

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Beden Eğitimi Ve Spor Bilimleri Anabilim Dalı**

**SPORCULARDA DİKEY SIÇRAMA YÜKSEKLİKLERİ VE SQUAT
ÇALIŞMALARINDA ELEKTROMİYOGRAM KAYITLARININ
İNCELENMESİ**

**Hazırlayan
Özge MACİT**

**Danışman
Doç. Dr. Nazmi SARITAŞ**

Yüksek Lisans Tezi

**Aralık 2014
KAYSERİ**

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR BİLİMLERİ ANABİLİM DALI**

**SPORCULARDA DİKEY SIÇRAMA YÜKSEKLİKLERİ
VE SQUAT ÇALIŞMALARINDA ELEKTROMİYOGRAM
KAYITLARININ İNCELENMESİ**

**Hazırlayan
Özge MACİT**

**Danışman
Doç. Dr. Nazmi SARITAŞ**

Yüksek Lisans Tezi

**Bu çalışma; Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından TYL-2013-4919 kodlu proje ile desteklenmiştir.**

**Aralık 2014
KAYSERİ**

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Adı-Soyadı *Öge MACİT*

İmza:



YÖNERGEYE UYGUNLUK SAYFASI

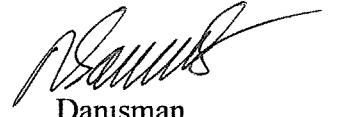
“Sporcularda Dikey Sıçrama Yükseklikleri Ve Squat Çalışmalarında Elektromiyogram Kayıtlarının İncelenmesi” adlı Yüksek Lisans tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.



Tezi Hazırlayan

Özge MACİT

İmza



Danışman

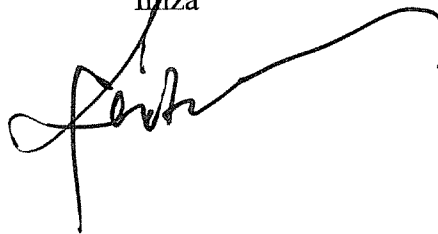
Doç. Dr. Nazmi SARITAŞ

İmza

BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ABD Başkanı

Prof. Dr. Kenan AYCAN

İmza



Doç. Dr. Nazmi SARITAŞ danışmanlığında Özge MACİT tarafından hazırlanan “Sporcularda Dikey Sıçrama Yükseklikleri Ve Squat Çalışmalarında Elektromiyogram Kayıtlarının İncelenmesi” adlı bu çalışma jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Beden Eğitimi Ve Spor Bilimleri Anabilim Dalında **yüksek lisans** tezi olarak kabul edilmiştir.

11 /12 /2014

(Tez savunma sınav tarihi yazılacaktır.)

JÜRİ:

Danışman : Doç. Dr. Nazmi SARITAŞ (Beden Eğitimi Ve Spor Bilimleri Anabilim Dalı)

Üye : Prof. Dr. Asuman GÖLGELİ (Fizyoloji Anabilim Dalı)

Üye : Doç. Dr. Alpaslan YILMAZ (Beden Eğitimi Ve Spor Bilimleri Anabilim Dalı)

ONAY:

Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun 18.12.2014 tarih ve 657sayılı kararı ile onaylanmıştır.

19 / 12 / 2014



Prof. Dr. Sami ÖZDAMAR
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının başlamasına vesile olan ve tez süresi boyunca sabır ve desteğinin yanı sıra rehberlik ve zamanını esirgemedi bana yardımcı olan tez danışmanım **Doç. Dr. Nazmi SARITAŞ 'a** ve EMG uygulamaları konusunda yardımları ve desteğinden dolayı **Doç. Dr. Alpaslan YILMAZ 'a** tüm içtenliğimle teşekkür ederim. Yüksek lisans eğitimim süresince yardım ve desteğini esirgemeyen **Arş. Gör. Serdar BÜYÜKİPEKÇİ'ye** ve **Arş. Gör. Ahmet BİÇER' e** içten teşekkür ederim. Tez çalışmama katılan bütün sporculara çalışmaya gösterdikleri ciddiyet, verdikleri önem ve yaptıkları fedakarlıklar için teşekkür ederim.

Desteklerini ve bana olan inançlarını her zaman hissettiğim aileme, hoşgörüsü ve desteğinden dolayı değerli eşim **Arş. Gör. Kadir MACİT 'e** teşekkür ederim.

SPORCULARDA DİKEY SİÇRAMA YÜKSEKLİKLERİ VE SQUAT ÇALIŞMALARINDA ELEKTROMİYOGRAM KAYITLARININ İNCELENMESİ

Özge MACİT

Erciyes Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Beden Eğitimi Ve Spor Bilimleri Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi, Aralık 2014

Danışman: Doç.Dr. Nazmi SARITAŞ

KISA ÖZET

Bu çalışmanın amacı; sporcularda dikey sıçrama yükseklikleri ve squat çalışmalarında elektromiyogram kayıtlarının incelenmesidir. Bu amaçla, çalışmaya Erciyes Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu'nda eğitim alan ve yaş (yıl) ortalamaları 22.47 ± 1.83 , boy uzunlukları 177.38 ± 7.60 (cm) ve vücut ağırlıkları 73.21 ± 9.84 (kg) olan toplam 34 erkek sporcu gönüllü olarak katılmıştır. Sporculara, test düzeneğini anlatan bilgi ve onay formu imzalatılırken, Erciyes Üniversitesi'nin Etik Kurul'unun onayı da alınmıştır.

Çalışmanın gerçekleştirileceği gün deneklerin fiziksel aktivitede bulunmamaları istenmiş; ölçüm öncesi hazırlık aşamaları yerine getirildikten sonra sporcu iki farklı ölçüme tâbi tutulmuştur. Bunlardan ilki; dikey sıçrama ölçümü (anaerobik güç) olup, bu ölçüm için newtest jump mat kullanılmıştır. Sporcunun diz ekleme açısı 90 derece iken, kollarını kullanmasına izin verilmiş ve beş kez tekrar edilen ölçümün en yükseği alınmıştır. Bu ölçümlerde EMG kaydı alınması sürdürülmüş ve en yüksek ölçümden kesit alınmıştır. İkinci test ise; maksimum ağırlıkla squat ölçümü olup, squat masası sporcunun boyuna göre ayarlanmış ve boş barla ısınmaya başlayan sporcuya 1RM metodu uygulanarak squatta maksimal ağırlık hesaplanmıştır. Sonrasında diz ekleme 90 derece olacak şekilde maksimal squat uygulanmaya başlayan sporcunun EMG ölçümleri yapılmıştır. Ölçümler esnasında baz alınan kaslar; m. quadriceps femoris ve m. biceps femoris kaslarıdır.

Çalışmadan elde edilen bulgular ışığında; dikey sıçrama ölçümü ve squat ölçümü uygulanan sporcuların m. quadriceps femoris ve m. biceps femoris kaslarının hareketlerinin kaydedildiği EMG kayıtlarında anlamlı istatistiksel farklar tespit edilmiştir.

Sonuç olarak; dikey sıçrama ölçümü ve squat ölçümünün eşzamanlı olarak uygulandığı sporcularda m. quadriceps femoris ve m. biceps femoris kaslarının uzama ve kısalmalarında kontraksiyon tiplerine göre farklar gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: EMG, root mean square, dikey sıçrama ölçümü, squat.

**ANALYSIS OF ELECTROMYOGRAM RECORDS IN VERTICAL JUMP HEIGHTS
AND SQUAT TRAININGS IN ATHLETES**

Özge MACİT

Erciyes University, Graduate School of Health Sciences

Department of Physical Education and Sport

M. Sc. Thesis, December 2014

Supervisor: Associate Professor Nazmi SARITAŞ

ABSTRACT

The aim of study is to examine the relationships analysis of electromyogram records in vertical jump heights and squat trainings in athletes. Therefore, 34 male athletes who the field of education and age (years) Mean $22:47 \pm 1.83$, height of 177.38 ± 7.60 (cm), and the body is mainly of 73.21 ± 9.84 (kg) from Erciyes University School of Physical Education and Sports voluntary participated in this work. They signed forms which describing the test set up and confirming the case, while the approval of the Ethics Committee of Erciyes University were also taken.

The study will take place the day of the subjects were asked to lack of physical activity; after satisfying the measurements before preparation of athletes are subjected to two different measurements. The first of these; vertical jump measurement (anaerobic power) with newtest jump mat was used for these measurements. Athlete's knee joint angle is 90 degrees, and the highest allowed to use arms of measurement were repeated five times. These measurements were continued EMG recording and cross-section taken from the highest measurement. The second test which is the measurement of the maximum weight squats. In that case, squat table adjusted athlete's height and weight were calculated maximal squat in empty bar to warm up method starts by applying the athletes 1RM. After the knee joint to be 90 degrees, athletes started to be implemented maksimalquat EMG measurements were made. Baselined muscles during measurements are; quadriceps femoris and m. biceps femoris muscles.

In light of the findings obtained from the study; athletes' whose applied them vertical jump measurement and squat measurement EMG recordings of the quadriceps femoris and m.biceps femoris muscles movement have been identified statistically significant difference was recorded in the biceps femoris muscle.

As a result; athletes' which applied vertical jump measurement and the squat measurement were observed differences on the quadriceps femoris and m. biceps femoris muscles in the elongation and shortening accordin to the type of constriction.

Keywords: EMG, root mean square, vertical jump measurement, squat movement.

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK	ii
YÖNERGEYE UYGUNLUK SAYFASI	iii
ONAY :	iv
TEŞEKKÜR	v
KISA ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
KISALTMALAR	xi
TABLolar LİSTESİ	xii
ŞEKİLLER LİSTESİ	xiii
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. İSKELET KASININ FİZYOLOJİK ANATOMİSİ.....	3
2.1.1.İskelet Kas Lifi	3
2.1.2. İskelet Kasın Kimyasal Bileşimi.....	3
2.1.3. Sarkolemma	3
2.1.4. Miyofibriller: Aktin ve Miyozin İplikçikleri	4
2.1.5. Sarkoplazma	4
2.1.6. Sarkoplazmik Retikulum (SR).....	5
2.1.7. İskelet Kası Elektrofizyolojisi	7
2.1.7.1. Membran Potansiyeli	7
2.1.7.2. Aksiyon Potansiyeli	7
2.1.7.3. Sinir kas kavşağı.....	8
2.1.7.4. Motor Ünite.....	9
2.2. KAS KASILMASININ GENEL MEKANİZMASI	9

2.3. AKTİF AKTİN FİLAMENTİ İLE MİYOZİN ÇAPRAZ KÖPRÜLERİ ARASINDAKİ ETKİLEŞME-KASILMANIN KAYAN FİLAMENTLER TEORİSİ..	10
2.3.1. Kas Ve Tendon Birimi	10
2.4. KAS KASILMASI İÇİN ENERJİ KAYNAKLARI	10
2.5. İSKELET KAS TONUSU.....	11
2.6. KASILMA TİPLERİ.....	11
2.6.1. İzometrik Kasılma.....	12
2.6.2. İzotonik Kasılma.....	12
2.6.3. Konsantrik Kasılma	12
2.6.4. Eksantrik Kasılma.....	12
2.6.3.İzokinetik Kasılma	12
2.7. SIÇRAMA HAREKETİNİN BİYOMEKANİĞİ	13
2.8. SQUAT HAREKETİNİN BİYOMEKANİĞİ	13
2.9. KUVVET	14
2.9.1. Kuvvetin Sınıflandırılması	15
2.9.1.1. Genel Kuvvet.....	15
2.9.1.2. Özel Kuvvet	15
2.9.1.3. Maksimal kuvvet	15
2.9.1.4. Çabuk kuvvet.....	16
2.9.2. Kuvvette devamlılık.....	16
2.9.3. Kuvvetin Fizyolojik Özellikleri	16
2.9.4. Verim sırasında, kaslar arası uyum ya da değişik kas gruplarının birbirine olan etkileri	17
2.9.5. Kas içi koordinasyon.....	17
2.9.6. Sinirsel Bir Uyarıya Tepki Gösteren Kasın Kuvveti.....	17
2.10. MUSCULUS QUADRİCEPS FEMORİS	18
2.11. MUSCULUS BİCEPS FEMORİS	18
2.12. ELEKTROMİYOGRAFİ (EMG)	18
2.13. EMG ÖLÇÜMÜNDE KULLANILAN ELEKTROTLAR	19

2.14. EMG VE SPOR BİLİMLERİNDE KULLANIMI.....	20
3.GEREÇ YÖNTEM.....	22
3.1.GEREÇ.....	22
3.2.YÖNTEM.....	22
3.2.1. Boy Uzunluğu.....	22
3.2.2. Biyoelektrik İmpedans Analizi Ölçümü.....	23
3.2.3. EMG Ölçüm Öncesi Hazırlık Aşaması	24
3.2.4. Maksimum Ağırlıkla Squat ölçümü	25
3.2.5. Dikey Sıçrama Ölçümü	27
3.2.6. EMG Ölçümü	28
3.3.ANAEROBİK GÜÇ HESABI.....	31
3.4.İSTATİSTİKSEL ANALİZ.....	31
4.BULGULAR.....	32
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	37
6. KAYNAKLAR	46
EKLER	
ÖZ GEÇMİŞ	

KISALTMALAR

ATP:	Adenozin Tri Fosfat
BF:	Biceps Femoris
EMG :	Elektromiyogram
LA :	Laktik Asit
MF :	Median Frekansı
PCr :	Fosfo Kreatin
QF :	Quadriceps Femoris
RMS :	Root Mean Square
VKI :	Vücut Kitle İndeksi
yEMG:	Yüzeyel Elektromiyogram
MSS:	Merkezi Sinir Sistemi

TABLÖLAR LİSTESİ

- Tablo 4.1:** Gönüllülerin karakteristik özellikleri ilişkin tanımlayıcı istatistikler.....32
- Tablo 4.2:** Gönüllülerin yEMG değişkenlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler..... 33
- Tablo 4.3:** Gönüllülerin aktivite performanslarına ilişkin tanımlayıcı istatistikler..33
- Tablo 4.4:** Gönüllülerin Fiziksel özellikleri ile yEMG kayıtları arasındaki ilişkiler 34

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. : İskelet Kası.....	6
Şekil 3.1. : Biyoelektrik İmpedans Analizi (BİA) Ölçüm Cihazı. (TANİTA BC 418 MA)	23
Şekil 3.2. : Elektrotların yerleştirilmesi.....	24
Şekil 3.3. : Elektrotların sabitlenmesi.....	25
Şekil 3.4. : Boş barla ısınma aşaması.....	26
Şekil 3.5. : Maksimum ağırlıkta squat hareketi uygulaması.....	26
Şekil 3.6. : Maksimum ağırlıkta squat hareketi uygulaması.....	27
Şekil 3.7. : Newtest jump mat örneği.....	28
Şekil 3.8.: Çalışmada Alınan EMG Ölçümünün Alındığı Kayıt Cihazı (BIOPAC MP30)	29
Şekil 3.9. : Maksimum ağırlıkta squat hareketinde quadriceps femoris kasının EMG sinyali kesiti	29
Şekil 3.10. : Maksimum ağırlıkta squat hareketinde biceps femoris kasının EMG sinyali kesiti	30
Şekil 3.11. : Dikey sıçrama hareketinin maksimum seviyesinde quadriceps femoris kasının EMG sinyali kesiti	30
Şekil 3.12. : Dikey sıçrama hareketinin maksimum seviyesinde biceps femoris kasının EMG sinyali kesiti	30

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Kuvvet, bir dirence karşı koymak için kasın maksimum olarak kasılmasıdır (1-4). Kas kontraksiyonu sonucu vücut parçalarının hareketini sağlayan kas kuvvetini; motor ünite sayısı, kasın enine kesit alanı, kas fibril tipi, kas uzunluğu, eklem açısı, kasılma hızı gibi faktörler etkilemektedir (5). Kas kasılması motor nöronlardan gelen efferent impulsar sonucu olmakta ve kasta meydana gelen kuvvet, aktive olan motor ünite sayısı ve kasılmanın frekansına bağlı olarak değişmektedir (6,7). Düşük şiddetli bir aktivitede daha az motor nöron devredeyken, aktivite şiddeti artınca daha fazla kuvvet gerekeceğinden motor ünitelerin devreye girmesi kademeli olarak yükseliş gösterir (8).

Kasılabilen kas hücreleri, aktivite gösteren diğer hücreler gibi elektriksel potansiyeller meydana getirirler ve bu potansiyellerindeki farklılıklar EMG ile kayıt edilerek, iskelet kaslarının aktiviteleri değerlendirilir (7, 9-11). EMG ölçümü bize kasılma tipi veya kas kasılması sonucu ortaya çıkan kuvveti vermemekle birlikte, motor ünite aksiyon potansiyellerinin analizi ile devreye giren kaslar ve motor sinirler hakkında bilgi verir. Ayrıca EMG, izometrik veya dinamik egzersizler sırasında kastaki gerimin değerlendirilmesinde veya yorgunluk derecesinin belirlenmesinde kullanılır (12).

Kasılan kas hücrelerinin ürettiği elektrik sinyalleri, kasın statik ve dinamik kasılması sırasında kullanılan motor ünite sayısı ve oluşturulan kuvvet ile doğru orantılıdır (6). Çalışan motor ünitelerin sayısı, ateşlenme frekansı ve senkronizasyonu EMG aktivitesinin miktarını belirlemektedir (13, 14). Kasların bu aksiyon potansiyeli iğne veya yüzey elektrotu kullanılarak ölçülür, özellikle yüzey elektrotlar ile yapılan ölçümler spor araştırmalarında sıklıkla kullanılır (7, 15). Uzun yıllardan beri çeşitli spor dallarında ve farklı pozisyonlarda EMG ölçümü ile ilgili çalışmalar yapılmaktadır.

Ağırlık kaldırırken antagonist ve sinerjist bacak kaslarının EMG aktivitesi, farklı diz açılarında yapılan squat hareketinde bacak kaslarının EMG aktiviteleri, squat ve bacak presi hareketinde farklı ayak açılarında bacak kaslarının EMG aktivitesi gibi çalışmalar bunlardan bazılarıdır (16-18).

Eksentrik veya konsantrik kasılmayla meydana gelen kuvvetle eklemlerde hareket yapılırken, izometrik kasılma ile sabit cisimlere karşı kuvvet uygulanmakta, kas aktif olmasına rağmen, kas-tendon uzunluğunda değişme olmamaktadır. Bu nedenle izometrik kasılma ile postür korunur ve eklem stabilizasyonu sağlanır (11). Hem dinamik, hem de statik kasılmalar ile meydana gelen bu kas kuvvetlerinin miktarı ise çeşitli dinamometrelerle ölçülür (8). Kalça, diz ve ayak bileği ekleminin bükülmesiyle gerçekleştirilen squat pozisyonu birçok spor dalında ve özellikle ağırlık kaldırmada, bacak kuvveti ölçümü gibi durumlarda uygulanır. Ayrıca dinamik olarak yapılan squat hareketi yine birçok spor dalında ve fizik tedavinin birçok programında uygulanmakta ve diz açısına göre pozisyon yarı squat (dizde 40° fleksiyon), yarım squat (70°-100° fleksiyon) ve tam squat (100° ve üstü fleksiyon) gibi isimler almaktadır (17,19).

Özellikle dinamik squat hareketinde çeşitli topuk açılarında kasların EMG kayıtları veya kuvvet ölçümleri sırasında EMG kayıtları ile ilgili çalışmalar bulunmasına rağmen, farklı topuk yüksekliklerinde dinamometre ile izometrik kuvvet ölçümü yapılırken bacak kaslarının olaya katılımı ile ilgili çalışmalar bulunmamaktadır.

Günlük yaşam hareketleri ve sportif aktiviteler fonksiyona dayalıdır. Bu hareketlerin temelinde yatan koordinasyon, kuvvet, esneklik ve propriosepsiyonu içeren nöromotor fonksiyonlar ise bütün sporcular için sakatlanma olasılığı ile doğrudan alakalı ve önemli bir alandır (20). Bu konuyla ilgili fonksiyonel aktiviteler sırasında EMG değerlendirmeleri yapan çalışmalara da rastlanmaktadır (21). Sıçrama sırasında EMG sonuçlarının araştırıldığı çalışmalar vardır (22). Bütün bunlarla birlikte sıçramanın etkin olduğu spor branşlarında ve maksimum ağırlıkla birlikte kas kasılmasının elektromiyogram (EMG) kayıtlarının alındığı çalışmaların az olması literatür eksikliğine neden olmuştur. Bu bağlamda; bu çalışmanın temel amacı; sporcuların dikey sıçrama yüksekliklerinin ve maksimum ağırlıkta konsantrik ve eksantrik kas kasılmalarında elektromiyogram (EMG) kayıtları arasındaki ilişkilerin incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İSKELET KASININ FİZYOLOJİK ANATOMİSİ

2.1.1.İskelet Kas Lifi

Bütün iskelet kasları, çapı 10-80 mikrometre arasında değişen çok sayıda liften oluşmuştur, bu liflerin her biri daha küçük alt birimlerden meydana gelir. Çoğu kasta lifler bütün kas boyunca uzanırlar; %2si dışında, her bir lif orta bölgesinde sonlanan tek bir sinir ucu tarafından innerve edilir (23).

2.1.2. İskelet Kasın Kimyasal Bileşimi

Kasın %75 - 80 i su ve %18 - 20 si proteinlerden oluşur. Gerisini karbonhidrat, lipid, mineral ve non-proteik azot oluşturur. Proteinlerin %60 ı miyozin ve %12 si aktindir. Kasta %0.5 – 1.5 oranında bulunan glikojen, kasın başlıca karbonhidratı ve enerji kaynağıdır. Kas kasılmasında miyozin ve aktinden başka iki önemli madde non-proteik azot sınıfından olan kreatin fosfat ve adenozintrifosfattır. Bunlardan başka kasta çeşitli konsantrasyonlarda anyon ve katyonlar bulunur (24).

2.1.3. Sarkolemma

Kas lifinin hücre membranıdır. Sarkolemma, plazma membranı denilen gerçek hücre membranı ile birçok ince kollajen lif içeren bir polisakkarit tabakasından oluşan bir dış kılıftır. Kas lifinin ucunda, sarkolemmanın bu yüzey tabakası bir tendon lifiyle kaynaşır. Daha sonra tendon lifleri kas tendonunu oluşturmak üzere demetler halinde birleşir ve kemiğe yapışır (23).

2.1.4. Miyofibriller: Aktin ve Miyozin İplikçikleri

Her kas lifi birkaç yüz ile birkaç bin arasında miyofibril içerir. Her miyofibrilde yan yana uzanan yaklaşık 1500 miyozin filament ve 3000 aktin filamenti vardır. Bunlar kas kasılmasından sorumlu olan büyük polimerize proteinlerdir. Kalın filamentler miyozin, ince filamentler aktin'dir. Miyozin ve aktin filamentlerinin kısmen iç içe girmesiyle miyofibriller birbirini izleyen koyu ve açık renkli bantlar oluştururlar. Açık bantlar sadece aktin filamenti içerir ve I bandı adını alır. Koyu bantlar miyozin filamentlerini ve aralarına giren aktin filamentlerinin uçlarını içerir. Koyu bantlara A bandı denir. Ayrıca miyozin filamentlerinin yan taraflarından çıkan küçük uzantılar görülür bunlar 'çapraz köprülerdir'. Çapraz köprülerle aktin filamentleri arasındaki etkileşim kasılmaya sebep olur.

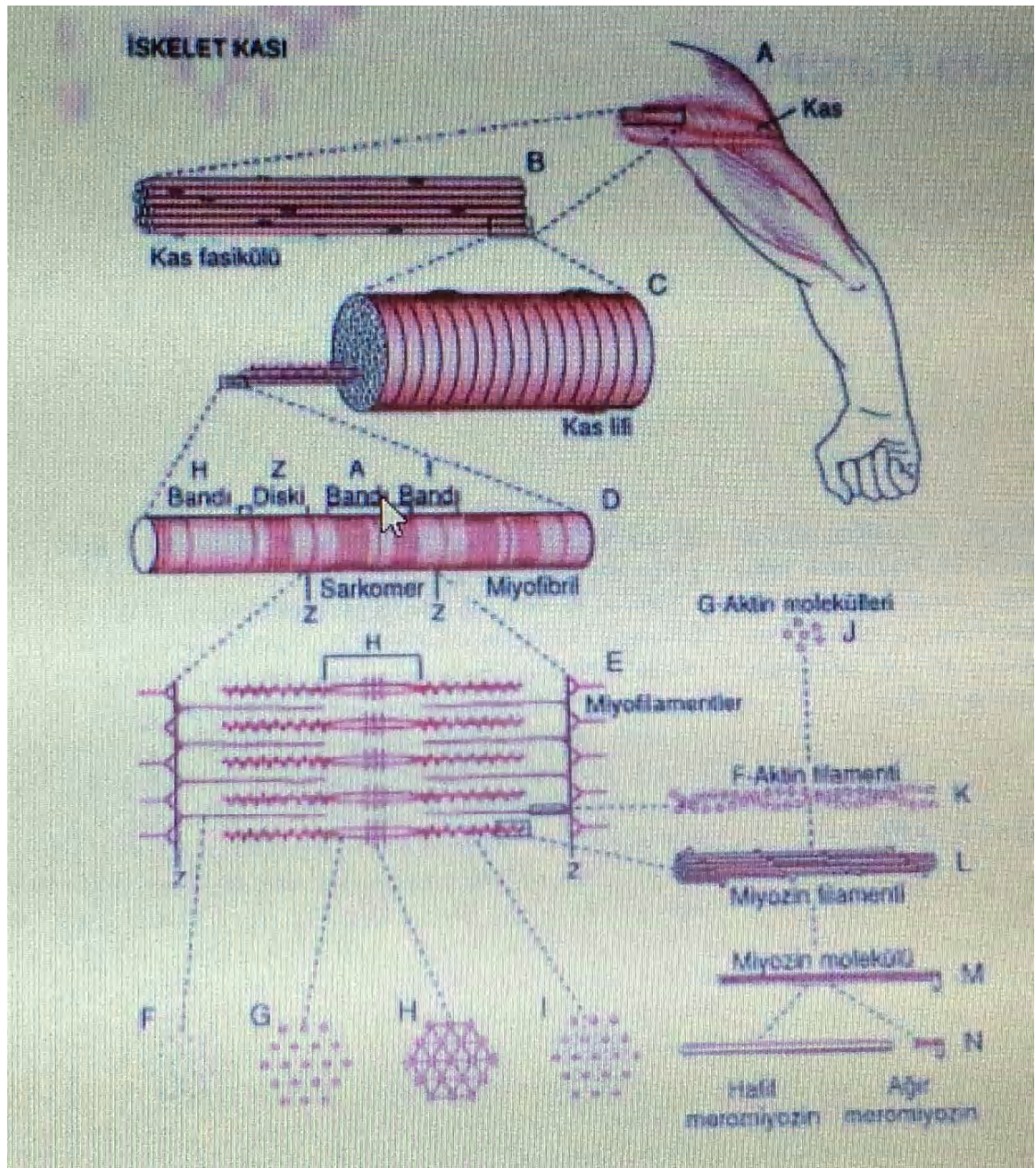
Ayrıca aktin filamentlerinin ucunun Z disklerine tutunduğu görülür. Aktin filamentleri bu diskten her iki yöne doğru uzanarak miyozin filamentlerinin arasına girer. Aktin ve miyozin filamentlerinden farklı filamentöz proteinlerden oluşan Z diski, miyofibriller arasında çapraz uzanır ve kas lifi boyunca ilerleyerek bir miyofibrili diğerine bağlar. Dolayısıyla tek miyofibrilde olduğu gibi, bütün kas boyunca açık ve koyu bantlar görülür, bu bantlar iskelet ve kalp kasında çizgili görünüm oluştururlar. İki Z çizgisi arasında kalan bölüme sarkomer denir. Kas lifi kasıldığı zaman sarkomer boyu yaklaşık 2 mikrometredir. Bu boyda aktin filamentleri miyozin filamentlerinin üstünü örter ve aktin filamentlerinin uçları birbiri üzerine gelmeye başlar. Sarkomer en büyük kasılma gücünü bu boyda gerçekleştirebilir. Aktin ve miyozin moleküllerini birarada tutan titin adı verilen çok sayıda filamentöz moleküllerdir (23).

2.1.5. Sarkoplazma

Her bir kas lifinin miyofibrilleri kas lifi içinde yan yana asılı durumdadır. Myofibriller arası boşluklar sarkoplazma denilen intraselüler bir sıvı ile doludur. Sarkoplazma sıvısı çok miktarda potasyum, magnezyum, fosfat ve protein yapıda enzimler barındırır. Aynı zamanda miyofibrillere paralel olarak çok sayıda mitokondri bulunur. Mitokondri tarafından üretilen adenozintrifosfat (ATP) kasılabilir miyofibrillere büyük miktarda enerji sağlar (23).

2.1.6. Sarkoplazmik Retikulum (SR)

Elektron mikroskobu ile incelenebilen bu yapı, organizmanın diğer hücrelerindeki endoplazmik retikuluma benzemekle birlikte bunda ribozom bulunmaz ve özel yapılarına göre miyoflamentlerde bir farklılaşma gösterir (24). Sarkoplazma içinde bulunan zengin endoplazmik retikuluma kas lifinde sarkoplazmik retikulum denir. Retikulumun kas kasılması kontrolünde oldukça önemli bir yeri vardır. Sarkoplazmik retikulum, sarkolazma içinde yayılan, zarlarla sınırlandırılmış olan bir boru sisteminden sarkotübüllerden oluşur (24). Kas liflerinin özellikle çok hızlı kasılan tiplerinde yoğun SR bulunur (23).



Şekil 2.1: İskelet Kası. Bütünden moleküler düzeye kadar iskelet kasının organizasyonu. F, G, H ve I belirtilen düzeylerde enine kesitlerdir (23).

2.1.7. İskelet Kası Elektrofizyolojisi

2.1.7.1. Membran Potansiyeli

Selektif geçirgenlik gösteren hücre membranının her iki tarafında bulunan pozitif ve negatif iyonlar arasındaki farklılıktan doğan potansiyel farkı membran potansiyeli olarak isimlendirilir (24). Bu tip potansiyeller, kas, sinir, reseptör gibi uyarılabilen yani membranlarında elektrokimyasal impulslar yaratarak, bu impulslar yardımıyla membran boyunca sinyalleri iletebilen dokuların hücre membranında bulunurlar. Hücrelerin iç ve dış sıvılarında bulunan 150 – 160 meq/L konsantrasyonda pozitif ve eşit oranda negatif iyonlarsındaki dengeyi oluşturan çeşitli faktörler, membran potansiyelini yaratırlar. Membran potansiyelini yaratan en önemli faktörler şunlardır:

- Membranın her iki tarafındaki iyonların, konsantrasyon farkına dayalı difüzyonunun, negatif ve pozitif yükler arasında oluşturduğu farklılık,
- İyonların membrandan aktif transportu ile yükler arasında oluşan farklılık (23,25).

Kalın sinir liflerinde membran potansiyeli, sinir sinyalleri iletilmediği zaman, yani dinlenme durumunda yaklaşık -90 mV kadardır. Membran dinlenme potansiyeli olarak bilinen bu potansiyelin oluşumunda en önemli rolü iyonlar, iç ortamda dışa göre fazla olan potasyum iyonları (K+) ile dış ortamda içe göre fazla olan sodyum (Na+) iyonları ve hücre dışına çıkamayan bir kısım negatif iyonlardır (24,25).

2.1.7.2. Aksiyon Potansiyeli

Membran dinlenme potansiyelinde; dokunun uyarılması ile normal negatif değerden ani olarak pozitif değere doğru yükselme (depolarizasyon) ve yaklaşık olarak aynı hızla tekrar negatif potansiyele dönüş (repolarizasyon) sonunda beliren bir seri değişiklik aksiyon potansiyelini oluşturur. Uyarının aksiyon potansiyelini başlatabilmesi için minimum bir değere sahip olması gerekir ki, buna eşik uyarı denir. Eşik uyarıdan daha küçük uyarılar dokuya ya hiç etki etmezler ya da membranda lokal eksitabilite değişiklikleri meydana getirirler, fakat eksitasyonu yani aksiyon potansiyelini başlatamazlar (23-28).

Aksiyon potansiyeli esnasında sinir membranının depolarizasyon ve repolarizasyonunda voltaj kapılı sodyum kanalları en önemli rolü oynarlar. Voltaj kapılı potasyum kanallarıda membranın hızlı repolarizasyonundan sorumludurlar. Bu iki voltaj kapılı

kanal, sodyum-potasyum pompasına ve sodyum potasyum sızma kanallarına ek görev yaparlar.

Eşik değer ya da daha yüksek şiddetteki bir uyarının sinire uygulanması; membran potansiyelini, dinlenim değeri olan yaklaşık -90 mV'dan, tetikleme düzeyi olan yaklaşık -50 ile -70 mV'a çıkarıldığında, voltaj kapılı Na^+ kanallarının aktivasyon kapısında ani bir konformasyon değişikliği yaratarak, bu kapıları açar. Aktif durum denen bu anda, sodyum iyonlarının açık kanallardan hızla içeriye akışı ile membranın sodyum geçirgenliği 500-5000 kat kadar artar. Bu sırada membran potansiyelindeki yükselme ile sodyum kanallarının aktivasyon kapısındaki açılmayla birlikte, saniyenin onbinde birleri kadar sonra, inaktivasyon kapısı kapanır. Aktivasyon kapısını açan konformasyon değişikliği çok hızlı bir olay olmasına rağmen inaktivasyon kapısını kapatan değişiklik yavaştır. Sodyum kanalının inaktivasyon kapısının önemli bir özelliği, membran potansiyeli tam başlangıç değeri olan dinlenim potansiyeli seviyesine dönünceye kadar tekrar açılmamasıdır.

Aksiyon potansiyelinin başlaması ile birlikte voltaj kapılı potasyum kanallarında yavaş yavaş açılmaya başlar. Sodyum kanallarının inaktivasyonu ile birlikte potasyum kanallarının tam olarak açılması, dolayısıyla sodyum girişindeki azalmayla birlikte potasyum çıkışındaki artış repolarizasyon olayını hızlandırır. Aksiyon potansiyelinin gelişmesinde azda olsa, sodyum ve potasyum dışında başka iyonlarda yer alır. Bunlar kalsiyum ve klorür iyonları ile özellikle dinlenim durumundaki negatif membran potansiyelinden büyük oranda etkili olan ve membrandan dışarı geçemeyen negatif iyonlardır (23,25).

2.1.7.3. Sinir kas kavşağı

İskelet kası lifleri omuriliğin ön boynuzundaki büyük motor nöronlardan çıkan büyük miyelinli sinir lifleri tarafından innerve edilirler. Her sinir lifi kasın ortasına girdikten sonra ve üç ile birkaç yüz iskelet kas lifini uyarır. Tüm sinir uçları kas lifinin ortasına yakın bir yerde kas lifiyle sinir-kas kavşağı denilen bir bağlantı yapar. Sinir sinyali tarafından kas lifinin ortasında başlatılan aksiyon potansiyeli, kas lifinin uçlarına doğru her iki yönde yayılır.

2.1.7.4. Motor Ünite

Organizmada kaslara merkezi sinir sisteminden motor sinirler yoluyla bir seri impuls gelir ve kas ya refleks yoldan ya da istemli olarak kasılır (24). Medullaspinalisi terk eden her motor nöron, sayısı ve kasın tipine bağlı olmak üzere, bir çok kas lifini innerve eder. Bir motor sinir lifi tarafından innerve edilen kas liflerinin tümüne motor ünite denir (23). Motor nöronun aksonu kasa girmeden önce ve girdikten sonra dallanır ve kas liflerine dağılır (24).

Organizmada kasların ister refleks isterse istemli yoldan kasılmalarında meydana gelen kuvvet, faaliyette bulunan motor ünitelerin sayısına ve her bir üniteden periferik gönderilen impuls sayısına bağlıdır. Faaliyete katılan motor ünitelerin sayısı arttıkça ve her bir ünitenin deşarj frekansı yükseldikçe, kasın gerimi veya kasılma kuvveti artar (24).

2.2. KAS KASILMASININ GENEL MEKANİZMASI

Kas kasılmasının oluşum sırası şu şekildedir;

- Aksiyon potansiyeli motor sinir boyunca kas lifi sonuna kadar yayılır.
- Her sinir ucundan nörotransmitter olarak az sayıda asetilkolin salgılanır.
- Kas lifi membranında belli bir alanda etki gösteren asetilkolin, membrandaki asetilkolin kapılı kanalları burada yüzen protein molekülleri sayesinde açar.
- Asetilkolin kapılı kanalların açılması, kas lifi membranından çok sayıda sodyum iyonunun içeri girmesini sağlar. Bu hadise aksiyon potansiyelinin başlamasına yol açar.
- Aksiyon potansiyeli kas lifi boyunca yayılır.
- Aksiyon potansiyeli mebranı depolarize eder ve kas lifi merkezine doğru ulaşarak sarkoplazmik retikulumda depolanmış olan kalsiyum iyonunun serbestlenmesine yol açar.
- Kalsiyum iyonları kasılma olayının kilit noktası olan filamentlerin kaymasını sağlayan, aktin ile miyozin arasında ilişkiyi başlatır.
- Bir saniyeden daha kısa sonra kalsiyum SR'ya geri pompalanır. Miyofibrillerden kalsiyum iyonunun uzaklaştırılması kas kasılmasını sonlandırır (23).

2.3. Aktif Aktin Filamenti İle Miyozin Çapraz Köprüleri Arasındaki Etkileşme-Kasılmanın Kayan Filamentler Teorisi

Aktin flamenti üç protein bileşeninden oluşur. Aktin, tropomiyozin, troponin (23). Dinlenme durumunda tropomiyozin molekülleri aktin ipliklerinin aktif bölgelerini kapatır, dolayısıyla aktin ile miyozin arasında kasılmaya neden olacak çekimi engeller. Tropomiyozin molekülünün bir ucuna tutunmuş troponin proteini vardır. Troponin I aktin için, Troponin T tropomiyozin için, Troponin C ise kalsiyum iyonları için kuvvetli afiniteye sahiptir (29). Aktin flamenti kalsiyum iyonları ile aktive olur olmaz, miyozin flamentinin çapraz köprü başları aktin filamentlerinin aktif bölgelerine çekilir ve kasılmaya neden olur. Kasılmanın bu anlatımına Kayan Filamentler Teorisi denir (30).

2.3.1. Kas Ve Tendon Birimi

Kasların içindeki ve etrafındaki bağlayıcı dokular ve tendonlar, kasılma ve pasif uzama esnasında kasın tüm mekanik özelliklerinin belirlemesini sağlayan viskoelastik bir yapıdadırlar. Hill tendonların kasılma elemanı (miyofiber, aktin ve miyozin) ile birlikte yay gibi bir esnek eleman olarak görev yaptığını göstermiştir (31). (epimisyum, perimisyum, endomisyum ve sarkolemma kasılma elemanlarına paralel duran ikincil esnek elemanlardır. Paralel ve seri esnek bileşenler, kasların aktif kasılması veya pasif uzaması esnasında gerildiğinde gerginlik oluşur ve enerji depolanır. Kas gevşemesi ile birlikte geri çekilme oluştuğunda bu enerji serbest kalır. Seri esnek lifler, gerginlik oluşumunda paralel esnek liflere nazaran daha büyük önem arz ederler (32). Birçok araştırmacı miyozin liflerdeki çapraz bağların yay özelliğine sahip olduğunu ve aynı zamanda kasın esnek yapısına katkı sağladığını belirtmişlerdir (33).

Tendonlar sert ve kuvveti kemiğe iletebilecek kadar sağlam olmalıdırlar. Aynı zamanda tendonların histerizis özelliği düşük olmalıdır. Böylece elastik deformasyon enerjisini depolayıp geri iade edebilirler. Örneğin aşıl tendonu, aynı ölçülerdeki bir çelikle kıyaslandığında en az çelik kadar veya daha fazla miktarda çekme gerilmesine karşı koyabilir (34,35).

2.4. KAS KASILMASI İÇİN ENERJİ KAYNAKLARI

Kas kasılması ATP den elde edilen enerjiye bağlıdır. Buradaki enerjinin büyük çoğunluğu boyunca yürüme mekanizmasının gerçekleşmesi için gereklidir bunun yanı sıra bir miktar enerjide kasılmadan sonra kalsiyumu sarkoplazmadan sarkoplazmik

retiküluma pompalamak ve aksiyon potansiyelinin yayılması için uygun iyonik ortamı devam ettirmek üzere kas lifi membranında sodyum ve potasyum iyonlarını pompalamak için kullanılır. ATP oluşturmak için ilk enerji kaynağı ATP ye benzer yüksek enerjili fosfat bağı içeren fosfokreatindir (23). ATP ve PCr kas için kısa süreli enerji kaynakları olup fosfajen sistem olarak isimlendirilirler. ATP ve PCr nin toplam enerjisi maksimal kas kasılmasını sadece 5-8 saniye devam ettirebilir (36).

ATP ve PCr i yeniden oluşturmak için kullanılan ikincil enerji kaynağı, kas hücrelerinde depolanan glikojenin glikolizidir. Hücre sitoplazmasında gerçekleşen anaerobik glikolizde glikojen, pirüvik asit ve laktik aside (LA) yıkılır ve açığa çıkan enerji ile ATP'nin yeniden sentezlenmesi sağlanır. Glikolitik reaksiyonlar oksijen olmasa da meydana gelir böylece oksijen olmadığı zamanda kas kasılması kısa bir süre devam ettirilebilir. Glikolitik reaksiyonlar sonucu ortaya çıkan son ürün olan LA ve biriken hidrojen iyonları hücre içi pH' sını asit tarafa kaydırarak, homeostatik denge koşullarının bozulmasına neden olur. Bu sebeple anaerobik yol uzun süreli bir sistem değildir (37-39).

Son enerji kaynağı oksidatif (aerobik) metabolizmadır. Kas tarafından uzun süreli kasılmada kullanılan enerjinin yüzde 95 inden fazlası bu kaynaktan elde edilir. Kullanılan besin kaynakları karbonhidratlar, yağlar ve proteinlerdir. Çok uzun süreli kas aktivitelerinde enerjinin büyük kısmı yağlardan elde edilir ancak 2-4 saat süren periyotlarda enerjinin en az yarısı depolanmış karbonhidratlardan elde edilir (23).

2.5. İSKELET KAS TONUSU

Kaslar dinlenme durumundayken bile genellikle belli bir miktar gerimleri vardır. Buna kas tonusu denir. iskelet kas lifleri aksiyon potansiyeli ile uyarılmadığı zaman kasılmadığından, kas tonusu tamamen medullaspinalisten gelen düşük hızda sinir impulslarına bağlıdır. Bu, kısmen beyinden uygun ön boynuz motornöronlarına taşınan impulslarla, kısmen de kasın içinde yerleşik kas içciklerinden kaynaklanan uyarılarla kontrol edilir (23).

2.6. KASILMA TİPLERİ

Herhangi bir kasın uyarılmasından sonra kasta meydana gelen mekanik olaya kas kasılması veya kontraksiyonu denir. Genellikle kasılan bir kasta ya boy ya da gerim değişir (24).

2.6.1. İzometrik Kasılma

Eğer kasın kontraksiyonunda boy değişmeyip sadece gerimde bir artma olursa bu izometrik bir kasılmadır (24). İzometrik kasılmanın yerine kullanılan diğer bir terimde statik kasılmadır. İzometrik kas kasılmasında dış direnç kasın ürettiği iç gerilimden fazla olduğu için kas boyunda ve eklem açısında değişiklik olmadan kasın gerilimi artar (1,8, 40-43).

2.6.2. İzotonik Kasılma

Kastaki gerim sabit kalıp kısalarak kasılmasına izotonik kasılma denir (23). Kasların izotonik olarak kasılmasında boyları kısalacağından bir hareket meydana gelir; örneğin, üst kolda M. bicepsin kasılmasında dirsek kıvrımı bükülür ve ön kol üst kola doğru çekilir (24).

2.6.3. Konsantrik Kasılma

Bu kasılma türünde, kas boyunda kısalma meydana gelir. Eklemde hareketin açığa çıktığı bu kasımlara dinamik kasılma adı da verilir. Bazen insan kas aktiviteleri izometrik ve konsantrik kasılmanın birbiri ardına yapılmasından veya her iki kasılmanın kombinasyonundan oluşur. Bu şekilde kasın hem boyunun hemde tonusunun değişmesi okzotonik kasılma olarak adlandırılır. Bu tip kasılmada yapılan iş yerçekimine karşı olduğu için pozitifdir (1,8, 40-43).

2.6.4. Eksantrik Kasılma

Eksantrik kasılma dinamik bir kasılma olup kasılma esnasında eklem açısı büyürken kasın boyu uzar ve kasın gerimi artar. Bu tip kasılmada oluşan net gerilim kuvveti, kasın kendi olağan kasılma mekanizması ile oluşturulan kuvvetten daha fazladır. İnsan kas aktiviteleri esnasında genellikle eksantrik kasılmayı konsantrik kasılma takip eder. Kasılmanın bu tipinde yapılan mekanik iş yerçekimi doğrultusunda olduğundan negatiftir (1,8, 40-43).

2.6.3. İzokinetik Kasılma

İzokinetik kontraksiyonda iskelet kasının kontraksiyon hızı, izotonik kasılmadan farklı olarak, sabittir. İzokinetik kasımlarda hareketin tümü, tanım gereği, sabit bir hızda gerçekleştirilir. Buna karşın izotonik kasılmada ise belirli bir harekette hızı sabit tutmak mümkün değildir (1,8, 40-43).

2.7. SIÇRAMA HAREKETİNİN BİYOMEKANIĞI

Uylukta dört önemli kas grubu yer alır; bunlar fleksörler, ekstansörler, abduktörler ve adduktörlerdir. Siçrama hareketi ele alındığında bu kas gruplarından fleksör ve ekstansörler etkili bir şekilde görülmektedir. Üst bacağın arka uyluk bölgesinde bulunan hamstring kas grubu dizin kuvvetli fleksörleri ve kalçanın önemli ekstansörleridir ve bunlar bicepsfemoris, semitendinosus ve semimembranosus kaslarından oluşmaktadır. Diz ekleminin fleksiyonunu ve kalça ekleminin ekstansiyonunu sağlamak hamstring kas grubunun görevidir. Kalçadaki fleksiyonda ve öne eğilme hareketinde yerçekimine karşı aktif olarak hamstringler destekleyici durumdadırlar. Diz yarı fleksiyon yaptığında biceps femorisler lateral rotatörlerken diğer hamstringler bacağın medial rotatörleri olarak yer alırlar. Bacağın alt kısmını oluşturan baldır üç kastan; gastrocnemius, soleus, plantaris ve ayrıca dört derin kastan; popliteus, fleksör hallucis longus, fleksör digitorum longus ve tibialis posterior'dan oluşmaktadır. Gastrocnemius, soleus, plantaris kaslarının görevleri, dizin fleksiyonu ve ayak bileğinin plantarflexiyon ve ekstansiyonunu sağlamak iken, derin kaslar ayak parmaklarının fleksiyonunu ve ayağın içe dönüşünü sağlarlar. Diz ekstansörlerinin en kuvvetli grubu, dize en güçlü ekstansiyon hareketini yaptıran ve uyluğun ön bölümünde yer alan, rectus femoris, vastus intermedius, vastus medialis ve vastus lateralis'ten oluşan quadriceps kas grubudur. Görev açısından daha büyük kuvvete ihtiyacı olması sebebiyle hamstringlere oranla hacim bakımında 2,5 misli daha büyüktür. Alt ekstremitenin maksimal kas kuvveti bir çok spor branşında performansı belirleyen nöromusküler değişkenlerdir (44).

2.8. SQUAT HAREKETİNİN BİYOMEKANIĞI

Squat hareketini yeni öğrenenlerde genellikle dizlerini parmak uçlarının gerisinde tutmaları öğretilir, ancak McKean ve Dunn ağırlık ve submaximal halter çalışan 28 sağlıklı erkek ve kadınla yaptıkları çalışmada, kadınların (63.8-96.6 mm daha ileri distal falanks hareketiyle) erkeklerden daha ileri doğru diz hareketi sergilediklerini buldular (45). Dizlerin parmak uçlarının önüne doğru hareketinin kısıtlanması diz torkunu önemli ölçüde azaltmakta, kalça torku ve gövdenin öne eğilimini artırmaktadır. Artan öne eğilim omurgaya ait uzayan kasların daha yüksek aktivitesi ve bel omurgası üzerine daha fazla baskı yapmaktadır (46,47).

Kalça kasları back squat da (halter omuzlar üzerinde tutulur) daha kuvvetli bir şekilde çalışırken, quadriceps kasları front squat (halter köprücük kemiği üzerinde tutulur) ile

daha kuvvetli bir şekilde kasılmaktadır (48). Sağlıklı bireylerde vastus lateralis'den 30% daha büyük aktivasyon seviyesiyle, eksantrik squat'ın yavaşlama aşamasında vastus medialis daha önemlidir (49).

Tamamen uzatılmış bir dizde 90° diz esnemesi femorotibial eklem yüzeyinde temas alanını 55%'e kadar azaltır, böylece ekleme olan basınç önemli ölçüde artar (50). Esneme açısı arttığı kadar eklem üzerine kesintisiz baskı azalır, bu azalma 150°'de yaklaşık olarak %40'tır ve ekstrapolasyon vasıtasıyla, eklemdaki baskıyı nispeten stabil bir seviyede tutarak aşşağı kuvvetteki bu düşüş eklemdaki azaltılmış temas alanıyla önemli ölçüde dengelenebilir (51).

Gluteus maximus başlıca kalça ekstansörüdür ve squat'ın konsantrik aşamasında eksantrik aşamasına göre daha aktiftir (52). Hamstringler squat esnasında sadece orta dereceli aktivite göstermektedir ve kalçada tork üretiminden daha çok dizlerin stabilizasyonu rolüne sahip olduğuna inanılmaktadır (53). Sağlıklı kişilerde düz topuk ile tam bir squat için ortalama kalça flexion açıları 95 ° +/- 27 °'dir. Sonuçta squatda omurga flexion'undan kaçınmak için yeterli kalça hareketliliği gerekmektedir (54). McKean ve Burkett squat esnasında sağlıklı kişilerin dizlerinin çeşitli yükleme koşulları sırasında 8 cm yukarı doğru hareket ettiğini buldular ve bunun kalça yanal rotatörlerinde bir zayıflık göstergesi olduğundan ziyade, diz ve kalçanın bağlı zamanlamasını ayarlamak için işlevsel bir mekanizmadır (55).

2.9. KUVVET

Spor bilimlerinde kuvvet kavramı (kas kuvveti) çok değişik alanlarda ve değişik biçimlerde tanımlanıp, sınıflandırılmıştır. Bir çok spor bilim adamının değişik tanımlarında, kuvvet kavramı anlam bulmuştur.

Literatürde, kas kuvvetini çeşitli şekillerde görebilmekteyiz.

- Akgün, (1986) kas kuvvetini bir kas veya kas grubunun uygulanabileceğini maksimal kuvvet olarak tanımlamaktadır (29).
- Schhomolinzki'ye göre kuvvet (1971) belirli bir direnci yenme veya kas gerilmesi ile direnci karşılama yeteneği olarak tanımlamaktadır.
- Holmann'a göre kuvvet; "Bir dirençle karşı karşıya kalan kasların, kasılabilme ya da bu direnç karşısında belirli bir ölçüde dayanabilme yeteneğidir. "Biomekanikte ise kuvvet, fiziksel bir büyüklük olarak tanımlanır.

- Nett kuvveti “Bir kasın gerilme ve gevşeme yolu ile bir dirence karşı koyma özelliği olarak tanımlanmıştır.
- Basit anlamda en geniş anlamı Mesuel yapmıştır. Bu tanımın avantajı spor uygulamalarının direkt olarak kapsamadır. Buna göre kuvvet “Kuvvet insanın temel özelliği olup, bunun yardımıyla bir kütleyi hareket ettirir (Kendi vücut ağırlığını ya da bir spor aracını), bir direnci aşar ya da ona kas gücü ile karşı koyar (43).

2.9.1. Kuvvetin Sınıflandırılması

Kuvvet, değişik açılardan yapılan tanımlardan da anlaşılacağı gibi oldukça karmaşık bir yapıya sahiptir. Bu nedenle kuvvetin, değişik sınıflamaları vardır. Sınıflamalarda dört yaklaşım kabul edilmektedir. Ancak bunların hiçbirisi tek başına ele alınamaz ve tek başına ayrılamaz. Bunlar birbirleri ile iç içedirler ya da bir ötekinin ön şartıdır (56). Didaktik yaklaşımla yapılabilecek bir sınıflamada, Letzelter’e göre kuvvet genel ve özel kuvvet olarak ikiye ayrılır (57).

2.9.1.1. Genel Kuvvet

Bütün kas sisteminin kuvvetini belirtir. Bu görünüm kuvvet programının temeli iken hazırlık döneminde veya spora başlayanların ilk esnasında yoğunlaşan bir çaba ile büyük oranda geliştirilmelidir. Düşük seviyedeki genel kuvvet sporcunun tüm gelişimini sınırlayan bir faktördür.

Genel kuvvet, bir spor dalına yönelmeden, çok yönlü olarak kasların her spor dalı için aynı dengede ortaya koyduğu tüm kasların kuvvetidir.

2.9.1.2. Özel Kuvvet

Belli bir spor dalına yönelik kuvvettir. Buda iki temel faktöre bağlıdır (57). Kuvvetin antrenman bilgisi açısından sınıflandırılması Harrey’e göre üç bölümde incelenir.

- Maksimal kuvvet,
- Çabuk kuvvet,
- Kuvvette devamlılık

2.9.1.3. Maksimal kuvvet

Kaslarımızın kasılmasıyla ve sinir kas sistemi iletişimi ile elde edebileceğimiz en yüksek kuvvettir. Belli bir direnci (kg) belirli bir yere (m) hareket ettirebilmelidir.

2.9.1.4. Çabuk Kuvvet

Bir kas veya kas grubunun mümkün olan en büyük kuvveti ve mümkün olan en kısa sürede (sn) gerekli olan hareketi yapmasıdır. Sinir kas sisteminin bir dirence yüksek bir kasılma hızı ile üstün gelme yeteneğidir. Diğer bir değişle çabuk kuvvet: Sinir ve kas sisteminin yüksek bir kasılma hızı ile dirençleri yenebilme kuvvetidir. Örneğin Sıçrama, atma, vurma, çekme, sprint gibi.

2.9.2. Kuvvette Devamlılık

Organizmanın uzun süre devam eden kuvvet yüklemelerinde yorgunluğa karşı koyabilme yeteneğidir. Örneğin sprint, sıçrama, atma, çekme, dayanıklılık.

Kuvvetin bu üç temel görünümü herhangi bir spor disiplninde değişik oranlarda etkili olarak karşımıza çıkmaktadır Antrenman programları oluştururken bu farklılıkları göz önünde bulundurmak gereklidir (56).

Kas kasılma tiplerine göre kuvvetin sınıflandırılmasında, birçok antrenman bilimcisi kuvveti; fiziksel yaklaşımla kasların çalışma biçimlerine göre dinamik ve statik olmak üzere ikiye ayırmaktadır (56).

2.9.3. Kuvvetin Fizyolojik Özellikleri

Sporcunun üretebileceği en yüksek kuvvet hareketin biyomekaniksel özelliğine ve ilgili kas gruplarının kasılma büyüklüğüne bağlıdır. Maksimal kuvvet, aynı zamanda bir impulsun yoğunluğunun ve bunun tekrar sayısının bir işlevidir (58). Saniyedeki impuls sayısı 5-6'dan, en üst düzeye yükün kaldırımı sırasında 50'ye kadar çıkarılabilir (59).

Kuvvet antrenmanı sonucunda bir kas kendini genişletir (60). Aşağıdaki etmenler sonucunda kasın enine kesitsel gelişimi (hipertrofi) sağlanır:

- Her kas dokusu başına düşen miyofibrillerin sayısının yükselmesi (61).
- Her kas dokusu başına düşen kılcal damar yoğunluğunun artması (62).
- Protein miktarının artması (63).
- Kas liflerinin toplam sayısının yükselmesi (64).

Bütün bu olaylar kasların kesit alanlarında genel bir büyümeye sebep olurlar.

2.9.4. Verim sırasında, kaslar arası uyum ya da değişik kas gruplarının birbirine olan etkileri

Kuvvet gerektiren bir fiziksel aktivite sırasında, işin içinde yer alan kas grupları arasında uygun bir düzen bulunmalıdır. Kaslar çoğunlukla ardışık bir sırada etkinliğe katılırlar. Örneğin; halterde silkme tekniğinde kaldırışın ilk bölümleri sırasında trapezius kası gevşetilmelidir. Bu kas silkme evresinde yer alarak harekete katılmalıdır. Bazı elit sporcular bile kaldırışın başlangıcından itibaren trapezius'u kasmaya başlarlar. Bu koordinasyon eksikliği kaldırışın tekniksel yapısının değişmesine sebep olur ve etkisiz bir sonuçla karşımıza çıkar. Bu nedenle, kaslar arasında koordinasyon olmazsa, sporcu düzeyinin altında bir performans sergileyecektir. Gevşeme tekniklerinin kullanımı sporcunun koordinasyon gelişimine yardımcı olacaktır (58).

2.9.5. Kas içi koordinasyon

Sporcunun kuvvetini göstermesi yapılan harekette aynı zamanda harekette görev alan sinir-kas ünitelerine de bağlıdır. Örneğin; bir kol bükülmesi sırasında, kolun üst kısmındaki iki başlı kasların 25 kg'lık bir kuvveti varsa; aynı kasın elektriksel uyarımı, kas kuvvetinde 10 kg'lık bir artış yapmaktadır (65). Bu durum sporcunun her harekette bütün kas liflerini devreye sokamadığını göstermektedir. Bu durum “kuvvet yitimi” olarak tanımlanmıştır (66).

Maksimal yüklerin ya da daha çok sinir-kas ünitelerinin devreye girmesini sağlayan diğer antrenman yöntemlerinin uygulanmasıyla düzeltilebilir (58).

2.9.6. Sinirsel Bir Uyarıya Tepki Gösteren Kasın Kuvveti

Bir kas antrenman uyarılarına özelliğinin sadece %30'luk bir düzeyi ile tepki gösterir (66). Antrenmanda aynı yükün ya da aynı yöntemin kullanılması, orantılı bir antrenman uyumuna neden olur. Daha iyi bir uyum başlangıcını sağlamak için; yüksek yoğunluklu uyarıcılar kullanılmalıdır. Bu nedenle sistemli antrenmanın sonuçlarından biri; sinirsel uyarıların agonist ve antagonist (hareketteki diğer bir kasın tersine hareket eden) etkinliklerde olan birlikteliklerinin eşzamanlı olarak geliştirilmesidir (58).

Sporcunun kuvveti kullanmaktaki yeteneğinin, eklem açısına da bağlı olduğu unutulmamalıdır. Bu alanda yapılan araştırmalar birbiriyle çelişen sonuçlar ortaya çıkarmıştır. Bazı bulgular, en yüksek kuvvetin eklem tam düzken ya da düze çok yakinken başarıldığını belirtirken, diğer bulgularda daha yüksek kas verimine 90-100

derece arasında büküldüğünde ulaşıldığı söylenmiştir (59,67,68). Bazı bulgulara göre de kasın en yüksek kuvveti uygulayabilmesi için maksimum uzunluğa erişmesi gerekmektedir (69).

Ancak; eklem 90 derecede büküldüğü zaman kas, hareketin doğrusal çizgisi üzerinde kasılır ve bu nedenle daha yüksek bir verimde çalışır (58).

2.10. MUSCULUS QUADRİCEPS FEMORİS

Diz ekleminin tek ekstansör kası olan m. Quadriceps femoris aynı zamanda diz eklemini etkileyen dinamik yapılardan da en önemlisidir. Bu kas grubu, diz ekleminin stabilizesindeki etkisini patella ve patellar tendon aracılığı ile gösterir (70,71). Alt ekstremitenin en büyük kası olan quadriceps femoris dört parçadan oluşmuştur. M. Quadriceps femoris'in dört parçasından gelen kirişler uyluğun alt bölümünde birleşerek basispatellae'ye yapışan kalın tek bir kiriş oluştururlar. Kirişin bazı lifleri patella üzerinden geçerek ligamentum patella'ya karışır. Patella, m. Quadriceps femoris ve ligamentum patella içinde bir sesamoid kemiktir. Ligamentum patellae, apexpatellae'den tuberositas tibiae'ye uzanır ve gerçekte m. Quadriceps femoris kirişinin devamıdır. M. Quadriceps femoris, dize ekstansiyon yaptırır. Ayrıca konumu ve birleşenlerinden özellikle m. Rectus femoris gereği uyluğun fleksiyonuna yardım eder. M. Vastus medialis'in alt lifleri patella'ya uzanarak, patella'nın laterale kaymasını önler (71-76).

2.11. MUSCULUS BİCEPS FEMORİS

İki başlı bir kas olan biceps femoris kasının uzun başı (caputlongum), tuberossischii'nin arka yüzüne m. Semi tendinosus ile birlikte yapışır. Kısa baş ise (caputbreve), kas lifleri ile lineaaaspera'nın dış dudağına yapışır. Her iki baş birleşerek aşağıda diz ardı çukuru üst yan dış sınırını meydana getirir. Kas kuvvetli bir kirişle capitulum fibulae'nin tepesine yapışır. Dizin fleksiyonu ve diz fleksiyon pozisyonunda iken tibianın iç rotasyonunu gerçekleştirir (72).

2.12. ELEKTROMİYOGRAFİ (EMG)

Vücudu oluşturan sistemler, çeşitli fonksiyonlarını gerçekleştirirken bazı işaretler üretir. Biyolojik işaret veya biyoelektrik işaret adı verilen bu işaretler çoğu kez kolay anlaşılabilir bilgiler değildir (77). Elektromiyogram, kasların dinlenme ve kasılma durumlarında üzerlerinde oluşan elektriksel aktivite olarak tanımlanır. Bu aktiviteyi

kaydeden sisteme elektromiyograf ve bu işleme de elektromiyografi (EMG) denir. EMG işaretlerinin alınmasında çeşitli elektrotlar kullanılmakla beraber, en geniş ve en genel anlamda EMG işaretleri test edilecek kas üzerindeki deriye yüzey elektrotları yerleştirilerek alınır. Yüzey elektrotları aracılığıyla kasın elektriksel aktivitesi olan dinlenme ve kasılma halinde oluşan biyopotansiyel işaretler kaydedilir (78).

Kaslarının kasılması sırasında biyopotansiyel işaretler oluşur, bu işaretlere EMG adı verilir. Bu biyopotansiyel işaretlere vücuttaki çeşitli elektrokimyasal olaylar sebep olur. İstemli kas hareketleri, beyinde oluşturulan elektriksel uyarıların sinirler vasıtasıyla kaslara iletilmesi sonucunda meydana gelir. Kas liflerinin kasılmalarına sinirlerden gelen elektriksel uyarılar sebep olduğu gibi, kasların kasılması da yine elektriksel bir işaretin ortaya çıkmasına sebep olur. Ortaya çıkan bu işaret elektromiyogram cihazına bağlı elektrotlar aracılığıyla ölçülür (79).

Elektromiyografi, kasın kasılması sonucu ortaya çıkan biyopotansiyel işaretlerdir ve kasların dinlenme ve kasılma durumlarında üzerlerinde oluşan elektriksel aktivite olarak tanımlanır. Bu aktiviteyi kaydeden sisteme elektromiyograf ve kas fonksiyonlarının, kaslarda oluşan elektrik sinyalleri aracılığıyla incelenmesi işlemine elektromiyografi denir (80).

2.13. EMG ÖLÇÜMÜNDE KULLANILAN ELEKTROTTLAR

Biyolojik işaretlerin vücuttan ilk alınmaları sırasında ve vücut dokularına ölçüm amaçlı elektrik akımı verilirken vücut ile ölçme düzeni arasında iletişimi sağlamak amacıyla kullanılan arabirim elemanlarına elektrot denmektedir. Elektrotlar, iyon akımını elektron akımına veya tersi şekilde elektron akımını iyon akımına dönüştürerek bu işlemi gerçekleştirirler (81,82).

Ölçüm cihazları ne kadar iyi olursa olsun, vücuttan alacağı işareti elektrot vasıtasıyla elde eder. Elektrottan kaynaklanan bir bozulma veya işaretin yanlış alınması yanlış veya yetersiz ölçümlere sebep olabilir. Bu yüzden ölçümler için kullanılacak elektrotların çeşidi, fiziksel ölçüsü, bağlanacağı yer ve arada kullanılan jel gibi etkenler en iyi ve doğru şekilde seçilmelidir. Bunlar haricinde elektrot seçiminde elektrotun üretildiği materyalin kimyasal yapısı, elektriksel iletkenliği ve mekanik dayanıklılığı da önemli etkenlerdir. Elektrotlarda, kimyasal tepkimeye girmemeleri, zehirli bileşenleri olmaması, iyi birer iletken olmaları sebebiyle altın, platin, gümüş, tungsten, tantal ve alüminyum gibi metaller en çok tercih edilen metallerdir. Bakır iyi bir iletken olmasına

karşın, vücutla tepkimeye girdiği ve zehirli atık verebildiği için elektrotlarda kullanılmaz (81, 83, 84).

EMG ölçümlerinde temel olarak yüzey elektrotları ve iğne elektrotlar olmak üzere iki tip elektrot kullanılır. Yüzey elektrotları daha çok deri yüzeyine yakın kaslar için kullanılırken, iğne elektrotlar daha hassas ölçümler için ve deri yüzeyinden uzakta kalan kaslar için kullanılırlar (81,82).

2.14. EMG VE SPOR BİLİMLERİNDE KULLANIMI

İnsan vücudu hücreler arası iletişimini elektrik akımları ile sağlanmaktadır. Bu akımlar mikro ya da milivoltlar düzeyindedir. Bu voltajların gerek merkezi sinir sistemi (MSS) ve gerekse periferik bölgelerde yorumlanıp anlamlandırılması insan hayatının açıklanması, kolaylaştırılması ve geliştirilmesi konusunda önemli ipuçları vermektedir. Özellikle egzersiz yapan kişilerde gerek egzersizin uygulanışı sırasında gerekse egzersizin kronik etkilerinin ortaya çıkarılması konusunda elektro-fizyolojik yaklaşımlar önem kazanmaktadır. Sportif uygulamalar sırasında ise kaslarda oluşan elektriksel aktiviteleri ölçerek uygun yöntemlerle analiz edip, yorumlanması yeni yaklaşımlar arasında yer almaktadır. İnsanlar yaptığı hareketlerin büyük çoğunluğu bilinçli olarak öğrenildikten sonra bu bilgilerin beynin bazal ganglionunda otomatikleştiği bilinmektedir. Bununla birlikte, sportif etkinliklerde yanlış yönde otomatikleşmiş bir motor becerinin düzeltilmesi oldukça güçtür. Özellikle genç yaşlarda motor becerinin yeni öğrenildiği süreçte erken alınan önlemler bu problemi ortadan kaldırabilir. Bu yüzden, motor beceri gerektiren teknik oluşumların en iyi şekilde tanımlanması ve uygulama alanına aktarılması gerekir. Bu bağlamda, kullanılan en yaygın ve pratik yöntem yüzeyel elektromiyografi (yEMG) uygulamalarıdır.

yEMG, uzun yıllar boyunca laboratuvar araştırmalarında kullanılan bir araç olarak karşımıza çıkmasına karşın, elektrik , elektronik, bilgisayar ve biyomedikal alanlarda teknolojinin de gelişmesiyle birlikte kinesiyojoloji, rehabilitasyon, spor tıbbı, spor bilimleri ve birçok spor branşında farklı amaçlarla kullanılmaya başlanmıştır. Bu uygulamaların büyük çoğunluğunun temel amacı, kasların aktivasyon zamanlarını ölçmek, kasların kasılma profillerini tanımlamak ve kas kasılmasının fiziksel yükünü ve yorgunluk oluşumunu tanımlamak için kullanılmaktadır.

yEMG spor bilimlerinde tek başına ölçüm aracı olarak kullanıldığı gibi, görüntü analizi, kuvvet platformu, izokinetik dinamometre vb. cihazlardan alınan bilgileri destekleyici unsur olarak da kullanılmaktadır (85).

yEMG sistemlerinin kullanıldığı ve spor bilimlerinde uygulanan bu çalışmaların büyük çoğunluğu, takım veya bireysel sporlarda özel beceri gerektiren tekniklerin sergilenişi sırasında ilgili kaslarda meydana gelen kasılma ve gevşeme mekanizmasının tespit edilmesi ile sakatlık oluşumu ve uygun tekniğin tespiti gibi konuları içermektedir.

yEMG sistemleri;

- Teknik gelişimin değerlendirilmesi,
- Uygun antrenman programlarının oluşturulması,
- Sporcunun gelişiminin takip edilmesi,
- Yetenek seçimi amaçlarıyla kullanılabilir (86).

3.GEREÇ YÖNTEM

3.1.GEREÇ

Bu çalışma Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından TYL-2013-4919 no'lu proje ile desteklendi. Projeye başlanılmadan önce Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığından 08.11.2013 tarih ve 2013/572 karar numaralı etik kurul izni alındı ve bütün gönüllülere projeye ilgili bilgilendirme yapılarak bilgilendirilmiş gönüllü olur formu alındı.

Çalışmaya Erciyes Üniversitesi Beden Eğitimi Ve Spor Yüksekokulu'nda okuyan, ortalama 22 yaşında değişik branşlarda aktif olarak spor yapan 34 gönüllü erkek öğrenci katılmıştır. .

Araştırmanın sağlığı açısından gönüllülerden ölçümün yapılacağı gün fiziksel aktivitede de bulunmamaları istendi. Çalışma kapsamında ölçümler Erciyes Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Laboratuvarı'nda yapıldı.

3.2.YÖNTEM

3.2.1. Boy Uzunluğu

Gönüllülerin boy uzunluğu ölçümü ayak çıplak halde iken, baş frankfort düzleminde, ölçüm tablası başın verteksine gelecek şekilde, derin bir inspirasyonu takiben başın verteksi ile ayak tabanı arasındaki mesafe ± 1 mm hassasiyetle duvara monte edilmiş olan mesura ile ölçüldü. Ölçülen değer cm cinsinden kaydedildi.

3.2.2. Biyoelektrik İmpedans Analizi Ölçümü

Biyoelektrik impedans analizi vücut kompozisyonunu değerlendirmede kullanılan bir yöntemdir. Doku yatağına elektrotlar aracılığı ile değişik frekanslarda alternatif akımlar verilir ve akımın voltajındaki düşme "impedans" olarak tespit edilir (87). Biyoelektrik impedans analizi ölçümü “Tanita-BC 418 MA (Tanita corporation, Tokyo-Japonya) cihazı ile yapıldı. Tanita cihazı 8 elektrotlu olup, yüksek frekanslı sabit akım kaynağını kullanmaktadır (88-89).

Ölçüme katılan bireylerde, ölçümden en az 4 saat öncesine kadar hiçbir şey yememeleri, kafein içeren içecekler de dâhil olmak üzere bir şey içmemeleri, sauna veya banyoya girmemiş olmaları, antrenman süresince gönüllülerin alkol tüketmemeleri ve ölçümün yapılacağı gün spor yapmamaları şartları arandı. Ölçüm yapılırken bireylerden, cihazın metal yüzeyinde çıplak ayak üzerinde durmaları, bir yandan da her iki elleriyle cihazın elle tutulması gereken parçalarını tutmaları ve kollarını gövdeye paralel olarak serbest bırakmaları istendi. Ölçümler her gönüllü için yaklaşık 1-2 dakika kadar sürmüş olup, biyoelektrik impedans analiz cihazı ile saptanan değerler cihazdan çıktı olarak alındı. Biyoelektrik impedans analiz cihazından alınan çıktıda; vücut ağırlığı, beden kitle indeksi, bazal metabolizma hızı, vücut yağ yüzdesi, vücut yağ kitlesi, yağsız vücut kitlesi ve toplam vücut suyu ölçüm değerleri kaydedildi.



Şekil 3.1. Biyoelektrik İmpedans Analizi (BİA) Ölçüm Cihazı. (TANİTA BC 418 MA)

3.2.3. EMG Ölçüm Öncesi Hazırlık Aşaması

Kişilere dominant bacakları sorularak elektrot takma hazırlığı dominant bacakta başlandı. Elektrotların yerleştirileceği deri bölgesi kayıttan önce tıraşlanıp, zımparalandı. Deri impedansını azaltmak için alkol ile deri yüzeyi iyice temizlendi. Yüzeyel elektrotlar (biopac elektrot) biceps femoris (BF) ve quadriceps kaslarına elle direnç uygulayarak en şişkin bölgesini belirledikten sonra kas gövdesine uzunlamasına olarak deri yüzeyine 2 cm aralıklarla yerleştirildi. Harekete bağlı kablolardan kaynaklı artefaktları engellemek için bacağına flaster veya bandaj ile sarılarak elektrotlar sabitlendi (23,36,37).



Şekil 3.2. Elektrotların yerleştirilmesi



Şekil 3.3. Elektrotların sabitlenmesi

3.2.4. Maksimum Ağırlıkla Squat ölçümü

Squat sehpası sporcunun boyuna göre ayarlandıktan sonra boş barla ısınması istendi. Daha sonra Bir (1) Maksimum Tekrar Testi uygulanarak squatta maksimal ağırlık hesaplandı. Dinlendirildikten sonra motive edilerek maksimal squat için yerini alması istendi. Turkei marka kondisyon aletine sporcu kendine uygun oturma/tutma pozisyonunda yerleşimi sağlandıktan sonra makine ağırlıksız bir pozisyonda ön deneme yapılarak maksimum düzeyde kaldıracağı ağırlık tahmini olarak belirlendikten sonra deneme yaptırılarak en üst düzeyde kaldırdığı ağırlık kg. olarak kaydedildi. EMG kaydı alınmaya başlayarak, sporcuya maksimum ağırlıkla squat yaptırıldı. Sporcu squat yaparken diz eklem açısı 90 derece olacak şekilde squat yaptırıldı.



Şekil 3.4. Boş barla ısınma aşaması.



Şekil 3.5. Maksimum ağırlıkta squat hareketi uygulaması.



Şekil 3.6. Maksimum ağırlıkta squat hareketi uygulaması.

3.2.5. Dikey Sıçrama Ölçümü

Dikey sıçrama ölçümü için new test jump mat kullanıldı. Sporcunun diz eklem açısının 90 derece olması istedi. Sıçrama yaparken daha yüksek performans sergilemesi için kollarını kullanmasına izin verildi. Dikey sıçrama ölçümü beş kez tekrar ettirilerek en yüksek olan ölçüm baz alındı. Tüm ölçümler sırasında EMG kaydı alınmaya devam edildi.



Şekil 3.7. Newtest jump mat örneği

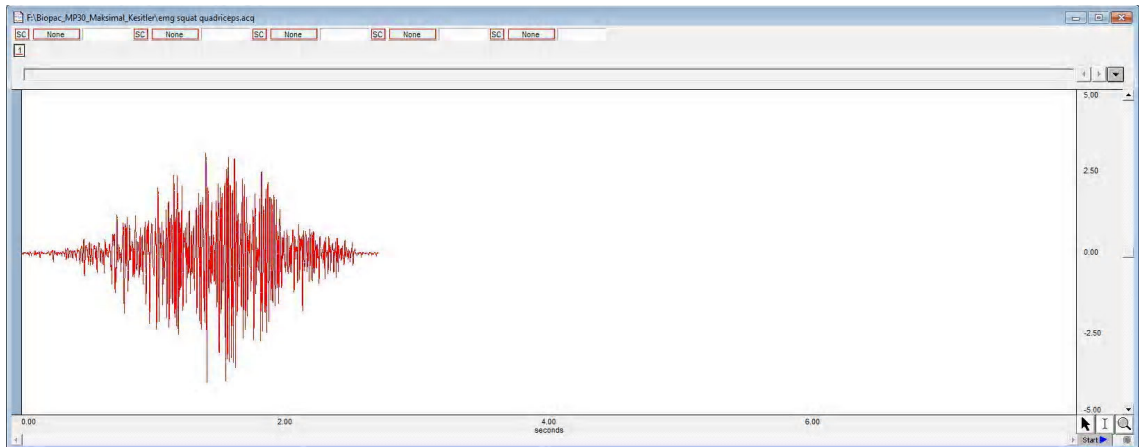
3.2.6. EMG Ölçümü

Elektromiyogram kaydı BIOPAC MP30 cihazıyla yapılmıştır. Quadriceps femoris ve biceps femoris kaslarının maksimum ağırlıktaki squat ve dikey sıçrama ölçümlerinin EMG sinyalleri anlık kaydedilmiştir.

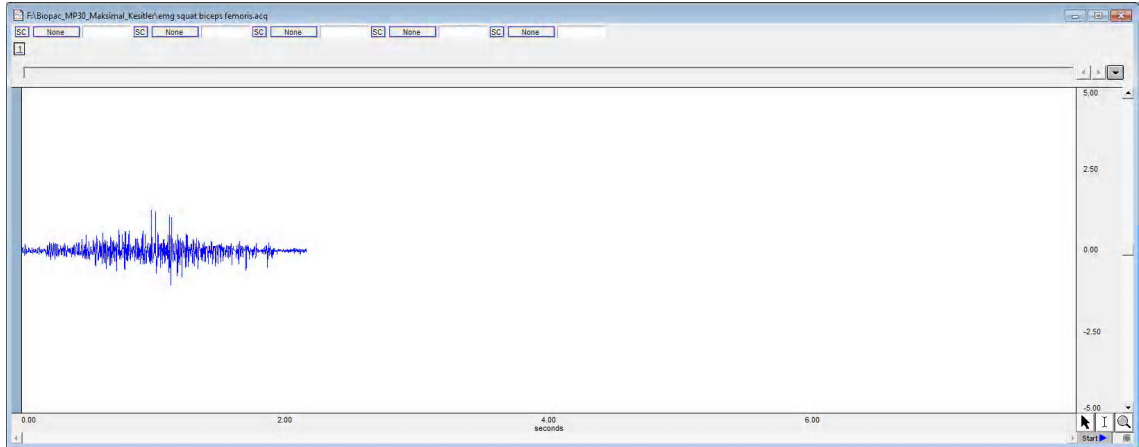


Şekil 3.8: Çalışmada alınan EMG ölçümünün alındığı kayıt Cihazı (BIOPAC MP30)

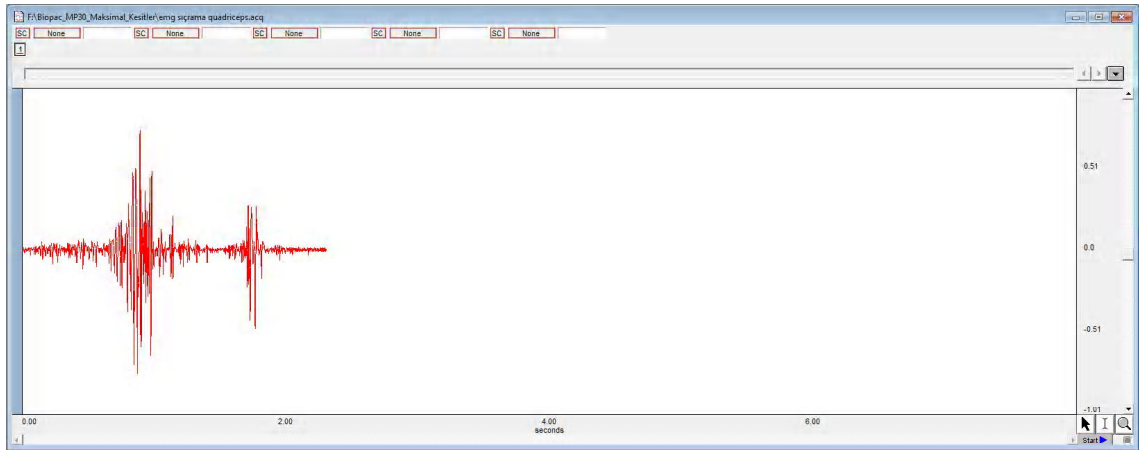
Çalışmada iki kanal kullanılmıştır. Raw-EMG sinyalleri preamplifiye edilmiş (kazancı 412). 30-500 Hz arasında band pass filtreleme yapılmıştır. Amplifiye edilmiş ve 1kHz örnekleme oranında analogdan dijitale dönüştürülmüştür. Ölçümler sırasında dikey sıçrama ve maksimum ağırlıkta squat hareketinin pik noktaları tespit edilerek kesit alınmıştır. Raw-EMG sinyalleri daha sonra MATLAB programı kullanılarak RMS potansiyellerine dönüştürülmüştür. Gürültü ölçüm bandında RMS’de en fazla 1.6µV’dur.



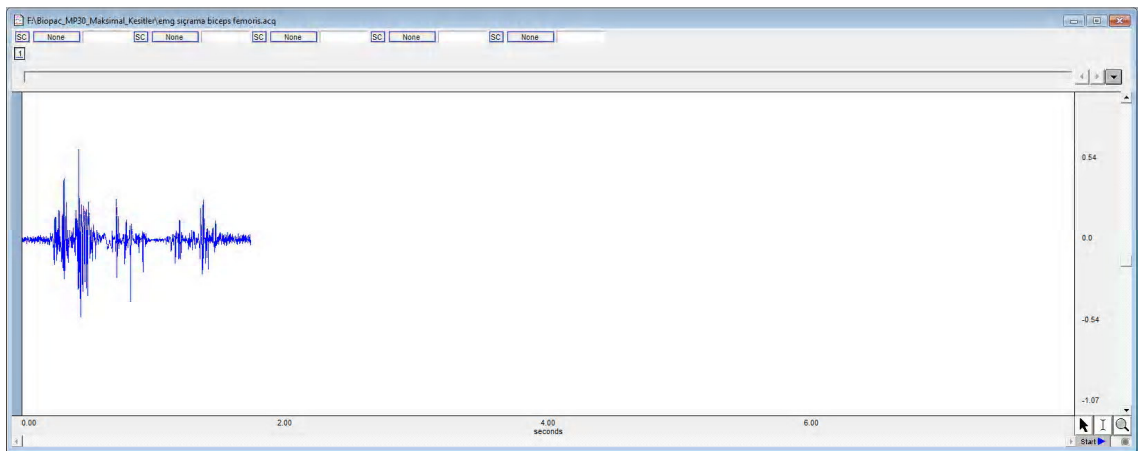
Şekil 3.9: Maksimum ağırlıkta squat hareketinde quadricps femoris kasının EMG sinyali kesiti.



Şekil 3.10: Maksimum ağırlıkta squat hareketinde biceps femoris kasının EMG sinyali kesiti.



Şekil 3.11: Dikey sıçrama hareketinin maksimum seviyesinde quadriceps femoris kasının EMG sinyali kesiti.



Şekil 3.12: Dikey sıçrama hareketinin maksimum seviyesinde biceps femoris kasının EMG sinyali kesiti.

3.3.ANAEROBİK GÜÇ HESABI

Sıçranılan mesafenin ölçülmesi ve vücut ağırlığının kullanılmasıyla aşağıdaki Lewis formülüne göre kg-m/sn cinsinden anaerobik güç hesaplanmıştır (90).

$$P = \sqrt{4.9} \times (\text{vücut ağırlığı}) \times \sqrt{D}$$

P = Anaerobik Güç (kg-m/sn)

D = Dikey Sıçrama mesafesi (Metre) olarak

3.4.İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Verilerin analizinde SPSS 13.0 istatistik paket programı kullanıldı. Verilerin gösteriminde tanımlayıcı istatistik olarak aritmetik ortalama, standart sapma ve standart hata olarak gösterildi. İstatistiksel olarak verilerin normal dağılıma uyup uymadığı Shapiro-Wilk testi ile test edildi. Normal dağılım gösteren değişkenler için Pearson momentler çarpımı korelasyon analizi normal dağılmayan göstermeyen veriler için Spearman sıra korelasyon katsayısı analizi uygulandı. Anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak alındı.

4.BULGULAR

Tablo 4.1. Gönüllülerin karakteristik özellikleri ilişkin tanımlayıcı istatistikler (n=34)

Değişken	X±SD	Sx
Yaş (Yıl)	22.47±1.83	0.31
Boy Uzunluğu (cm)	177.38±7.60	1.30
Vücut Ağırlığı(kg)	73.21±9.84	1.69
VKI (kg/m ²)	23.18±2.40	0.41
Vücut Yağ Yüzdesi (%)	11.07±4.92	0.84
Vücut Yağ Ağırlığı (kg)	8.25±4.16	0.71
Yağsız Vücut Ağırlığı (kg)	65.01±8.03	1.38
Kas (Kg)	61.92±7.63	1.31
Vücut Sıvı ağırlığı (kg)	47.59±5.88	1.01
Kemik Ağırlığı(kg)	3.10±0.54	0.09

Tablo 4.2. Gönüllülerin yEMG değişkenlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler (n=34)

Değişken	X±SD	Sx
Dikey sıçrama(BF)-MF	68.81±13.30	2.28
Dikey Sıçrama(BF) - RMS	0.16±0.11	0.02
Dikey Sıçrama(QF)- MF	62.27±15.00	2.57
Dikey Sıçrama(QF) - RMS	0.28±0.18	0.03
Squat (BF) - MF	72.39±16.51	2.83
Squat (BF) - RMS	0.18±0.14	0.02
Squat (QF)-MF	59.52±9.50	1.63
Squat (QF)-RMS	0.40±0.23	0.04

RMS: Root Mean Square: Karesel Ortalama

BF:Biceps Femoris kası

QF: Quadriceps Femoris kası

MF: Medyan Frekansı

Tablo 4.3. Gönüllülerin aktivite performanslarına ilişkin tanımlayıcı istatistikler (n=34)

Değişken	X±SD	Sx
Dikey sıçrama yüksekliği (cm)	43.71±7.00	1.20
Kaldırdığı maksimum ağırlık (kg)	83.59±21.64	3.71
Anaerobik güç (kgm/sn)	106,58±14,42	2,47

Tablo 4.4. Gönüllülerin Fiziksel özelliklikleri ile yEMG kayıtları arasındaki ilişkiler (n=34)

1.	Yaş (Yıl)	r	1																				
2.	Vücut Ağırlığı (Kg)	r	-,168	1																			
3.	Boy Uzunluğu (Cm)	r	-,179	,554**	1																		
4.	VKI (kg/m²)	r	-,056	,688***	-,022	1																	
5.	Vücut Yağ Yüzdesi (kg)	r	,152	,271	-,246	,539**	1																
6.	Kas Ağırlığı (Kg)	r	-,242	,919***	,713***	,552**	-,078	1															
7.	Vücut Yağ Ağırlığı (Kg)	r	,085	,607***	-,058	,750***	,940***	,246	1														
8.	Yağsız Vücut Ağırlığı (Kg)	r	-,248	,911***	,712***	,542**	-,100	,999***	,225	1													
9.	Vücut Sıvı Ağırlığı (Kg)	r	-,247	,911***	,712***	,542**	-,100	,999***	,225	1,000***	1												
10.	Kemik Ağırlığı (kg)	r	-,278	,588***	,526**	,288	-,383*	,757***	-,127	,785***	,784***	1											
11.	Kaldırıldığı Maksimum Ağırlık (kg)	r	,039	,050	-,102	,175	,000	-,030	,054	-,025	-,023	,036	1										
12.	Sırama Yüksekliği (Cm)	r	,139	-,234	-,064	-,221	-,165	-,160	-,258	-,157	-,158	-,065	,092	1									
13.	Anaerobik Güç	r	-,070	,825***	,499**	,604***	,186	,800***	,413*	,794***	,794***	,536**	,045	,352*	1								
14.	Sırama - BF - MF	r	,006	-,170	-,220	-,077	,027	-,200	-,046	-,191	-,191	-,015	,074	,189	-,044	1							
15.	Sırama - BF-RMS	r	,291	,083	-,010	,078	-,057	,018	-,023	,034	,033	,142	-,026	,394*	,269	,013	1						
16.	Sırama - QF - MF	r	-,021	,202	,330	-,001	-,052	,219	,058	,220	,219	,174	-,136	-,361*	-,032	-,233	-,084	1					
17.	Sırama - QF - RMS	r	,305	-,149	,097	-,211	-,109	-,095	-,187	-,087	-,087	,045	-,316	,417*	,104	,306	,420*	-,337	1				
18.	Squat - BF - MF	r	-,061	,005	-,064	,009	-,100	,052	-,147	,085	,086	,203	,162	-,092	,004	,491**	-,116	-,197	,228	1			
19.	Squat - BF- RMS	r	,203	-,081	-,284	,193	,008	-,179	,019	-,158	-,160	-,064	,225	,271	,031	,051	,593**	-,103	,102	-,042	1		
20.	Squat - QF - MF	r	-,119	,121	,055	,097	-,249	,218	-,133	,220	,219	,167	,068	-,269	-,040	-,188	-,365*	,587**	-,436**	-,058	-,210	1	
21.	Squat - QF -RMS	r	,267	-,155	-,199	,008	,086	-,187	-,029	-,178	-,178	,011	,270	,419*	,110	,163	,438**	-,387*	,627**	,029	,485**	-,397*	1
***P<0.01, **P<0.01, *P<0.05																							

*P<0.05, **P<0.01, ***P<0.001

VKI : Vücut kitle indeksi, BF : Biceps femoris, QF : Quadriceps femoris, RMS : Root mean square, MF : Median frekansı

Vücut ağırlığı ile boy uzunluğu ($r = 0.554$, $p < 0.01$) arasında, vücut kitle indeksi ile vücut ağırlığı ($r = 0.668$, $p < 0.05$) arasında, vücut yağ yüzdesi ile vücut kitle indeksi ($r = 0.539$, $p < 0.01$) arasında, vücut yağ ağırlığı ile vücut ağırlığı ($r = 0.607$, $p < 0.001$), vücut yağ yüzdesi ($r = 0.940$, $p < 0.001$) arasında, yağsız vücut kitlesi ile boy uzunluğu ($r = 0.712$, $p < 0.001$), vücut ağırlığı ($r = 0.911$, $p < 0.05$), vücut kitle indeksi ($R = 0.542$, $P < 0.01$) arasında, kas ağırlığı ile boy uzunluğu ($r = 0.713$, $p < 0.001$), vücut ağırlığı ($r = 0.919$, $p < 0.05$), vücut kitle indeksi ($r = 0.552$, $p < 0.01$), yağsız vücut kitlesi ($r = 0.999$, $p < 0.01$) arasında, vücut sıvı ağırlığı ile boy uzunluğu ($r = 0.712$, $p < 0.01$), kilo ($r = 0.911$, $p < 0.01$), BMI ($r = 0.542$, $p < 0.01$), yağsız vücut kitlesi ($r = 1.000$, $p < 0.01$), kas ağırlığı ($r = 0.999$, $p < 0.01$) arasında, kemik ağırlığı ile boy uzunluğu ($r = 0.526$, $p < 0.01$), vücut ağırlığı ($r = 0.588$, $p < 0.001$), yağsız vücut kitlesi ($r = 0.785$, $p < 0.001$), kas ağırlığı ($r = 0.757$, $p < 0.001$), vücut sıvı ağırlığı ($r = 0.784$, $p < 0.001$) arasında pozitif korelasyon tespit edildi.

Kemik ağırlığı ile vücut yağ yüzdesi ($r = -0.383$, $p < 0.05$) arasında negatif korelasyon bulundu.

Anaerobik güç ile vücut ağırlığı ($r = 0.825$, $p < 0.001$), boy uzunluğu ($r = 0.499$, $p < 0.001$), vücut kitle indeksi ($r = 0.604$, $p < 0.001$), kas ağırlığı ($r = 0.800$, $p < 0.001$), vücut ağırlığı ($r = 0.403$, $p < 0.001$), yağsız vücut kitlesi ($r = 0.794$, $p < 0.001$), vücut sıvı ağırlığı ($r = 0.794$, $p < 0.001$), kemik ağırlığı ($r = 0.536$, $p < 0.01$), sıçrama yüksekliği ($r = 0.352$, $p < 0.001$) arasında pozitif korelasyon görüldü.

Sıçrama-biceps femoris-MF ile sıçrama yüksekliği ($r = 0.394$, $p < 0.05$) arasında pozitif korelasyon saptandı.

Sıçrama-quadriceps-MF ile sıçrama yüksekliği ($r = -0.361$, $p < 0.001$) arasında negatif korelasyon olduğu gözlemlendi.

Sıçrama-quadriceps-RMS ile sıçrama yüksekliği ($r = 0.417$, $p < 0.001$), sıçrama-biceps femoris -RMS ($r = 0.420$, $p < 0.05$) arasında, squat-biceps femoris-MF ile sıçrama-biceps femoris-MF ($r = 0.491$, $p < 0.01$) arasında, squat-biceps femoris-RMS ile sıçrama-biceps femoris-RMS ($r = 0.593$, $p < 0.01$) arasında pozitif korelasyon saptandı.

Squat-quadriceps-MF ile sıçrama-biceps femoris-RMS ($r = -0.365$, $p < 0.05$), sıçrama-quadriceps-RMS ($r = -0.436$, $p < 0.01$) arasında negatif korelasyon tespit edildi.

Squat-quadriceps-MF ile sıçrama-quadriceps-MF ($r = 0.587$, $p < 0.01$) arasında, Squat-quadriceps-RMS ile sıçrama yüksekliği ($r = 0.419$, $p < 0.05$), sıçrama-biceps femoris-RMS ($r = 0.438$, $p < 0.01$), sıçrama-quadriceps-RMS ($r = 0.627$, $p < 0.01$), squat-biceps femoris-RMS ($r = 0.485$, $p < 0.01$) arasında pozitif korelasyon saptandı.

Squat-quadriceps-RMS ile sıçrama-quadriceps-MF ($r = -0.387$, $p < 0.05$), squat-quadriceps-MF ($r = -0.397$, $p < 0.05$) arasında negatif korelasyon bulundu.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bilindiği üzere, fonksiyonel aktiviteler ve sıçrama eylemi merkezli spor branşlarında, sıçrama esnasında EMG sonuçlarının değerlendirildiği araştırmalar söz konusu olsa da, maksimum ağırlıktan kaynaklı kas kasılmasının EMG kayıtlarının alındığı çalışmalarda niceliksel anlamda eksiklikler görülmektedir. 4. bölümde verilerin istatistiksel analizi yapılmış, bulgular tablolar halinde sunularak yorumlanmıştır. Bu bölümde ise, maksimum ağırlıkla squat ölçümü, dikey sıçrama ölçümü ve EMG ölçümlerini içeren ve 34 erkek sporcuya uygulanan test sonucunda sporcularda dikey sıçrama yükseklikleri ve squat çalışmalarında elektromiyogram kayıtlarının incelenmesi ele alınmış ve bu doğrultuda erişilen sonuçlar tartışılmıştır. Ölçümler süresince squat ve sıçramadan kaynaklı elde edilen EMG verileri, değişiklikler göstermiştir.

Bu bağlamda, bu araştırmanın en önemli bulgularının başında, sıçrama- biceps femoris ile sıçrama yüksekliği arasında pozitif korelasyon saptanması bulunmaktadır. Biceps femoris kasının iki başlı olmasından ve uzun başın (caputlongum), tibial tuberosity'nin arka yüzüne m. semi tendinosus ile birlikte yapışması, kısa başın ise kas lifleri ile linea aspera'nın dış dudagina yapışması düşünüldüğünde, pozitif korelasyon deneklerin kayıt altına alınan sıçrama düzeyini daha yukarı çekme eylemlerinde, dizin fleksiyonu ile diz fleksiyon pozisyonunda iken tibianın içe doğru rotasyonunun gerçekleştiği görülmektedir. Sıçrama hareketinde fleksörler ve ekstansörlerin etkin olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Dolayısıyla, burada kasılma esnasında eklem açısı büyürken, kasın boyunun uzadığı görülmektedir (33). Bir diğer çalışmada, elit bayan ritmik cimnastikçilerde sıçrama yükseklikleri ile biceps femoris kası EMG'leri arasında anlamlı pozitif bir ilişki olduğu bulgusu ile örtüşmektedir (34).

Öte yandan, bir diğer önemli bulgu ise, sıçrama- quadriceps- medyan frekansı ile sıçrama yüksekliği arasında tespit edilen negatif korelasyondur. Buna göre, diz eklemine etkileyen dinamik yapılardan en önemlisi diye nitelendirilen quadriceps femoris diz eklemine stabilizasyonu patella ve patellar tendon aracılığı ile sağlayan kas grubu olarak, ortalama olarak sıçrama yüksekliği arttıkça bu fonksiyonunu sağlamakta zorlanmaktadır. Bir diğer deyişle, dinamik kasılma sağlanamamakta, eklem açısı büyüymeyerek kasın boyu uzayamamaktadır. Yapılan bir çalışmada da, sıçrama yüksekliği ve EMG sonuçları karşılaştırmış ve sıçrama yüksekliği ile quadriceps kasının EMG aktivitesi sırasında kuvvetli, biceps femoris kası ile ise düşük korelasyonlar kurduğu belirlenirken (35), benzer çalışmada ritmik cimmastiklerin EMG verilerine odaklandıkları çalışmalarında da, quadriceps kası ile sıçrama yüksekliği arasında korelasyon bulunamamasının nedeni, motor ve kassal gelişimin henüz sürdüğü bir denek grubunda çalışılması olarak verilmektedir (34).

Dolayısıyla, bu iki tendonun sıçrama yüksekliği arttıkça bu aracılığı yapmakta zorlandığı da anlaşılmaktadır. Bu durumda, başka bir çalışmada (72) belirttiği gibi; quadriceps femoris'in dize ekstansiyon yaptıramadığı anlamına da gelmektedir. Bu aynı zamanda patellanın laterale kayması riskini de gündeme getirmektedir.

Bununla birlikte, Sıçrama-quadriceps-RMS ile sıçrama yüksekliği arasındaki korelasyon, bu kas grubuna uygulanmakta olan ağırlıkla patella ve patellar tendon aracılığı ile sağlanan diz eklemi stabilizasyonu arasında pozitif bir ilişki olduğunu kanıtlamak, dolayısıyla sıçrama yüksekliği arttıkça, yapılan bir çalışmada görüldüğü gibi; sabit bir şekilde quadriceps femorisin dize ekstansiyon yaptığı sonucu görülmektedir. Bu kasın boyunun uzaması anlamına gelmektedir. Bu bulgu; benzer bir çalışmanın, ritmik cimmastikçilerde sıçrama yükseklikleri, izokinetik kuvvet ve EMG profillerini karşılaştırdığı çalışmada elde edilen quadriceps kası EMG verileri ile sıçrama yüksekliği arasında anlamlı korelasyon bulunamadığı bulgusu ile çelişki oluşturmaktadır (34).

Sıçrama-quadriceps-RMS ile Sıçrama-biceps femoris-RMS arasındaki korelasyon ise dizin fleksiyonu ile diz fleksiyon pozisyonunda iken tibianın içe rotasyonunun gerçekleşmesi anlamında pozitif ilişki ortaya koymaktadır. Buna göre sıçrama yüksekliği arttıkça, başka bir çalışmanın tespit ettiği; tibianın içe rotasyonun gerçekleşmesi durumu değişmemektedir (72).

Bununla birlikte, testler sonucunda kayıt altına alınan squat-biceps femoris-MF ile sıçrama-biceps femoris-MF arasındaki pozitif korelasyon ise; sporcunun squat sehpa boş barla ısınması ve 90 derece diz eklem açısı ile uyguladığı maksimum ağırlıkta dizin fleksiyonu ve diz fleksiyonu pozisyonunda iken tibianın içe doğru rotasyonunun gerçekleşmesi ile sıçrama yüksekliği arasında ilişkinin (72) ortalama olarak sürekli ve yüksek bir şekilde tekrar edildiğine işaret etmektedir.

Bir diğer bulguda ise; squat-biceps femoris-RMS ile sıçrama-biceps femoris-RMS arasında pozitif korelasyon saptanmış olup, bu durum sporcunun squat masasında 90 derece eklem açısı ile uyguladığı maksimum ağırlıkta bile dizin fleksiyon pozisyonunda iken tibianın içe rotasyonunun gerçekleşmesi (72-73) ile sporcunun kolları açık bir şekilde ve diz eklem açısı 90 derece iken en yüksek ölçülen sıçrama düzeyi arasında kaslara uygulanan ağırlık anlamında yüksek düzeyde ilişki olduğu anlamına gelmektedir. Araştırmada elde edilen bu değerler, bir diğer çalışmada sıçrama merkezli etkinliklerde biceps femorisin geçirdiği değişikliklere dair bulguları ile ise çelişmektedir. Ancak denek grubunun Norveç'te 12 kadın voleybolcu dolayısıyla elit sporcu olduğu unutulmamalıdır (91).

Squat-quadriceps-MF ile sıçrama-biceps femoris-RMS, sıçrama-quadriceps-RMS arasında negatif korelasyonun saptandığı bulgular ise; sporcunun diz eklem açısı 90 derece iken spor yapmaya başladığında alınan EMG kayıtlarının ortalamasında, kas grubunun diz eklemine stabilizasyonunu sağlaması ile, dikey sıçrama ölçümünde diz fleksiyon pozisyonunda en yükseğe sıçrandığında, tibianın içe rotasyonu ve diz eklemine patella ve patellar tendon aracılığı ile stabilizasyonunun sağlanması arasında bir ilişki olmadığı olarak yorumlanabilir. Bu doğrultuda, bu eylemin dizin ekstansiyon yapmasına katkıda bulunmadığı görülmektedir. Dolayısıyla, yapılan bir çalışmada belirtildiği gibi vastus medialis'in alt liflerinin patella'ya uzanması, patella'nın laterale kayması önlenememektedir (72).

Squat-quadriceps-MF ile sıçrama-quadriceps-MF arasında saptanan pozitif korelasyon ise; bize sporcunun squat yaparken ulaşılan ortalama EMG kayıtları ile beş defa gerçekleşen sıçramalardan edinilen ortalama EMG kaydı arasında, diz eklemine ekstansiyon yapması anlamında yüksek düzeyde ilişki olduğunu ıspat etmektedir. Böylece, eksantrik kasılma gerçekleşme; kasın boyu uzamakta, kasta oluşan net gerilimin kuvveti, kasın kendi olağan kasılma mekanizması ile oluşturulan kuvvetten

daha fazla olmaktadır. Buradaki kas hareketliliği, quadriceps femoris kaslarına dair bir çalışmadaki sonuçlarla benzerlik göstermektedir (92).

Bu durumda; başka bir çalışmada belirttiği üzere, m. Rectus femoris, uyluğun fonksiyonuna da yardım etmekte, M. Vastus medialis'in alt lifleri patellaya uzanmakta ve patella'nın laterala kayması önlenmektedir (93).

Bu bağlamda; ulaşılan diğer önemli sonuçlar ise Squat-quadriceps-RMS ile ilişkili diğer parametreler düzeyinde sağlanmaktadır. Buna göre; dinlendirilip motive edilen ve maksimal squat yapılması istenen bir sporcunun, diz ekleme açısı 90 derece olacak şekilde edinilen en yüksek EMG kayıtları ile sıçrama yüksekliğinin en yüksek olduğu kayıt arasında pozitif korelasyon bulunmaktadır.

Buna göre, bu durumdaki bir sporcu, maksimum ağırlık uygulanırken ne kadar yükseğe sıçarsa, dört parçadan oluşan quadriceps femoris, dize ekstansiyon yaptırmakta ve patellanın laterala kaymasını önlemektedir (72). Bu aynı zamanda dinamik kasılmanın sağlanması ve kas boyunun kısalması anlamına gelmektedir (93).

Squat-quadriceps-RMS ile sıçrama-biceps femoris-RMS arasındaki ilişkiden edinilen sonuç ise, sporcuya uygulanan maksimal squat testinde en yüksek ağırlık verildiği durum ile sıçrama testinde EMG kayıtlarında sporcunun en yükseğe sıçradığı şartların arasında, her durumda pozitif korelasyon sağlanmasıdır. Buna göre sporcu, diz fleksiyonunu gerçekleştirirken aynı zamanda dizin ekstansiyonunu da gerçekleştirmiş olur (33).

Bir diğer durum olan squat-quadriceps-RMS ile sıçrama-quadriceps-RMS, arasındaki ilişkide ise; kendisine maksimal squat uygulanan erkek sporcunun EMG kayıtlarından edinilen en yüksek değerler ve dikey sıçrama ölçümünde sporcuların ulaştığı en yüksek değerler arasında pozitif bir korelasyona ulaşılmıştır. Buna göre; her iki koşul aynı anda sağlandığında, quadriceps dize ekstansiyon yaptırıp, diz eklemine dinamizm kazandırırken, dizin fleksiyonu sağlanarak, tibianın içe doğru rotasyonu gerçekleşir. Bu bulgular; bir çalışmada 14 antrenman direnci geliştirmiş erkek sporcu ile quadriceps kaslarına yönelik maksimal squat uygulamasının konsantrik ve eksantrik kas hareketleri üzerindeki etkisine yönelik çalışmalarından elde edilen bulgularla (94) ve benzer bir çalışma bulgularıyla da paralellik arz etmektedir (95).

Squat-quadriceps-RMS ile squat-biceps femoris-RMS arasında saptanan pozitif korelasyon ise şu sonuçlara ulaşılmasını sağlamaktadır; motive edilen erkek sporcuya uygulanan maksimalquat testinde, diz eklem açısı 90 derece iken, kendisine ağırlık verilen sporcuda EMG kaydında tespit edilen en yüksek düzeyde, dize ekstansiyon yapılmakta, m. rectus femoris ise uyluğun fleksiyonuna yardım sağlamaktadır. Böylece, m. vastus medialis'in alt lifleri patella'ya uzamakta, sporcunun patellasının laterale kaymasını önlemekte ve dize dinamizm kazandırılmaktadır. Öte yandan, aynı sporcuya aynı yüklemeler gerçekleştirildiğinde bu kez; biceps femoris kasının uzun başı (caputlongum), tuberossisichii'nin arka yüzüne m. semi tendinosus ile birlikte yapıştığı, kısa baş olan caputbreve'nin ise kas lifleri ile lineaspara'nın dış dudağına yapıştığı; bu başların birleşerek diz ardı çukuru üst yan dış sınırını sağlıklı bir şekilde meydana getirdiği ve kasın kuvvetli bir kirişle capitulum fibulae'nin tepesine yapıştığı; böylece dizin fleksiyonunun ve diz fleksiyon pozisyonundayken tibianın iç rotasyonunun gerçekleştiği görülmektedir. Bu kasın uzaması sonucunu beraberinde getirmektedir. Tüm bu hususlar başka bir çalışmanın tespit ettiği özellikler ile örtüşmektedir (72).

Son olarak; aralarında negatif korelasyon saptanan veriler ise şunlardır; squat-quadriceps-RMS ile sıçrama-quadriceps-MF ve squat-quadriceps-RMS ile squat-quadriceps-MF. Buna göre; bir sporcunun maksimal squat testinde, diz eklem açısı 90 derece olacak şekilde squat yaptırıldığında EMG'de kaydedilen en yüksek değer ile newtestjump mat'ta yine diz eklem açısı 90 derece olup, kolları açık şekilde sıçrama yaparken EMG'de kaydedilen en yüksek ölçü arasında dizin ekstansiyonu ve dizin fleksiyonu arasında ilişki ters orantılıdır. Buna göre, bu şartlar altında diz ekstansiyon sağlarken, fleksiyon sağlayamamakta; fleksiyon sağlarken ise ekstansiyonu aynı anda gerçekleştirememektedir.

Dolayısıyla, m.vastus medialis'in alt liflerinin patellanın laterale kaymasını önlediği durumda, tibianın iç rotasyonu sağlanamamakta, tibianın iç rotasyonu sağlandığında ise patellanın laterale kayması önlenilememektedir (72). Unutulmamalıdır ki, başka bir çalışmada da gösterdiği gibi; squat gibi egzersizler sırasında kemik yüzeyler arasındaki temas alanı azaldığında, patella katerale büyük miktarda stres binmektedir (93).

Bir diğer negatif korelasyon ise; squat-quadriceps-RMS ile squat-quadriceps-MF arasındadır. Buna göre, elde edilen bulgular sonucunda maksimal squat testine tabi tutulan erkek sporcunun EMG'si esnasında kayıt altına alınan en yüksek değerler ile

ortalama değerler arasında bir anlamlı bir ilişkiye ulaşılamamaktadır. Bu doğrultuda en yüksek değerlerin; beraberinde motor ünitelerin devreye girmesi ile kademeli olarak yükseliş gösterdiği de eklenmelidir.

Tablolardan çıkarılacak bir diğer önemli veri ise anaerobik güç yüksekliğine ilişkindir. Ancak unutulmamalıdır ki; anaerobik güç, objektif olarak ölçülemeyip, kısmen yansıtabilecek testler ve indirekt yöntemlerle ölçülmektedir. Sıçrama testleri bu çalışmada, anaerobik gücü veren indirekt testlerdir (96). Burada elde edilen veri, aynı zamanda futbolcular üzerinde ölçümler yapan (97), $3658,30 \pm 556,81W$, $110,10 \pm 14,46kg \cdot m/sn$ anaerobik güç değerleri ile karşılaştırıldığında, çalışmanın saptadığı anaerobik güç değerlerinden daha yüksek olduğu görülmektedir (98). Bu farkın oluşmasındaki neden ise bu çalışmalardaki sporcuların elit ya da üst düzey sporcular olarak tanımlanmaları ve yaptıkları spor (futbol)'dur. Çünkü futbol; yüksek aerobik ve anaerobik güç gerektiren bir spor dalıdır. Buna karşılık bu çalışmanın anaerobik güç değerleri ile benzer bir çalışmada saptadığı değerler arasında paralellikler bulunmasının altında yatan nedenin ise sporcuların öğrenci olmaları olduğu tahmin edilmektedir (99).

Çalışmanın sonuçları genel anlamda değerlendirildiğinde şu şekildedir;

- Sıçrama- quadriceps- medyan frekansı ile sıçrama yüksekliği arasında sıçrama yüksekliği arttıkça, quadriceps femoris diz ekleminin stabilizasyonu patella ve patellar tendon aracılığı ile sağlamakta zorlanmakta; dize ekstansiyon yaptıramamaktadır. Ancak bu durumda diz ekleminin 90 derecedeyken, sıçrama quadriceps RMS ile diz stabilizasyonu sağlanmakta ve dize ekstansiyon yaptırdığı görülmektedir. Sıçrama yüksekliği arttıkça, tibianın içe rotasyonunun gerçekleşmesi durumu sürmektedir.

Tibianın içe doğru rotasyonunun gerçekleştiği bir diğer durum ise; squat-biceps femoris-MF ile sıçrama-biceps femoris-MF arasındaki pozitif korelasyondan kaynaklı olup; bu takdirde de dizin fleksiyonu sağlanmaktadır.

- Squat-quadriceps-MF ile sıçrama-biceps femoris-RMS, sıçrama-quadriceps-RMS arasında negatif korelasyon olması; bu eylemin dizin ekstansiyon yapmasına katkıda bulunmaması anlamına gelmektedir. Böylece vastus medialis'in alt liflerinin patella'ya uzanmakta ve patella'nın laterale kaymaktadır.

- Sporculara uygulanan maksimal squat testinde en yüksek ağırlık verildiği durum ile sıçrama testinde EMG kayıtlarında sporcunun en yükseğe sıçradığı şartların arasında, her durumda pozitif korelasyon sağlanmıştır. Buna göre sporcu, diz fleksiyonunu gerçekleştirirken aynı zamanda dizin ekstansiyonunu da gerçekleştirmiş olmaktadır.
- Çalışmada sporcuların ulaştığı anaerobik güç; diğer çalışmalarda ulaşılan anaerobik gücün altında kalmaktadır. Bunda temel etken diğer çalışmalarda futbol veya basketbol gibi yüksek anaerobik güç ve kassal performans merkezli sporların referans alınması ve sporcuların düzeyi (öğrenci olmaları) önem kazanmaktadır.

Bu bağlamda; çalışmanın tartışma bölümünde korelasyon tablolarından elde edilen bulgular; literatürde çizilen çerçeve ile anlamlı bir şekilde yorumlanmaya çalışılmış; bu doğrultuda yerli ve yabancı benzer çalışmalarda elde edilen bulgularla karşılaştırılmıştır. Görüldüğü üzere, bu korelasyon tablolardan edinilen bulgular, literatürdeki bazı çalışmalarla koştur olsa da, bazı çalışmalardan ayrı bulguların oluştuğu görülmektedir. Bu ayrımın ise ağırlıklı olarak sporcuların düzeyi (öğrenci ve sürekli antrenman yapan elit sporcu karşıtlığı), cinsiyet, Norveçli bayan voleybolcular (91) ve diğer çalışmada elit bayan voleybolculara dair çalışmaları ile diğer erkek sporcu merkezli çalışmaların karşıtlığı ve spor türlerinin gerektirdiği kassal hareketlerden kaynaklanan karşıtlıklar (92), (Örn; futbolculara uygulanan çalışmalar ile diğer spor branşları özelindeki çalışmalar vb.), sporcuların yaşları, vücut yağ yüzdeleri gibi parametrelerden kaynaklı olduğu bilinmektedir. Bununla birlikte; analiz yöntemleri de bir diğer farklılaşma sebebi olarak gösterilebilmektedir.

Dolayısıyla, yerli ve yabancı literatürdeki birçok çalışma ile bu çalışma arasında çeşitli farklar bulunmaktadır. Bununla birlikte, çalışmanın önemi ise bugüne kadar literatürde pek yer almayan; sıçramanın etkili olduğu spor branşlarında maksimum ağırlıkla birlikte kas kasılmasının elektromiyogram (EMG) kayıtları ele almış olmasından kaynaklanmaktadır. Bugüne kadar ağırlık verilen çalışmalar, yalnızca sıçramanın ya da yalnızca kassal ağırlık ölçümlerinin kaslar üzerindeki etkisi olmuştur. Bu nedenle çalışmalar ağırlıklı olarak futbol, voleybol, atletizm gibi spor branşlarına odaklanmaktadır. Ancak bu çalışmada; anaerobik güç ile birlikte RMS değerlerine ağırlık verilmiş; bir düzenek içinde bu değerler kaydedilmiş; bu ise diğer çalışmalardan farklı bir boyutun çalışmaya eklenmesi sonucunu doğurmuştur. Bu doğrultuda çalışmada elde edilen sonuç, benzer bir çalışmayla dikey sıçrama sırasında kısa mesafe

koşucuları ile futbolcuların diz ekstensöz kaslarına ait EMG aktivitelerini karşılaştırdıkları çalışmanın sonuçları ile paralellik arz etmektedir (99). Bu çalışmada, dikey sıçrama performansı sırasında alt ekstremiteye ait kasların EMG değerlerinin, futbolcular ve kısa mesafe koşucuları arasındaki fizyolojik farklılıkların daha incelenmesine imkân sağlayacağı sonucuna ulaşılmıştır (99). Bu aynı zamanda literatür taramasını takiben, bulguları yorumlamada kullandığımız parametre farklarına en anlamlı sonucu üreten çalışmalardan biri olması nedeniyle de, önem kazanmaktadır.

Tüm bu bulgulardan hareketle, yEMG sistemlerinin sunduğu temel avantajların başında hangi durumlarda sporcularda eksantrik ve konsantrik kas kasılmalarının meydana geldiği ile ilgili mekanizmaya ait verilere ulaşılması gelmektedir. Sporcuların ulaştıkları maksimum değerlerin ele alındığı bu çalışmalar; aynı zamanda benzer spor branşlarında benzer şartlar altında quadriceps femoris ve biceps femoris kaslarında oluşan kassal değerlerin nasıl gelişeceği hakkında da kapsamlı fikirler sunmaktadırlar. Dolayısıyla, bu mekanizmalar aynı zamanda kas kısalması ve kas uzaması ile ilgili kas içi koordinasyonu güçlendirici teknikler oluşturulmasına yardımcı olabilir. Bu bağlamda; tüm bu verilerden hareketle, spor branşları ile sporcuların uygulamakta olduğu teknikler arasındaki ilişkinin daha sağlıklı inşa edilmesi, yeni antrenman protokollerinin oluşturulması, doğru egzersiz reçetelerinin yazılması ve doğru fiziksel performans tayini sağlanabileceği gibi, bu sayede sakatlayıcı, verim düşürücü vb. tekniklere yönelinmesinin önüne geçilebilir. Bu doğrultuda, sporcuların teknik gelişimlerine göre uygun antrenman programları oluşturulmalı, güncellenen EMG kayıtları ile gelişimleri takip edilmelidir. Bir diğer deyişle, yEMG teknolojisinden doğru şekilde istifade edilmesi genel sporcu sağlığı açısından kritik bir konudur.

ÖNERİLER

Bu doğrultuda; bu çalışmanın farklı yaş gruplarında, farklı spor türlerinde yapılması mümkündür. Bu durum aynı zamanda her spor branşı için farklı EMG kayıtlarına ulaşılması ve farklı sonuçlar çıkartılması anlamına gelecektir. Sporcuların sezon öncesi, sezon içi ve sezon sonundaki değerleri arasında karşılaştırma yapma olanağına kavuşulurken, EMG ölçümleri sonucunda sporcuların yaşaması olası kas hastalıkları ve sakatlıklar tahmin edilebilir düzeye çekilir ve bu doğrultuda tedbir alınabilir.

Bu çalışmada gündeme gelen sınırlılıkları (yaş, cinsiyet, vücut yağ yüzdesi, spor branşı, sporcuların düzeyi) aşmak için yapılacak diğer araştırmalar, literatüre katkı

sağlayacaktır. Bu bağlamda; aynı araştırma elit sporcular ile tekrar edilebileceği gibi, düzenli fiziksel aktivite yapmayan daha sedanter bir grupta da tekrar edilerek yeni bulgulara ve bulgulardan hareketle anlamlı sonuçlara ulaşılabilir. Bununla birlikte, çalışmada kullanılan denek sayısının artırılması, farklı bir branşa uygulanması (örn; patlayıcı kuvvete dayalı branşlar) yapılan ölçümlerin kassal etkilerini göstermekte daha etkili sonuçlar üretebileceği gibi; mevcut ölçümlerin yanına esneklik ve izokinetik kuvvet ölçümleri de yapılabilir; RMS ölçümleri farklı kas gruplarına da uyarlanabilir.

6. KAYNAKLAR

1. Alan JM. Skeletal Muscle Form and Function. 3. Baskı, United States of America, Human Kinetics, 1996: pp 151-170.
2. Heyward VH. Advanced Assessment & Exercise Prescription. 6th edition Hardcover, May 6, 2010: pp 214-217.
3. Gamble JN. The Injured Athlete. Strength and Conditioning for the Competitive Athlete. Edit: Kulund D.N. 2. Edition, London. J.B.Lippincott Comp, 1988: pp 250-258.
4. Hanninen O. "Use of EMG in Sports Medicine". The New Method For Ambulatory EMG Recording in Sports And Occupational Medicine. Ed. I. Karvonen Kuopio, EMG Electronics Ltd, 1989: pp 17-24.
5. Astrand PO, Rodahl K. Textbook of Work Physiology. New York, McGraw-Hill, 1987: pp 341-384.
6. Arheim DO. Modern Principles of Athletic Training. 2.Edition. Illinois; Human Kinetics Pub, 1989: pp 153-155.
7. Eston R, Reilly T. Kinanthropometry and Exercise Physiology Laboratory Manual. Melbourne, E & FN Spon, 1996: pp 24-41.
8. Richard L. Skeletal muscles structure, Function, Plasticity. LWW Second Edition, USA, 2002: pp 11-24.
9. Petrofsky J, Laymon M. "The Relationship Between Muscle Temperature, MUAP Conduction Velocity and the Amplitude and Frequency Components of

- the Surface EMG During Isometric Contractions”. *Basic Appl Myol*, 2005; 15: 61-74.
10. Vander AJ, Sherman JH, Luciano DS. *Human Physiology Mechanic of Body Function*, 3. Edith, New-York, McGraw-Hill Inc, 1980: pp 211-215.
 11. Ebersole KT, Malek DM. “Fatigue and the Electromechanical Efficiency of the Vastus Medialis and Vastus Lateralis Muscles”. *J Athl Train*, 2008; 43: 152–156.
 12. Clarys JP, Cabri J. “Electromyography and the Study of Sports Movements.” *Journal of Sports Sciences*, 1993; 11: 379-448.
 13. Collins JJ. Antagonistic-Synergistic Muscle Action at the Knee During Competitive Weightlifting. *Med&Biol, Eng&Compt*, 1994; 32: 5-7.
 14. Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, Kinetic and EMG Patterns During Downward Squatting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2006; 18: 134-143.
 15. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, et al. Effect of Technique Variations on Knee Biomechanics During the Squat and Leg Press. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2001; 33: 1552-1566.
 16. Sriwarno AB, Shimomura Y, Iwanaga K, Katsuura, T. “The effects of heel elevation on postural adjustment and activity of lower-extremity muscles during deep squatting-to-standing movement in normal subjects”. *J. Phys. Ther. Sci*, 2008; 20: 31-38.
 17. Hutchinson MR, Swan P. Injury prevention in women's artistic and rhythmic gymnastics. *Am. J. Med. Sports*, 2002; 4: 438-447.
 18. Goodwin PC, Koorts K, Mack R, Mai S, Morrissey MC, et al. Reliability of leg muscle electromyography in vertical jumping. *Eur J Appl Physiol*. 1999; 79: 374-378.
 19. Paasuke M, Ereline J, Gapeyeva H. Knee extension strength and vertical jumping performance in Nordic combined athletes. *J. Spor. Med. Phy. Fitness*. 2001; 41: 354-360.
 20. Hill AV. *First and last experiments in muscle mechanics*. Cambridge University Press, 1970: 26-78.
 21. Wilkie DR. “The mechanical properties of muscle”, *Br Med Bull*, 1968; 12: 177.

22. Hill DK. "Tension due to interaction between the sliding filaments of resting striated muscle. The effect of stimulation", *Physiol London*, 1968; 199: 637.
23. Guyton C. Hall E. *Tıbbi Fizyoloji*. W.B. Saunders Company, 10. Baskı, Philadelphia, 2001: ss 52-85.
24. Karsan O, Yüncemiz R, Aydın Ş. *Beden Eğitimi ve Spor Bölümü Öğrencilerinde Quadriceps (Q) Açısı Değerleri*. *Dinamik Spor Bilimleri Dergisi*, Muğla, 1999; 1: 45-52.
25. Katz B. *Sinir, Kas ve Sinaps*. Türkçe baskı (Çeviri: Çelebi G.), Ege Üniversitesi Matbaası, İzmir 1984; 33: ss 2-21.
26. Ganong WF. *Excitable Tissue, Nerve*. In *Review of Medical Physiology*, Prentice-Hall, London, 1989: pp 37-49.
27. Woodbury WJ. *Action Potential, Properties of Excitable Membranes*. In *Ruch TC, Patton H (Eds), Physiology and Biophysics*, WB Saunders Company, Philadelphia and London, 1973: pp 26-57.
28. Bompa TO. *Antrenman Kuramı ve Yöntemi*. Ankara, Bağırman Yayınevi, 2000: ss 444-446.
29. Terzioğlu M, Çakar L. *Fizyoloji Ders Kitabı*. Cilt 1, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Yayınları, İstanbul, 1989: ss 39-139.
30. Cerrah AO, Ertan H, Soylu AR. *Spor bilimlerinde elektromyografi kullanımı*. *Spormetre*, 2010; 7: 43-49.
31. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*. 3rd edition Hardcover, Lippincott Williams & Wilkins, February 12, 2009: pp 441.
32. Apaydın N, Serhan Ü, Bozkurt M, ve ark. "Aşıl tendonu'nun fonksiyonel anatomisi ve biyomekanik özellikleri", *TOTBİD Dergisi*, 2011; 10: 61-68.
33. Yaprak Y, Tınazcı C, Ergen E. *İzometrik Kuvvet Ölçümünde Topuk Yükseltmenin Vastus Lateralis ve Gastrocnemius Kaslarının EMG Aktivitesine Etkisi*. *Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 2009; 7: 41-46.
34. Arpınar P, Nalçakan GR, Akhisarlıoğlu M, Kutlay E, Koşay C, ve ark. "Ritmik Cimnastikçilerde Sıçrama Yükseklikleri, İzokinetik Kuvvet ve EMG Profillerinin Karşılaştırılması", *Spor Bilimleri Dergisi*, 2003; 14: 104-113.

35. Goodwin PC, Koorts K, Mack R, Mai S, Morrissey MC, et al. Reliability of leg muscle electromyography in vertical jumping. *Eur. J. Appl. Physiol*, 1999; 79: 374-378.
36. Maughan R, Gleeson M. *The Biochemical Basis of Sports Performance*. Oxford University Press, 2nd ed, New York, 2010: pp 91-114.
37. Halson SL, Matthew WB, Romain M, Bart B, Michael G, et al. Time course of performance change and fatigue markers during intensified training in trained cyclists. *J Appl. Physiol*, 2002; 93: 947-956.
38. Gaitanos GC. Human Muscle Metabolism During Intermittent Maximal Exercise. *Journal of Appl. Physiol*, 1993; 75: 712-719.
39. Prokop L. *Spor Hekimliğine Giriş*. 3. Baskı, İstanbul: 1983: ss 71.
40. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. *Essentials of Exercise Physiology*. 4th Ed, The United States of America, Lippincott Williams and Wilkins, 2010: pp 790.
41. Andersen LL, Andersen JL, Magnusson SP, Suetta C, Madsen JL, et al. Changes in the human muscle force-velocity relationship in response to resistance training and subsequent training. *J. Appl. Physiol*, 2005; 99: 87-94.
42. Brown LE, Weir JP. ASEP procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. *Journal of Exercise Physiology*, 2001; 4: 1-21.
43. Sevim Y. *Antrenman Bilgisi*. 1. Baskı, Gazi Büro Kitabevi, Ankara, 1995; 29: ss 216.
44. Akçay M. *Sinir Sistemi Fizyolojisi*. Yargıçoğlu Matbaası, Ankara, 1979: ss 5-47.
45. McKean MR, Dunn PK, Burkett BJ. Quantifying the movement and the influence of load in the back squat exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2010; 24: 1671-1679.
46. Fry AC, Smith JC, Schilling BK. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2003; 17: 629-633.
47. McGill SM, Hughson RL, Parks K. Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. *Clinical Biomechanics*, 2000; 15: 777-780.
48. Russell PJ, Phillips SJ. A preliminary comparison of front and back squat exercises. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 1989; 60: 201-208.

49. Dionisio VC. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2008; 18: 134-143.
50. Maquet P, Van de Berg A, Simonet J. Femorotibial weight-bearing areas. *J Bone Joint Surg A*, 1975; 57: 766-72.
51. Nagura T. Mechanical loads at the knee joint during deep flexion. *Journal of Orthopaedic Research*, 2002; 20: 881-886.
52. Caw STM, Melrose DR. Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1999; 31: 428-436.
53. Schoenfeld BJ, Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2010; 24: 3497.
54. Hemmerich A. Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *Journal of Orthopaedic Research*, 2006; 24: 770-781.
55. McKean MR, Burkett BJ. Knee behaviour in squatting. *Journal of Australian Strength & Conditioning*, 2012; 20: 23-36.
56. Akgün N. Egzersiz ve Spor Fizyolojisi. 6. Baskı, Ege Üniversitesi Basımevi İzmir, 1996; 6: ss 194.
57. Günay M. Egzersiz Fizyolojisi. Bağrgan Kitabevi, Ankara, 1998: ss 100-120.
58. Zatsyorski V. The development of endurance. In L. Matveyev and A. Novikov (Eds.), *The theory and methodology of physical education*. Moscow, Fizkulturai Sport, 1980: pp 271-290.
59. Marpurgo B. In Mathewsand D, Fox EL. *The physiological basis of physical education and athletics*. Philadelphia, Saunders, 1976: pp 57-64.
60. Goldspink G. The combine deffects of execise and reduced foodintake on skeletalmusclefibers. *Journal of Cellular Composition Physiology* 1964; 63: 216.
61. Watson AWS. *Physical fitness and athletic performance*. Second edition, Pearson Education Limited, New York, 1995: pp 71-86.
62. Gordon E. Anatomical and biochemical adaptation of muscle to different exercises. *Journal of the American Medical Association*, 1961; 201: 755.

63. Edgerton R. Neuromuscular adaptation to power and endurance work. Canadian Journal of Applied Sports sciences, 1976; 1: 49-58.
64. Baroga, L. Contemporary trends in the methodology of strength development. Educatia Fizicatia si Sport, Romania, 1978; 6: 22-36.
65. Kuznetsov V. Kraft vorbereitung. Theoretische Grundlagen Der Muskelkraft wicklung. Sportverlag, Berlin, 1975: pp 215.
66. Hunsicker, P. Armstrength at selected degrees of elbow flexion. Wright-Patterson Air Force Base, OH, Wright Air Development Cent, USA, 1955: pp 58.
67. Elkins U, Leden U, Wakim K. ut cording of the strength of normal muscles. 4 Physical Medicine 1957; 33: pp 639-647.
68. Logan G, McKinney W. Anatomic Kinesiology. Dubuque, second edition, WC Brown Co, Michigan Universty, 1977: pp 291.
69. David R, Lamb, Robert Murray. Optimizing Sport Performance. Advances in the Evulation of Sports Training, Ed, R. Cooper Pub.1997: pp 365.
70. Kaya Y. İnsan Anatomisi ve Kinesiyolojisi. Marmara İletişim Bas. Yay. Dağ. Elek. Tur. İnş. San.Tic. Ltd. Şti, İstanbul, 2003; 54: 92-94.
71. Arıncı K, Elhan A. Anatomi. Güneş Kitapevi, Cilt.I, Ankara, 1997: ss 28-261.
72. Demirel HA, Koşar NŞ. İnsan Anatomisi ve Kineziyoloji. Nobel Yay. Dağ. Ltd. Şti, Ankara, 2002: ss 125-127, 219.
73. Dere F. Anatomi Atlası ve Ders Kitabı, Cilt.I, Nobel Tıp Kitapevi, Adana, 1999: ss 317-350.
74. April E. Anatomy. Publication, New York, 1984: pp 369-380.
75. Çimen A. Anatomi. Uludağ Üniversitesi Basım Evi, 3. Baskı, Bursa, 1992: ss. 55-70.
76. Arslan E. EMG İşaretlerinin İncelenmesi Ve Veri Madenciliği Uygulaması. Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya, Temmuz 2008: 23.
77. Hardalaç F, Poyraz M. Yapay Sinir Ağları Kullanılarak Emg Sinyallerinin Sınıflandırılması Ve Neuropathy Kas Hastalığının Teşhisi. Politeknik Dergisi Cilt 5, Sayı 1, 2002: ss 75-81.

78. Bronzino JD. Biomedical Engineering Fundamentals. Boca Raton FL, CRC Press, 2006: pp 16-21.
79. Yazgan E, Korürek M. Tıp Elektroniği. İstanbul Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Fakültesi Ofset Baskı Atölyesi, İstanbul, 1996: pp 386.
80. Merletti R, Conte L. Advances in processing surface of surface myoelectric signals. Part 1, Med. Biol. Eng. Comp. 1997; 33: ss 362-72.
81. Maranzana M, Fabbro M. Autoregressive description of EMG signals. ISEK Far East Regional Meeting, 1998: pp 166.
82. Stegeman DJ, Blok JH, Hermens HJ, Roeleveld K. Surface EMG models: Properties and Applications. J Electromyography Kinesiol 2000; 10: pp 313-326.
83. Tsuji T, Fukuda O, Kaneko M, Ito K. Pattern classification of time-series EMG signal using neural networks. International Journal Of Adaptive Control And Signal Processing, 2000; 14: 829-848.
84. Şimsek B. Bayan Voleybol Oyuncularının Sıçramada Etkili Alt Ekstremité Parametrelerinin Değerlendirilmesi ve Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı, Ankara, 2002: 9-10.
85. Ertan H, Soylu AR, Korkusuz F. Quantification the relationship between FITA scores and EMG skill indexes in archery. J. Electromyogr. Kinesiol., 2005; 15: 222-227.
86. Wilmore JH, Costil DL. Physiology of sport and exercise. 5nd Ed. The United States of America: Human Kinetics, 2012: pp 640.
87. Bauer PW, Pivarnik JM, Fornetti WC, et al. Cross Validation of Fat Free Mass Prediction Models For Elite Female Gymnasts. Pediatric Exercise Science, 2005; 17: 337-344.
88. Çalışkan D. Yetişkinlerde Biyoelektirik Empedans Analizi Ölçümleri ve Farklı Denklemlerle Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara 2007: 21-35.
89. Turner AA, Nieto AL, Bouffard M. Generalizability of Bioimpedance Spectroscopy Measures. Measurement in Physical Education and Exercise Science 2003; 7: pp 129–148.

90. Gücü HK, Acar MF, Özko MZ, Çatıkkaş F, 1. Lig Ve 2. Lig Bayan Basketbol Takım Oyuncularının Bazı Anaerobik Güç Parametrelerinin Karşılaştırılması. *Performans Dergisi*, 1998; 4: 5-13.
91. Padulo J, Tiloca A, Powell D, Granatelli G, Bianco A, et al. EMG amplitude of the biceps femoris during jumping compared to landing movements. *Springerplus*, 2013; 2: 5-7.
92. Begalle LR, DiStefano JL, Blackburn T, Padua D. Quadriceps and Hamstrings Coactivation During Common Therapeutic Exercises. *Journal of Athletic Training*, 2012; 47: 396-405.
93. Nalçakan GR. Voleybolcuların İzokinetik Kas Kuvvetleri ile Dikey Sıçrama Yükseklikleri Arasındaki İlişki Düzeyi. Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 2001: 27.
94. Luera MJ, Stock MS, Chapell ADW. Electromyographic Amplitude vs. Concentric and Eccentric Squat Force Relationships for Monoarticular and Biarticular Thigh Muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2014; 25: 328-338.
95. Larsson B, Karlsson S, Eriksson M, Gerdle B. Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2003; 13: 281-287.
96. Yıldız S. Aerobik ve Anaerobik Kapasitenin Anlamı Nedir?. *Solunum Dergisi*. 2012; 14: 1-8.
97. Juárez D, López de Subijana C, Mallo J, Navarro E. Analysis of the soccer kick and its relationship with the vertical jump in young top-class soccer players. *International Journal of Sport Science*, 2010; 19: 128–140.
98. Bostancı Ö, Taşmektepligil Y, Ayyıldız M. Effects of preparation period on physical and physiological parameters of amateur football players. *Gazi Journal of Physical Education and Sport Sciences*, 2004; 9: 43-58.
99. Aydın K, Sözbir K, Karlı Ü, Yüктаşır HB, ve ark. Dikey Sıçrama Sırasında Kısa Mesafe Koşucuları ile Futbolcuların Diz Ekstensör Kaslarına Ait EMG Aktivitelerinin Karşılaştırılması, Niğde Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi, Niğde, 2011; 3: 242-249.

EKLER



Bahri YANCAR

Karar No : 2013/372

Karar Tarihi : 08.11.2013

Fakülte Safi

KARAR BELGESİ

Yukarıda bilgileri verilen Klinik Araştırma Başvuru dosyasına ilişkin belgeler araştırmanın gerekeceği amaç, yöntem ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığı ve uygulanması hakkında Etik Kuruluna yazılı olarak karar verildiği anlaşılmıştır.

ERCIYES ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

GAİ İŞMARE: Klinik Araştırma Etik Kuruluna Gönderilen Klinik Araştırma Kurulması

ETİK KURULU BAŞKANI UNVANADISYADA : Prof. Dr. İbrahim DÜŞÜNSEL

ETİK KURUL ÜYELERİ

Ünvanı, Adı Soyadı, EK Görevi	Ünvanlık Duru	Kurumu	Cinsiyeti	İşletim (%)	Kontrol (%)	Notlar
Prof. Dr. İbrahim DÜŞÜNSEL	Çocuk Sağ. ve Hast.	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Prof. Dr. Sami AYDOĞAN	Fizyoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Prof. Dr. Feriye YILMAZ	Anest. ve Rean.	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Prof. Dr. Sami KÜK	Tıbbi Parazitoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Kemal DENİZ	Psikiyatri	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Mustafa KARAKUŞ	Çocuk Sağ. ve Hast.	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Hakan YILMAZ	Kardiyoloji	Kayseri Eğitim Hastanesi	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Erdem KILIÇ	Ağz., Diş ve Çene Cerrahisi	E.Ü. Diş Fak. Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Aydın İKAL	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Yan. Doç. Dr. Ali YILDIRIM	Hacivcisi	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Yan. Doç. Dr. Zeynep SEZER	Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Yan. Doç. Dr. Feriye YILMAZ	Diş Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	Anest.	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zeynep SEZER	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒	E ☒ H ☒	E ☒ H ☒	
Doç. Dr. Zey						

ÖZ GEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı: Özge (MUĞUL) MACİT

Uyruğu: Türkiye Cumhuriyeti (TC)

Doğum Tarihi ve Yeri: 15 Mart 1990, Kayseri

Medeni Durumu: Evli

Tel: 0 554 638 16 81

email: mugul.ozge@hotmail.com

Yazışma Adresi: Yenidoğan Mahallesi TOKİ Kümeevleri C-2 38039 Talas/KAYSERİ

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Lisans	EÜ BESYO, Antrenörlük Eğitimi	2012
Lise	Sümer Lisesi, Kayseri	2007

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2013 - Halen	Halil Bayraktar Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu	Ücretli Öğretim Görevlisi
2012 - Halen	Erciyes Üniversitesi Sürekli Eğitim Merkezi	Yüzme Koordinatörü – Yüzme Antrenörü
2009 - 2012	Üniversiteler G.S.K	Yüzme Antrenörü

YABANCI DİL

İngilizce

YAYINLAR

- Muğul Ö., Bülbül H. ve Büyükipekci S. "Yüzme Yapan ve Havuz Kloruna Maruz Kalan Kişilerde Klorun Bazı Kan Parametrelerine Etkisi", 6. Ulusal Spor Bilimleri Öğrenci Kongresi (2013)
- Bülbül H., Muğul Ö., ve Büyükipekci S. "4 Haftalık Düzenli Yapılan Aerobik Egzersiz Programının Sedanter Bireylerin Vücut Kompozisyonu Üzerine Etkileri", 6. Ulusal Spor Bilimleri Öğrenci Kongresi (2013)