bantlarının alternatif olduğu söylenebilir. Direnç bandının uzunluğu arttıkça ortaya koyduğu direnç ile uygulama yapılan kasta kütle ve kuvvet gelişimi sağlamaktadır (Gül, 2008). Direnç bantları kuvvet gelişimi sağladığı gibi, diğer motor becerilerin gelişimi üzerinde de olumlu etkileri bulunmaktadır (Page & Ellenbecker, 2003). Direnç bantları aktivasyonu zor olan bazı kas gruplarını güçlendirmek için de kullanabileceği gibi esneklik ve dengeyi de geliştirebilmektedir (Biçer vd., 2015). Direnç bandı egzersizlerinin bir başka faydalarından bir tanesi de çok yönlü hareket ettirdiği için uygulanan hareket her açıdan hissedilmektedir (Page & Ellenbecker, 2003). Bununla birlikte her yaş grubunda etkili bir şekilde kullanılabileceği için antrenamnlarda tercih edilmektedir. (Page & Ellenbecker, 2003; Agopyan vd., 2018; Selçuk & Karacan, 2017).

Çalışmamızda kullandığımız kuvvet geliştirici bir başka yöntem ise elektriksel kas uyarımı (EMS), kas kasılmalarını meydana getirmek için harici bir cihaz üzerinden elektriksel uyarıların meydana geldiği süreçtir (Miles, 1984). Elektriksel uyarı kasları kasabilir ve bu kaslarda potansiyel şekilde atrofi oluşturabilir ya da önüne geçebilir. Tanımına bakıldığında elektriksel kas uyarımı, istemli egzersizlerle oluşturulan kasılmalara benzer şekilde uyarılarla birlikte kasa aynı etkinin sağlanması ile kasın güçlenmeye çalışılmasıdır (McCaw, 2014; McGinnis, 2013). Literatür araştırmasında, en önemli konulardan biri olarak EMS'nin kas gücü üzerindeki etkileri incelenmiştir (Kaya & Erzeybek, 2016).

Günümüz şartlarında spor ile ilgili her gün farklı antrenman yöntemleri ve var olan yöntemler geliştirilmektedir. Bunların ana sebebi olarak, sporcuların motorik özellikleri üst seviyeye çıkartmak ve sportif performansı üst seviyede tutmasını sağlayacak yöntemlerin bulunmasıdır. Yapılan bu çalışmada; sporcuların tenise özgü antrenmanlarına ek olarak direnç bandı egzersizleri ve elektriksel kas uyarımı ile sporcuların tenis servisi üzerine etkilerinin incelenmiştir.

1.2. Araştırmanın Amacı

Bu araştırmanın amacı; gönüllü katılımcılara uygulanan EMS antrenmanları ve direnç egzersizlerinin tenis tekniklerinden servis hızı üzerinde etkisinin olup olmadığının değerlendirilmesidir.

1.3. Araştırmanın Önemi

Sporda giderek artan rekabetin oluşması sonucu antrenörler ve sporcular açısından yeni antrenman metotları denenmeye çalışılmaktadır. Tenis sporu çerçevesinde literatür taraması yapıldığında birçok çalışma denenmiştir. Tenis sporunda maksimal kuvvet gelişimi sağlanmalıdır. Maksimal kuvvete etkisi olduğu düşünülen EMS antrenmanlarının tenis gibi sporlarda kullanılması denenmektedir. Bu bağlamda çalışmamızda yenilikçilik esasına dayalı olarak teniste EMS antrenmanlarını ve direnç egzersizlerini birlikte deneyerek teniste kuvvet adına farklı bir antrenman metodu sergilemeye yardımcı olması düşünülmüştür. EMS uygulaması ile direnç bandı egzersizlerinin birlikte kullanılması sonucu ortaya çıkan etkiler incelenmiş ve bu kombinasyonun antrenmanlarda nasıl bir fayda sağlayabileceği değerlendirilmiştir.

1.4. Problem Durumu

8 haftalık EMS ve direnç bandı egzersizlerinin, 1 tekrar maksimal kuvvet değerleri ile tenis servis hızına etkisi var mıdır?

1.5. Alt Problemler

1. 8 haftalık EMS uygulamasının tenis servis hızı üzerine etkisi var mıdır?
2. 8 haftalık EMS uygulamasının maksimal kuvvet üzerine etkisi var mıdır?
3. 8 haftalık direnç bandı egzersizlerinin tenis servis hızı üzerine etkisi var mıdır?
4. 8 haftalık direnç bandı egzersizlerinin maksimal kuvvet üzerine etkisi var mıdır?

1.6. Hipotezler

1. 8 haftalık EMS antrenmanlarının tenis servis hızı üzerine etkisi yoktur/vardır.
2. 8 haftalık EMS antrenmanlarının maksimal kuvvet üzerine etkisi yoktur/vardır.
3. 8 haftalık direnç bandı antrenmanlarının tenis servis hızı üzerine etkisi yoktur/vardır.
4. 8 haftalık direnç bandı antrenmanlarının maksimal kuvvet üzerine etkisi yoktur/vardır.

1.7. Varsayımlar

1. Tüm gönüllü katılımcılar test ölçümleri sırasında tüm kuralları anlayıp doğru şekilde uymuşlardır.
2. Tüm gönüllü katılımcılar uygulama sırasında özenle istenileni yapmıştır.
3. Tüm gönüllü katılımcılar uygulama sırasında maksimal performans sağlamışlardır.
4. Uygulama sırasında EMS cihazının verilerine güvenilmiştir.
5. Uygulama esnasında direnç bantları doğru bir şekilde kullanılmıştır.

1.8. Sınırlılıklar

1. Araştırma grubunu oluşturan gönüllü katılımcılar Yozgat Bozok Üniversitesi öğrencileri ile sınırlıdır.
2. Araştırma sadece servis ile sınırlıdır.
3. Araştırmanın kuvvet ölçümü ön, arka ve yan omuz kasları ile sınırlıdır.
4. Araştırmada EMS uygulaması 100Hz frekansı ile sınırlıdır.
5. EMS uygulaması 35 atım ile sınırlıdır.
6. EMS uygulaması bifazik kare akım formu ile sınırlıdır.
7. Direnç egzersizleri internal shoulder rotation, external shoulder rotation, full squat, shoulder press, dumbell lateral raise, dumbel front raise ve bent-over shoulder raise hareketleri ile sınırlıdır.
8. Egzersizler 8 hafta ve haftada 3 gün antrenmanla sınırlıdır.

1.9. Tanımlar

Genlik: Fiziksel bir nicelik olarak, dalgaların veya titreşimlerin en büyük sapmasını ifade eden bir kavramdır (Halliday vd., 2013).

Frekans: Bir dalganın veya periyodik hareketin birim zamanda tekrarlanan döngü sayısıdır ve genellikle Hertz (Hz) birimiyle ifade edilir (Tipler & Mosca, 2019).

Bifazik kare akım: Kare dalga yapısı, enerji iletimini daha kontrollü bir şekilde gerçekleştirmeye olanak tanır. Elektriksel stimülasyon tedavilerinde kullanılan, ardışık pozitif ve negatif fazlardan oluşan bir akım formudur. Bu tür akımlar, yükün dengelenmesini sağlayarak hem etkinliği artırır hem de ciltteki tahrişi ve potansiyel doku hasarını en aza indirir (Robinson, 1995).

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kuvvet

Kuvvet biyolojik bakımdan bir kitleye hareket sağlama, bir dirence karşı koyabilme veya kas kasılması ile etkileme becerisi şeklinde ifade edilir. Kas kuvveti; cinsiyet, endokrin sistem, sinir sistemi ve yağ gibi çevresel faktörlerden etkilenmektedir (Blimkie, 1992).

Kuvvet, sporda verim üzerine etkisi olan motorsal yeteneklerden bir tanesidir. Genel bakımdan bir dirence karşı koyabilme yeteneği veya bir direnç uygulamasında belli bir düzeyde dayanabilme kabiliyeti şeklinde ifade edilir (Fidelus & Kocjasz, 1965).

Spor bilimleri tarafından bakıldığında kuvvet, bir kaldıraç sistemi benzeri varsayılan kas, eklem ve kemik sistemleri ile oluşturulmaktadır. Kuvvet, kas kütlesiyle bu kas kütlesinin meydana getirdiği hızın bir sonucudur (Kale, 1993).

Antrenman bilimi bakımdan kuvvet, yapılan branşta bir dirence karşı koyabilme, bir cismi veya kendi vücudunu ileri yönde hareketlendirebilmesi, bir kas grubu etkisi ile bir kasın gerilimin sonucu şekinde belirtilebilir. Antrenman biliminde kuvvet ile ilgili tanımlar bir araya toplanarak bu kavramın insana özgü motorik bir özellik şeklinde ifade edilmektedir (Muratlı, 1976).

2.1.1. Kuvvet Çeşitleri

Kuvvet, karmaşık motorik özelliklerden biri olmasından kaynaklı spor uzmanları tarafından farklı sınıflandırmalar kullanılmıştır. Spor uzmanları kuvveti, bir spor branşına yönelme eğilimine göre, dirence karşı konulan direncin türüne göre, kasıl çalışma biçimi ve kasta meydana gelen kasılma türüne göre sınıflandırma yapılmıştır (Muratlı vd., 2007).

2.1.1.1. Genel Kuvvet

Genel kuvvet bir branşa özgü olmayıp tüm kas ve kas gruplarında mevcut olan kuvvettir ve kuvvet programlarının hepsinin temeli olarak bilinir (Kale, 1993). Hazırlık dönemi veya spora başlandığı ilk zamanlarda yoğunlaşan bir antrenman planıyla genel kuvvet genel manada geliştirilmelidir (Sevim, 1991).

2.1.1.2. Özel Kuvvet

Özel kuvvet farklı spor branşında gerekli olan kuvvet olup yapılan spor branşına yönelik kuvvettir (Bulca, 2000). Bir hareketin meydana gelmesinde temel hareketleri yaptıran kasların kuvveti olarak ifade edilebilir.

Bir spor branşında doğrudan etki eden kas gruplarına tekno-motorik şeklinde öncelik verilmesi ve bunun doğrultusunda mevzu olan tekniğe yönelik nöromusküler bağlantılar oluşur (Dündar, 1998).

2.1.1.3. Salt Kuvvet

Salt kuvvet bireyin kendi vücut ağırlığını hesaba katmaksızın uygulayacağı maksimum kuvvet değeridir (Bulca, 2000). Sporcunun bir defada altına girebileceği maksimum ağırlığın biliniyor olması, antrenmanda yüklenme prensibini belirlemede yeterli olacaktır. Düzenli ve verimli antrenman programı ile salt kuvvet vücut ağırlığı ile doğru oranda artacaktır (Bayar, 1992).

2.1.1.4. Relatif Kuvvet

Salt kuvvetin vücut ağırlığına bölünmesi ile relatif kuvvet değeri bulunmaktadır. Relatif kuvvet bireyin kendi vücut ağırlığına karşı ortaya koyduğu maksimum kuvvettir. Kas kuvveti ile vücut ağırlığının arasında yapılacak olan karşılaştırmalarda relatif kuvvetten yararlanılmaktadır. Relatif kuvvette mevcut olan kiloda maksimal kuvvetin ortaya çıkarılması önemlidir. Karşılığı kilogramın karşılığına denk gelen kuvvet anlamını ifade eder (Dündar, 1998).

2.1.2. Kuvvetin Sportif Performanstaki Önemi

Sportif faaliyetler sırasında başarı elde etmek için kuvvet olmazsa olmaz bir faktördür. Kuvvet faktörü olmazsa birçok sportif faaliyet gerçekleştirilemez. Bu sebepten dolayı kuvvet sportif performans için çok önemlidir. Yapılan branş türüne ve özelliklerine göre kuvvet gereksinimi karşılamak için özel kuvvet geliştirici antrenman yapılmalıdır. Genel anlamda kuvvet başarıyı etkileyen önemli hususlardan biridir (Bayar, 1992).

Genel anlamda düşük düzeyde olan bir kuvvet, sporcunun bütün gelişimini etkileyen çok önemli bir unsurdur. Bundan dolayı başarı için önce genel bir kuvvet kapasitesi daha sonra ise özel branşa özgü kuvvete sahip olmak başarıyı sporcuya getiren en önemli hususlardan bir tanesidir. Sportif performans içinde kuvveti diğer gelişim antrenmanlarından ayırmak uygun değildir. Sportif performans üzerinde etkisi olan bileşenlerden en önemlilerinden biri olan kuvvet performans üzerinde en büyük etki sağlayan bileşenlerden sayılmaktadır (Bayar, 1992).

2.2. Tenis

Tenis düz ve dirençli bir yüzey üstünde raket adı verilen tutamaçlı ve baş kısmı gergilenmiş kordaj şeklinde raket adı verilen bir malzeme ile üzeri set kauçuk ile kaplanmış bir topa vurularak zeminin orta kısmında var olan 91 cm yüksekliğe sahip filenin üst kısmından geçirilmek üzere oynanan bir spordur. Tenis sahası 8.23 x 23,77 cm boyutlarında bir dikdörtgen zemine sahiptir (Gökgönül, 2008).

2.2.1. Teniste Vuruş Teknikleri

Oyun içerisinde farklı vuruş teknikleri bulunmaktadır. En temel 3 vuruşa sahiptir ve bunlara yardımcı vuruşları bulunur. Bunları şu şekilde sıralayabiliriz:

Temel Vuruşlar;

- Yer vuruşları (Forehand-Backhand)
- Vole (Fileye yakın yerde top yere düşmeden yapılan vuruşlardır.)
- Servis
- Yardımcı Vuruşlar
- Lob (Aşırtma vuurşlardır.)
- Drop (Fileye yakın yerlere bırakılan yumuşak toplardır.)
- Smaç (Servis tekniğine yakın bir tekniktir.)
- Yarım vole (Top yere seker sekmez vurulan vuruşlardır.)
- Uygulanan bu tekniklerde forehand ve backhand tutuş teknikleri kullanılır. Servis tekniğinde ise üç farklı vuruş çeşidi bulunmaktadır. Bunlar slice, spin ve flat vuruşlardır (Karagöz, 2008).

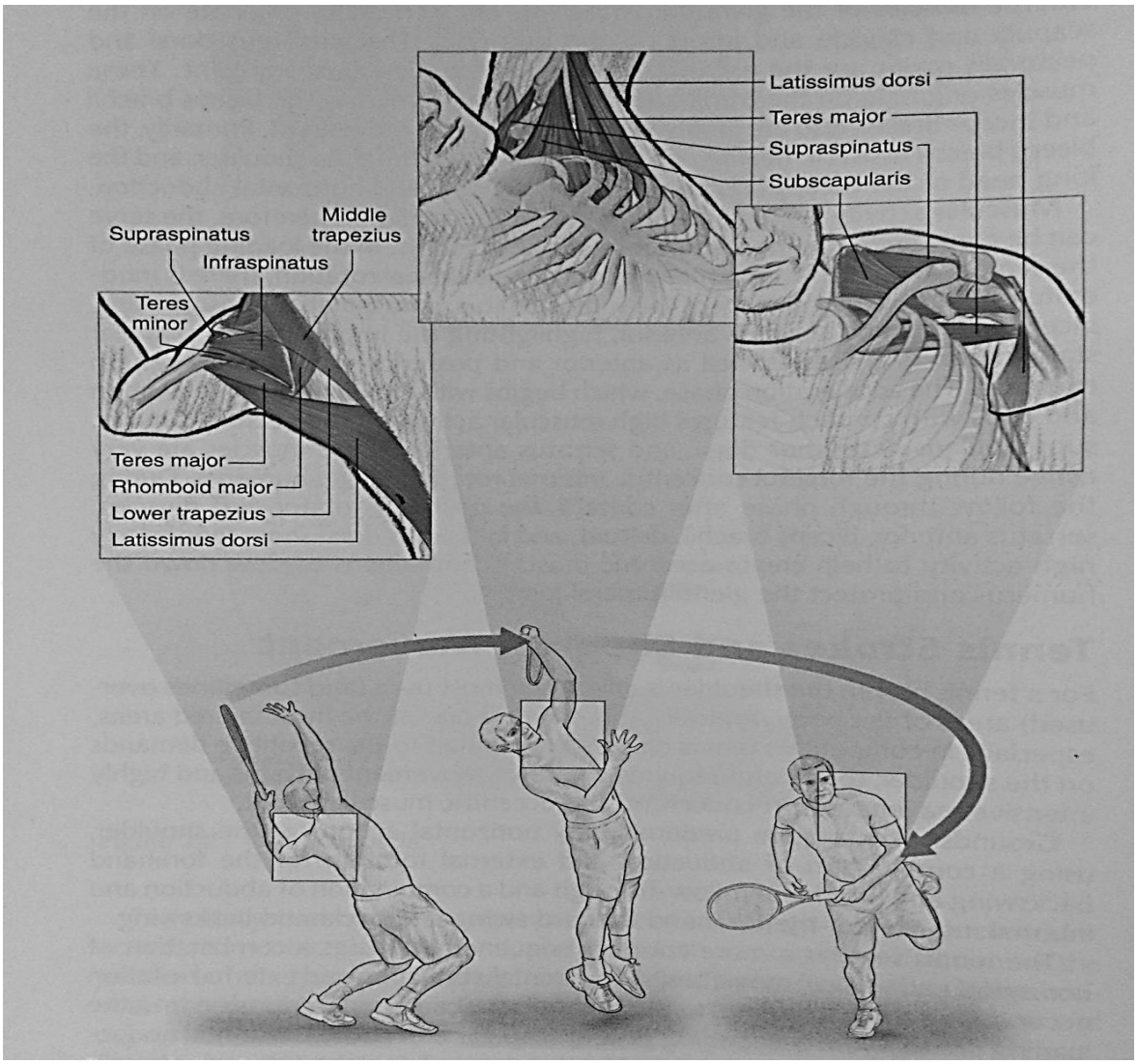
2.2.2. Tenis Oyunu, Servis ve Biyomekanik

2.2.2.1. Teniste Servisin Teknik Analizi

Tenis branşında başarılı bir oyun ortaya koymak için başlangıç vuruşu olan servisi biyomekanik olarak iyi bir şekilde atmak önemlidir. Servis performansını belirleyen en önemli faktörler atış hızı ve atılan servisin isabet oranıdır. Tenisçi sporcular sürekli olarak servis hızlarını geliştirmek amacıyla antrenmanlarını planlarlar. Profesyonel bağlamda servis hızı 250 km/h'e ulaşması servisi maçı kazanmak için önemli bir faktör olmaya getirir.

Servis hızında sporcunun antropometrik ve motorik özelliklerinin yanı sıra biyomekanik özelliğinin de uyum içerisinde olması gerekmektedir. Bu yüzden sporcunun performansı için fiziksel yapısı, kuvveti ve servis tekniğinin iyi olması gerekmektedir (Gelen vd., 2009). Servis kullanma esnasında kolun topa hızlanma aşamasında, subscapularis, pectoralis, major, anterior deltoid ve triceps kasları üst kol yüksekliğine ulaşmak için ve ileri doğru hareketi yapabilmek için eş zamanlı bir şekilde kasılarak hareketi meydana getirirler. Kolun servis atışına başlamasıyla Triceps kasları dirsek eklem açısında genişlik sağlayabilmek için Latissimus dorsi, subscapularis, pectoralis major ve ön kol pronatörleri ile iç omuz rotasyonunu ve ön kol pronasyonunu gerçekleştirmek için eş zamanlı şekilde kasılırlar. Son adım olarak bu kasılmaların yanında bilek fleksörleri de bilekte bükme gerçekleştirmek için eş zamanlı kasılarak servis atışı sağlanmış olur (Gelen vd., 2009).

Üst kol kasları hareket anında meydana gelen savrulmayı en aza indirmek için daha çok kuvvette ihtiyacı olur. Bu durumun bir sonucu olarak Fleksör, ekstensör, abdüktör ve addüktör kasların güçlendirilmesi gerekmektedir. Üst kol kasları arasında nöromüsküler koordinasyon ve dengeli olmak teniste başarılı bir servis atışında önemli bir etken olacaktır. Üst kol kaslarının arkasında bulunan triceps kasları tenisin çok önemli kaslarından biridir. Bunun sebebi dirsek ve omuzun tamamlayıcı kası olmasıdır. Performans açısından incelendiğinde, servis, backhand, smaç ve vole vuruşlarında triceps kası çok etkilidir. Servis veya başüstü tekniklerde, kinetik zincirin son safhalarından bir tanesi topa temas etmeden önce dirsekte meydana gelen genişleme örnek olarak verilebilir. Bunun gibi hareketler gücü üst kol ve gövdeden rakete ileten triceps kaslarında güçlü kasılma ile oluşur (Roetert & Kovacs, 2011).



Şekil 2.1. Servis tekniğinde kullanılan kaslar (Kaynak: Roetert & Kovacs, 2011).

2.2.2.2. Tenis Oyunu ve Biyomekanik

Tenis çok yönlü karmaşık hareketleri içerisinde bulunduran, maç ya da antrenman içerisinde çok yönlü ve hızlı hareketler, yön değiştirme, duruş ve etkili vuruşlar yapılması gereken bir spordur. Bunları yapabilmek içinde güç, kuvvet, endurans, çeviklik, stabilite, koordineli kinatik zincir aktivitelerinin içinde bulunması gerekmektedir (Samson, 2007; Kovacs, 2006; Clark, 2000; Martin, 2014; Zingaro, 2008). Birden çok etkeni ve vuruşu içeren tenis oyunun, temel vuruşlarından ve bazı durumlarda skor tablosunu etkileten temel unsurlardan biride servis tekniğidir. Başarılı bir tenis oyuncusu olmak için sporcuların sert ve hızlı servis atışları uygulamaları gerekmektedir (Subijana, 2009; Zingaro, 2008; Elliott, 1988). Bununla birlikte bir diğer taraftan servis atışının en fazla dirsek ve omurga yaralanmalarına sebep olduğu göz ardı edilmemesi gereken bir vuruş tekniğidir (Elliott, 1988). Oyunun içerisinde olduğu gibi

servis atışının etkili olmasında raket ağırlığı, boy uzunluğu, servis tekniği, topla temasın gerçekleştiği zaman raket hızı ve sonrasında topun hızı gibi birçok etki vardır (Zingaro, 2008). Biyomekanikte servis hızında önemli etkilerden bir tanesidir (Elliott, 2006; Zingaro, 2008; Roetert, 2009). Hareketler ve vuruşlar vücuttaki mekanik yapıların fonksiyonu ve oluşturdukları imteraktif momentlerle ortaya çıkmaktadır (Elliott, 2006; Kibler, 2006). Yaralanmaların oluşasında da genel anlamda; ortaya konan güç, dönme momenti vb. mekanik sebeplerle, dıştan gelen yer reaksiyon kuvveti, içten de kasların meydana getirdiği kuvvet, dönme momenti ve bunların eşitsizliklerinden dolayı ortaya çıkmaktadır (Elliott, 2006).

2.2.2.3. Servis ve Biyomekanik

Tenis branşında servis, topu yukarı atma ve düşüşe geçtiği zamanda topa vurmak için top, topa vuruş yapmaya yardımcı olan vücudun kısımları, gövde ve alt ekstremite arasında karmaşık, çok karışık koordinasyon sağlanması gereken, en zor tekniklerden biri denilebilir (Subijana, 2009). Teniste servis teknikleri 3 tanedir. Bunlar; içinde çok fazla güç ve hızı barındıran, topu ve raketi döndürme yapılmayan veya çok az yapılan, birinci servis niteliğinde ve sayı almak adına atılan servis tipi olan düz servistir, diğer teknikler ise rakette ve topta döndürme yapılan servis tekniğidir ve bu döndürme işlemi hız faktörünü düşürmektedir (Zingaro, 2008). Güçlü ve isabetli serviste raketin topa teması sırasında raketin hızı, temasın ardından top hızı önem arz eder ve temas anındaki raket hızı ile top hızı arasında ilişki söz konusudur (Tubez, 2015; Elliot, 1995; Zingaro, 2008).

Başta bir ifadeyle servis, kinetik zincir olarak tanımlanan, ilk olarak alt ekstremite hareketleri devamında ise gövde ve üst ekstremite rotasyonu ile devam eden karma bir hareket bütünüdür (Martin, 2014; Kovacs, 2011). Kinetik zincir, birbiri ile bağlantısı olan segmetlerin yavaşlama ve hızlanmasıyla ortaya çıkan, yüksek son nokta hızının meydana gelmediği kinetik bağlantı prensibinden yararlanır. Bu yüzden segmentler, kinetik zincirin en uzak serbest sonlarında en yüksek hızına erişir ve bu hızın ortaya çıkarak kinetik enerji, ilgili segmentlerin doğrusal hızını oluşturan doğrusal bileşen ce açısal hızını meydana getiren rotasyonel bileşi-enden oluşmaktadır (Subijana, 2009). Ancak bu yüksek hız ve etkili servis içim raket pozisyonunun uygunluğu, açısı ve hızını elde etmek için, kinetik zincir içindeki bütün segmentlerin koordineli bir şekilde fonksiyonlarını yerine getirmeleri gerekmektedir (Elliott, 2006; Elliott, 1988; Roetert, 2009). Bu durum ihlal edildiğinde serviste istenilen hız ve etkiye ulaşılmamasının yanında yaralanma faktörü de ortaya

çıkabilir (Elliott, 1988). Etkili bir fonksiyon, yüksek performans ve en az düzeyde yaralanma olasılığı, gücü meydana getirmede, kinetik zincirdeki bütün bağlantıların en uygun şekilde aktivasyonun sağlanması gerekmektedir. Eğer zincir içinde yer alan segmentlerden bir tanesi en uygun fonksiyon düzeyini sağlamazsa, bu segmentin görevini yerine getirmek için diğer segmentlere daha fazla yük biner. Bu durumda koordinasyon, zamanlama ve harekette mevcut olan akışı olumsuz etkileyecektir. Bundan dolayı performansta gerileme ve yaralanmada risk faktörü artışın meydana gelmesine ortam hazırlaya bilecektir (Elliott, 2006).

2.2.3. Teniste Kuvvetin Önemi

Kuvvet becerisi tenis branşında performansı etkileyen en önemli faktörlerden bir tanesidir. Bu durumda sergilenen performansın bir göstergesi şeklinde ifade edilir. Kuvvet, en hızlı şekilde topa yetişmenin yanında maç veya antrenman esnasında topa vuruşlarda hızı durumunu arttırmaktadır (Bozoğlu, 2017). Kartta etkili vuruş ortaya koymak için koşu durumunun iyi seviyede olması gerekmektedir (Ertem vd., 2013).

Tenis branşında patlayıcı kuvvetinin öneminin yanında ani dönüşler ve yön değiştirme, sıçrama ve hızlı kol hareketleri de önemlidir. Bir tenis branşında süre sınırı olmadığı için maçlar çok uzun süreler devam edebilmektedir. Süre sınırı olmayan spor branşlarında kuvvet performans için belirleyici bir durum olabilmektedir. Bu gibi durumlara bakıldığında bir tenis sporcusunda kuvvet ve dayanıklılık olmazsa olmaz özelliklerdir. Oyuncuların performans açısından hazır durumda durum da olması üst düzey antrenman durumlarına bağlıdır. Kuvvet antrenmanları direnç bandı, EMS, dumbell, sağlık topları gibi farklı metotlarla yapılabilmektedir. Bu antrenman yöntemleri ile servis hızında etkili bir artış sağlanabilir (Eren, 2019; Ant, 2020; Bozoğlu, 2017; Ateş, 2007).

2.3. Elektromiyostimülasyon (EMS)

Günümüzde kas kuvvetini artırmak için bir seçenek haline gelen elektriksel kas uyarım (EMS) sistemi ile vücutta yer alan iyonları cihaz yardımı ile hareket ettirilmesine yardımcı olmaktadır. İletken bantların bağlanması ile dokulara elektrik gönderilmesi sonucunda vücudumuzdaki pozitif yüklü iyonların negatif ve negatif yüklü iyonların pozitif yükle ters yönde değer almasıdır (Kaçoğlu, 2015; Taş, 2020).

Tanımsal açıdan bakıldığında EMS elektriksel kas uyarımı veya nöromüsküler elektrik uyarımı verilen uyaranla rahatsızlık seviyesini en az düzeyde tutmak için tasarlanmış

protokol sayesinde kasın yapay bir şekilde etkinleştirilmesini kapsamaktadır. EMS uzun süreli aktif şekilde kullanılmamış kas liflerinin tekrar eğitilmesi, kas kasılmasında kolaylık sağlama, kaslarda güç kapasitesini artırma ve uzun süreli hareketsizlik sırasında kas kütlesi ve kuvvet düzeyinin korunması gibi durumlarda rehabilitasyon amacıyla kas aktivasyonunu sağlamak amacıyla uzun süredir başvurulan bir yöntemdir (Johnston vd., 1977; Nitz & Dobner, 1987; Lake, 1992). EMS sağlıklı bireylerde kas gücünü artırmak için de kullanmıştır (Currier vd., 1979; Currier & Mann, 1983). Bununla birlikte günümüzde profesyonel sporcular üzerinde de kullanılmaya başlanılmıştır (Maffiuletti, 2006; Siff, 1990).

EMS kassal kuvvet artırımının yanı sıra hastalıkların tedavisi gibi alanlarda da kullanımı yüksek düzeyde olan bir yöntemdir (Boyacı, 2015). EMS spor yaralanması durumundan hariç metabolik hastalık durumu yaşayan kişilerde kas kaybının önüne geçmek, kas kütlesi ve işlevini tekrar aktif duruma getirmek için yaygın bir şekilde uygulanmaktadır (Sheffler & Chae, 2007; Prevost vd., 2015). Buna ek olarak; bireylerde kas gelişimi için yapıldığında istemli kasılmalara oranla daha az etkili olmasının yanı sıra sedanter bireyler veya sakatlık sonucu rehabilitasyon sürecinde ise pasif durumdaki kasları aktif hale getirme durumunda istemli antrenmanlara göre daha fazla verimli olduğu söylenebilir (Paillard vd., 2005; Bax vd., 2005; Seyri & Maffiuletti, 2011).

2.3.1. EMS Tarihsel Gelişim Süreci

Elektriksel akımların ilk kullanıldığı çalışmalar 1700'lü yıllara kadar uzandığı görülmektedir. Yapılan ilk çalışmalarda hayvanların üzerinde denenmiştir. Hayvanların kas ve sinirleri üzerindeki etkilerini incelenmiştir (Cajavilca vd., 2009). Buna ek olarak EMS, ameliyat ya da bir sakatlık sonucu kaslarda olan hasarı düzeltmek için uzun bir dönemdir fizik tedavi uygulamalarında kullanılmaktadır. EMS, omurilik yaralanması sonucu yakıp motor fonksiyonlarını tekrar aktif hale getirmek amacı ile rehabilitasyon tıbbında kullanılmıştır (Takada vd., 2021).

1960 yılının başlarında, iskelet kasında dener ve gerçekleştiğinde meydana gelen atrofiyi önlemek amacıyla başvurulan bir yöntemdir. Daha gelişmiş EMS cihazları üretildikçe, inme ya da omurilik yaralanmasından sonra merkezi sistem bozuklukları süren hastaların kullandığı önemli tedavi yöntemi olmuştur. Son 20 yıl boyunca üreticiler, çeşitli dalga formlarını iletebilecek formda EMS cihazları üreterek innerve olmuş kasları uyarmayı daha da kolaylaştırmıştır. Bu gelişmeler sonucunda EMS, ortopedik cerrahi, özellikle ön çapraz

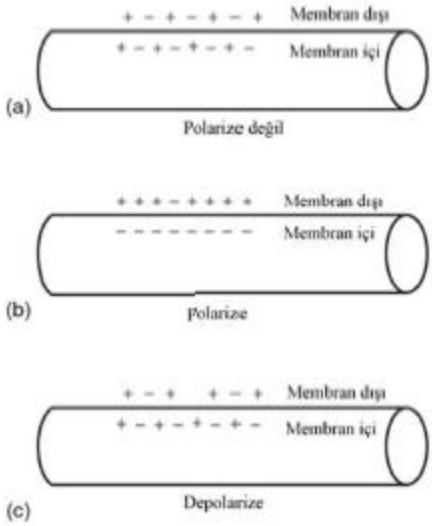
bağ rekonstrüktif cerrahi geçiren hastaların alt ekstremitelerinde güç kazanımını geliştirmek için çok daha yaygın şekilde kullanılmıştır (Foster vd., 2002).

EMS ünitelerinin gelişmesinin üzerine nöromüsküler patolojisi mevcut olmayan kişiler için de eğitim yöntemi olarak kullanılmasına ilgi yıllar boyunca artış göstermiştir. Sonuç olarak sağlıklı bireylerde kullanımın artması EMS cihazlarının gelişmesine olanak sağlamıştır. EMS cihazlarının gelişmesi ve kullanım düzeyi birbiri ile paralellik göstermiştir (Malatesta vd., 2006).

2.3.2. EMS'nin Kimyasal Mekanizması

Elektriksel kas uyarımı yani EMS'nin çalışma biyokimyası incelendiğinde vücutta yer alan iyonların elektriksel uyarım sayesinde hareket ettirilmesine dayanmaktadır. Başka bir ifadeyle vücuttaki iyonların hareketi ile biyokimyasal etki oluşturulmasını sağlamayı amaçlanmaktadır. Vücuda verilen elektriksel uyarım pozitif yüklü iyonun hareketini sağlayıp negatif kutba dönüştürmesidir. Bununla birlikte negatif yüklü iyonları da pozitif kutba doğru hareket etmesini sağlamaktadır. Eğer verilen elektrik uyarımı aralıklı olarak veriliyorsa akımın olmadığı durumlarda iyonlar ilk konumlarına doğru harekete geçerler (Forehand, 2009; İlbak, 2021). Hücre zarında bulunan sıvıda birikmiş bir şekilde depo edilen potasyum iyonları ve hücre zarı dışındaki birikmiş şekilde bulunan kalsiyum ve sodyum yoğunluğu sebebi ile normal bir sinir hücresinde içeride ve dışarıda iyon yoğunluk farkı görülebilmektedir. Bu yüzden iyon yapısının iç ve dış kısmında 60 ile 90 ml volt (mv) arasında değer kadar potansiyel fark meydana gelebilmektedir. Bir sinir hücresinin hücre dışında pozitif iyonların, hücre zarının içerisinde ise negatif yüklü iyonların var olması o hücrenin dinlenik durumda olduğunun göstergesidir. Sodyum yoğunluğu; hücre dışında, hücre içine göre yoğunluk bakımından fazla olduğu durumlarda hücre dinlenik durumdadır. Potasyum için ise bu durum tersi şekilde görülmektedir. Bu aksiyonlara ek olarak hücre zarının potasyum geçirgenlik durumu sodyum geçirgenlik durumundan fazla olduğu görülmektedir. Bu durumun sebebi olarak ise membranda sodyum kapısız kanalından daha fazla sayıda potasyum kapısız kanalı şeklinde belirtilebilir. Bunun bir sonucu olarak, dinlenik membran yapısı potasyum denge potansiyeline sodyum potansiyeli daha elverişlidir. Denge potansiyeli durumunda bulunan sinir yapısı içerisinde sodyum için +60mv potasyum değeri için +100mv'dir. Hücre zarındaki kanallar, iyon dengesini etkileyen önemli unsurlardır. Bu kanalların seçici olan yapısı, bazı iyonların geçişine izin verirken diğerlerinin hücre yapısından geçişini engellemektedir. İki kapı bulunmaktadır. Bunlar açık ve kapalı

kapılardır. Biri voltaj kapılı bir diğeri ise kapısız kanal şeklinde isimlendirilir. Dinlenmiş halde bulunan potansiyel yapının korunmasında önemli rol oynayan kapısız kanallar sürekli açık halde bulunur ve dış etmenlerden çok fazla etkilenmemektedir. Buna ek olarak bu kanallar potasyum ve sodyum iyonlarının pasif geçişlerinde sorun olmazlar (Nanda, 2008; Forehand, 2009; Treacy, 2013). Bir uyarının olmadığı durumda hücre zarı kutuplaşmamış durumdadır. Membranın bir tarafında bulunan pozitif iyonlarının sayısına eşit olarak diğer tarafında negatif iyonlar bulunmaktadır. Elektriksel olarak uyarı alan bölge üzerinde plazma membran boyunca potansiyel farkında bir azalma görülmektedir. Bu azalmanın bir sınırı yoktur. Var olan seviyeye ulaşıldığında membranın sodyum iyonlarına geçirgenliğe hazır duruma gelmektedir. Bunun sonucu olarak da membranın içinde ve dışında iyon geçişlerinin eşitliği sebebiyle "polarizasyon" ortaya çıkmaktadır. Pozitif yüklü iyonlar membranın dışında fazla, negatif yükler de membranın içinde çok sayıda bulunmaktadır. Sodyum iyonlarının membran içine doğru çok hızlı hareket etmesi sodyum iyonlarının geçirgenlik durumlarının aktif olması sonucu meydana gelir. Bu aktif halde bulunma hücre içi ve dışında farklı yoğunlukların ortaya çıkmasına neden olur. Polarizasyonun, potansiyel farklarda meydana gelen azalmada +25mv'le +50mv eşik değerlerine gelene kadar tek yönlü bir şekilde devam eder. Ters durumda ise polarizasyonun, hücre içi pozitif, hücre dışı ise negatif yükle yüklenerek "depolarizasyon" olarak adlandırılan oluşum gerçekleşmektedir. Ortaya çıkan bu durumdan sonra geri hareket eden sodyum iyonları ve uyarılan hücre dinlenik membran potansiyeline şekline dönüşerek "repolarizasyon" meydana gelmektedir. Bu farklılıklar "aksiyon potansiyeli" şeklinde de ifade edilebilmektedir. Aksiyon potansiyelinin oluşması için bilinmekte olan kural 12 mv değerinden fazla uyarı verilmesi kuralıdır. Sinirlerde elektron akışının oluşturulabilmesi için aktif ve dinlenik yapılar içinde farkın meydana getilmesi gerekmektedir (Nanda, 2008; Knight vd., 2012).



Şekil 2.2. Bir sinir membranın içi ve dışının üç durumda (polarize değil, polarize, depolarize) pozitif ve negatif iyon dağılımı (Kaynak: Knight & Draper, 2012)

2.3.2.1. Aksiyon Potansiyeli

Depolarizasyon ve repolarizasyonun birbirini takip etmesi sonucu sinir iletim sisteminin yapı taşı olan aksiyon potansiyeli verilen uyarıya karşılık olarak meydana gelmektedir. Bu durum anlam bakımından bir uyarıcının sinir yapısının boyunca uyarılması temeline ortaya çıkartır. Dış yapısına göre iç yapısında daha fazla negatif iyon olan sinirin dinlenik hal durumu, hücre iç yapısı ve dış yapısı arasında oluşan potansiyel fark -60 ile -90 mV değerindedir (dinlenik hücre içi potansiyeli). Sinir yapısına yeterli düzeyde elektriksel uyarı uygulandığında hücre içi uyarılan bölgede hızlı bir şekilde depolarize meydana gelirken hücre içinde bulunan pozitif yüklü iyonlar içeri doğru hareket ederler. Bununla birlikte negatif yüklü iyonlar ise dışarıya doğru hareket halindedirler. Gerçekleşen elektriksel değişim yakında bulunan hücre içi yapısın da depolarizasyon oluşturarak, yakında olan dokuların da depolarizasyon oluşmasına neden olarak bu yapıda ilerlemesini sürdürür. Bu hücre zarı potansiyeli +30mv'luk değere ulaşılana kadar devam eder. Bu durumdan sonra hücre zarı yapısında sodyum geçirgenliğini düşürerek, potasyum geçirgenliğini arttıracak şekilde potasyum kanalları açılmaktadır. Bu durumun sebebi ise hücre içinde olan potasyum yoğunluğundaki artıştır. Devamında potasyum iyonları hücre dışına doğru hareket etmeye başlar. Bu durumda hücre yapısının repolarize olmasına sebebp olarak membran (hücre zarı) potansiyelinin -60mv ile -90mv durumunda ki dinlenik yapı formuna tekrar döndürmektedir. Aksiyon potansiyeli şeklinde ifade edilen bu olay, membranda peş peşe meydana gelen depolarizasyon ve repolarizasyon durumları ve membran boyunca iyonların birbirini

izlemesi şeklinde ifade edilir. Uyarıda şiddet ve süre bakımından bir artış yapılması aksiyon potansiyelinde hız ve gen yapı durumunda bir değişikliğe sebep olmamaktadır. Uyarının büyük olması durumu da aksiyon potansiyelinde bir artma ya da azalma durumunu etkilememektedir. Başka bir ifadeyle uygulanan şiddetin en düşük ya da en yüksek değerde olması aksiyon potansiyeli yani depolarizasyon akımını gerçekleştirmektedir (Şekil.2) (Draper vd., 2012; Nanda, 2008).



Şekil 2.3. Bir aksiyon potansiyeli (Kaynak: Nanda, 2008; Treacy, 2013)

Postsinaptk sinir ya da kas hücresinde sinaps meydana getiren aksiyon potansiyeli sinire uyarıda bulunabilmek için aksiyon istasyonuna ulaşmak zorundadır. Kas lifleriyle sinaps oluşturan motor sinirinin akson dalıdır. Motor sinir yapısının sinaps oluşturduğu kas fibrilleri motor ünite şeklinde ifade edilir. Meydana gelen bu ünitenin oluşmasına sebep olan fibriller, yeteri miktarda gelen uyarının geldiği sinaps yapan sinir hücresi ile gerçekleşen aksiyon potansiyeline bir cevap verebilmek için maksimum düzeyde kasılma gerçekleştirir. Aksiyon potansiyelinin oluşması ile açık olması gereken sodyum kanallarının meydana gelmesi için eşik düzeyde bir uyarının alınması gereklidir. Alınan uyarının başlangıçtan bitişe kadar aynı hız ve şiddet düzeyinde iletilmesi gerekmektedir. Eğer uyarı eşik değerin altında verilirse aksiyon potansiyelinin gerçekleşmemesinin nedeni sodyum kanallarının açık olmasına sebep olacak büyüklükte olmamasından kaynaklıdır. Bu duruma "ya hep ya hiç" yasası denilmektedir. Bu yasadan kaynaklı aksiyon potansiyelinin yarım olması gibi bir durumun

ortaya çıkmayacağı görülmektedir (Khurana, 2005; Plotnik & Kouyoumdjian, 2013; Clark, 2005; Sircar, 2008; Sherwood, 2006).

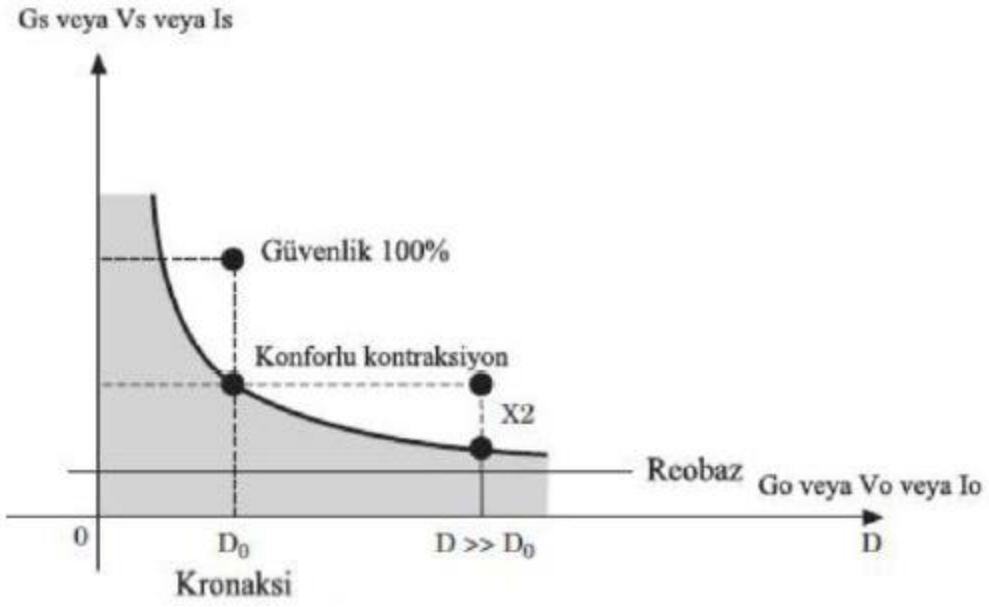
Sinir repolarizasyonu oluşana kadr başlamış durumda olan bir aksiyon potansiyeli farklı bir aksiyon potansiyelini gerçekleştiremez. Depolarizasyon başlamasından, hücre zarının başka bir uyarı alacak seviyede olacağı hiperpolarizasyon bitimine kadar olan durumu refrakter periyot şeklinde ifade edilir. Mutlak ve göreli refrakter olarak iki farklı fazdan meydana gelmektedir. Mutlak refrakter periyotta depolarizasyon ve repolarizasyon süresini içeren bu süre esnasında sodyum kanallarının açık olmasından kaynaklı hücre membranı bir aksiyon potansiyeli gerçekleştiremez. Bir aksiyon potansiyeli repolarizasyon fazı esnasında aktive olmayan kanalların kapanması sonrası kanallar bir süre daha kapalı durumda olur ve bu esnada hiçbir aksiyon potansiyeli gerçekleştiremez. Sinire ne kadar güçlü uyarı uygulanırsa uygulansın sinir daha fazla uyarılamaz. Mutlak refrakter periyodunun önemli yanı aksiyon potansiyelinin ateşleme durumunu sınırlama ve aksiyon potansiyelinin yanlış yöne doğru gitmesinin önüne geçmesidir. Göreli refrakter periyotta ise sodyum kanallarının bazıları kapalı durumdadır. Bu durumda bir sonraki aksiyon potansiyeli için hazır durum da olduğunu göstermektedir. Kimi zaman bir aksiyon potansiyeli repolarizasyon düzeyi dinlenik potansiyelin üstünde kalır ve tekrar dinlenik düzeye gelemeden hemen önce hücre zarında hiperpolarizasyon meydana gelir. Bu durumun ortaya çıkması ise yüksek geçirgenlik durumundadır. Bununla birlikte hücre zarının potansiyeli potasyum denge potansiyeline yaklaşmış durumda olur. Bu hiperpolarizasyon süresine eş değer olan göreli refrakter periyotta membrana uyarıda bulunabilir. Bu durum için daha büyük bir uyarı sağlanmalıdır. Bu periyotta uyarım süresi kademeli olarak kazanılmaktadır. Bu durumla yeni bir aksiyon potansiyeli için membran daha az bir zaman da uyarılabilir duruma gelir (MacIntosh vd., 2006; Nanda, 2008; Forehand, 2009; Knight vd., 2012).

2.3.2.2. Elektriksel Akımların Şiddet-Süre Eğrisi

Luigı Galvani pil ve kapasitör kullanarak sinir uyarısı meydana getirme çalışmaları esnasında bir sinir uyarısı meydana getirmek için uyarının süre ve şiddet bakımından ne kadar uygulanacağı, uyarı ve uyarılabilirlik arasında bulunan ilişkinin açıklanmasında zorluklarla mücadele etmiştir. Akımın şiddet ve süresi arasındaki ilişki ile ilgili Hoorweg ve Weiss öncesinde empirik şeklinde ifade etmelerine rağmen ilk defa Louis Lapicque bu durumu ifade eden teorik bir model ortaya koymuştur. Lapicque, bir aktivite oluşmasına sebep olacak minimum akım şiddeti olan reobaz ve reobaz değerinin iki katı kadar şiddette

olan verilen akımın bir uyarısağlaması için gereken minimum süre olan kronaksi ifadesini literatüre katmıştır (Brunel & Van Rossum, 2007; Irnich, 2002; Irnich, 2010).

Aksiyon potansiyelinin oluşması için sinir fibrillerinin yeterli düzeyde şiddet ve süreyle uyarılması gerekmektedir. Belirli süre boyunca ve bu süre içerisinde minimum şiddette bir uyarının verilmesi sonucu aksiyon potansiyeli ortaya çıkar. Bu değer eşik şiddet şeklinde adlandırılır. Bir dokunun uyarılabilirlik düzeyinin uyarının şiddet ve süre değerleri ile belirlenmesi şiddet-süre eğrisi şeklinde ifade edilir (Ashley vd., 2005; Merrill vd., 2005). Uyarının şiddeti ve süresi arasında bulunan ilişki uyarının farklı sürelerde uygulanmasıyla her süre için farklı bir eşik şiddet değerini karşımıza çıkartır. Bu durumdan sonra şiddet-süre eğrisi grafiği oluşur (Khurana, 2005). Ortaya çıkan eğride atım süresinde artış meydana gelirken uyarının şiddetinde düşüşün yaşanmasıyla bilinmektedir (şekil 4) (Holsheimer vd., 2000). İlerleyen sinir fibrili hizasınca potansiyel üzerinde gerçekleşen farklılık göstermesi şiddet süre ilişkisinin etkisidir. Gerçekleşen bu durum polarizasyonu, ısıyı, elektrot boyutunu ve aralarında olması gereken uzaklıkta şiddet ve süreye etki etmektedir (Tasaki, 1939; Irnich, 2010).

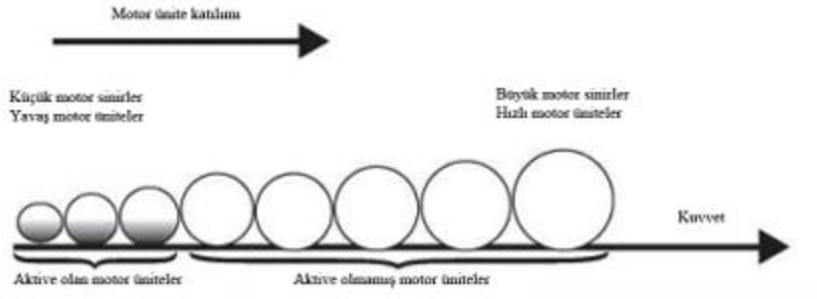


Şekil 2.4. Lapicque modeli: Elektriksel alan eşiği (Gs) ve atım süresi arasındaki ilişki (D). Gri bölge depolarizasyon için yetersiz elektriksel alan, beyaz bölge elektriksel alan için yeterli alan. İki bölgeyi ayıran eğri zamana göre eşik değer varyasyonlarını göstermektedir. Zamana bağlı olarak akım (Is) ya da Voltaj (Vs) değerlerini kullanarak aynı eğri elde edilebilir (Clementy vd., 2002).

2.3.3. Ems'nin Fizyolojik Mekanizması

Derinin üzerine yerleştirilen elektrotlar sayesinde kas ve sinirlere elektriksel akımlar gönderilmektedir. Bu akımlar motor nöronların depolarizasyonu aracılığıyla direk, duyusal afferentlerin depolarizasyonu aracılığıyla da indirek aksiyon potansiyeli oluşturur ve kasta istemsiz kasılmaların meydana gelmesine sebebiyet vermektedir. Uyarının verildiği bölgeye bakılmaksızın kasılmalar öncelikli olarak uyarı veren elektrodun altında yer alan motor aksonlara uyarı verir. Buna ek olarak duyusal aksonları da aktif hale getirebilir. Uyarı veren elektrotlar bölgesel bir elektiriksel akım alanı meydane getirirler. Bu durumda nöronlara yakın durumda olan hücre membranlarını depolarize etmektedir. Depolarizsayon seviyesi kritik eşiğe ulaştığında hücre dışından içine doğru oluşan sodyum iyonunun akışı uyarı noktasından her iki tarafa doğru ilerleme kat eden aksiyon potansiyelinin oluşmasına sebep olur. Distal yönlü olan potansiyel motor son plağa ulaşır ve kas fibrilinin kasılmasına yol açar (Siff, 1990; Peckham & Knutson, 2005; Dehail vd., 2008; Bergquist vd., 2011; Kemmler & von Stengel, 2012).

EMS'nin teorik olarak bir tane avantajı vardır. Bu avantaj; istemli bir şekilde aktivasyonun sağlanması zor olan hızlı motor liflerinin aktifleştirilmesidir. EMS uygulaması esnasında Henneman'ın ortaya koymuş olduğu boyut prensibi devre dışı kalmaktadır (Şekil 5) (Henneman vd., 1965; Zatsiorksy & Kraemer, 2006; Dudley & Stevenson, 2008; Ratamess, 2008). Ortaya konulan boyut prensibi esnasında inen yönlü nöral sürüş ve refleksif girdiler tarafından aktif duruma getirilen motor ünitelerin katılımı önce küçük motor üniteler (yavaş kasılan fibriller, yorgunluğa daha dirençli, daha az sayıda, daha küçük çaplı) sonra büyük motor ünitelere (daha çok sayıda, hızlı kasılan fibriller, daha nüyük çapta, çabuk yorulan) doğru gerçekleşir (Henneman vd., 1965; Dudley & Stevenson, 2008; Bergquist vd., 2011). EMS uygulamasında ise buna benzer bir sıralama ve seçicilik olmadığı için motor ünite senkronizesi daha kolay bir şekilde gerçekleşmektedir (Gregory & Bickel, 2005). Motor ünitelerin katılımı elektrotların tipine, yerleştirildiği yerlere, yüzeyine, uyarının verildiği dokunun iletkenliğine ve elektrik akımının şiddetiyle alakalı bir durumdur (Dehail vd., 2008).



Şekil 2.5. Henneman'ın motor nöron katılımında boyut prensibi (Kaynak: Zatsiorsky & Kraemer, 2006)

EMS esnasında dışarıdan uygulanan düşük voltajda elektriksel akımlarla büyük motor üniteleri büyük çapta olan aksonlarında mevcut olan ranyier boğumlarının, küçük aksonların tersine daha geniş aralıkta olmasından sebep hücre zarında voltaj değişiminde artış meydana gelmektedir. Bundan sebeple büyük motor üniteler daha az seviyede akson direncine sahip olurlar ve dışsal bir şekilde uygulanan akımlarla daha kolay şekilde depolarize gerçekleştirirler (Peckham & Knutson, 2005; Bergquist vd., 2011). Bu durumla birlikte elektriksel akımlarla kastaki motor üniteler seçici olmayan ve senkron katılımla aktive edilmiş olur. Bu duruma ek olarak EMS uygulaması esnasında ağrı reseptörleri vasıtasıyla yani refleks yöntemiyle büyük motor üniteler aktive konuma gelmektedir. Bunun yanında EMS'nin kuvvet (nöral ve kassal) (Maffiuletti vd., 2002; Singer, 1986; Brocherie vd., 2005; Pichon vd., 1995; Farthing, 2009), kas kütlesi (hipetrofi) (Maffiuletti vd., 2006; Gondin vd., 2011b), sıçrama yüksekliği (Maffiuletti vd., 2002b; Babault vd., 2007; Maffiuletti vd., 2009), sprint (Maffiuletti vd., 2009; Brocherie vd., 2005), atrofiden korunma (Hainaut & Duchateau, 1992; Delitto vd., 1988; Bax vd., 2005; Maffiuletti, 2010), toparlanma (Babault vd., 2011) ya da spor dalına özgü performans (Pichon vd., 1995; Brocherie vd., 2005) gibi durumlarda olumlu etkilerin olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur. Bunun yanında EMS'den ziyade istemli bir kasılmanın kas kuvveti açısından daha sağlıklı olduğu görülmektedir (Garhammer, 1983; Hainaut & Duchateau, 1992; Holcomb, 2005; Requena vd., 2005; Seyri & Maffiuletti, 2011). Bu durumun sebeplerinden bir tanesi de optimal spatial motor ünite aktivitesine sınır üreten kesintisiz şekilde uygulanan elektrik akımı olmaktadır. Başka bir sebep olarak ise istemli kasılma sırasında aktif duruma gelen sinerjist ve stabilizatör kas gruplarının EMS sırasında stimüle olmaması ve EMS'nin kaslar arasında koordinasyonu sağlamada kolaylık etkisi üretememesidir. Bununla birlikte EMS esnasında gereken enerji anaerobik glikoliz sisteminden sağlanmasından dolayı fosfokreatin ve glikojen depolarının azalması durumundan kaynaklı laktik asit birikimi ve hücre içinde pH'ın düşmesinden kaynaklı erken yorgunluk ortaya çıkmaktadır. EMS'nin

sınırlılıklarından biri motor ünitelerin senkron katılımı ve sabit aralıkta aktivasyonları sebebiyle kaslarda oluşan yorgunluğun istekli şekilde yapılan performansa göre daha hızlı oluşmasıdır (Sheffler & Chae, 2007; Paillard, 2008; Papaiordanidou vd., 2010; Hennessy vd., 2010; Kemmler vd., 2012).

2.3.4. Elektromiyostimülasyon ve Kuvvet Gelişimi Antrenmanlarına Örnekler

Brocherie ve arkadaşlarının 17 buz hokeyi sporcusu ile yaptığı çalışmada EMS uygulamasını haftada üç gün ve üç hafta olacak şekilde uygulamıştır. EMS uygulmasını 30 kasılma (4 saniye, 85 Hz) şeklinde yapılmış olup izokinetik kuvvetlerinde anlamlı düzeyde fark bulmuştur ($p<0.05$) (Brocherie vd, 2005).

Maffiuletti vd.'nin basketbol sporcularına uyguladığı EMS antrenmanı uygulamıştır. Uygulama haftada 3 gün ve 4 hafta süresince yapılmıştır. EMS uygulaması 48 kasılma (3 saniye uyarı- 17 saniye dinlenme ve 100 HZ) şeklinde yapılmıştır. Sonuçlarda ise izometrik kuvvette ve squat sıçramalarında anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0.05$) (Maffiuletti vd, 2000).

Herrero vd.'nin sağlıklı bireylerde uyguladığı 4 hafta ve haftada 4 gün olan EMS uygulaması kapsamında 5 Hz ısınma protokolünden sonra uygulanan 53 kasılma (3 saniye uyarı- 30saniye dinlenme, 120 Hz) sınuçunda kuvvette anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0.05$) görülmüştür (Herrero vd, 2006).

2.4. Direnç Lastiği

Direnç lastikleri; herkes için rehabilitasyon, sağlık ve antrenman olarak farklı direnç egzersizleri sağlamaktadır. Bununla birlikte hareket yeteneğini arttırmada, yaralanma tedavisi veya önleme hususunda, sporcu bireylerin performans artışlarında ve vücut formunu geliştirmede önem arz etmektedir (Page & Ellenbecker 2005). Günümüzde kullanımı kolay, ekonomik, güvenli ve çok amaçlı kullanma sansı verdiği için direnç lastiklerinin kullanım durumlarının arttığı gözlemlenmektedir (Biçer vd., 2015; Akman 2020; Kırıcı, 2019).

Bir tane direnç bandı ile çok çeşitli egzersizler yapılabilmektedir. Temel kas gruplarında güç artışına olanak sağlayabilir. Bununla birlikte aktive edilmesi çok kolay olmayan bazı özel kas grupları çalıştırılıp güçlenmeleri sağlanabilir (Page & Ellenbecker 2005).

Araştırmalar sonucunda direnç lastiği egzersizlerinin, izomotik direnç egzersizleriyle aynı sonuçların elde edildiği görülmüştür. Direnç bantları, izotonik direnç aletlerinin aksine yer çekiminin etkisi ile çalışmazlar. Direnç lastiklerinin uzunluk artışının etkisi ile uyguladıkları direncin artığı alettir. Lastiklerin uzunluğu ne kadar artarsa uyguladıkları dirençte o kadar

artar. Direnç lastikleri ile birden fazla eklemi aynı anda etkili bir şekilde çalıştırmak mümkündür. Bunun yanında eklemin üzerindeki etkiyi alarak baskıyı hafifletmektedir (Page & Ellenbecker 2005; Akman, 2020; Selçuk, 2014; Ak, 2019).

Direnç bandları ile yapılan egzersizlerde tek eklem çalışmasının yanı sıra aynı anda birden fazla eklemi aktif bir şekilde çalıştırabilmektedir. Bununla birlikte eklemlere uygulanan kuvveti azaltarak baskıyı hafifletir (Page & Ellenbecker 2005; Akman, 2020; Selçuk, 2014; Ak, 2019).

2.4.1. Direnç Lastiği Seçimi

Direnç bantları renklerine göre zorluk seviyesinde artışın meydana geldiği aletlerdir. Renkleri; ten rengi, kırmızı, yeşil, sarı, siyah, gümüş, mavi, siyah ve altındır. Kişinin seviyesine bakılarak hangi renk direnç lastiği kullanacağı tespit edilmektedir. Direnç lastiği antrenmanında bireyin 15 tekrar yapabileceği bandı tercih etmesi gerekmektedir (Kocaoğlu, 2015).

Direnç bantlarının zorluk seviyeri renklerine göre çeşitlilik göstermektedir. Direnç bandının renkleri; sarı, kırmızı, siyah, gümüş, ten rengi, altın, mavi, yeşil olmak üzere 8 tanedir. Direnç bandının renkleri kişinin kondisyon seviyesine göre belirlenmektedir. Bu sebepten dolayı kişinin renk seçimi belirlenirken hareketin 15 tekrar yapabilecek şekilde tercih edilmelidir (Kocaoğlu, 2015).

Tablo 2.1. Direnç banlarının esnetilmesi ile oluşturulan kilo tablosu (Thera-Band Academy)

	Sarı	Kırmızı	Yeşil	Mavi	Siyah	Gümüş	Altın
%25	1.1 kg	1.5 kg	2 kg	2.8 kg	3.6 kg	5 kg	7.9 kg
%50	1.8 kg	2.6 kg	3.2 kg	4.6 kg	6.3 kg	8.5 kg	13.9 kg
%75	2.4 kg	3.3 kg	4.2 kg	5.9 kg	8.1 kg	11.1 kg	18.1 kg
%100	2.9 kg	3.9 kg	5 kg	7.1 kg	9.7 kg	13.2 kg	21.6 kg
%125	3.4 kg	4.4 kg	5.7 kg	8.1 kg	11 kg	15.2 kg	24.6 kg
%150	3.9 kg	4.9 kg	6.5 kg	9.1 kg	12.3 kg	17.1 kg	27.5 kg
%175	4.3 kg	5.4 kg	7.2 kg	10.1 kg	13.5 kg	18.9 kg	30.3 kg
%200	4.8 kg	5.9 kg	7.9 kg	11.1 kg	14.8 kg	21 kg	33.4 kg
%225	5.3 kg	6.4 kg	8.8 kg	12.1 kg	16.2 kg	23 kg	36.6 kg
%250	5.8 kg	7 kg	9.6 kg	13.3 kg	17.6 kg	25.3 kg	40.1 kg

2.4.2. Direnç Lastiği ile Egzersiz

Direnç bandlarıyla yapılan egzersizler birden fazla eklem hareketinin bir seferde yapılma imkanı vermektedir. Bu durumda yapılan egzersizin verimlilik düzeyini arttırmaktadır (Biçer vd., 2015).

2.4.3. Direnç Lastiği Egzersizleri Uygulanırken;

1. Vücudun hizası ve duruş biçimi önemlidir. Omuz ve kalçalar aynı hizada olmalıdır. Karın bölgesi sıkı olup dizler rahat bir pozisyonda olmalıdır.
2. Direnç bandı uygulaması esnasında ısınma ve soğuma egzersizleri yapılmalıdır.
3. Egzersizlerin uygulama aşamasında hareketler yavaş ve kontrollü şekilde yapılmalıdır.
4. Egzersizler gerçekleştirilirken eklemlerin aşırı genişlemesi ya da esnemesine dikkat edilmelidir.
5. Egzersizler uygulanırken nefes kontrolünün sağlanması gerekmektedir.
6. Başlangıç seviyesinde olan bireylerin kendilerini rahat hissedene kadar lastik olmadan egzersiz yapmaları önerilmektedir. Kişi kendini rahat hissettikten sonra lastiğe geçmelidir. Bu kişiler temel kas yapılarını içeren 8–10 hareketle başlamalıdır.
7. Renk seçiminde hareketlerin 10-15 tekrar ve 2-3 set yapılabilecek düzeyde seçimine dikkat edilmelidir.
8. 10-15 tekrarlı 3 set kolay şekilde yapılabiliyorsa renk olarak bir sonraki zorluk düzeyine geçilmelidir (Thera-Band Academy).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Araştırmanın bu bölümünde, araştırma grubundan, çalışmanın prosedüründen, veri toplama araçları ve yöntemlerinden, sonucunda ulaşılan verilerin analizinden bahsedilecektir.

3.1. Araştırma Grubu

Bu araştırmanın antrenman grubunu Yozgat Bozok Üniversitesinden 27 (kadın ve erkek) gönüllü katılımcı oluşturmaktadır. Katılımcıların yaş ortalaması 21±2,14 olarak hesaplanmıştır. Katılımcılar rastgele olarak EMS, direnç bandı ve kontrol grubu olmak üzere 9'ar kişilik 3 gruba ayrılmıştır.

Bu çalışmanın etik ve bilimsel açıdan uygun olduğuna dair Yozgat Bozok Üniversitesi Rektörlüğü Sosyal ve Beşeri Etik Kurulundan 31.03.2023 tarihinde E-55135017-300-134434 karar numarası ile gerekli izinler alınmıştır (EK-1). Katılımcılara çalışma hakkında bilgi verilmiş ve bilgilendirilmiş gönüllü olur onam formu imzalatıldıktan sonra gerekli ölçümler yapılmıştır.

3.2. Veri Toplama Araçları

Bu bölümde vücut ağırlığı, boy uzunluğu, internal shoulder rotation – external shoulder rotation – full squat – shoulder press – dumbell lateral raise – dumbell frontal raise – bent-over shoulder raise hareketlerinin 1 tekrar maksimal kuvvet belirleme ölçümlerinden bahsedilecektir.

3.2.1. Boy Uzunluğu

Boy uzunluğu ölçümleri esnasında 0,01 m hassasiyetine sahip olan boy skalası ile ayak topuklarının birleştirilmiş, baş dik pozisyonda ve gözler karşıya bakacak bir şekilde (cm) cinsinden ölçümler gerçekleştirilmiştir (Özer, 1993).

3.2.2. Vücut Ağırlığı

Ölçüm hassasiyeti ±0.1 kg olan elektronik laboratuar basküllünde (Seca, Vogel & Halke, Hamburg) gönüllü katılımcıların vücut ağırlığı kaydedilmiştir.

3.2.3. Maksimal Kuvvet Ölçüm Yöntemi

Bireylerin ekleminin hareket açısı boyunca doğru şekilde bir kere de kaldırabildiği en büyük ağırlığa bir tekrar (1-RM) denir. Bu maksimal kas kuvvetinin ölçümüdür. Çalışmamızda internal shoulder rotation, external shoulder rotation, full squat, shoulder press, dumbell

lateral raise, dumbell frontal raise, bent-over shoulder raise hareketlerinde maksimal kuvvet ölçümü yapılmıştır.

3.2.4. Radar Servis Hızı Ölçümü

Katılımcılar belli bir sıralama ile servis atışlarını gerçekleştirmek için çağrılır. Servis atışından önce bireylerin ısınması gerçekleştirilmiştir. Servis atışı 8 tekrar olacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Atışların en yüksek değeri olanı kabul edilmiştir. Radar servis atışının tam karşısına ve filenin alt bölümüne yerleştirilmiştir.

3.2.5. EMS Uygulaması

EMS'deki katılımcıların ön, arka ve yan omuz olmak üzere toplam 3 bölgesine uygulanmıştır. Antrenmanlar beurer marka EMS cihazı ile yapılmakta olup haftada 3 gün toplamda 8 hafta uygulanmıştır.



Şekil 3.1. Beurer Marka EMS Cihazı

3.3. Verilerin Toplanması

3.3.1. Boy Uzunluğu ve Vücut Ağırlığı Ölçümleri

Boy uzunluğu ve vücut ağırlığı ölçümleri; 1mm hassasiyetinde metal bir boy skalasıyla ölçülmüştür. Katılımcıların çıplak ayaklı ve dik pozisyonda olmalarına önem verilmiştir. bununla birlikte vücut ağırlığı 100 gr. Hassaiyete sahip Seca Marka elektronik basküle gerçekleştirilmiştir. Vücut ağırlığı ölçümleri sırasında da çıplak ayak, şort ve tişörtle ölçüm yapılmıştır. Vücut Kitle İndeksi ölçümleri (VKİ) ise ağırlık (kg) / boy (m^2) şeklinde hesaplanmıştır.



Şekil 3.2. Seca 767 Boy ve Vücut Ağırlığı Ölçer

3.3.2. Maksimal Kuvvet Ölçümleri

Katılımcı sporculara ısınmaları için 10 dakikalık süre tanınmıştır. Isınma sonrasında önceden bilinen 1 TM‟nin %50‟sinde 8 – 10 tekrar yaptırılmıştır. 2 dakika dinlenme aralığı 16 verildikten sonra 1 TM‟nin %80‟inde 5 tekrar yapması istenmiştir. Dinlenme aralığı olarak 4 dakika verilmiştir. Sonrasında 1 TM‟nin %90‟ında 3 tekrar yapılması istenmiştir ve 4 dk dinlenme verilmiştir. 1 TM‟nin %95‟inde 2 tekrar yapılması istenmiştir. Eğer sporcu bu şiddette 1 tekrar yaptıysa sporcunun yeni maksimali %95‟ine karşılık gelen ağırlıktır. Önceden bilinen 1 TM‟nin %95‟inde 2 tekrar yapıldı ise 4 dk dinlenme verilir. 1 TM‟nin %100‟ünde 1 tekrar yapılması istenir ve 4 dk dinlenme verilir. %102,5 ile 1 tekrar yapması istenir ve bunu yaptıysa 4 dk dinlenme süresi verilir. %105‟i ile 1 tekrar yapılması istenir. 1 tekrar yapıldı ise 1 TM‟si %105‟e karşılık gelen ağırlık, eğer yapılamadı ise 1TM %102,5‟ e karşılık gelen ağırlık 1 TM‟de yeni maksimali olarak kabul edilir (Bompa, 2007).

3.3.3. Radarla Servis Hızı Ölçümü

Katılımcılar servis atışı için 10 dakikalık ısınma gerçekleştirmiştir. Test esnasında isim listesinde bulunan sıraya göre katılımcılar servis bölgesine çağırılmışlardır. Servis atışları Bushnell marka (U.S.A ASIN: B0002X7V1Q) (Şekil 8) radar cihazı ile ölçümler yapılmıştır. Radar sporcunun tam karşısında ve file karşısında raket çıkış yönüne doğru sabitlenmiştir. Katılımcılar toplamda 8 atış yapmıştır. Servis atışlarının hızı, maksimal efor için katılımcılara bildirilmiştir. Atılan servisler sağ elini kullanan katılımcılar için sol servis

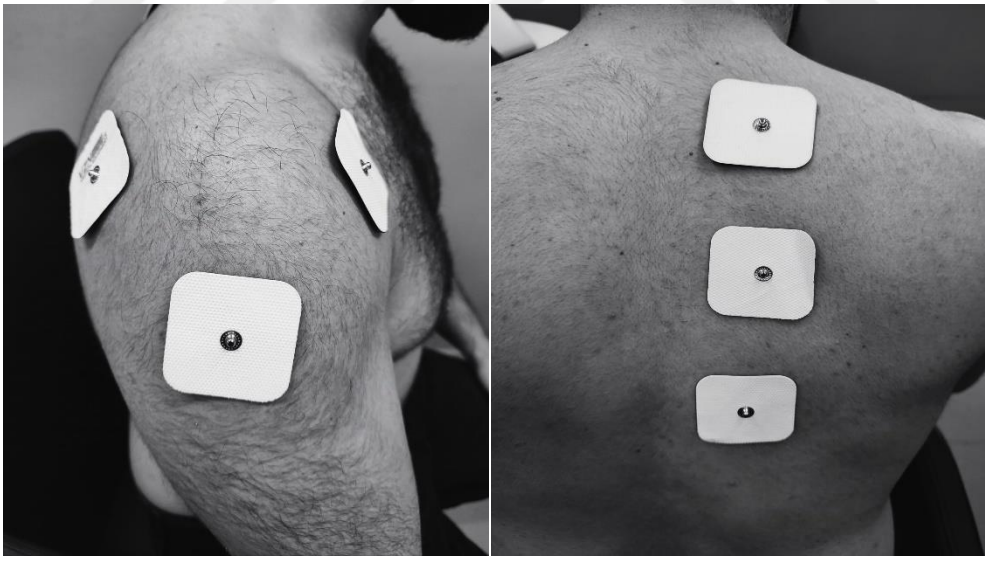
kutusuna (sağ taraftan), sol elini kullanan katılımcılar sağ servis kutusuna (sol taraftan) atış gerçekleştirilmiştir. Katılımcıların maksimal hızda kullandıkları 8 servis atışından en hızlı olanı (km/saat) veri analizi için kullanılmıştır.



Şekil 3.3. Radar Cihazı Bushnell (U.S.A ASIN:B0002X7V1Q)

3.3.4. EMS Uygulaması

EMS uygulaması ön kol, arka kol ve yan omuz olmak üzere 3 bölgeye uygulanmıştır. Uygulanan kaslar Deltoid Anterior, Deltoid Medius, Deltoid Posterior, Trapezius Transversalis, Trapezius Ascendens kaslarıdır. Elektrotların bağlandığı noktalar aşağıdaki resimlerde gösterilmiştir (Şekil 3.9).



Şekil 3.4. Elektrot bağlanma noktaları

Bu çalışma için seçilen elektriksel uyarıların özellikleri tablo 2'de verilmiştir. Dalga formu olarak en basit uyarım protokolü kare atım uygulamasıdır ve yaygın olarak kabul göre konvassiyonel uyarıcı bu gibi dalgalar (bifazik kare atımlar) motor ünitelere gönderilen uyarıları arttırdığından kuvvet antrenmanlarında avantaj sağlayabilmektedir. Motor aksonların kronaksi değerleri 200 ile 400 us arasında olduğundan kare atımların da benzer

sürelerde olmasına dikkat edilerek bu çalışmada uzun atım süreli protollerin (300- 400us) daha güçlü kontraksiyonlar sağlaması için atım süreleri 400us olarak belirlenmiştir. Tekrarlı stimülasyonların en etkili frekansı 50-120 Hz arasında olduğundan frekans aralığı 100Hz olarak seçilmiştir. Uyarım dozajının kas yorgunluğu etkilerini en aza indirgeyecek bir iş zamanından olarak bilinen iş zamanı %33 olarak belirlenmiştir. Dinlenme esnasında hiçbir akım uygulanmamıştır.

Tablo 3.2. EMS parametreleri

Dalga formu	Bifazik kare akım formunda
Atım süresi	200μs
Atım frekansı	100Hz
İş zamanı	10 s EMS, 3 s dinlenme
Genlik	Maksimum törele edebilen değer
Uygulama süresi	**10 s EMS, 3 s dinlenme toplam 30 dakika**
Toplam kontaksiyon sayısı	30*3 =90 kontraksiyon

3.4. Araştırmanın Deseni

Ölçüm ve testler üç gruba da antrenman programı öncesi ve sonrasında olmak üzere toplam iki defa uygulanmıştır. Uygulanan ölçümler ve testler, antropometrik ölçümler, maksimal kuvvet ölçümleri ve radar ile servis hızı ölçümleridir. Ön testler öncesi 1 haftalık süreçte tüm katılımcılara ölçüm ve testlerin tanıtımı ve denemesi yaptırılarak adaptasyon (familarizasyon) sağlanmıştır. Ayrıca Paillard vd. (2005) ile Aldayel vd. (2010)'nın belirttiği gibi katılımcıların fabilarizasyon olmadan katıldıkları ilk EMS antrenmanı kaygıya, endişeye, gecikmiş kas ağrısına (DOMS) ve daha fazla acı hissine neden olabileceği için familarizasyon sürecinde bir EMS antrenmanı da uygulanmıştır.

Gruplardan bir tanesi EMS grubudur. EMS grubu antrenman programı 8 hafta ve haftada 3 gün olacak şekilde planlanmıştır. Antrenman protokolü Beurer marka EMS cihazıyla 15 dakika sürmüştür. EMS uygulaması parametreleri, 100Hz frekans, 400s akım süresi, bifazik kare akım formunda, 10 saniye kasılma ve 3 saniye dinlenme şeklinde toplam bir seansta 35 kasılma şeklinde gerçekleştirilmiştir.

Gruplardan diğeri ise direnç bandı grubudur. Direnç bandı grubu 8 hafta boyunca haftada 3 gün antrenmana katılmıştır. Antrenmanlarda her hareketi 3*10 şeklinde gerçekleştirmiştir. Kişiye göre direnç bandı seçimi gerçekleştirilmiştir.

Diğer grup ise kontrol grubudur. Bu gruba sadece ön test ve son test uygulamaları gerçekleştirilmiştir. Harici bir şey yapılmamış olup antrenman saatlerinde yine de korta gelmeleri istenilmiştir.

3.5. Çalışma Grubu ve Power Analizi

Örneklemin sayısını belirlemek için GPower 3.1 programı kullanılmıştır. Yapılan power analizi sonrası %95 power sağlanması için her bir grubun gerekli katılımcı sayısı en az 9 olarak belirlenmiştir. Aşağıda GPower analizinin detayları yer almaktadır.

F tests - ANOVA: Repeated measures, within-between interaction

F tests - ANOVA: Repeated measures, within-between interaction

Analysis: A priori: Compute required sample size

Input: Effect size f = 0.6

α err prob = 0.05

Power (1-β err prob) = 0.95

Number of groups = 3

Number of measurements = 2

Corr among rep measures = 0.5

Nonsphericity correction ε = 1

Output: Noncentrality parameter λ = 21.6000000

Critical F = 3.8852938

Numerator df = 2.0000000

Denominator df = 12.0000000

Total sample size = 15

3.6. Verilerin Analizi

Verilerin istatistiksel analizi için SPSS 20 paket programı kullanılmıştır. Verilerin normallik dağılımı Kolmogrov-Smirnov testi ile tespit edilmiştir. Tüm değerlerin ortalama ve standart sapma değerleri alınmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmanın bu bölümünde verilerden elde edilen istatistik analiz sonuçları yer almaktadır.

Tablo 4.3. EMS Grup İçi Ön Test-Son Test Tablosu

	Ön Test		Son Test			
	$\bar{x}$	±	$\bar{x}$	±	t	p
Boy (cm)	170,25	9,53	170,25	9,53	0,798	0,451
Kilo (kg)	69,5	11,21	68,5	12,15	0,637	0,544
BKİ (m/kg^2)	23,88	0,69	24,06	1,55	-0,544	0,604
Internal Omuz Rotasyonu-Sağ (kg)	12,12	4,71	13,12	4,69	-1,528	0,170
Internal Omuz Rotasyonu-Sol (kg)	10,62	4,65	11,75	5,06	-3,334	**0,013***
Eksternal Omuz Rotasyonu Sağ (kg)	11,25	4,98	11,81	5,14	-1,567	0,161
Eksternal Omuz Rotasyonu Sol (kg)	10	5,19	11,25	5,04	-4,677	**0,002****
Tam Squat (kg)	46,75	12,37	48,06	13,26	-1,809	0,113
Omuz Press (kg)	30,25	13,18	27,75	13,58	-4,472	**0,003***
Bentover Omuz Raise (kg)	21,43	6,33	24,18	6,88	-8,401	**0,000****
Dumbell Lateral Raise –Sağ (kg)	12,81	3,76	14	3,65	-4,204	**0,004****
Dumbell Lateral Raise –Sol (kg)	11,31	4,18	12,37	4,4	-6,065	**0,001****
Dumbell Frontal Raise – Sağ (kg)	13,25	4,01	14	3,65	-1,984	0,088
Dumbell Frontal Raise – Sol (kg)	12	4,14	13,18	4,06	-3,637	**0,008****
Radar (kg)	93,75	27,65	100,37	25,63	-5,117	**0,001****

*p<0,05 ** p<0,01

Tablo 1'de EMS grubunun grup içi ön test - son test verileri yer almaktadır. Boy için ön test 170,25±9,53 kg iken son test için 170,25±9,53 kg şeklinde sabit kalmıştır. Elde edilen bulgu istatistiksel olarak anlamlı değildir (p>0,05; t:0,798). Kilo değişkeni için ön test sonuçları

69,5±11,21 kg iken 68,5±12,15 kg şeklinde tespit edilmiştir. Ulaşılan bulgular da anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:0,637). Beden kitle indeksi için ön test sonuçları 23,88±1,69 kg son test sonuçları 24,06±1,55 kg şeklindedir. Elde edilen bulgularda anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:-0,544). İnternal omuz rotasyonu sağ kol için ön test 12,12±4,71 kg son test 13,12±4,69 kg şeklindedir. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:-1,528). İnternal omuz rotasyonu sol kol için ön test 10,62±4,65 kg son test 11,75±5,06 kg şeklindedir. Elde edilen bulgular istatiksel olarak anlamlıdır (p<0,05; t:-3,334). Eksternal omuz rotasyonu sağ kol için ön test 11,25±4,98 kg son test için 11,81±5,14 kg şekilde analiz edilmiştir. Bulgular da anlamlı farklılık yoktur (p>0,05; t:-1,567). Eksternal omuz rotasyonu sol kol ön test için 10±5,19 kg iken son testte 11,25±5,04 kg değerindedir. Bulgular istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,01; t:-4,677). Tam squat ön test için 46,75±12,37 kg son test için 48,06±13,26 kg'dır. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:-1,809). Omuz press ön test için 30,25±13,18 kg iken son test 27,75±13,58 kg olarak tespit edilmiştir. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05; t:-4,472). Bentover omuz raise ön test için 21,43±6,33 kg son test için 24,18±6,88 kg şeklindedir. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,01; t:-8,401). Dumbell lateral raise sağ kol ön test için 13,81±3,76 kg son test için 14±3,65 kg'dır. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,01; t:-4,204). Dumbell lateral raise sol kol ön test için 11,31±4,18 kg son test 12,37±4,4 kg tespit edilmiştir. Sonuçlarda anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,01; t:-6,065). Dumbell frontal raise sağ kol ön test için 13,25±4,01 kg son test için 14±3,65 kg'dır. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:-1,984). Dumbell frontal raise sol kol ön test için 12±4,14 kg son test için 13,18±4,06 kg'dır. Bulgular da anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,01; t:-3,637). Radar için ön test 93,75±27,65 kg son test 100,37±25,63 kg'dır. Elde edilen bulgularda anlamlı farklılık söz konusudur (p<0,01; t:-5,117).

Tablo 4.4. Direnç Bandı Grup İçi Ön Test- Son Test Tablosu

	Ön Test		Son Test			
	$\bar{x}$	±	$\bar{x}$	±	t	p
Boy (cm)	168,66	10,93	168,50	11,09	1,000	0,363
Kilo (kg)	69,16	12,12	68,33	11,89	1,536	0,185
BKİ (m/kg^2)	24,06	1,37	23,81	1,24	1,517	0,190

Tablo 4.5. (Devam) Direnç Bandı Grup İçi Ön Test- Son Test Tablosu

Internal Omuz Rotasyonu-Sağ (kg)	10,33	4,40	11,75	4,86	-4,029	**0,010***
Internal Omuz Rotasyonu-Sol (kg)	9,75	4,51	11,75	3,79	-5,855	**0,002****
Eksternal Omuz Rotasyonu Sağ (kg)	9,66	3,57	11,08	3,18	-5,937	**0,002****
Eksternal Omuz Rotasyonu Sol (kg)	9,33	4,41	10,83	4,71	-4,108	**0,009****
Tam Squat (kg)	38,08	14,87	39,83	13,96	-2,206	0,078
Omuz Press (kg)	25,83	13,28	27,91	12,93	-3,983	**0,011***
Bentover Omuz Raise (kg)	18,25	5,74	20,75	4,68	-3,798	**0,013***
Dumbell Lateral Raise –Sağ (kg)	11,08	4,42	12,16	3,76	-2,600	**0,048***
Dumbell Lateral Raise –Sol (kg)	9,83	4,40	11,16	3,54	-3,322	**0,021***
Dumbell Frontal Raise – Sağ (kg)	10,50	3,92	12,16	3,76	-6,742	**0,001****
Dumbell Frontal Raise – Sol (kg)	8,25	3,65	10,25	3,46	-7,746	**0,001****
Radar (kg)	74,66	36,05	80,16	34,65	-5,205	**0,003****

*p<0,05 ** p<0,01

Tablo 2'de direnç bandı grubunun grup içi ön test - son test verileri yer almaktadır. Boy için ön test 168,66±10,93 kg iken son test için 168,50±11,09 kg şeklinde sabit kalmıştır. Elde edilen bulgu istatistiksel olarak anlamlı değildir (p>0,05; t:1,000). Kilo değişkeni için ön test sonuçları 69,16±12,12 kg iken 68,33±11,89 kg şeklinde tespit edilmiştir. Ulaşılan bulgular da anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:1,536). Beden kitle indeksi için ön test sonuçları 24,06±1,37 kg son test sonuçları 23,81±1,24 kg şeklindedir. Elde edilen bulgularda istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:1,517). İnternal omuz rotasyonu sağ kol için ön test 10,33±4,40 kg son test 11,75±4,86 kg şeklindedir. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05; t:-4,029). İnternal omuz rotasyonu sol kol için ön test 9,75±4,51 kg son test 11,75±3,79 kg şeklindedir. Elde edilen bulgular istatiksel olarak anlamlıdır (p<0,01; t:-5,855). Eksternal omuz rotasyonu sağ kol için ön test 9,66±3,57 kg son test için 11,08±3,18 kg şekilde analiz edilmiştir. Bulgular da anlamlı farklılık vardır

(p<0,01; t:-5,937). Eksternal omuz rotasyonu sol kol ön test için 9,33±4,41 kg iken son testte 10,83±4,71 kg değerindedir. Bulgular istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,01; t:-4,108). Tam squat ön test için 38,08±14,87 kg son test için 39,83±13,96 kg'dır. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:-2,206). Omuz press ön test için 25,83±13,28 kg iken son test 27,91±12,93 kg olarak tespit edilmiştir. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05; t:-3,983). Bentover omuz raise ön test için 18,25±5,74 kg son test için 20,75±4,68 kg şeklindedir. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05; t:-3,798). Dumbell lateral raise sağ kol ön test için 11,08±4,42 kg son test için 12,16±3,76 kg'dır. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05; t:-2,600). Dumbell lateral raise sol kol ön test için 9,83±4,40 kg son test 11,16±3,54 kg tespit edilmiştir. Sonuçlarda anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05; t:-3,322). Dumbell frontal raise sağ kol ön test için 10,50±3,92 kg son test için 12,16±3,76 kg'dır. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,01; t:-6,742). Dumbell frontal raise sol kol ön test için 8,25±3,65 kg son test için 10,25±3,46 kg'dır. Bulgular da anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,01; t:-7,746). Radar için ön test 74,66±36,05 kg son test 80,16±34,65 kg'dır. Elde edilen bulgularda anlamlı farklılık söz konusudur (p<0,01; t:-5,205).

Tablo 4.6. Kontrol Grubu Grup İçi Ön Test- Son Test Tablosu

	Ön Test		Son Test			
	$\bar{x}$	±	$\bar{x}$	±	T	P
Boy (cm)	166,66	9,11	166,66	9,02	0,000	1,000
Kilo (kg)	66,66	9,68	67,50	10,80	-1,112	0,317
BKİ (m/kg^2)	23,81	1,24	24,23	1,36	-1,726	0,145
Internal Omuz Rotasyonu-Sağ (kg)	11,08	5,30	10,58	5,08	1,732	0,144
Internal Omuz Rotasyonu-Sol (kg)	9,83	4,96	10,25	5,34	-1,185	0,289
Eksternal Omuz Rotasyonu Sağ (kg)	11,08	5,22	11,16	4,94	-0,164	0,876
Eksternal Omuz Rotasyonu Sol (kg)	9,91	4,33	11,16	3,86	-5,000	**0,004****
Tam Squat (kg)	47,00	13,71	48,00	14,91	-1,225	0,275
Omuz Press (kg)	29,58	13,22	31,91	12,75	-4,183	**0,009****

Tablo 4.7. (Devam) Kontrol Grubu Grup İçi Ön Test- Son Test Tablosu

Bentover Omuz Raise (kg)	21,25	6,85	23,91	5,51	-3,024	**0,029***
Dumbell Lateral Raise –Sağ (kg)	12,08	4,60	12,33	4,22	-0,745	0,490
Dumbell Lateral Raise –Sol (kg)	11,08	3,38	11,66	3,90	-1,659	0,158
Dumbell Frontal Raise – Sağ (kg)	12,16	4,66	12,33	4,22	-0,291	0,783
Dumbell Frontal Raise – Sol (kg)	9,91	3,78	10,75	3,64	-2,988	**0,031***
Radar (kg)	83,66	26,08	86,50	26,41	-4,029	**0,010***

*p<0,05 ** p<0,01

Tablo 3'de kontrol grubunun grup içi ön test - son test verileri yer almaktadır. Boy için ön test 166,66±9,11 kg iken son test için 166,66±9,02 kg şeklinde sabit kalmıştır. Elde edilen bulgu istatistiksel olarak anlamlı değildir (p>0,05; t:0,000). Kilo değişkeni için ön test sonuçları 66,66±9,68 kg iken 67,50±10,80 kg şeklinde tespit edilmiştir. Ulaşılan bulgular da anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:-1,112). Beden kitle indeksi için ön test sonuçları 23,81±1,24 kg son test sonuçları 24,23±1,36 kg şeklindedir. Elde edilen bulgularda istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:-1,726). İnternal omuz rotasyonu sağ kol için ön test 11,08±5,30 kg son test 10,58±5,08 kg şeklindedir. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:1,732). İnternal omuz rotasyonu sol kol için ön test 9,83±4,96 kg son test 10,25±5,34 kg şeklindedir. Elde edilen bulgular istatiksel olarak anlamlı değildir (p>0,05; t:-1,185). Eksternal omuz rotasyonu sağ kol için ön test 11,08±5,22 kg son test için 11,16±4,94 kg şekilde analiz edilmiştir. Bulgular da anlamlı farklılık yoktur (p>0,05; t:-0,164). Eksternal omuz rotasyonu sol kol ön test için 9,91±4,33 kg iken son testte 11,16±3,86 kg değerindedir. Bulgular istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,01; t:-5,000). Tam squat ön test için 47,00±13,71 kg son test için 48,00±14,91 kg'dır. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:-1,225). Omuz press ön test için 29,58±13,22 kg iken son test 31,91±12,75 kg olarak tespit edilmiştir. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,01; t:-4,183). Bentover omuz raise ön test için 21,25±6,85 kg son test için 23,91±5,51 kg şeklindedir. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05; t:-3,024). Dumbell lateral raise sağ kol ön test için 12,08±4,60 kg son test için 12,33±4,22 kg'dır. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:-0,745). Dumbell lateral raise sol kol ön test

için 11,08±3,38 kg son test 11,66±3,90 kg tespit edilmiştir. Sonuçlarda anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:-1,659). Dumbell frontal raise sağ kol ön test için 12,16±4,66 kg son test için 12,33±4,22 kg'dır. Bulgularda anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05; t:-0,291). Dumbell frontal raise sol kol ön test için 9,91±3,78 kg son test için 10,75±3,64 kg'dır. Bulgular da anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05; t:-2,988). Radar için ön test 83,66±26,08 kg son test 86,50±26,41 kg'dır. Elde edilen bulgularda anlamlı farklılık söz konusudur (p<0,05; t:-4,029).

Tablo 4.8. Karışık Dizayn Anova Zaman ve Zaman x Grup Etkileşim Tablosu

Zaman				Zaman x Grup			
Değişkenler	F	p	(η_p^2)	Değişkenler	F	p	(η_p^2)
Internal Shoulder Rotasyon Sağ (Kg)	4,511	**0,049***	0,210	Internal Shoulder Rotasyon Sağ (Kg)	3,497	0,053	0,292
Internal Shoulder Rotasyon Sol (Kg)	34,251	**0,000****	0,668	Internal Shoulder Rotasyon Sol (Kg)	4,72	**0,023***	0,357
External Shoulder Rotasyon Sağ (Kg)	9,485	**0,007****	0,358	External Shoulder Rotasyon Sağ (Kg)	2,811	0,088	0,249
External Shoulder Rotasyon Sol (Kg)	60,097	**0,000****	0,779	External Shoulder Rotasyon Sol (Kg)	0,226	0,800	0,026
Full Squat (Kg)	8,957	**0,008****	0,345	Full Squat (Kg)	0,212	0,811	0,024
Shoulder Press (Kg)	50,638	**0,000****	0,749	Shoulder Press (Kg)	0,145	0,866	0,017
Bent-Over Shoulder Raise (Kg)	54,912	**0,000****	0,764	Bent-Over Shoulder Raise (Kg)	0,044	0,958	0,005
Dumbell Lateral Raise Sağ (Kg)	18,058	**0,001****	0,515	Dumbell Lateral Raise Sağ (Kg)	2,205	0,141	0,206
Dumbell Lateral Raise Sol (Kg)	32,084	**0,000****	0,654	Dumbell Lateral Raise Sol (Kg)	1,441	0,264	0,145
Dumbell Front Raise Sağ (Kg)	4,675	**0,045***	0,216	Dumbell Front Raise Sağ (Kg)	2,335	0,127	0,215
Dumbell Front Raise Sol (Kg)	38,453	**0,000****	0,693	Dumbell Front Raise Sol (Kg)	0,420	0,663	0,047
Radar (Kg)	58,359	**0,000***	0,774	Radar (Kg)	3,009	0,076	0,261

*p<0,05 ** p<0,01

Tablo 4 ‘de görüldüğü üzere zamana bağlı olarak bütün değişkenlerde istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,05$). Zaman x Grup etkileşimlerinde ise sadece internal shoulder rotasyon sol değişkeninde istatistiksel olarak anlamlı etkileşim görülmüştür.

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, elektromiyostimülasyon (EMS) ve direnç bandı egzersizlerinin gönüllü katılımcıların servis hızı performansına etkilerini araştırmayı amaçlamıştır. Elde edilen bulgular hem literatürde yer alan çalışmalara hem de mevcut antrenman uygulamalarına yeni bir bakış açısı kazandırdığı düşünülmektedir. Bu bölümde bulgular literatürle karşılaştırılarak, teorik ve pratik anlamları detaylı bir şekilde ele alınmıştır.

5.1. EMS ve Servis Hızı Etkisi

EMS grubunun grup içi ön test-son test verilerinde internal omuz rotasyonu sol kol, eksternal omuz rotasyonu sol kol, dumbell lateral raise sağ kol, dumbell frontal raise sol kol ve radar için anlamlı farklılıklar bulunmuştur.

Kots ve Chwilon (1971), istemli kas kasılmasıyla yapılan antrenman ile EMS ile indüklenen kas kasılmasıyla yapılan antrenman sonrası kuvvet artışlarını karşılaştırmış ve EMS antrenmanının geleneksel yöntemlere (yani EMS kullanılmayan antrenmanlara) göre %30 ila %40 daha fazla kuvvet artışı sağladığını bulmuştur.

Tanaka ve arkadaşlarının (1993) çalışmasında hem yüzme hem de kombinasyon yüzme ve kuru alan direnç antrenmanı gruplarının benzer güç kazanımları göstermiştir. Ayrıca, gruplar arasında yüzme gücü ve performansında anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir. Mevcut çalışmada, elektrosimülasyon grubundaki yedi yüzücünün maksimum gücünün ortalama %10–24 oranında arttığı ve performanslarının ise %1.3 ve %1.4 oranında iyileştiği tespit edilmiştir.

Ko Yanase ve ark (2018) yaptığı çalışmada altı haftalık EMS (elektriksel kas stimülasyonu) müdahalesinin infraspinatus kasının kas kütlesi ve kuvveti üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Çalışma, EMS'nin kas hipertrofisini sağladığını ancak omuz dış rotasyon kuvvetinde bir artışa yol açmadığını göstermiştir.

Koji Hara (2022) çalışmanın sonuçları, elektriksel olarak uyarılmış eksantrik kasılmalar ile istemli konsantrik kasılmaların bir kombinasyonunu kullanan HTS'nin (yüksek yoğunluklu elektriksel stimülasyon), EB'ye (elastik bant) kıyasla dış rotator kas kuvvetini artırmada daha etkili olduğunu desteklemektedir.

Gondin ve arkadaşları (2005) tarafından yapılan bir çalışmada, EMS'nin üst vücut kasları üzerinde ki etkilerini incelemiş ve uyarılan kas gruplarının maksimum kuvvet ile hızının önemli ölçüde arttığı görülmüştür. Bununla birlikte nöromüsküler adaptasyonları ile motor

ünitelerin katılımını arttırarak daha etkili servisler kullanabileceklerini belirtmiştir. Bu atışlar servis esnasında omuz, göğüs ve ön kol kaslarının daha etkili kullanılmasına olarak sağlayarak servis hızını optimize edebilir.

Baboult ve arkadaşları (2007), EMS antrenmanlarının kas gücünün artırabileceğini belirtmiştir. Bu atışlar, tenis servis tekniğinde gerekli olan üst ekstremite kaslarının güçlenmesine katkı sağlayarak, servis hızının artmasına yardımcı olabilir. Buna ek olarak EMS'nin patlayıcı güç ve kas dayanıklılığında da etkili bir yöntem olduğunu belirtmiştir.

Filipovic ve arkadaşları (2012), EMS'nin kas kütlesinde ve maksimal kuvvette anlamlı artışlara sebep olduğunu vurgulamıştır. Bu artışların tenis gibi yüksek yoğunluklu sporlarda avantaj sağlayabilceğini söylemiştir.

Literatür incelendiğinde yapılan çalışmaların maksimal kuvvet ve servis hızı üzerine etkilerinin olduğu görülmüştür. Çalışmamızda elde edilen veriler ile literatürdeki bilgiler aynı doğrultudadır. Bununla birlikte farklı kas bölgelerine uygulanan EMS uygulamaları sonucunda yine maksimal kuvvet ve servis hızına olumlu etkisi olduğu görülmektedir. Dolayısıyla EMS uygulamaları maksimal kuvvet ve kas gücü gibi anaerobik performanslarda etkili olduğu söylenebilir.

5.2. Direnç Bandı ve Servis Hızı

Direnç bandı grubunun grup içi ön test-son test verilerinde internal omuz rotasyonu sağ ve sol kol, eksternal omuz rotasyonu sağ ve sol kol, omuz press, bentover omuz raisei, dumbell lateral raise sağ ve sol kol, dumbell frontal raise sağ ve sol kol ve radar için anlamlı farklılık bulunmuştur.

Gül (2019), erkek çocuklarının direnç lastiği ile yaptığı antrenmanlarının servis tekniği üzerinde etkilerini araştırmıştır. Antrenmanlar sonucunda direnç bandı ETN servis hızı testinde kontrol grubuna servis sonuçlarına göre direnç bandı grubunda anlamlı düzeyde artış görülmüştür.

Bozoğlu (2017), erkek çocukları üzerinde direnç bandı antrenmanlarının servis hızı ve izokinetik kuvvet üzerinde etkisini incelemiştir. Kontrol grubuna göre deney grubu anlamlı düzeyde farklılık tesbit edilmiştir. Çalışmada direnç bandının servis hızına olumlu etkisi bulunmaktadır.

Treiber ve ark. (1998), direnç bandı ve düşük düzeyde dambıl antrenmanlarının servis hızı üzerine etkisini incelemiştir. Yapılan antrenmanlar sonunda, antrenman grubunun kontrol grubuna göre servis hızlarında anlamlı farklılık görülmüştür.

Fernandez ve ark. (2013), çocuk tenisçiler üzerinde yapılan kondisyon antrenmanlarının servis hızı üzerine etkileri incelenmiştir. Araştırmada direnç bandı ve sağlık topu kullanılmıştır. Kontrol grubunun ön test ve son test servis hızların arasında anlamlı farklılık bulunmazken antrenman grubunda anlamlı farklılık tespit edilmiştir.

Hernández ve arkadaşları (2014)'nın yaptığı benzer bir çalışmada direnç bandı ve hafif ağırlıklar kullanılarak yapılmıştır. Araştırma sonucunda antrenman grubunun kontrol grubuna göre maksimal servis hızlarında anlamlı farklılık bulunmuştur.

Myers ve arkadaşları (2015)'nın sürekli ve yüksek yoğunlukta yapılan özel antrenman metodlarının servis hızına olumlu etkileri olduğu görülmüştür. Farklı renklerde direnç lastiği çalışmalarının omuz kas gruplarına etkisine bakılmıştır. Sonuç olarakta sarı, kırmızı, yeşil ve mavi renk direnç lastiklerinin diğer renk bantlarına göre daha fazla kuvvet artışına sebep olduğu görülmüştür.

Fernandez ve arkadaşları (2006)'nın yapmış olduğu 8 haftalık alt ve üst ekstremite antrenmanlarının servis hızı üzerine etkileri incelenmiştir. Çalışma sonucunda antrenman grubunun ön test ve son test sonuçlarında anlamlı farklılık görülmektedir. Kontrol grubunun ön test ve son test sonuçlarında ise anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

Literatür incelendiğinde yapılan çalışmaların maksimal kuvvet ve servis hızı üzerine etkilerinin olduğu görülmüştür. Çalışmamızda elde edilen veriler ile literatürdeki bilgiler aynı doğrultudadır. Bununla birlikte farklı hareketler, kas grupları ve şiddetlerde direnç bandı uygulamaları sonucunda yine maksimal kuvvet ve servis hızına olumlu etkisi olduğu görülmektedir. Dolayısıyla direnç bandı uygulamaları maksimal kuvvet, kas gücü ve servis hızı üzerine etkisi olduğu söylenebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

Araştırmamıza Yozgat Bozok Üniversitesinde eğitimine devam eden 27 gönüllü katılımcı katılmıştır. Katılımcılar rastgele olarak EMS, direnç bandı ve kontrol grubu olmak üzere 9'ar kişilik 3 gruba ayrılmıştır. Bu grupların teniste servis hızı ölçümleri ile karşılaştırılmasından şu sonuçlar elde edilmiştir;

EMS, özellikle kuvvet ve kas hipertrofisi açısından etkili olup, üst vücut kaslarının nöromüsküler adaptasyonunu artırarak servis hızını optimize etmede faydalı olabilir. Bununla birlikte, bazı çalışmalar EMS'nin kas hipertrofisini artırmasına rağmen, fonksiyonel kuvvet üzerinde her zaman beklenen iyileşmeleri sağlamadığını göstermektedir. Özellikle, EMS'nin omuz dış rotasyonu gibi spesifik hareketlerde kuvvet artışı sağlamadığı gözlemlenmiştir.

Direnç bandı antrenmanlarının da servis hızı üzerinde olumlu etkileri olduğu görülmüştür. Çeşitli çalışmalar, direnç bandı ve hafif ağırlıkların servis hızı ve izokinetik kuvvet üzerinde anlamlı iyileşmelere neden olduğunu belirtmiştir. Ayrıca, farklı renklerde direnç bandı kullanımı, omuz kaslarının kuvvetini artırmada etkili olmuştur. Bu tür antrenmanlar, özellikle çocuk ve genç sporcuların servis tekniklerini ve hızını geliştirmek amacıyla kullanılabilir.

6.2. Öneriler

- EMS ve direnç bandı antrenmanlarının birlikte kullanıldığı kombine programlar geliştirilmelidir. Bu tür programlar, farklı kas gruplarını ve kuvvet türlerini hedefleyerek sporcuların genel performansını artırabilir.
- Antrenman programlarının bireysel ihtiyaçlara göre uyarlanması önemlidir. Sporcuların mevcut kondisyon seviyeleri, antrenman hedefleri ve spor branşlarına uygun EMS ve direnç bandı kullanımı sağlanmalıdır.
- EMS ve direnç bandı antrenmanlarının uzun vadeli etkilerini değerlendiren çalışmalar yapılmalıdır. Bu sayede, bu yöntemlerin sürdürülebilirliği ve performans üzerindeki kalıcı etkileri daha iyi anlaşılabilir.
- Özellikle çocuk ve genç sporcularda, EMS ve direnç bandı antrenmanlarının güvenli ve etkili kullanımı üzerine daha fazla çalışma yapılmalıdır. Bu sayede, bu yaş gruplarındaki sporcuların gelişimine uygun protokoller geliştirilebilir.

- EMS antrenmanlarının fonksiyonel kuvvet üzerindeki etkilerini artırmak adına, fonksiyonel hareketlerin EMS ile kombine edildiği protokoller oluşturulmalıdır. Bu, özellikle omuz dış rotasyonu gibi spesifik hareketlerde kuvvet artışını destekleyebilir.
- EMS, rehabilitasyon süreçlerinde kas kuvvetini ve kütlesini artırmak için kullanılabilir. Özellikle sakatlık sonrası dönemde kas kaybını önlemek ve yeniden güç kazanmak için etkili bir yöntem olabilir.
- EMS ve direnç bandı antrenmanlarının, spor branşına özgü olarak uyarlanması gerekmektedir. Bu sayede, her bir spor dalına uygun kas gruplarının daha etkili şekilde çalıştırılması ve performansın artırılması sağlanabilir.
- EMS ve direnç bandı, patlayıcı güç geliştirmede de kullanılabilir. Bu tür antrenmanlar, özellikle tenis, basketbol gibi ani hızlanma ve kuvvet gerektiren sporlar için faydalı olabilir.
- EMS ve direnç bandı antrenmanlarının yoğunluğu, sporcunun gelişim seviyesine göre kademeli olarak artırılmalıdır. Bu, sporcuların adaptasyon sürecini destekleyerek daha iyi sonuçlar elde edilmesine katkı sağlayabilir.
- EMS ve direnç bandı, denge ve koordinasyon çalışmalarına da entegre edilmelidir. Bu, sporcuların genel atletik performansını artırarak, daha etkili ve kontrollü hareket etmelerini sağlayabilir.

7. KAYNAKÇA

Agopyan, A., Ozbar, N., & Ozdemir, S. N. (2018). Effects Of 8-Week Thera-Band Training on Spike Speed, Jump Height, and Speed Of Upper Limb Performance of Young Female Volleyball Players. *International Journal of Applied Exercise Physiology*, 7(1), 63–76.

Akgün, N. (1986). *Egzersiz fizyolojisi*. Ege Üniversitesi Basımevi.

Ant, H. (2020). *Genç yetişkinlerde 12 haftalık tenis eğitiminin bazı antropometrik ve motorik özellikler üzerindeki etkisi* [Yüksek Lisans Tezi]. Bartın Üniversitesi.

Antrenmanı, S. Y. K. (1991). *Ankara*, Gazi Büro Kitabevi (1. Baskı). Nobel Dağıtım, 53–57.

Ashley, Z., Sutherland, H., Lanmuller, H., Unger, E., Li, F., Mayr, W., & Salmons, S. (2005). Determination of the chronaxie and rheobase of denervated limb muscles in conscious rabbits. *Artificial Organs, 29*(3), 212–215. https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2005.29038.x

Ateş, M., & Ateşoğlu, U. (2007). Pliometrik antrenmanın 16–18 yaş grubu erkek futbolcuların üst ve alt ekstremite kuvvet parametreleri üzerine etkisi. *Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi,* 5(1), 21–28.

Babault, N., Cometti, G., Bernardin, M., Pousson, M., & Chatard, J. C. (2007). Effects of electromyostimulation training on muscle strength and power of elite rugby players. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 21*(2), 431–437. https://doi.org/10.1519/R-19745.1

Balkanlı, D. T., Şahan, A., & Erman, K. A. (2020). Tenis Antrenmanları ile Birlikte Yapılan Direnç Bant Antrenmanlarının Kuvvet, Sürat, Çeviklik ve Hedefleme Performansları Üzerine Etkisinin İncelenmesi. *Turkiye Klinikleri Journal of Sports Sciences*, 12(3), 313–321.

Bax, L., Staes, F., & Verhagen, A. (2005). Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris? *Sports Medicine, 35*(3), 191–212. https://doi.org/10.2165/00007256-200535030-00003

Bayar, P., & Koruç, Z. (1992). Reaksiyon zamanı ve el-göz koordinasyonu ölçer iki aracın Türkiye normlarının saptanmasına yönelik ön çalışma. *II. Spor Bilimleri Ulusal Sempozyumu*, 20–22.

Bergquist, A. J., Clair, J. M., Lagerquist, O., Mang, C. S., Okuma, Y., & Collins, D. F. (2011). Neuromuscular electrical stimulation: Implications of the electrically evoked sensory volley. *European Journal of Applied Physiology, 111*(10), 2409–2426. https://doi.org/10.1007/s00421-011-2087-9

Biçer, M., Özdal, M., Akcan, F., Mendeş, B., & Patlar, S. (2015). Effect of strength training program with elastic band on strength parameters. *Journal of Biology of Exercise, 11*(2), 111–122. https://doi.org/10.4127/jbe.2015.0081

Blimkie, C. J. (1992). Resistance Training During Pre-And Early Puberty: Efficacy, Trainability, Mechanisms, and Persistence. *Canadian Journal of Sport Sciences*, 17(4), 264–279.

Boyacı, A. (2015). Nöromusküler Elektriksel Stimülasyon Neuromuscular Electrical Stimulation. *J PM&R-Special Topics*, 8(1), 44–50.

Bozoğlu, M. S. (2017). *Erkek Tenis Oyuncularında 8 Haftalık Direnç Lastiği Antrenmanlarının Servis Hızına ve İzokinetik Kuvvete Etkisi* [Doktora Tezi]. Dumlupınar Üniversitesi.

Brocherie, F., Babault, N., Cometti, G., Maffiuletti, N., & Chatard, J. C. (2005). Electrostimulation training effects on the physical performance of ice hockey players. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 37*(3), 455–460. https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000155681.57123.E7

Brunel, N., & Van Rossum, M. C. (2007). Lapicque's 1907 paper: From frogs to integrate-and-fire. *Biological Cybernetics, 97*(5), 337–339. https://doi.org/10.1007/s00422-007-0190-2

Bulca, Y. (2000). Ritmik Cimnastikte Esnekliğin Geliştirilmesi. *Cimnastik Federasyonu Dergisi*, 1, 13–14.

Cajavilca, C., Varon, J., & Sternbach, G. L. (2009). Luigi Galvani ve elektrofizyolojinin temelleri. *Resuscitation, 80*(2), 159–162. https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2008.09.020

Caulfield, B., Cullinane, C., White, C., & Monique, C. (2002). The Effects Of CSI Electrical Muscle Stimulation on Strength of the Quadriceps Femoris and Hamstring Muscles and on Body Satisfaction: *A controlled study*.

Clark, M. A., Fater, D., & Reuteman, P. (2000). Core (Trunk) Stabilization and İts İmportance for Closed Kinetic Chain Rehabilitation. *Orthopaedic Physical Therapy Clinics of North America*, 9, 119–135.

Clark, R. B. (2005). Anatomy and Physiology: Understanding the human body. *Jones Bartlett Publishers.*

Currier, D. P., & Mann, R. (1983). Muscular Strength Development by Electrical Stimulation in Healthy İndividuals. *Physical Therapy*, 63(6), 915–921.

Dehail, P., Duclos, C., & Barat, M. (2008, July). Electrical stimulation and muscle strengthening. *Annales de réadaptation et de médecine physique, 51*(6), 441–451. Elsevier Masson. https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2008.05.001

Currier, D. P., Lehman, J., & Lightfoot, P. (1979). Electrical stimulation in exercise of the quadriceps femoris muscle. *Physical Therapy*, 59(12), 1508–1512.

Dangel, G., & Grindler, K. H. (2000). Tennis: Konditionstraining. *Sportverl.*

Delitto, A., Rose, S. J., McKowen, J. M., Lehman, R. C., Thomas, J. A., & Shively, R. A. (1988). Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. *Physical therapy*, *68*(5), 660-663.

Dudley, G. A., & Stevenson, S. W. (1992). *Use of electrical stimulation in strength and power training* (pp. 329-337). Boston: Blackwell Scientific.

Dündar, U. (1996). *Antrenman teorisi*. Bağırgan Yayınevi. Ankara.

Dündar, U. (2003). *Antrenman teorisi.* Nobel Yayın Dağıtım.

Elliot, B. C., Marshall, R. N., & Noffal, G. J. (1995). Contributions of Upper Limb Segment Rotations During the Power Serve İn Tennis. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 433–442.

Elliott, B. (1988). Biomechanics of the Serve in Tennis: A Biomedical Perspective. *Sports Medicin*e, 6, 285–294.

Elliott, B. (2006). Biomechanics and tennis. *British Journal of Sports Medicine*, 40, 392–396.

Eren, E. (2019). *12–14 yaş grubu tenisçilerde 8 haftalık core antrenmanının yer vuruş hızlarına ve bazı motorik özelliklere etkisinin incelenmesi* [Yüksek Lisans Tezi]. Bartın Üniversitesi.

Ertem, E., Gül, M., & Gül, G. (2013). 10–12 yaş bayan tenisçilere uygulanan koordinasyon antrenmanlarının dewitt-dugan ve wall catch tenis testlerine etkisi. *Raket Sporları Sempozyumu Bildiriler Kitabı.* Kocaeli: Kocaeli Üniversitesi.

Fernandez, J., Mendez, A., Villanueva, & Pluim, B. M. (2006). Intensity of tennis match play. *British Journal of Sports Medicine,* 40, 387–391.

Fidelus, K., & Kocjasz, J. (1965). Biomechanizma analiza podstawy. *Cwıczenia Ogolnoroz Wojowe W Treningu,* 29, 110–112.

Filipovic, A., Kleinöder, H., Dörmann, U., & Mester, J. (2012). Electromyostimulation—a systematic review of the effects of different electromyostimulation methods on selected strength parameters in trained and elite athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 26*(9), 2600–2614. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31823f2cd1

Forehand, C. J. (2009). The action potential, synaptic transmission, and maintenance of nerve function. In R. A. Rhoades & D. Bell (Eds.), *Medical Physiology: Principles for Clinical Medicine,* 38–64. Lippincott Williams & Wilkins.

Gelen, E., Mengütay, S., & Karahan, M. (2009). Teniste servis performansını belirleyen fiziksel uygunluk ve biyomekaniksel faktörlerin incelenmesi. *Uluslararası İnsan Bilimleri Dergisi, 6*(2), 668.

Gondin, J., Guette, M., Ballay, Y., & Martin, A. (2005). Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 37*(8), 1291–1299. https://doi.org/10.1249/01.mss.0000174889.49048.f5

Gökgönül, N. (2008). *Minik tenisçilerin (9–12 yaş) müsabaka dönemi sezonsal güç değişimleri ve bazı fizyolojik parametrelerdeki değişimlerinin incelenmesi* [Yüksek Lisans Tezi]. Kırıkkale Üniversitesi.

Gregory, C. M., & Bickel, C. S. (2005). Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Physical Therapy, 85*(4), 358–364. https://doi.org/10.1093/ptj/85.4.358

Gül, M. (2008). *Tenis müsabakalarındaki sayıya götüren taktik oyun stratejilerinin incelenmesi* [Yüksek Lisans Tezi]. Kocaeli Üniversitesi.

Hainaut, K., & Duchateau, J. (1992). Neuromuscular electrical stimulation and voluntary exercise. *Sports medicine*, *14*, 100-113.

Halliday, D., Resnick, R., & Walker, J. (2013). Fundamentals of physics. *John Wiley & Sons.*

Halliday, D., Resnick, R., & Walker, J. (2018). *Fundamentals of physics* (11th ed.). Wiley.

Hara, K., Matsuse, H., Hashida, R., Iwanaga, S., Bekki, M., Hara, M., ... & Shiba, N. (2022). The effect of rotator cuff physical exercise combined with electrically stimulated antagonist on shoulder rotator cuff strength. *Journal of Orthopaedic Science*, 27(1), 126–130.

Haşıl, N., & Ataç, H. (1998). *Tennis Practice Samples*. Akmat Akınoğlu Matbaacılık Ltd.

Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of neurophysiology*, *28*(3), 560-580.

Hernández, D. H., Urbán, T., Sarabia, J. M., Juan-Recio, C., & Moreno, F. J. (2014). Variable training: Effects on velocity and accuracy in the tennis serve. *Journal of Sports Science*, 32(14), 1383–1388.

Holsheimer, J., Dijkstra, E. A., Demeulemeester, H., & Nuttin, B. (2000). Chronaxie calculated from current–duration and voltage–duration data. *Journal of Neuroscience Methods*, 97(1), 45–50.

Irnich, W. (2002). Georges Weiss' fundamental law of electrostimulation is 100 years old. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 25(2), 245–248.

Irnich, W. (2010). The terms “chronaxie” and “rheobase” are 100 years old. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 33(4), 491–496.

Johnston, D., Thurston, P., & Ashcroft, P. (1977). The Russian technique of faradism in the treatment of chondromalacia patellae. *Physiotherapy Canada*, 29(1–4), 3.

Joubert, M., Metayer, L., Prevost, G., Morera, J., Rod, A., Cailleux, A., & Reznik, Y. (2015). Neuromuscular electrostimulation and insulin sensitivity in patients with type 2 diabetes: *The Electrodıab pilot study*. Acta Diabetologica, 52(2), 285–291.

Kaçoğlu, C. (2015). *Alt Beden Elektromyostimülasyon Antrenmanı ve Detraining'in Performansa Etkileri* [Doktora Tezi]. Anadolu Üniversitesi.

Kale, R. (1993). Sporda Dayanıklılık Sağlık, Antrenman ve Biyofizyolojik Temelleri. *Alaş Ofset*.

Karagöz, Ş. (2008). *8–10 Yaş Arası Çocuklarda 12 Haftalık Tenis Antrenmanlarının Görsel ve İşitsel Reaksiyon Zamanına Etkisinin İncelenmesi* [Yüksek Lisans Tezi]. Afyon Kocatepe Üniversitesi.

Kasahara, S., Takada, K., Nishida, J., Shibata, K., Shimojo, S., & Lopes, P. (2021). Preserving agency during electrical muscle stimulation training speeds up reaction time directly after removing EMS. *In Proceedings of the 2021 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 1–9).

Kaya, F., & Erzeybek, M. S. (2016). Electrical muscle stimulation and its use for sports training programs: A review. *Recent Advances in Health Sciences*, 711.

Kemmler, W., Von Stengel, S., Schwarz, J., & Mayhew, J. L. (2012). Effect of whole-body electromyostimulation on energy expenditure during exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(1), 240–245.

Khurana, I. (2005). *Textbook of medical physiology* (1. Baskı). Uttar Pradesh: Elsevier Pres.

Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36(3), 189–198.

Knight, K., Knight, K. L., & Draper, D. O. (2012). Therapeutic Modalities: *The art and science*. Lippincott Williams & Wilkins.

Kots, Y., & Chwilon, W. (1971). Muscle Training With the Electrical Stimulation Method. *Teoriya i Praktika Fizicheskoi Kultury*, USSR, 3(4).

Kovacs, M. S. (2006). Applied Physiology of Tennis Performance. *British Journal of Sports Medicine*, 40(5), 381–386.

Kovacs, M. S. (2009). Movement for Tennis: The İmportance of Lateral Training. *Strength and Conditioning Journal*, 31(4), 77–85.

Kovacs, M., & Ellenbecker, T. (2011). An 8-stage model for evaluating the tennis serve: Implications for performance enhancement and injury prevention. *Sports Health*, 20, 1–10.

König, D., Huonker, M., Schmid, A., Halle, M., Berg, A., & Keul, J. (2001). Cardiovascular, metabolic, and hormonal parameters in professional tennis players. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 33*(4), 654–658. https://doi.org/10.1097/00005768-200104000-0002

Lake, D. A. (1992). Neuromuscular electrical stimulation. *Sports Medicine, 13*(5), 320–336. https://doi.org/10.2165/00007256-199213050-00004

MacIntosh, B. R., Gardiner, P. F., & McComas, A. J. (2006). Skeletal muscle: *Form and function*. Human Kinetics.

Maffiuletti, N. A. (2006). The use of Electrostimulation Exercise in Competitive Sport. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1(4), 406–407.

Malatesta, D., Cattaneo, F., Dugnani, S., & Maffiuletti, N. A. (2003). Effects of electromyostimulation training and volleyball practice on jumping ability. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 17*(3), 573–579. https://doi.org/10.1519/00124278-200308000-00023

Martin, C., Bideau, B., Bideau, N., Nicolas, G., Delamarche, P., & Kulpa, R. (2014). Energy flow analysis during the tennis serve: Comparison between injured and noninjured tennis players. *The American Journal of Sports Medicine, 42*(11), 2751–2760. https://doi.org/10.1177/0363546514547173

McCaw, S. (2014). *Biomechanics for dummies*. John Wiley & Sons.

McGinnis, P. M. (2013). Biomechanics of sport and exercise. *Human Kinetics*.

Mengütay, S., Öncesi, O., & Gelişimi, İ. H. (1997). *Spor*. Türkiye Cimnastik Federasyonu Eğitim Komisyonu Yayınları.

Merrill, D. R., Bikson, M., & Jefferys, J. G. (2005). Electrical stimulation of excitable tissue: Design of efficacious and safe protocols. *Journal of Neuroscience Methods, 141*(2), 171–198. https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2004.10.020

Miles, J. (1984). Electrical Stimulation for the Relief of Pain. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, 66(2), 108.

Muratlı, S. (1976). *Antrenman ve istasyon çalışmaları*. Pars Matbaası. Ankara.

Muratlı, S., Kalyoncu, O., & Şahin, G. (2007). *Antrenman ve müsabaka*. Ladin Matbaası. İstanbul

Myers, C. E., Yamada, M., Ji, H., Yoo, J., Fox, W., Jara-Almonte, J., & DeLuca, E. E. (2015). A dynamic magnetic tension force as the cause of failed solar eruptions. *Nature, 528*(7583), 526–529. https://doi.org/10.1038/nature16188

Nanda, K. B. (2008). Electrotherapy Simplified. *Jaypee Brothers Medical Publishers*.

Nitz, A. J., & Dobner, J. J. (1987). High intensity electrical stimulation effect on thigh musculature during immobilization for knee sprain: *A case report*. *Physical Therapy*, 67(2), 219–222.

Öztop, M. (2006). *WTA Women Tenis Association-Bayanlar Tenis Birliği*. [Lisans Bitirme Tezi]. Gazi Üniversitesi.

Page, P., & Ellenbecker, T. S. (2003). The scientific and clinical application of elastic resistance. *Human Kinetics*.

Paillard, T., Noe, F., & Passelergue, P. (2005). Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction. *Sports Medicine*, 35, 951–966. https://doi.org/10.2165/00007256-200535110-00003

Peckham, P. H. (1987). Functional electrical stimulation: Current status and future prospects of applications to the neuromuscular system in spinal cord injury. Spinal Cord, 25(3), 279–288. https://doi.org/10.1038/sc.1987.44

Plotnik, R., & Kouyoumdjian, H. (2013). Introduction to psychology (10. Baskı). *Belmont, Wadsworth:* Cengage Learning Press.

Porcari, J. P., McLean, K. P., Foster, C., Kernozek, T., Crenshaw, B., & Swenson, C. (2002). Effects of electrical muscle stimulation on body composition, muscle strength, and physical appearance. The Journal of Strength & Conditioning Research, 16(2), 165–172. https://doi.org/10.1519/00124278-200205000-00005

Ratamess, N. A. (2008). Adaptations to anaerobic training programs. *Essentials of strength training and conditioning*, *3*, 94-119.

Reid, M., & Schneiker, K. (2008). Strength and conditioning in tennis: Current research and practice. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *11*(3), 248–256. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.05.002

Robinson, A. J. (1995). Instrumentation for electrotherapy. In A. J. Robinson & L. Snyder-Mackler (Eds.), Clinical electrophysiology: *Electrotherapy and electrophysiologic testing* (2nd ed., pp. 27, 44, 50–51). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.

Robinson, A. J. (2020). Electrotherapy Explained: *Principles and practice* (5th ed.). Butterworth-Heinemann.

Roetert, E. P., Ellenbecker, T. S., & Reid, M. (2009). Biomechanics of the tennis serve: Implications for Strength Training. *Strength and Conditioning Journal*, 31(4), 35–40.

Roetert, P. E., & Kovacs, M. S. (2011). *Tennis anatomy*. Champaign: Human Kinetics.

Samson, K. M., Sandrey, M. A., & Hetrick, A. (2007). A core stabilization training program for tennis athletes. *Athletic Therapy Today*, 12(3), 41–46.

Selçuk, H., & Karacan, S. (2017). 11–13 yaş grubu erkek yüzme sporcularında 12 haftalık terabant antrenmanının yüzme performansına etkileri. *Journal of Human Sciences*, 14(4), 4958–4968.

Seyri, M., & Maffiuletti, A. (2011). Effect of electromyostimulation training on muscle strength and sport performance. *Strength and Conditioning Journal*, 33(1), 70–75. https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3182079f11

Sheffler, L. R., & Chae, J. (2007). Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 35(5), 562–590.

Sherwood, L. (2005). Fundamentals of physiology: A human perspective. *Cengage Learning*.

Sınger, K. P. (1986). The influence of unilateral electrical muscle stimulation on motor unit activity patterns in atrophic human quadriceps. *Australian Journal of Physiotherapy*, *32*(1), 31-37.

Siff, M. (1990). Applications of electrostimulation in physical conditioning: *A review*. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 4(1), 20–26.

Sircar, S. (2008). *Principles of medical physiology*. Stuttgart, Germany: Thieme.

Subijana, C. L., & Navarro, E. (2009). Kinetic energy transfer during serve. *Journal of Human Sport & Exercise*, 4(2), 114–128.

Tanaka, H., Costill, D. L., Thomas, R., Fink, W. J., & Widrick, J. J. (1993). Dry-land resistance training for competitive swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25, 952.

Tasaki, I. (1939). Electric stimulation and the excitatory process in the nerve fiber. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 125(2), 380–395.

Taş, B. (2020). *Elektrik stimülasyonu ile dinamik kas egzersizlerinin üst ekstremite kasları üzerine olan etkileri* [Yayımlanmamış Yüksek Lisans Tezi]. İstanbul Gelişim Üniversitesi.

Tipler, P. A., & Mosca, G. (2019). Physics for scientists and engineers (7th ed.). Freeman.

Treacy, C. (2013). Nörolojik bilimler hemşireliği kanıta dayalı uygulamalar (4. Baskı). *Nobel Tıp Kitap Evi*. İstanbul.

Tubez, F., Forthomme, B., Croisier, J. L., et al. (2015). Biomechanical analysis of abdominal injury in tennis serve. *Journal of Sports Science and Medicine*, 14, 402–412.

Yanase, K., Hasegawa, S., Nakamura, M., Yamauchi, T., Nishishita, S., Araki, K., ... & Ichihashi, N. (2018). Electrical stimulation to the infraspinatus on hypertrophy and strength of the shoulder. *International Journal of Sports Medicine, 39*(11), 828–834. https://doi.org/10.1055/a-0674-9035.

Zatsiorsky, V. M., & Kraemer, W. J. (2006). Science and practice of strength training. *Human Kinetics.*

Zatsiorsky, V. M., Kraemer, W. J., & Fry, A. C. (2020). Science and practice of strength training. *Human Kinetics*.

Zingaro, R. E., & Kane, R. A. (n.d.). *Correlation between core strength and serve velocity in collegiate tennis players*. [Master of Science]. California University.

EKLER

T.C.
YOZGAT BOZOK ÜNİVERSİTESİ
SOSYAL VE BEŞERİ BİLİMLER ETİK KURULU
BAŞVURU DEĞERLENDİRME FORMU

	ARAŞTIRMANIN ADI	Elektromostimülasyon Antrenmanların ve Direnç Egzersizlerinin Tenis Branşında Servis Hızına Etkisinin İncelenmesi
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	☐ Anket/Ölçek/Skala Çalışması ☐ Gözlemsel Çalışma ☐ Niteliksel Çalışma ☒ Diğer
	GELEN EVRAK SAYISI ve TARİHİ	178303 sayılı ve 08.11.2023 tarihli yazı
	YÜRÜTÜCÜ/DANIŞMAN (Unvan, Ad-Soyad, Kurum, Bölüm)	Doç. Dr. İzzet KIRKAYA Yozgat Bozok Üniversitesi – Spor Bilimleri Fakültesi
	ARAŞTIRMACILAR (Unvan, Ad-Soyad, Kurum, Bölüm)	Teknike BÖLÜKBAŞI Gençlik ve Spor Bakanlığı

KARAR BİLGİLERİ	**KARAR NO: 08/15**	**TARİH: 23.11.2023**
	Yukarıda bilgileri verilen Etik Kurula başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik sakınca **bulunmadığına** oybirliği ile karar verildi.	

Değerlendirme Sonucu		
☒	Uygundur	
☐	Düzeltme gereklidir (Açıklayınız)	
	☐ Düzeltmeleri görmek istiyoruz	☐ Düzeltmeleri görmemize gerek yok
☐	Uygun değildir (Açıklayınız)	
Açıklama		

ÇALIŞMA ESASI	Yozgat Bozok Üniversitesi Sosyal ve Beşeri Bilimler Etik Kurulu Yönergesi

SOSYAL VE BEŞERİ BİLİMLER ETİK KURULU ÜYELERİ

Prof. Dr. Mehmet SAĞLAM	
Doç. Dr. Ayşe ŞENER TAŞKAK Etik Kurula Başkan Sağlık Bilimleri Fak Üyesi	Doç. Dr. Çağdaş CAZ Spor Bilimleri Fakültesi Öğretim Üy
Doç. Dr. Selahattin YAKUT İlahiyat Fakültesi Öğretim Üyesi	Doç. Dr. Zeynep KOYUNLU ÜNLÜ Eğitim Fakültesi Öğretim Üyesi
Doç. Dr. Mütertaz Levent AKKOL Fen-Edebiyat Fakültesi Öğretim Üyesi	Doç. Dr. Kevser HAVA Eğitim Fakültesi Öğretim Üyesi
Dr. Öğr. Üyesi Onur BATMAZ Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Öğretim Üyesi	Dr. Öğr. Üyesi Aslı KAHRAMAN Fen-Edebiyat Fakültesi Öğretim Üy
Dr. Öğr. Üyesi Sema DALKILIÇ İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi Öğretim Üyesi	Dr. Öğr. Üyesi Oğuz GÜRKAN Spor Bilimleri Fakültesi Öğretim Üyesi
Dr. Öğr. Üyesi Altın Aslı ŞİMŞEK ÖNER Hukuk Fakültesi Öğretim Üyesi	

KYT-FRM-160/00



T.C.
YOZGAT BOZOK ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ