



**RECTUS FEMORİS KASINDA UZUN SÜRELİ
MAKSİMAL İZOMETRİK İSTEMLİ KASILMALAR
SIRASINDA OLUŞAN YORGUNLUĞUN VE
TOPARLANMA SÜRESİNİN ARAŞTIRILMASI**

Yüksek Lisans Tezi

Merve GÜÇLÜER

Eskişehir, 2023

**RECTUS FEMORİS KASINDA UZUN SÜRELİ MAKSİMAL İZOMETRİK
İSTEMLİ KASILMALAR SIRASINDA OLUŞAN YORGUNLUĞUN VE
TOPARLANMA SÜRESİNİN ARAŞTIRILMASI**

Merve GÜÇLÜER

Yüksek Lisans Tezi

Hareket ve Antrenman Anabilim Dalı Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Hayri ERTAN

Eskişehir

Eskişehir Teknik Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Ağustos 2023

JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI

Merve GÜÇLÜER'nin RECTUS FEMORİS KASINDA UZUN SÜRELİ MAKSİMAL İZOMETRİK İSTEMLİ KASILMALAR SIRASINDA OLUŞAN YORGUNLUĞUN VE TOPARLANMA SÜRESİNİN ARAŞTIRILMASI başlıklı çalışması 18/08/2023 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından değerlendirilerek "Eskişehir Teknik Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği"nin ilgili maddeleri uyarınca, Hareket ve Antrenman Anabilim Dalı Anabilim dalında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Unvan Adı Soyadı

İmza

Üye

: PROF. DR. HAYRİ ERTAN

Üye

: DOÇ. DR. ALİ ONUR CERRAH

Üye

: DOÇ. DR. HALİT HARMANCI

Prof. Dr. Semra KURAMA

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

DANIşMAN ONAYI

Danişmanlığını yürüttüğüm Yüksek Lisans đrencisi Merve GÜÇLÜER, RECTUS FEMORİS KASINDA UZUN SÜRELİ MAKSİMAL İZOMETRİK İSTEMLİ KASILMALAR SIRASINDA OLUşAN YORGUNLUğUN VE TOPARLANMA SÜRESİNİN ARAşTIRILMASI başlıklı tez çalışmasını tamamlamıştır. Hazırlamış olduğu tez tarafımda incelenmiş ve öğrencinin tez savunma sınavına alınması bilimsel ve etik açıdan uygun grlmştir.

Tez Daniřmanı

Prof. Dr. Hayri ERTAN

ÖZET

RECTUS FEMORIS KASINDA UZUN SÜRELİ MAKSİMAL İZOMETRİK İSTEMLİ KASILMALAR SIRASINDA OLUŞAN YORGUNLUĞUN VE TOPARLANMA SÜRESİNİN ARAŞTIRILMASI

Merve GÜÇLÜER

Hareket ve Antrenman Anabilim Dalı Anabilim Dalı

Eskişehir Teknik Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Ağustos 2023

Danışman: Prof. Dr. Hayri ERTAN

Giriş: Elektromiyografik (EMG) sinyallerin genlik ölçümlerindeki artış ve güç spektrumunun ortalama frekansındaki düşüş sinir-kas yorgunluğunu değerlendirmek için kullanılmaktadır. Yapılan bu çalışmada uzun süreli maksimal-altı izometrik istemli kasılmalar sırasında rectus femoris (RF) kasındaki yorgunluk ve toparlanma süreçlerinin EMG sinyalleri aracılığıyla incelenmesi amaçlanmıştır. Yöntem: Çalışma kapsamında, 12 erkek ve 12 kadın katılımcıya izokinetik dinamometre kullanılarak diz ekstanörlerine tekrarlı izometrik kasılmalar yaptırılmıştır. Öncelikle katılımcıların maksimal istemli kasılma (MİK) seviyeleri maksimal izometrik diz ekstansiyonu testi sırasında belirlenmiştir. Sonrasında MİK'in %15'inde 4 dakikalık izometrik kasılmalar 3 kere tekrarlanmıştır. Tekrarlar arasında 10 dakika dinlenme arası verilmiştir. Katılımcıların izometrik kasılmaları sürdürebilmeleri için ayrı bir ekranda görsel dönüt sağlanmıştır. Tüm ölçümler sırasında RF kasının EMG verileri deri üzerine iliştirilen çift-kutuplu elektrotla toplanmış ve kablosuz olarak bilgisayara aktarılmıştır. EMG ve tork verileri eş zamanlı olarak kaydedilmiştir. Dört dakikalık ($\times 3$ tekrar) işlenmemiş EMG verisinin ortalama ve medyan frekansları 2 saniyelik pencereler için hesaplanmış ve her tekrarın ortalamaları alınmıştır. Bulgular ve Sonuç: Elde edilen bulgulara, uzun süreli maksimal-altı istemli kasılma sonrasında RF kasında bir yorgunluk oluştuğunu ancak set aralarında verilen dinlenme sürelerinin kasın toparlanması için yeterli olduğu görülmüştür. Sonuç olarak bu çalışma, 4 dakikalık istemli izometrik kasılmalar sırasında RF kasında oluşan yorgunluk için 10 dakikalık dinlenmenin yeterli olacağını göstermektedir.

Anahtar Sözcükler: Fiziksel yorgunluk, İstemli kasılma, Sinir sistemi, Kas fonksiyonu.

ABSTRACT

RECTUS FEMORIS M. FATIGABILITY AND RECOVERY FROM PROLONGED MAXIMAL ISOMETRIC VOLUNTARY CONTRACTIONS

Merve GÜÇLÜER

Department of Movement and Training Sciences

Eskişehir Technical University, Institute of Graduate Programs, August 2023

Supervisor: Prof. Dr. Hayri ERTAN

Background: An increase in amplitude measurements of electromyographic (EMG) signals and a decrease in the average frequency of the EMG power spectrum are used to evaluate neuromuscular fatigue. In this study, we investigated the fatigue and recovery processes in the rectus femoris (RF) muscle during prolonged submaximal voluntary isometric contractions using EMG signals. **Method:** In this study, 12 male and 12 female participants performed voluntary isometric contractions with their knee extensors on an isokinetic dynamometer. Firstly, the maximal voluntary contraction (MVC) levels of the participants were determined during maximal isometric knee extension test. Then, 4-minute isometric contractions were repeated 3 times at 15% of the MVC. A 10-minute recovery interval was given between the repetitions. Visual feedback was provided on a separate screen to enable participants to sustain their isometric contractions. The EMG data for the RF muscle was collected using a pair of electrodes attached to the skin and wirelessly transferred to a computer during all the measurements. EMG and torque data were recorded simultaneously. The mean and median frequencies of the 4-minute ($\times 3$ repetitions) unprocessed EMG data were calculated for 2-second windows and the averages of each repetition were calculated. **Results and Conclusion:** We found that there were indicators of fatigue in the RF muscle after 4 minute submaximal voluntary contractions, but the rest intervals given between the sets were sufficient for recovery. As a result, this study shows that a 10-minute rest period is sufficient for RF muscle to recover during 4-minute voluntary isometric contractions.

Keywords: Physical fatigue, Voluntary contraction, Nervous system, Muscle function.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgisini ve desteğini asla esirgemeyen her zaman ve her koşulda yardım eden çok kıymetli danışmanım Sayın Prof. Dr. Hayri ERTAN hocama, laboratuvara girdiğim günden itibaren tüm bilgisi, birikimi ve yol göstericiliğiyle Sayın Araş. Gör. Dr. Abdülkerim DARENDELİ hocama, çalışmamın başladığı zamandan tezi bitirdiğim zamana kadar kendisine her zaman ulaşabildiğim benimle hiç sıkılmadan ilgilenen Sayın Dr. Kaan Nazım NAZİK hocalarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Veri toplama sürecinde her zaman yanımda olan ve bana yardımcı olan çalışma arkadaşım Aybars Akyürek' e bu süreçte zaman zaman aksattığım işim için anlayışı ve desteğiyle her zaman yanımda olan Fatma Duygu Durmaz'a ve yine akademisyen olup bana tüm motivasyonu sağlayan, yardımlarını hiç esirgemeyen çok sevgili üyelerime teşekkürü borç bilirim.

Benim için oldukça zor ve yoğun olan bu süreçte her zaman ve her koşulda bana motivasyon sağlayan, anlayış gösteren çok sevgili eşim Kaan Güçlüer'e hayatımda ve yanımda olduğu için minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Var olduğum günden beri bana maddi manevi desteğini sunan, her zaman yanımda olan aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Saygılarımla,

Merve GÜÇLÜER

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; bu çalışmanın Eskişehir Teknik Üniversitesi tarafından kullanılan “bilimsel intihal tespit programı”yla tarandığını ve hiçbir şekilde “intihal içermediğini” beyan ederim. Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçları kabul ettiğimi bildiririm.

Merve GÜÇLÜER

İÇİNDEKİLER

Sayfa

BAŞLIK SAYFASI.....	I
JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI.....	II
DANIŞMAN ONAYI.....	III
ÖZET	IV
ABSTRACT.....	V
TEŞEKKÜR	VI
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ	VII
İÇİNDEKİLER	VIII
TABLolar DİZİNİ.....	XI
ŞEKİLLER DİZİNİ	XII
GÖRSELLER DİZİNİ	XIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	XIV
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Araştırmanın Amacı	3
1.2. Araştırmanın Problemi	3
1.3. Araştırmanın Önemi	3
1.4. Hipotezler	3
1.5. Varsayımlar	4
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Uyluk Bölgesinin Kas Yapısı.....	5
2.1.1. Ekstansör kaslar	5
2.1.2. Fleksör kaslar.....	6
2.2. Kasılma Tipleri.....	8
2.2.1. İzometrik kasılma.....	8
2.2.3. Konsantrik kasılma	8
2.2.4. Eksantrik kasılma	8

2.2.5. İzokinetik kasılma.....	9
2.3. Kas Kasılması.....	9
2.3.1. Kas kasılmasının mekaniği.....	9
2.3.2. Kas fibril çeşitleri.....	10
2.3.3. Kayan filamentler teorisi.....	11
2.4. Yorgunluk.....	12
2.5. İzometrik Kasılma ve Yorgunluk	14
2.6. Elektromiyografi	14
2.6.1. EMG sinyalini etkileyen faktörler.....	14
2.6.2. Elektrot çeşitleri.....	15
2.6.3. Deri yüzeyinin hazırlanması ve elektrot yerleşimi	15
2.6.4. EMG sinyalinin bilgisayar ortamına aktarılması.....	16
2.6.5. EMG sinyalinin analizi	16
2.7. Maksimum İstemli Kasılma (MİK)	17
2.7.1. MİK normalizasyonu	18
3. MATERYAL VE METOD.....	20
3.1. Katılımcılar	20
3.2. Veri Toplama Araçları.....	20
3.2.1. Boy uzunluğu ölçüm aracı	20
3.2.2. Vücut ağırlığı ölçüm aracı	20
3.3.3. Vücut kompozisyonu ölçüm cihazı	21
3.3.4 EMG ölçüm cihazı	21
3.3. Veri Toplama Süreci	22
3.4. Vücut Kompozisyonu Ölçümü.....	22
3.5. EMG Elektrodunun Yerleştirilmesi	22
3.6. Maksimum İstemli Kasılma (MİK) Testleri.....	23
3.7. Sinyal İşleme İşlemi.....	24
3.8. Verilerin Analizi	24
4. BULGULAR	25
4.1. EMG Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	25
5. TARTIŞMA	30

6. SONUÇ31

KAYNAKÇA32

EKLER

ÖZGEÇMİŞ



TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa

Tablo 4.1. Katılımcıların DEXA ölçüm sonuçları ve demografik özellikleri.....	25
Tablo 4.2. EMG Post Hoc Testi tekrarlar arası medyan frekanslarının cinsiyete göre karşılaştırılması	25
Tablo 4.3. EMG medyan frekans değerleri cinsiyete göre ortalama verileri	26
Tablo 4.4. EMG Post Hoc testi cinsiyetlere göre tekrarlar arası ortalama frekans değerleri.....	26
Tablo 4.5. EMG ortalama frekans değerleri cinsiyete göre ortalama verileri.....	27
Tablo 4.6. EMG Post Hoc testi cinsiyetlere göre medyan frekans farkı değerleri.....	27
Tablo 4.7. EMG medyan frekans farkı değerleri cinsiyete göre ortalama verileri.....	28
Tablo 4.8. EMG Post Hoc testi cinsiyetlere göre ortalama frekans farkı değerleri.....	28
Tablo 4.9. EMG ortalama frekans farkı değerleri cinsiyete göre ortalama verileri.....	29

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 4.1. EMG medyan frekans değerleri cinsiyet grafiği	26
Şekil 4.2. Ortalama frekans değerleri cinsiyetler grafiği	27
Şekil 4.3. Medyan frekans farkı cinsiyetler grafiği.....	28
Şekil 4.4. Ortalama frekans farkı cinsiyetler grafiği.....	29



GÖRSELLER DİZİNİ

Sayfa

Görsel 3.1. Duvara sabitlenmiş sadiometre.....	20
Görsel 3.2. Vücut ağırlığı ölçüm aracı.....	21
Görsel 3.3. Vücut kompozisyonu ölçüm cihazı ve örneği	21
Görsel 3.4. EMG ölçüm sistemi	22
Görsel 3.5. Elektrot yerleşimi.....	23
Görsel 3.6. İzokinetik cihaz (İsoMed 2000).....	24



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

EMG	: Elektromiyografi
yEMG	: Yüzeyel Elektromiyografi
RF	: Rektus Femoris kası
MİK	: Maksimum istemli kasılma
VOM	: Vastus medialis oblikus
VM	: Vastus Medialis
VL	: Vastus Lateralis
m	: Muscle
MUAP	: Motor Ünite Aksiyon Potansiyelleri
ACh	: Asetilkolin
ms	: Milisaniye
SENİAM	: Surface ElectroMyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle
Rom	: Range of motion

1. GİRİŞ

Elektromiyografi (EMG), kas lifi zarlarının fizyolojik değişimleriyle oluşan miyoelektrik sinyallerin geliştirilmesi, kaydedilmesi ve analizini ilgilendiren deneysel bir tekniktir. Miyoelektrik sinyaller, kas lifi zarlarının durumundaki fizyolojik değişikliklerden oluşur (Konrad, 2005).

Elektromiyogramfi (EMG) sinyali, kasın kasılması sırasında aktif kas liflerindeki faaliyetin yüzeydeki elektriksel temsilidir. Bu, elektrotun kayıt alanı içindeki aktif motor birim hareket potansiyellerinin (MUAP'ların) toplamından oluşur. EMG sinyalinden fizyolojik veya klinik bilgi elde etmek için çeşitli nicel EMG analiz yöntemleri geliştirilmiştir (Zhou & Rymer, 2004).

EMG'nin laboratuvar araştırmalarında kullanılıyor oluşu uzun yıllara dayanmaktadır. Gelişen teknolojiyle birlikte spor tıbbı, rehabilitasyon amaçlı, kinesiyojoloji ve spor bilimlerinde birbirinden farklı nedenlerle ölçüm aracı olarak kullanılmaya başlanmıştır. Spor bilimleri alanında bu uygulamalar görülmesindeki temel amaçlar, kasların kasılma çeşitlerini tanımlamak, kas aktivasyon sürelerini ölçmek, kas aktivitesinin fiziksel yoğunluğunu ve yorgunluğun meydana gelişini tanımlayabilmek için kullanılır (Ertan, Cerrah, & Soylu, 2010).

Yorgunluk, tek başına fiziksel anlamda bir parametre olarak kabul edilmemektedir. Yorgunluğun ölçülebilir olması için ölçülebilir fiziki parametreler ve buna bağlı değişkenler, güç, kuvvet-tork, herhangi bir eklem açısı gibi mekanik özelliklerin yanında motor birimle ilişkili değişkenler de ölçülebilir, örneğin iletim hızı ateşleme hızları, aralıklı aktivasyon ve senkronizasyon seviyesi gibi. EMG sinyali ile ilgili değişkenler de bu bağlamda ele alınabilir (Merletti & Parker, Elektromyography, 2004). Kas yorgunluğu karmaşık olup tanımlanması zor bir konudur. Sayısal olarak ifade edilerek bir eylemin veya o eyleme karşılık gelen bir zaman anındaki durumu açıklar. Örneğin fiziksel bir aktiviteyi gerçekleştirememek, performans düşüşü veya efor sarf edememek bu açıklamaya uygun bir örnek olabilir. Dolayısıyla, yorgunluk olgusu mekanik performansla doğrudan ilişkili bir kavramdır (Merletti & Parker, 2004).

Bölgesel kas yorgunluğunun yüzey elektromiyografi (EMG) kullanılarak değerlendirilebileceği hakkında çok sayıda araştırma yapılmıştır. Bu teknikler, frekans alanı ölçümleri (örneğin EMG güç spektrumunun ortalama ve medyan frekansı) ve zaman alanı ölçümleri (örneğin EMG'nin kök-ortalama-kare değerleri ve ortalama düzeltilmiş değerleri) içerir. Frekans alanındaki yorgunlukla ilişkili değişiklikler, yorgunlukla kas

içindeki pH'nın azalmasına bağlı olarak kas lifi iletim hızındaki değişikliklere bağlanabilir (Sarker & Mirka, 2020).

Yüzeyel EMG (yEMG), kaslar üzerindeki yorgunlukla ilişkili etkileri ve frekans, genlik değişikliklerini sunmaktadır. (Dimitrova & Dimitrov, 2003) Bu duruma örnek verilecek olursa frekansın sıklığında azalma ya da genlikte artış meydana geldiği gözlemlenebilmektedir (Soylu & Arpınar, 2010).

yEMG sinyali hem klinik hem de araştırma ortamlarında lokalize kas yorgunluğunun ölçümleri için kullanılmaktadır. Yaklaşık 80 yıldır, yüzey EMG sinyalinin frekans bileşenlerinin güçlü izometrik kas kasılmaları sırasında öngörülebilir bir şekilde değiştiği bilinmektedir. Bu spektral değişim, yüzey EMG sinyali güç yoğunluk spektrumunun karakteristik bir bileşeninin ölçülmesiyle kolayca kullanılabilir. Spektral parametreler arasında, spektral değişimleri en doğru şekilde yansıttığı gösterilen medyan frekans (MDF) en yaygın kullanılanıdır. Yüzey EMG sinyalinin spektral analizi geniş çapta kullanılmasına rağmen, frekans değişimine neden olan mekanizmalar henüz net bir şekilde belirlenmemiştir (Brody, Pollock, Roy, De luca, & Celli, 1991).

Daha önce yapılan çalışmalar, medyan frekansın azalmasının periferik kas yorgunluğunun bir göstergesi olduğunu belirlemiştir (örn. Kadefors ve ark., 1968; Lindström ve ark., 1977; Merletti, Sabbahi ve De Luca, 1984) (Sarker & Mirka, 2020).

Kadefors ve ark., (1968) yaptığı çalışmada biceps brachii kasından alınan EMG ölçümünde yorgunluk oluştuğunda EMG güç specturumu medyan frekansında düşüş olduğunu gözlemlemişlerdir (Sarker & Mirka, 2020).

Vijendren ve ark. (2018), belirli bir dinlenme arası tekniğinin (Ipswich Mikro Ara Verme Tekniği) boyun ve omuz kaslarının lokalize kas yorgunluğu üzerindeki etkisini göstermek için yüzey EMG sinyalinin genliğinin arttığını belgelemişlerdir. Ortalama EMG genliğindeki artış oranlarını karşılaştırarak, bu dinlenme arası tekniğinin yorgunluğa dayanma süresini artırabileceği sonucuna varmışlardır (Sarker & Mirka, 2020).

Yapılan bir dizi çalışma yorgunluğun gelişme hızını değerlendirmek için EMG parametrelerinin zamana bağlı değişimini incelemiştir. Ancak, tekrarlı ölçümleri yorgunluğun gelişim hızı üzerinde nasıl bir etkisi olabileceğini araştıran çalışmalar oldukça sınırlıdır. Sarker ve ark., (2020) yılında yaptıkları çalışmada tekrarlı ölçümlerle Biceps Brachi kasından EMG verileri alıp yorgunluk değerlendirmesi yapmışlardır.

Yapmış oldukları çalışmada buldukları sonucu iyileştirmek adına farklı çalışma-dinlenme süreleri kombinasyonlarını araştırma önerisi olarak sunmuşlardır.

Bu bağlamda yapılan bu çalışmada uzun süreli maksimal-altı izometrik istemli kasılmalar sırasında Rektus Femoris (RF) kasındaki yorgunluk ve toparlanma süreçlerinin EMG sinyalleri aracılığıyla incelenmesi amaçlanmıştır.

1.1. Araştırmanın Amacı

Yapılan bu çalışmada uzun süreli maksimal-altı istemli kasılmalar sırasında Rektus Femoris (RF) kasındaki yorgunluk ve toparlanma süreçlerinin EMG sinyalleri aracılığıyla incelenmesi amaçlanmıştır.

1.2. Araştırmanın Problemi

Araştırma kapsamında belirlenen Rektus Femoris (RF) kasında uzun süreli maksimal-altı kasılma süresi ve bu kasılmalar sonrasında verilen dinlenme süresinin kasın dinlenmesi için yeterli midir?

Yapılan daha önceki araştırmalarda EMG verilerinin yorgunluk hakkında bilgi verdiği medyan frekansının genliğinden anlaşılmıştır. Önceki çalışmalarda yorgunluk ölçümü için tekrarlı ölçümleri çok fazla yer verilmemiştir. Sarker ve ar., (2020) yılında yaptığı çalışmada farklı kas gruplarına farklı kasılma ve dinlenme aralığı verilmesini öneri olarak sunmuştur.

1.3. Araştırmanın Önemi

Yapılan bu araştırmada tekrarlı ölçüm yapılarak EMG cihazı kullanılarak yorgunluk araştırılmıştır. Bu bağlamda kasılma çeşidi, ölçümü alınacak kas ve pilot çalışmalarda belirlenen dinlenme süreleri için ve elde edilen EMG verilerinin bu ölçüm kapsamında ulaşılan verileri oldukça önemlidir.

1.4. Hipotezler

1. Rektus Femoris kası için MİK'in %15'inde 4 dakika boyunca izometrik kasılma 3 tekrar olarak gerçekleştirildikten sonra tekrarlar arasında verilen 10 dakika dinlenme süresi yeterlidir.

2. Rektus Femoris kası için MİK'in %15'inde 4 dakika boyunca izometrik kasılma 3 tekrar olarak gerçekleştirildikten sonra tekrarlar arasında verilen 10 dakika dinleme süresi yeterli değildir.

1.5. Varsayımlar

1. Bu tez çalışması boyunca gönüllü olarak katılım sağlayan katılımcıların ölçümün aşamalarını ve ölçüm sırasının gerekliliklerini tamamiyle anladıkları varsayılmıştır.

2. Bu tez çalışmasına gönüllü olarak katılan katılımcıların ölçüm sırasında en iyi performansını ortaya koyduğu varsayılmıştır.

1.6. Sınırlılıklar

1. Yapılan bu tez çalışması diz ekstansiyon hareketiyle sınırlandırılmıştır.

2. Araştırma Eskişehir ilinde ikamet eden haftada 3 gün rekreatif amaçla spor yapan 18- 30 yaş aralığındaki 12 kadın 12 erkek katılımcıyla sınırlandırılmıştır.

3. Yapılan bu tez çalışmasında katılımcıların dominant bacaklarından kaydedilen EMG ölçümleri RF kası ile sınırlandırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Uyluk Bölgesinin Kas Yapısı

Çalışma çerçevesinde diz ekstansiyonunda izometrik kasılma gerçekleştirildiği ve bu kasılma sırasında Rektus Femoris kası daha fazla aktif olduğundan dolayı bu kas seçilmiştir. Aşağıda uyluk bölgesinin kas yapısı ayrıntılarıyla incelenecektir.

Diz eklemine çevreleyen kaslar distal tendonların transfersi eksenine göre iki farklı kısımdan oluşmaktadır. Bu kısımlar, anterior/posterior veya fleksör/ekstansör olarak adlandırılır. Ekstansör kaslar, m. quadriceps femoris (m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. vastus medialis) olarak bilinirken; fleksör kaslar ise m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. gastrocnemius, m. popliteus, m. gracilis ve m. sartorius olarak adlandırılır.

2.1.1. Ekstansör kaslar

M. Quadriceps Femoris

Diz eklemine ekstansiyon yaptıran tek kastır en etkili dinamik yapıya sahiptir. Diz eklemine stabilizasyonunu patellar tendon (patella ile kaval kemiği arasında bulunan) ve patella aracılığıyla sağlar. M. quadriceps kasının dört başında bulunan tendonlar, tüberositas tibiaya insersiyon yapmadan önce patellanın dorsal yüzeyinde birleşir ve birkaç cm üzerinde yer alırlar. Bu tendon, patellanın alt kısmına kadar uzanır ve distalde patellar tendon olarak devam eder. Tendonun yüzeysel tabakası RF, orta tabakası VM ve VL, derin tabakası ise VIM tendonundan oluşur. Vastus medialis ve vastus lateralis tendonları patellanın yalnızca üst kısmına yapışırken, vastus medialis oblikus (VMO) tendonu üst ve aynı zamanda medial kenara yapışır. (KILIÇ, 2017)

Rektus Femoris

İğ şeklinde olan bu kasın uyluk anterior bölgesinde iki başı vardır; caput rectum ve caput reflexum. Caput rectum (anterior parça), spina iliaca anterior inferiorundan kaynaklanırken; caput reflexum (posterior parça), asetabulumun kenarından orjin alır. Kasın arka yüzünde bulunan kalın aponevroz, üçte iki alt parçasında patellaya yapışan kalın ve yassı tendona dönüşür. Sonuç olarak, bu kasın yüzeysel orta tendonu m. quadriceps femorisin oluşumunu sağlar.

Rektus femoris kası, kalça eklemi ön transversinden geçtiği için özellikle yürürken ve bacak bükülmüş haldeyken etkisi daha fazladır. Bu kas, yürüme, sıçrama, öne atılma gibi önemli düzeyde kuvvet gerektiren vücut hareketlerinde büyük bir rol oynar. Diğer üç quadriceps kası bu işlemlerde yer almayıp dizin ekstansiyonunu sağlarlar. Bu nedenle,

bacak tarafından ortaya çıkan ve yoğun bir güç gerektiren temel hareketlerin sağlanmasında rol oynayan kas olarak rektus femoris öne çıkar. Rektus femoris kası diz ekstansörü hem de kalça fleksörü olarak çalışır. Kasın ürettiği güç, kalça kemiğinin durumuna göre değişiklik göstermektedir (Serbest & Eldoğan, 2014).

M. Vastus medialis

Femurun trokanterik çizgisinin alt kısmından başlayan bir kas olan, m. sartorius ve m. rectus femoris arasında yer alan vastus medialis kası, uyluğun medialinde bulunur. Kas lifleri aşağı ve dışa doğru uzanırken, kasın derinindeki aponevrozda patellanın iç tarafıyla m. quadriceps femoris tendonu birleşir. Bu kasın alt lifleri ise patellaya doğru uzanarak patellayı mediale çeker. (KILIÇ, 2017)

M. Vastus lateralis

Bu kas, M. quadriceps femorisin en büyük bölümünü oluşturur. Geniş bir orijine sahiptir; trokanter majörün ön ve alt kenarına, tuberositas gluteanın dış ve yan kısmına, labium laterale linea asperanın yarısının üstüne ve linea intertrokanterikinin üst lateral kısmına yapışır. Kasın tendonu ise patellanın lateral tarafından M. quadriceps femoris tendonuna katılır.

M. Vastus intermedialis

Bu kas, femurun ön yüzünü örter ve M. quadriceps femoris'in en derin yapısını oluşturur. Başlangıcı, femurun ön üst ve dış yan yüzleri ile septuminter musculare lateralenin alt parçasındadır. Aponevrozu ise alt yüzeyde M. quadriceps femoris tendonuyla birleşir ve patellanın üst kısmında sonlanır. (KILIÇ, 2017)

2.1.2. Fleksör kaslar

M. Biceps femoris

Bu kas, iki ayrı baştan oluşur: caput longum (uzun baş) ve caput brevis (kısa baş). Caput longum, tüberositas iskidenden; caput brevis ise linea asperanın lateral kenarından, lateral suprakondilar lineadan ve lateral intermusküler septumdan orjin alır. Bu iki baş, ortak bir tendonla birleşerek fibula başına tutunur. Biceps femoris, diz ekleminin fleksiyonunu sağlar ve diz fleksiyonu sırasında tibianın dışa rotasyonunu gerçekleştirir. (KILIÇ, 2017)

M. Semimembranosus

Adduktor magnus kasının arkasında bulunan m. semimembranosus, ince, basık ve yukarıda kirişe benzeyen bir şerit şeklinde kalınlaşan bir kastır. Tüberositas iskinin dış yan arka yüzünden orjin alır ve diz arkası iç yan sınırında bu kasın tendonu üç parçaya ayrılır. Doğru tendon iç yan kondilin arka yüzüne, büyük tendon iç yan kondilin iç yan

yüzüne ve dönük tendon ise dış yan kondilin iç yan yüzüne yapışarak ligamentum popliteum obliquum adını alır. M. semimembranosus, dizin fleksiyonunu sağlar ve diz fleksiyonu sırasında tibianın iç rotasyonunu gerçekleştirir. (KILIÇ, 2017)

M. Semitendinosus

Uyluğun arka iç yan tarafında, m. semitendinosusun önünde m. adductor magnus ve m. semimembranosus bulunur. Dış yan tarafta m. biceps femoris, ön iç yan tarafta ise m. gracilis yer alır. Bu kas, tüberositas iskiden orjin alarak aşağı doğru ilerler ve m. sartorius ve m. gracilis ile birlikte bir kiriş oluşturur, aynı zamanda pes anserinus olarak bilinir. M. Semitendinosus, kalça ekstansiyonu, diz fleksiyonu ve diz fleksiyonu sırasında tibianın iç rotasyonunu gerçekleştirir. (KILIÇ, 2017)

M. Gastrocnemius

Biceps femoris kası, caput laterale (dış baş) ve caput mediale (iç baş) olmak üzere iki baştan oluşur. Caput laterale, femurun lateral kondilinden; caput mediale ise femurun medial kondilinden orjin alır ve bacağın aşağısında tendo calcaneus aracılığıyla calcaneusa yapışır. M. gastrocnemius, ayak plantar fleksiyon hareketinin en önemli kası olmasının yanı sıra supinatör olarak da rol oynar ve ayrıca biartiküler bir kastır, bu nedenle diz fleksiyon hareketini de gerçekleştirir. (KILIÇ, 2017)

M. Popliteus

Bu kas, tibianın posteromedial korteksinden başlar ve yukarı doğru lateral yönde ilerleyerek lateral menisküse yapışır. Aynı zamanda dış yan bağın yapışma noktasının anterior ve distalinde sonlanır. Kas, tibianın femur üzerinde iç rotasyon yapmasını sağlar ve diz eklemi stabilizasyonunun posterolateral köşesinde önemli bir rol oynar. (KILIÇ, 2017)

M. Gracilis

M. gracilis, biartiküler bir yapıya sahiptir. Pubisin alt kolundan başlayarak femurun medial kondilinin arasından dolanır ve pes anserinusa katılır. Bu kas, dize fleksiyon ve iç rotasyon hareketlerini gerçekleştirirken, biartiküler yapısı sayesinde kalça eklemine de fleksiyon hareketi yapma yeteneğine sahiptir. (KILIÇ, 2017)

M. Sartorius

M. sartorius, spina iliaca anterior superiordan başlayarak uyluğun anteriorundan femoral aponevrozun altından ve medialden distale doğru ilerler. Pes anserinusa katılarak tibiya yapışır. Bu kas, insan vücudunun en uzun kası olup, kalça eklemine fleksiyon,

abduksiyon ve dış rotasyon hareketleri yaptırmanın yanı sıra, diz eklemine de fleksiyon hareketi sağlar. (KILIÇ, 2017)

Bu çalışma kapsamında Rektus Femoris kasında oluşan yorgunluk incelenecektir.

2.2. Kasılma Tipleri

Kas, dış yüklemelere, aktivitenin yönüne ve büyüklüğüne bağlı olarak farklı şekillerde tepki verebilir. Bu tepkiler arasında kasın kısalması, aynı uzunluğunu koruması veya kasılma süresince uzaması yer alabilir (Serbest & Eldoğan, 2014).

2.2.1. İzometrik kasılma

İzometrik terimi kelime anlamı olarak değişmeyen ya da aynı uzunluk anlamı taşımaktadır. Eğer kas tarafından üretilen kuvvet, dış kuvvetlerle aynı büyüklükte ise, kasın uzunluğunda herhangi bir değişim gözlemlenmez ve eklem hareketi oluşmaz. İzometrik kasılma sırasında hareket yapılmadığında ve mekanik iş üretilmediğinde bile kas işi (psikolojik iş) gerçekleştirilir. Bu süreçte enerji harcanır ve genellikle ısı olarak kaybedilir. Buna izometrik ısı üretimi denir. Tüm dinamik kasılmalar başlangıçta statik (izometrik) bir durum olarak kabul edilir ve kas, yüke eşit bir gerilme üretir. İzometrik egzersizler, fonksiyonel aktivitelerde vücut segmentlerinin kontrolünü ve stabilizasyonunu sağlamak için önemlidir. Bu egzersizler, statik kas kuvveti ve dayanıklılığı kazandırarak vücudun hareket sırasında istikrarını korumasına yardımcı olur. Fonksiyonel aktivitelerde segmentler arasındaki uyumu sağlamak ve vücutta stabiliteyi artırmak için izometrik egzersizlere ihtiyaç duyulur (Serbest & Eldoğan, 2014).

2.2.2. İzotonik kasılma

Kas tonusunda herhangi bir değişimin olmadığı dinamik bir kas kontraksiyonu olan izotonik kasılma, kas boyunun artması veya azalmasıyla birlikte gerçekleşir. Kasta en fazla hipertrofi, bu kasılma türünde meydana gelir. Genellikle konsantrik kasılmayla aynı anlamda kullanılan izotonik kasılma, konsantrik ve eksantrik olarak gruplara ayrılabilir. (Serbest & Eldoğan, 2014)

2.2.3. Konsantrik kasılma

Dış kuvvetler, kasın ürettiği kuvvetten daha az ise, kas boyunda bir kısalma oluşur ve bu tür kasılmalar konsantrik kasılma olarak tanımlanır. (Serbest & Eldoğan, 2014)

2.2.4. Eksantrik kasılma

Dış kuvvetler, kasın ürettiği kuvvetten daha fazla olursa kasın boyunda uzama gerçekleşir ve bu tür kasılmalar eksantrik kasılma olarak tanımlanır. (Serbest & Eldoğan, 2014)

2.2.5. İzokinetik kasılma

Kasta gerilim, hareket açısının tamamında en üst düzeyde oluşur. Kasın kısılmasıyla birlikte harekete karşı direnç artar ve böylece kasta gerilim artar. Bu gerilim tüm eklem boyunca sabittir ve bu süreçte hareketin hızı da sabit kalır. (Cerrah, 2009)

2.3. Kas Kasılması

Kas kasılması sinir ağı yardımıyla beyinden iletilen elektriksel potansiyellerin kas içerisinde oluşturduğu motor ünite aksiyon potansiyelleri (MUAP) sayesinde gerçekleşir. Motor sinir birden fazla kas fibriline bağlanır ve bir sinirle bağlı olduğu kas fibrilini donatır. Kas fibrillerinin tamamıyla beraber bir motor sinir hücresi motor üniteyi oluşturur. Kas fibrili ve motor nöron arasındaki sinaps (boşluk) sinir kas kavşağı olarak tanımlanır. Burada kas sistemi ve sinir arasındaki iletişim gerçekleşir. (Cerrah, 2009)

Sinir hücresi aksiyon potansiyeli nöromüsküler bileşkeye ulaştığında ACh salınımı gerçekleşir ve kas hücresindeki iyon odaları açılır. Bunun neticesinde kontraksiyonu oluşturan transvers tübüller yardımıyla sinyaller kas fibrillerine ulaşır. Sodyumların iletilmesi neticesinde elektriksel ileti meydana gelir. Bu sürece depolarizasyon adı verilir ve aksiyon potansiyeli meydana gelir. Elektromanyetik alan oluşumu elektrot yardımıyla belirlenen depolarizasyon esnasında gerçekleşen iyon hareketleriyle oluşur. Kasılma oranı MÜAP miktarının gerçekleşme oranını yükseltir. Kaslar kontraksiyon halinde veya değilken MÜAP gözlemlenmesi, oluşma şekli veya miktarının doğal sınırlar çerçevesinde meydana gelmesi veya normalde gözlemlenmeyen elektriksel aktivitelerle karşılaşılması kaslarda oluşan durumları incelemek için önemli bir değişkendir. (Cerrah, 2009)

2.3.1. Kas kasılmasının mekaniği

Bir kas, kendi motor sinirinden alınan tek bir uyarıya yanıt olarak seğirme olarak adlandırılan kaydedilebilir kas aktivitesini sergiler. Kas lifindeki gerilimin artması öncesinde birkaç milisaniye süren bir gecikme dönemi bulunur. Bu dönem, elastik bileşenlerin kısılması için gerekli olan zamanı sağlar. Gerilmenin başlangıcından tepe gerilmeye kadar olan süre, kasılma zamanı olarak adlandırılır ve tepe gerilmeden sıfır gerilime kadar olan süre, gevşeme zamanıdır. Kasılma zamanı ve gevşeme zamanı kas liflerinin yapısal özelliklerine bağlı olarak kastan kasa değişiklik gösterir. Bazı kas lifleri 10 ms gibi hızlı bir şekilde kasılırken, bazıları 100 ms ya da daha uzun sürede kasılabilir. (Ertan, Cerrah, & Soylu, 2010)

Bir hareket potansiyeli, 1-2 ms gibi kısa bir sürede gerçekleşir. Bu kısa zaman dilimi, hızlı kasılmalar dahilinde bile sonraki mekanik tepki veya titreşim için gereklidir.

Bu şekilde, motor aksonu çalıştığı sürece başlatılan ilk titreşim tamamlanır ve ardışık hareket potansiyelleri sağlanır. Ardışık uyarılara mekanik tepki verildiğinde, başlangıç tepkisiyle birlikte sonuç toplanır ve birleştirilir. Ancak, ilk kas seğirmesinden sonra gecikme periyodu sırasında ikinci bir uyarı oluşursa, tepki oluşmaz ve kas tamamen direnç gösterir. Uyarılma sıklığı, değişken bir faktördür ve özel motor birimi tarafından gerçekleştirilir. Kas lifleri daha sık uyarıldıkça, tüm kasta daha fazla gerilme oluşur. Bununla birlikte, maksimum uyarılma sıklığı kas gerilimini aşan bir artışa ulaşabilir. Kasta maksimum gerginlik sürekli hale geldiğinde tetanik kasılma durumuna geçer. Bu durumda, uyarı hızı kasın kasılma ve gevşeme zamanının ötesine geçer, bu nedenle sonraki kasılma başlamadan önce çok küçük bir gevşeme ya da hiç gevşeme olmayabilir. (Ertan, Cerrah, & Soylu, 2010), (Serbest & Eldoğan, 2014)

2.3.2. Kas fibril çeşitleri

İskelet kaslarının sınıflandırılmasıyla ilgili karmaşık terminolojiye rağmen, son dönemlerdeki histolojik ve histokimyasal araştırmalar, kas liflerinin kasılma ve metabolik özelliklerine dayanarak üç ayrı tanımlanabilir tür olduğunu göstermiştir.

Sarkomerin kasılmasıyla ilişkili enerji üretimi, lif türlerinin ATP üretimini ve kasılma hızını belirleyerek metabolik yollar üzerinde fark edilebilir bir etki oluşmasını sağlar. Üç tür lif bulunmaktadır; tür I, yavaş seğiren oksidatif (SO) kırmızı liflerdir. Tür IIA, hızlı seğiren oksidatif glikolitik (FOG) kırmızı liflere denir. Tür IIB ise hızlı seğiren glikolitik (FB) beyaz liflerdir. Tür I (SO) lifleri, kasta düşük miyozin ATPaz aktivitesi ile karakterizedir ve bu nedenle kasılma süreleri nispeten yavaştır. (Serbest & Eldoğan, 2014)

Tür I kas lifleri yorgunluğa karşı daha dayanıklıdır ve Tür II ye göre daha yavaş kasılma-gevşeme göstermektedir. Kasa kırmızı rengini veren miyoglobinin Tür I kas liflerinde yüksek olduğu için bu kas liflerine kırmızı kaslar denilmektedir. (Serbest & Eldoğan, 2014)

Tür II kas lifleri tür IIA ve Tür IIB olmak üzere iki gruba ayrılır. Tür IIA ve Tür IIB kas lifleri hızlı kasılırlar ve miyozin ATPaz faaliyetleri yüksektir. Tür IIA kas lifleri tür I ve tür IIB arasında olarak kabul edilir. Bu lifler, uzun süreli kasılmalar için kasılmaya yönelik aktiviteleri destekleyebilirler. Ancak yüksek oranlı aktivitelerde hem oksidatif fosforilasyon hem de glikoliz için gereken yüksek oranda ATP üretimi yetersiz kalır ve bu lifler yorgun düşer. (Cerrah, 2009), (Serbest & Eldoğan, 2014)

Tür IIB lifleri ise ATP üretimi için glikolitik (anaerobik) aktiviteye bağlıdır. Bu lifler, az miktarda miyoglobin içerdikleri ve etrafında çok az miktarda kılçak damar bulunduğu için beyaz kas olarak adlandırılırlar. Tür IIB lifleri, hızlı bir şekilde ATP üretebilme yeteneklerine sahiptir, ancak hızlı ATP bölünmesi glikoliz için gereken glikojenin hızla tükenmesine neden olur, bu yüzden bu lifler hızla yorulurlar. (Serbest & Eldoğan, 2014)

2.3.3. Kayan filamentler teorisi

Aktin filamenti, kalsiyum iyonları tarafından aktive edildiği anda, miyozin filamentlerinin başları aktin filamentinin aktif bölgelerine çekilir ve bu, bir şekilde kasılmanın gerçekleşmesine neden olur. Başa bağlı olan iyonun tam olarak hangisi olduğu belirsiz olsa da başın konformasyonu aktin filamentine dik olarak uzanırken henüz aktine bağlanmamış durumdadır. Troponin-tropomiyozin kompleksi kalsiyum iyonlarıyla bağlandığında, aktin filamentindeki aktif bölgeler açığa çıkar ve miyozin başları bunlarla bağlanır. Miyozin çapraz köprüsünün başı ile aktin filamentinin aktif bölgesi arasındaki bağlantı, başın konformasyonel bir değişime uğramasına neden olur ve başın çapraz köprüsünün kolu yönünde eğilmesini sağlar. Bu, aktin filamentini çekmek için güç darbesini sağlar. Güç darbesini tetikleyen enerji, ATP molekülünün daha önceden parçalandığı sırada başta meydana gelen konformasyonel değişiklik tarafından depolanmış olan enerjidir, adeta bir "gerilmiş" yay gibidir. Çapraz köprüsünün başı eğildiğinde, önceden başa bağlı olan ADP ve fosfat iyonunun serbest bırakılmasına izin verir. ADP'nin serbest bırakıldığı yerde, yeni bir ATP molekülü bağlanır. Yeni ATP'nin bağlanması, başın aktinden ayrılmasına neden olur. Baş aktinden ayrıldıktan sonra, yeni ATP molekülü parçalanır ve bir sonraki döngüyü başlatır, yeni bir güç darbesine yol açar. Yani, enerji başı tekrar "gerilmiş" yay gibi dik duruma getirir ve yeni güç darbesi döngüsünü başlamaya hazır hale getirir. ATP'nin parçalanmasından kaynaklanan depolanmış enerjiye sahip olan gerilmiş baş, aktin filamentindeki yeni bir aktif bölgeye bağlandığında gerilimi çözülür ve tekrar yeni bir güç darbesi sağlar. Bu şekilde, işlem tekrar tekrar devam eder, aktin filamentleri miyozin filamentlerinin uçlarına doğru Z zarını çeker veya kas üzerindeki yük daha fazla çekmeye izin veremez hale gelene kadar devam eder. H çizgisi bu durum gerçekleştiğinde görünmez hale gelir. (Cerrah, 2009)

2.4. Yorgunluk

Yorgunluk, fizyolojik ve psikolojik nedenleri içeren oldukça karmaşık bir kavramdır. Bundan dolayı tek başına fiziksel anlamda bir parametre olarak kabul

edilmemektedir. (Merletti & Parker, 2004)

Kas Lifi Dağılımının Kas Yorgunluğuna Etkisi

Fast twitch (FT) lifleri slow twitch liflerinden daha hızlı yorulur. İnsanlarda kas yorgunluğunu öğrenmenin yollarından biri, egzersiz sırasında belirli sayıda tekrarlanan çok hızlı kasılmalardan kaynaklı bir kas grubu momentinde (dönme kuvveti, döngü) azalmayı (yavaşlama) kaydetmektir. Döngü kuvvetinde oluşan bu azalma yorgunluk ölçümlerinde temel nokta olarak gözetilir. (Ertan & Şimşek, 2011)

Kas Yorgunluğunun Görüldüğü Olası Yerler ve Nedenleri

İnsan vücudundaki tek bir kasın veya tamamen kas grubunun yorulması, kas aktivitesine dahil olan farklı nöromusküler mekanizmaların tümünde veya herhangi birinde oluşan bir bozuklukla alakalıdır. Örneğin; istemli bir kasılma gerçekleştirilmek istendiğinde aktif hale gelmeyen kaslarda aşağıdaki gibi problemler görülebilir.

1- Motor ünitelerin içinde bulunan ve kas liflerini birbirine bağlayan motor sinirlerin sinirsel iletileri gönderilmesinde bir problem oluşması.

2- Nöromusküler istemin motor sinirden aldığı tepkileri kas liflerine düzenleyip iletilmesinde bir problem oluşması.

3- Güç oluşumunu sağlayan nöromusküler kasılma mekanizmasında bir problem oluşması.

4- Merkezi sinir sisteminin kaslara gönderilen sinir tepkilerinin başlatan veya düzenleyen bölümlerinde (beyin veya omurilik) bir problem oluşması

5- Nöromusküler sistemde meydana gelen yorgunluğun kas sisteminde oluşan yorgunlukla bağlantılı olduğuna dair hem destekleyen hem de desteklemeyen çalışmalar vardır. FT motor ünitelerinde bu tarz yorgunluğun görülmesi daha yaygındır bunun sebebi ise FT liflerinin ST liflerinden daha hızlı yorulmaları sebep olarak gösterilebilir.

6- Kasılma mekanizmasındaki yorgunluk (kas kasılması) hakkında birden fazla neden ortaya atılmaktadır. (CJ, 1984)

ATP ve Kreatinfosfat (PC) Depolarının Tüketilmesi

ATP, kas aktivitelerinin başlıca güç kaynağı olması nedeniyle PC 'de ilk defa ve tekrarlı biçimde sentezlendiği için kas içerisindeki fosfojenlerin miktarında meydana gelen azalma yorgunluğa sebep olur. Fakat insanlar üzerinde yapılan çalışmalarda ortaya çıkan sonuç yorgunluğun sadece kastaki düşük fosfojen miktarına bağlanmaması gerektiğini göstermektedir. Kurbağalardan elde edilen verilere göre en yüksek düşüş miktarı ilk 2 dakikada görülmüştür ve bu sürede hala zirve geriliminde azalma gözlemlenmemiştir. Kas tam olarak yorgunluğa ulaştığı zamanda (15 dakika süren

aktivite sonrası) bile kas içinde hazırda bulunan atp konsantrasyonunun %76 sı hala kullanılabilir durumda depo olarak kalır. (Gaitanos, Williams, Boobis, & Brooks, 1993)

Kas Glikojen Depolarının Tükenmesi

Literatürde yapılan çalışmalarda süresi uzun olan aktiviteler (30 dakika ile 4 saat gibi) ST liflerinde daha fazla olmakla birlikte birtakım kas gruplarındaki glikojen depolarının hemen hemen tamamının tükendiği ortaya atılmıştır. Bu seviyede ciddi miktarda glikojenin azalmasının kas yorgunluğuna sebebiyet verdiği düşünülmektedir. Ortaya atılan bu fikir karaciğerde kullanılabilecek glikoz mevcut olsa ve enerji üretebilecek yağ asidi bulunsa da yine de yorgunluk oluşmaktadır. Bu doğrultuda adı geçen enerji kaynakları glikojen seviyesinde azalma gözlemlenen kas liflerinde ihtiyaç duyulan enerji miktarını karşılamakta yetersizdir. (JJ, ve diğerleri, 1993)

Diğer nedenler;

Kas yorgunluğunun neden olabilecek farklı sebeplerin ne olduğu tam olarak bilinmemektedir. Ancak kas liflerine yeteri miktarda kan ve oksijen iletiminin olmaması bir sebep olarak gösterilebilir.

Yorgunluğun bölgesi

1- Kas, Sinir sistemi (Nöromusküler sistem)

A- Sinir uçlarında bulunan asetilkolin salgısının düşmesi

B- Laktik asit birikmesinden dolayı sarkoplazmik retikulumun kalsiyum göndermesinin düşmesi

2- Kasılma mekanizması

A- Tüketilen ATP ve PC depoları

B- Kas içerisindeki glikojen depolarının tükenmesi

C- Kandaki oksijen miktarının düşmesi

3- Merkezi Sinir Sistemi

A- (Kas yorgunluğu oluşmaya başladığında) Beyin motor sistemlerini durdurmak için inhibitör sinyaller gönderir ve bu sinyaller kaslardaki iş fonksiyon kapasitesini düşürür. (Haff & Triplett, 2016)

2.5. İzometrik Kasılma ve Yorgunluk

Kas kasılması sırasında aktinler miyozinlere tutunurken miyozenin pubiler başlarının aktinlere yapışmasıyla 1 ATP ayrılmasıyla 1 ATP daha harcanır. Bu durum kasın kasılmasını ve gevşemesini oluşturur. Kasılma ve gevşeme evresi oluşurken gevşemenin gerçekleşmesi için gerekli olan ATP sağlanılamazsa ölüm katılığı olarak bilenen durum meydana gelebilir (ancak bu canlı organizmalarda yaşamsal fonksiyonlar yerindeyken görülmesi hemen hemen imkânsız bir durumdur.) İzometrik kasılmalarda kasılma evresi sona ermeden gevşeme evresine geçilemediğinden kullanılan ATP miktarı daha azdır ve bu durum kasın daha geç yorulmasına sebep olur. Ancak hareket ve spor gelişiminde sürati geliştirmek daha önemli olduğundan izometrik kasılmalar sürati geliştirebilmek için pek de iyi bir seçim değildir. (KIM, KIM, SHIM,, & LEE, 2013)

2.6. Elektromiyografi

Elektromiyografi (EMG), miyoelektrik sinyallerinin geliştirilmesi, kaydedilmesi ve analizi ile ilgili deneysel bir tekniktir. Miyoelektrik sinyaller, kas lifi membranlarının durumundaki fizyolojik varyasyonlardan oluşur. Statik koşullarda harici elektrik stimülasyonuna bağlı yapay bir kas cevabının analiz edildiği klasik Nörolojik EMG'den farklı olarak, Kinesiyolojik EMG'nin odağı postüral görevler, fonksiyonel hareketler, çalışma koşulları ve tedavi/eğitim sistemi içindeki kasların nöromüsküler aktivasyonunun çalışması olarak tanımlanabilir. (Konrad, 2005)

Elektromiyogram (EMG) sinyali, bir kasın kasıldığı sırada kas liflerindeki aktivitenin yüzeydeki elektriksel temsilidir. Elektrotun kaydetme aralığındaki aktif motor üniteden gelen motor birim hareket potansiyellerinin (MUAP'lerin) toplamıdır. EMG sinyalinden fizyolojik veya klinik bilgi elde etmek için geniş bir yelpazede nicel EMG analiz yöntemleri geliştirilmiştir. (Zhou & Rymer, 2004)

EMG sinyali, genel olarak kas aktivasyonunun merkezi kontrol stratejileri, sinir hücreleri aracılığıyla sinir-kas kavşağına iletimi, motor birim içindeki kas hücrelerinin elektriksel aktivasyonu, karmaşık biyomekanik olaylar zinciri, agonist ve antagonist kasların tendonlara etkisi ve kemiklere iletilen baskının üretimi gibi konularda bilgi sağlamaktadır. (Merletti & Parker, 2004)

2.6.1. EMG sinyalini etkileyen faktörler

Emg sinyalini tespit ederken ve kaydederken, sinyalin doğruluğunu etkileyen iki önemli unsurdan biri, sinyal/gürültü oranıdır. Yani, EMG sinyalindeki enerjinin gürültü sinyalindeki enerjiye olan oranıdır. Genel olarak, gürültü istenmeyen, EMG sinyalinin bir

parçası olmayan elektriksel sinyaller olarak tanımlanır. Diğer bir konu ise sinyalin bozulmasıdır; yani (Luca, 1997) EMG sinyalinin herhangi bir frekans bileşeninin göreceli katkısı değiştirilmemelidir. Gürültü birden çok farklı kaynaktan oluşabilir:

Doku özellikleri: insan vücudu iyi bir elektrik iletkenidir ancak elektrik iletkenliği doku tipi, kalınlığı fizyolojik değişiklikler ve sıcaklık ile değişir.

Yanses: ölçümü yapılmak istenilen kasın etrafındaki komşu kasların aksiyon potansiyallerinin sinyalle karışmasıdır.

Kullanılan elektrotun özelliği ve yerleştirilmesi: ölçülecek olan kasın yüzey alanına uygun elektrot kullanımı ve bu yüzey alanına uygun yerleştirilmesi.

Elektronik cihazlar: lambalar, televizyon vb., (Merletti & di Torino)

2.6.2. Elektrot çeşitleri

EMG çalışmalarında genellikle yüzeyel elektrotlar ve iğne elektrotlar kullanılır. Özellikle spor bilimlerinde, kullanım kolaylığı açısından yüzeyel elektrotlar tercih edilmektedir (Ertan, Cerrah, & Soylu, 2010).

2.6.3. Deri yüzeyinin hazırlanması ve elektrot yerleşimi

sEMG sinyali etkileyen önemli faktörlerden biri, deri yüzeyinin hazırlanması ve elektrotların yerleştirilmesidir. Elektrotların sabitlenmesi ve düşük deri empedansının sağlanması, deri yüzeyinin hazırlanmasındaki en önemli nedenler arasında yer almaktadır. (Ertan, Cerrah, & Soylu, 2010)

Deri yüzeyindeki kılların temizlenmesi: deri kuruyken jilet yardımıyla yüzeydeki kıllardan arındırılır. Bu işlem sırasında deri kıllardan arınırken aynı zamanda ölü deriden de arınır. Yapılan bu işlemle elektrotlar deri yüzeyine daha iyi yapışır ve nemli, terli ortamın oluşmasını engeller. Böylelikle kaslardan gelen elektriksel aktivitenin uygun bir şekilde kaydedilmesi sağlanır. (Cerrah, 2009)

Ölü derinin temizlenmesi: Bu işlem için kullanılan özel macunlar, zımpara kâğıdı ya da daha yumuşak tekstil ürünleri gibi araçlar kullanılarak deri yüzeyine zarar vermeden ölü deriden kurtarılır. Bu işlem sonrasında deri yüzeyi alkolle silinerek kirden, terden ve ölü deriden arındırma işlemi gerçekleştirilir. (Konrad, 2005)

Bu yöntemlerden hangisi kullanılırsa kullanılsın, uygun deri empedansının sağlandığının anlaşılması için deri yüzeyinin açık kırmızı renk alması gerekmektedir.

Elektrot yerleşimi, kaslardan gelen sinyalin en iyi şekilde bilgisayara aktarılmasında büyük önem taşır. (Ertan, Cerrah, & Soylu, 2010) Elektrot yerleşimi farklı deneklerde de mümkün olduğunca aynı noktaya yapılmalıdır.

Elektrotlar yerleştirilirkengöz önünde bulundurulması gereken noktalar şunlardır:

1- Elektrot, bir motor noktası ile tendon bağlanma yeri arasına veya iki motor nokta arasına ve kasın uzunlamasına orta çizgisine yerleştirilmelidir.

2- Elektrotun uzunlamasına eksenini (her iki algılama yüzeyini de geçen) kas liflerinin uzunluğuna paralel hizalanmalıdır.

3- Referans elektrotu olabildiğince en uzak noktadaki bir kemik çıkıntısı üzerine yerleştirilmelidir. (Luca, 1997)

2.6.4. EMG sinyalinin bilgisayar ortamına aktarılması

Alınan sinyaller bilgisayar üzerinde görüntülenebilir. Analiz edilebilmesi için öncelikle analog voltajdan dijital bir sinyale dönüştürülmelidir (A/D dönüşümü). A/D ölçüm kartlarının çözünürlüğü, beklenen voltaj aralığını (örn. +/- 5 Volt) doğru bir şekilde dönüştürmelidir. 12 bitlik bir A/D kart, giriş sinyalinin voltaj aralığını 4095 aralığa ($2^{12}=4096$ seviye = 4095 aralık) ayırabilir. Bu, çoğu kinezyolojik düzenlemeler için yeterlidir. Ancak, çok küçük sinyaller daha iyi bir amplitüt çözünürlüğü elde etmek için daha yüksek bir amplifikasyon gerektirebilir. (Ertan, Cerrah, & Soylu, 2010)

A/D örnekleme hızı: Diğer önemli teknik husus, uygun bir Örnekleme Frekansının seçimidir. Bir sinyalin tüm frekans spektrumunu doğru şekilde "çevirebilmek" için,

A/D kartın giriş sinyalinin voltajını belirlediği örnekleme hızı, sinyalin maksimum beklenen frekansının en az iki katı olmalıdır. EMG için neredeyse tüm sinyal gücü, 10 ila 250 Hz arasında bulunur ve bilimsel öneriler (SENIAM, ISEK), 10 ila 500 Hz olan bir amplifikatör band ayarı gerektirir. Bu, en az 1000 Hz (EMG'nin çift bandı) örnekleme frekansına veya sinyal kaybını önlemek için hatta 1500 Hz'e kadar olan bir örnekleme frekansına denk gelmektedir. (Konrad, 2005)

2.6.5. EMG sinyalinin analizi

sEmg sinyalinin üzerinde hiçbir değişiklik yapılmayan haline ham veri denilmektedir. Bu ham veriler aynı zamanda etrafta bulunan elektriksel cihazlardan meydana gelen gürültüleride barındırmaktadır. Gürültüler sEMG verisinde hataya sebebiyet verdiğinden dolayı verilerin üzerinde düzeltme yapılarak analiz edilmektedir. sEMG sinyal genliği, zaman ve kuvvete bağlı olan ve rasgele negatif, pozitif değerler alan bir sinyaldir. Araştırmalarda, farklı filtreleme yöntemleri kullanılarak sEMG sinyalinin analiz edildiği gözlemlenmektedir. (Konrad, 2005); (Merletti & Parker, 2004)

Kesit Alma (EPOCH): Ölçüm esnasında kaydedilen tüm sEMG verilerinin belirli bir bölümünün analiz ortamına aktarılmasına "kesit alma" denir. sEMG elektrotları, kaslardan aldıkları verileri binde bir saniyenin hızında değerlendirir ve sistem üzerine aktarır. Araştırma planında, sEMG verileri belirli bir anın öncesinde ve sonrasında ikiye ayrılması gerekebilir. Bu nedenle, kesintisiz kaydedilen veriler, belirli bir tetik noktasının öncesindeki ve sonrasındaki veriler olarak bölünmelidir. (Gerleman & Cook, 1992)

İntegrasyon: Verilerin ortalamasının alınması işlemine integrasyon denilmektedir. İki farklı integrasyon işlemi vardır ve ikisi de farklı işlemler için kullanılmaktadır. İlki, alınan sEMG versinin tümüne bakılacaksa "lineer zarf" hesaplaması yapılır. Lineer zarf analizi her 10msn'lik zaman aralıklarının integrasyonunu ifade eder. İkincisi ise, belirli bir zaman dilimi boyunca tüm verilerin toplamının değerlendirildiği integrasyon işlemidir. Rektifikasyon işlemine tabi tutulan verilerin işlenip değerlendirilebilmesi için, örneğin 100, 40, 10'ar milisaniyelik gruplar halinde ortalamaları hesaplanabilir. Bu nedenle, kesit alınan ve negatif verileri pozitif'e dönüştürülen veri, bir formülasyon kullanılarak indirgenir. (Ertan, Cerrah, & Soylu, 2010)

Normalizasyon: sEMG verisinde normalizasyon işleminin yapılmasının amacı kişiler arasındaki kas aktivasyon düzeylerini karşılaştırmaktır. Fakat normalizasyon işlemi gerçekleştirilirken ölçümü yapılacak olan kas grubuna ait eklem açısı ve vücut konumunun nasıl olması gerektiği oldukça iyi bilinmelidir. Çünkü normalizasyon için uygulanacak olan teknik ölçümü alınan her sporcu için yaklaşık olarak aynı sonucu vermelidir. Birden fazla araştırmacı normalizasyon tekniklerini açıklamıştır. En fazla kullanılan teknik izometrik MİK (maksimum istemli kasılma)'nın referans alınmasıdır. Kasılma esnasında alınan MİK ölçümü sayesinde kasın kendisine ait maksimal istemli kasılma değerinin yüzde kaçı ile hareket ettiği bilinebilmektedir. Bu süreçte yapılan işleme ise normalizasyon işlemi denir. (Hof, Elzinga, Grimmius, & Halbertsma, 2005)

2.7. Maksimum İstemli Kasılma (MİK)

Maksimum İstemli Kasılma (MİK), EMG veri setlerini normalize eden, kaydedilen maksimum değer üzerinde karekök ortalaması hesaplayan ve MİK değerini yüzdelik (%) olarak sunan bir genlik analiz tekniğidir. Ayrıca kişiler arasında karşılaştırmayı mümkün kılar. (Şimşek, Kırkaya, Onarıcı Güngör, & Soylu, 2016)

Herhangi bir EMG analizinin büyük bir dezavantajı, amplitüd verilerinin (mikrovolt ölçekli) veri toplama koşullarından güçlü bir şekilde etkilenmesidir. Elektrot yerleşim noktaları arasında, katılımcılar arasında ve hatta aynı kas bölgesinin farklı

günlerdeki ölçümleri arasında önemli farklılıklar gösterebilir. Mikrovolt ölçekli parametrelerin bu "belirsiz" karakterini aşmanın bir yolu, referans bir değere, örneğin referans bir kasılmanın maksimum istemli kasılma (MİK) değerine normalizasyon yapmaktır. Temel fikir, mikrovolt değerini "maksimum uyarılma kapasitesinin yüzdesi" gibi fizyolojik bir öneme sahip tek bir kalibrasyon birimine ayarlamaktır. Diğer yöntemler, içsel ortalama değere veya belirli bir alt maksimal referans etkinliğin EMG düzeyine göre normalize edilebilir. Tüm normalizasyon yöntemlerinin temel etkisi, veri toplama koşullarının etkisinin ortadan kaldırılması ve verilerin mikrovolt cinsinden seçilen referans değerinin yüzdesine yeniden ölçeklenmesidir. Amplitüd normalizasyonu EMG eğrilerinin şeklini değiştirmemektedir, sadece Y-ekseni ölçeğini değiştirmektedir. (Konrad, 2005)

2.7.1. MİK normalizasyonu

Testlerden önce uygulanan Maksimum istemli kasılmalar MİK normalizasyonu olarak adlandırılır. (Konrad, 2005)

Tipik olarak, MİK kasılmaları statik dirence karşı gerçekleştirilir. Gerçekten maksimum bir innervasyon üretmek için, ilgili tüm segmentlerin çok iyi bir şekilde sabitlenmesi çok önemlidir. (Konrad, 2005)

Her kas için ayrı ayrı MİK testi yapılmak durumundadır. İlk olarak MİK'i etkili bir şekilde ölçebilecek bir egzersiz pozisyonu oluşturmak gerekir. (Patlayıcı kuvvet değil). Kaslar için genel olarak hareket açıklığı (ROM) dahilindeki eklem hareketi tam ortadayken en iyi sonucu verir. Kas zincirini tamamen çalıştıran ve hareketi doğru açıda oluşmasını sağlayan egzersizler EMG ölçümlerinin alınmasında birincil önem taşır. İmkân dahilindeyse sabitleme kayışı olan cihazlar kullanılmalıdır. Katılımcının kordinasyon seviyesine bağlı olarak, gövde kasları özelinde farklı egzersizi tiplerinin ve pozisyon değişikliklerinin kullanılmasıyla en yüksek MİK değerinin elde edilebileceği düşünülse de yine de ölçümler sonrasında tek tek kontrol edilmeli böylece en doğru MİK değerinin elde edildiğinden emin olunmalıdır. Alt ve üst ekstremitenin birlikte ölçülmeye çalışıldığı karma çalışmalarda katılımcılar için optimum düzeyde bir protokol belirlenmelidir. Organize edilen bu protokolün rastgele olması gerekmektedir. Böylece en iyi seviyede MİK ölçümleri alınabilir. (Merletti & Torino, 1999)

Katılımcılardan en iyi MİK tahminini elde etmek için ön hazırlık eğitimi gereklidir. Eğitilmedikleri durumda, MİK uygun eğitim sonrasında elde edilenden verilerden %20-

30 daha az olabilir ve yanlış sonuçlara veya verilerin yanlış yorumlanmasına yol açabilir. (Merletti & Torino, 1999)

Katılımcılar ısınmalarını gerçekleştirdikten sonra (germe, düşük şiddetli aerobik egzersizi 5 ile 10 dakika), katılımcılara yavaşça kuvveti arttırmalarını söyleyin, 3 ya da 5 saniye sonrasında maksimum kuvvet verisine ulaşın, maksimum kuvvette 3 saniye bekletin ve 3 saniye dinlendirin. En az bir kez aralarında 30 ile 60 saniye dinlenme olacak şekilde tekrarlayın. Bu seriyi her MİK ölçümü için kullanın. (Yorgunluktan kaçınmak için çalışmalar rastgele yapılmalıdır.)

Kuvvet/torkun MİK değerine göre normalize edilmesi genellikle MİK'in kuvvet/torkun %100'ü olarak alınması ve diğer kuvvet seviyelerinin uygun şekilde

%MVC olarak ifade edilmesiyle gerçekleştirilir. Benzer şekilde, %100 MİK'e ait EMG, %100 olarak belirtilir ve bunun kısmi değerleri kullanılır. Kuvvet/tork ve EMG normalizasyonu, izometrik kasılmalarında eklem açıları ve/veya kas uzunlukları gibi diğer ilgili bilgileri içermelidir. Aynı zamanda, izometrik olmayan kasılmalarında eklem açıları, kas uzunlukları, kısılma veya uzama hızı ve uygulanan yük gibi bilgileri içermelidir.

Özetle, verilerin normalize edilmesi işleminde aşağıdaki bilgiler sağlanmalıdır:

1- Katılımcıların MİK elde etmek için nasıl eğitildiği 2- Eklem açıları ve/veya kas uzunlukları

3-Eklem birleşimindeki koşullar ve açıları, örneğin dirsek fleksiyonu çalışmalarında, bilek ve omuz eklemlerinin durumu gibi

4- Kuvvetin yükselme hızı

5- Kasın kısılma ve uzama hızı

6- İzometrik olmayan kasılmalarda eklem açıları veya kas uzunluk aralıkları

7- İzometrik olmayan kasılmalarda uygulanan yük. (Merletti & di Torino)

Maksimum istemli kasılma sırasında, düzeltilmiş ve entegre edilmiş olarak ifade edilen genlikte bir düşüş meydana gelir. Bu düşüş, merkezi yorgunluğu gösterir. Motor ünite aktivasyon hızlarındaki azalma ile birlikte, yorgunluğun merkezi kontrolün bozulduğuna dair bazı bulgular vardır. (Bigland-Ritchie, Donovan, & Roussos, 1981)

3. MATERYAL VE METOD

3.1. Katılımcılar

Haftada en az 3 gün rekreatif anlamda egzersiz yapan 24 (12 kadın 12 erkek) katılımcı çalışmaya gönüllülük esasına dayanarak dahil edilmiştir.

Katılmaya gönüllü olan katılımcılara herhangi bir sakatlık ya da rahatsızlıklarının olmama kriterleri aranmıştır. Çalışmaya katılan katılımcılar çalışmadan kaynaklanabilecek muhtemel risk ve fayda konusunda bilgilendirilmiştir ve gönüllü katılımcı formu imzalatılmıştır. Çalışma Eskişehir Teknik Üniversitesi Hareket ve Motor Kontrol Laboratuvarında katılımcıların bir kez ziyaret etmesiyle gerçekleştirilmiştir. Araştırma başlatılmadan önce Eskişehir Teknik Üniversitesi Sosyal ve Beşerî Bilimler Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kuruluna başvuru yapılmıştır. Kurul 29/06/2022 tarihli toplantısında E-87914409-050.06.04-78809 kararla yapılacak olan tez çalışmasına ilişkin etik kurul onay belgesini vermiştir.

3.2. Veri Toplama Araçları

3.2.1. Boy uzunluğu ölçüm aracı

Katılımcıların boy uzunluk ölçümleri, $\pm 0,1$ mm hassasiyetli ve duvara sabitlenmiş bir stadiometre (Holtain Ltd, UK) kullanılarak alınmıştır. Stadiometrenin kalibrasyonu her ölçümden önce kontrol edilmiştir. (Görsel 3.1).



Görsel 3.1. Duvara sabitlenmiş stadiometre

3.2.2. Vücut ağırlığı ölçüm aracı

Bu çalışmaya gönüllü katılım sağlayan tüm katılımcıların vücut ağırlığı ölçümleri hassasiyeti $\pm 0,1$ kg olan elektronik laboratuvar baskülü (Seca, Vogel; Halke, Hamburg) yardımıyla ölçülmüştür. Ölçüm aracının kalibrasyonu her katılımcıdan önce kontrol edilmiştir. (Görsel 3.2).



Görsel 3.2. *Vücut ağırlığı ölçüm aracı*

3.3.3. Vücut kompozisyonu ölçüm cihazı

Diz ekstansiyon hareketinde emg ölçümü alınmadan önce katılımcılardan Eskişehir Teknik Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Kinantropometri Laboratuvarı'nda, Lunar Prodigy Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DEXA) (Lunar Radiation Corp., Madison, WI, USA) cihazı kullanılarak ölçüm alınmıştır. (Görsel 3.3).



Görsel 3.3. *Vücut kompozisyonu ölçüm cihazı ve örneği*

3.3.4 EMG ölçüm cihazı

Katılımcıların kas aktivitelerini ölçmek ve kaydetmek için Eskişehir Teknik Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Hareket ve Motor Kontrol Laboratuvarı'nda yer alan 16 kanallı kablosuz EMG sistemi (Ultium EMG, Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ, USA) kullanılmıştır. Bu sistemin sadece 1 kanalı kullanılarak katılımcıların kas aktivite değerlerini (2000 Hz örnekleme seviyesinde) ölçülmüştür. (Görsel 3.4).



Görsel 3.4. EMG ölçüm sistemi

3.3. Veri Toplama Süreci

Katılımcılara uygulanacak testler Eskişehir Teknik Üniversitesi laboratuvarlarının açık olduğu ve katılımcılara uyan saatler içerisinde gerçekleştirilmiştir. Katılımcılara uygulanacak olan ölçüm yöntemleri ve ölçüm nedenleri anlatılmış kullanılması gereken cihazlar ve katılımcılar hazır hale getirilmiştir. Katılımcıların aktif bacaklarına elektrot yerleştirildiği için yanlarında şort getirilmesi söylenilmiş unutulması durumunda araştırmacı sağlamıştır. Gönüllü katılımcılardan ölçüme gelmeden 24 saat önce yüksek şiddetli antrenman yapmamaları, yoğun kafeinli gıda ve içecekleri ya da alkol almamış olmaları gerektiği belirtilmiş ve uyulması istenilmiştir.

Katılımcıların ilk olarak Eskişehir Teknik Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Kinantropometri Laboratuvarında, duvara sabitlenmiş sadiometre (Holtain Ltd, UK) ile boy uzunlukları ardından vücut ağırlıkları (Seca&Vogel) ölçüm cihazıyla ölçülmüştür.

3.4. Vücut Kompozisyonu Ölçümü

Katılımcıların antropometrik özellikleri hakkında bilgi edinebilmek için Lunar Prodigy Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DEXA) cihazı (Lunar Radiation Corp., Madison, WI, USA) sayesinde katılımcıların; vücut kompozisyonları (yağsız kas yüzdeleri ve yağ oranları), kemik minarel yoğunlukları, antropometrik özellikleri, belirlenmiştir. Katılımcılara ölçüm protokolleri anlatılmış ve ölçümün sonuçlarından bahsedilmiştir.

3.5. EMG Elektrodunun Yerleştirilmesi

Katılımcıların dominant bacakları olması şartıyla Rektus Femoris (RF) kaslarındaki aktivite verileri (2000 Hz örnekleme seviyesinde) ölçümleri alınarak kaydedilmiştir. Referans noktası belirlemek için “Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive

Assessment of Muscles (SENIAM)” kılavuzunda belirtildiği gibi elektrotlar Anterior Spina İliaca superior'dan Patellanın üst kısmına olan çizgi üzerindeki orta noktaya (%50) yerleştirilmiştir. (Görsel 3.5)



Görsel 3.5. Elektrot yerleşimi

Belirlenen referans noktasına elektrot yerleştirilmeden önce bu nokta önce tüylerden sonrasında etil alkol yardımıyla cilt ölü derilerden arındırılmıştır. Ag/AgCl malzemeden yapılmış, kendinden yapışkanlı ve tek kullanımlık Noraxon 272S kodlu çift jel elektrotlar, bipolar (iki uçlu), 1,3 cm çapında ve dairesel yapıda olan elektrotlar kas liflerine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. Alınan emg ölçümlerinde eklemlerde hareket olduğunda yerleştirilen elektrotların sabitlenmesi gerekmektedir. Yapılan bu ölçümde izometrik diz ekstansiyonu testi yapılmış ve eklemden herhangi bir hareket meydana gelmediği için sabitleme işlemine gerek duyulmamıştır.

3.6. Maksimum İstemli Kasılma (MİK) Testleri

Katılımcıların maksimum istemli kasılma (MİK) seviyeleri İzokinetik dinamometre (IsoMed 2000, D&R, Ferstl, Hema, Germany) kullanılarak maksimal izometrik diz ekstansiyonu testi sırasında belirlenmiştir. Cihaz uygun vücut pozisyonuna göre ayarlandıktan sonra katılımcılar koltuğa yerleştirilmiş ve kemerler kullanılarak sabitlenmiştir. RF kası için MİK testleri diz ekstansiyonu esnasında 90° kalça, 90° diz açılarındaki ölçülmüştür. Katılımcılardan 6 saniye boyunca maksimum kuvvetiyle testi yapması istenilmiştir ve sonrasında 60 saniye dinlenme verilmiştir. Bu işlem 3 kez gerçekleştirilmiştir. Testlerdeki en uygun MİK'in %15'inde 4 dakika boyunca izometrik kasılmalar gerçekleştirilmiştir. Bu kasılmalar 3 kere tekrarlanmıştır. Tekrarlar arasında

10 dakika dinlenme arası verilmiştir. Katılımcıların izometrik kasılmaları sürdürebilmeleri için ayrı bir ekranda görsel dönüt sağlanmıştır. (Görsel 3.6).



Görsel 3.6. İzokinetik cihaz (İsoMed 2000)

3.7. Sinyal İşleme İşlemi

Tüm ölçümler sırasında RF kasının EMG verileri deri üzerine iliştirilen çift-kutuplu elektrotla toplanmış ve kablosuz olarak bilgisayara aktarılmıştır. EMG ve tork verileri eş zamanlı olarak kaydedilmiştir. Dört dakikalık ($\times 3$ tekrar) işlenmemiş EMG verisinin ortalama ve medyan frekansları 2 saniyelik pencereler için hesaplanmış ve her tekrarın ortalamaları alınmıştır. Bu işlem The myoRESEARCH yazılım platformunda gerçekleştirilmiştir.

3.8. Verilerin Analizi

SPSS 22 paket programı, verileri analiz etmek için kullanılmıştır. Verilerin normal dağılıma uygun olup olmadığını değerlendirmek için Kolmogorov-Smirnov testi ve veri varyans değerinin homojen dağılıp dağılmadığını belirlemek için Levene testi kullanılmış ve verilerin normal dağıldığı sonucuna ulaşıldığı için parametrik testler kullanılmıştır. Katılımcıların demografik özellikleri incelenmiş ve cinsiyetler arasındaki farklılıklar bağımsız örneklem t testiyle değerlendirilmiştir. EMG verilerinin cinsiyet ve evrelere göre analizinde ise ANOVA tekrarlı ölçümler analizi kullanılmıştır. İkili karşılaştırmalar Bonferroni düzeltmesiyle yapılmıştır. Anlamlılık seviyesi $p < 0,05$ seviyesinde kabul edilmiştir. Cohen d etki büyüklüğü değerleri 0.2'den küçük olduğunda etki büyüklüğü zayıf olarak kabul edilirken 0.5 olduğunda orta düzeyde ve 0.8'den büyük olduğunda ise kuvvetli olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Katılımcılardan ayrı ayrı elde edilmiş olan DEXA ve EMG ölçümleri ayrı ayrı değerlendirilmiştir ve bölümler halinde sunulmuştur.

Tablo 4.1. Katılımcıların DEXA ölçüm sonuçları ve demografik özellikleri

		Kişi Sayısı	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maximum	p
Yaş (Yıl)	ERKEK	12	21.600	1.608	19.000	25.100	0.022
	KADIN	12	25.043	4.543	18.110	30.300	
Boy Uzunluğu (cm)	ERKEK	12	1.786	0.068	1.690	1.910	<.001
	KADIN	12	1.622	0.082	1.520	1.750	
V. Ağırlığı (kg)	ERKEK	12	76.708	8.572	54.000	89.000	<.001
	KADIN	12	57.833	10.659	46.000	80.000	
Yağsız doku %	ERKEK	12	76.448	2.927	72.700	80.600	<.001
	KADIN	12	68.187	6.934	55.500	79.500	
Yağ doku %	ERKEK	12	20.311	3.240	15.500	24.600	<.001
	KADIN	12	28.757	6.940	17.000	39.500	
Kemik Yoğ. Gr/cm ²	ERKEK	12	1.323.675	112.222	1.192.000	1.564.000	<.001
	KADIN	12	1.129.250	131.354	978.000	1.393.000	

4.1. EMG Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Rektus Femoris kasında izometrik kasılma sırasında alınan tekrarlı (4 dk x 3) EMG verisinin 2 saniyelik pencereler için hesaplanmış ve her tekrarın ortalamasının alınmış medyan frekansının grafik örneği.

Tablo 4.2. EMG Post Hoc Testi tekrarlar arası medyan frekanslarının cinsiyete göre karşılaştırılması

		Ortalama Fark	SE	t	Cohen's d	pbonf
Erkek, Medyan Frekans 1	Kadin, Medyan Frekans 1	7070	4903	1442	0.589	1000
	Erkek, Medyan Frekans 2	-1.399	1603	-0.873	-0.116	1000
	Erkek, Medyan Frekans 3	0.774	1603	0.483	0.064	1000
Kadin, Medyan Frekans1	Kadin, Medyan Frekans 2	2661	1603	1660	0.222	1000
	Kadin, Medyan Frekans 3	3124	1603	1949	0.260	0.865
Erkek, Medyan Frekans2	Kadin, Medyan Frekans 2	11130	4903	2270	0.927	0.479
	Erkek, Medyan Frekans 3	2173	1603	1356	0.181	1000
Kadin, Medyan Frekans2	Erkek, Medyan Frekans 3	-8.957	4903	-1.827	-0.746	1000
	Kadin, Medyan Frekans 3	0.463	1603	0.289	0.039	1000
Erkek, Medyan Frekans3	Kadin, Medyan Frekans 3	9420	4903	1921	0.784	0.990

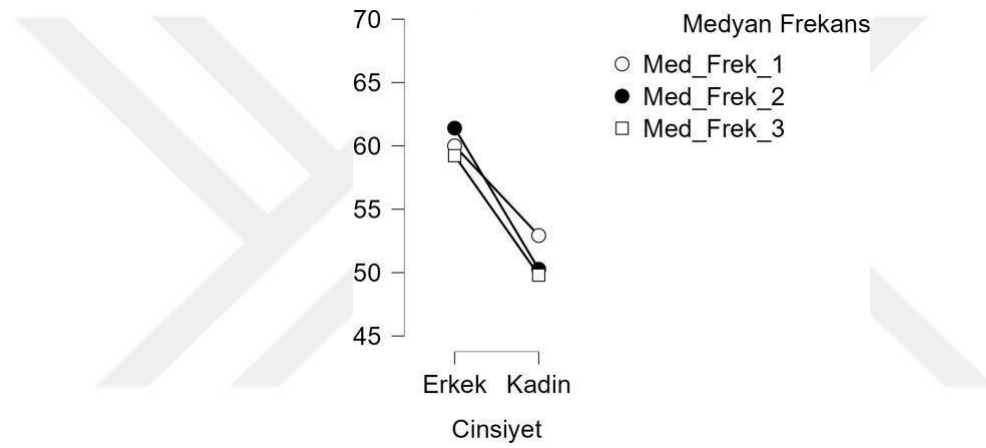
(p>0.05)

Katılımcıların medyan frekans ve cinsiyetleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuca ulaşılmamıştır.

Tablo 4.3. EMG medyan frekans değerleri cinsiyete göre ortalama verileri

Medyan Frekans	Cinsiyet	Kişi Sayısı	Ortalama	S. Sapma	S. Hata	Varyasyon Katsayısı
Medyan Frekans 1	Erkek	12	60001	13105	3783	0.218
	Kadin	12	52931	10683	3084	0.202
Medyan Frekans 2	Erkek	12	61400	10931	3156	0.178
	Kadin	12	50270	11906	3437	0.237
Medyan Frekans 3	Erkek	12	59227	10186	2940	0.172
	Kadin	12	49807	14652	4230	0.294

($p>0.05$)



Şekil 4.1. EMG medyan frekans değerleri cinsiyet grafiği

Tablo 4.4. EMG Post Hoc testi cinsiyetlere göre tekrarlar arası ortalama frekans değerleri

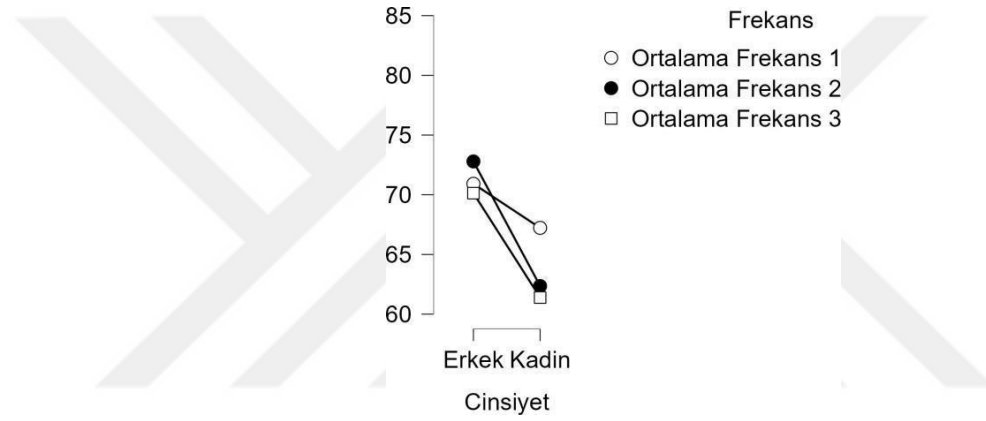
		Ortalama Fark	SE	t	Cohen's d	pbonf
Erkek, Ortalama Frekans 1	Kadin, Ortalama Frekans 1	3.691	5.772	0.639	0.261	1.000
	Erkek, Ortalama Frekans 2	-1.872	1.808	-1.036	-0.132	1.000
	Erkek, Ortalama Frekans 3	0.786	1.808	0.435	0.056	1.000
Kadin, Ortalama Frekans 1	Erkek, Ortalama Frekans 2	-5.563	5.772	-0.964	-0.393	1.000
	Kadin, Ortalama Frekans 2	4.868	1.808	2.693	0.344	0.150
	Kadin, Ortalama Frekans 3	5.834	1.808	3.227	0.413	0.035
Erkek, Ortalama Frekans 2	Kadin, Ortalama Frekans 2	10.432	5.772	1.807	0.738	1.000
	Erkek, Ortalama Frekans 3	2.658	1.808	1.471	0.188	1.000
Kadin, Ortalama Frekans 2	Kadin, Ortalama Frekans 3	0.966	1.808	0.534	0.068	1.000
Erkek, Ortalama Frekans 3	Kadin, Ortalama Frekans 3	8.739	5.772	1.514	0.618	1.000

Katılımcıların tekrarlar arası ortalama frekans değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuca ulaşılmamıştır.

Tablo 4.5. EMG ortalama frekans değerleri cinsiyete göre ortalama verileri

Frekans	Cinsiyet	Kişi Sayısı	Ortalama	S.Sapma	S.Hata	Varyasyon Katsayısı
Ortalama Frekans 1	Erkek	12	70918	14105	4072	0.199
	Kadin	12	67227	14002	4042	0.208
Ortalama Frekans 2	Erkek	12	72791	12444	3592	0.171
	Kadin	12	62359	14848	4286	0.238
Ortalama Frekans 3	Erkek	12	70133	11402	3291	0.163
	Kadin	12	61393	17296	4993	0.282

($p>0.05$)



Şekil 4.2. Ortalama frekans değerleri cinsiyetler grafiği

Tablo 4.6. EMG Post Hoc testi cinsiyetlere göre medyan frekans farkı değerleri

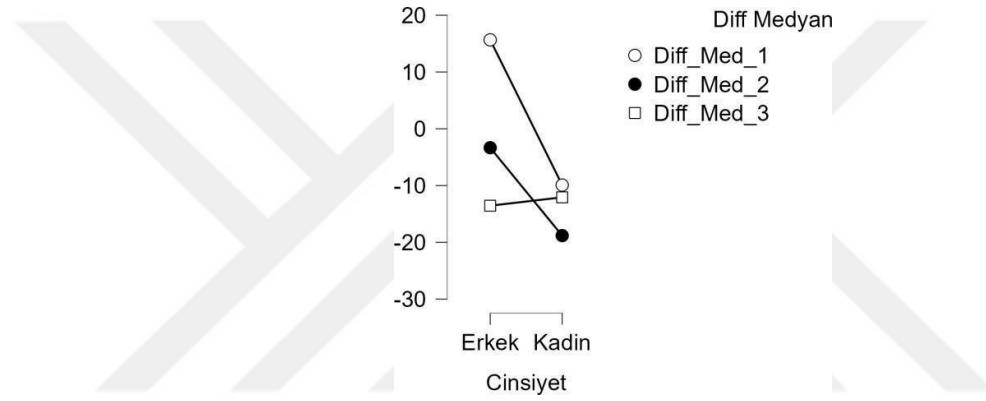
		Ortalama Fark	SE	t	Cohen's d	pbonf
Erkek, Diff Medyan 1	Kadin, Diff. Medyan 1	25.573	13.131	1.947	0.795	0.845
	Erkek, Diff. Medyan 2	18.995	11.275	1.685	0.591	1.000
	Kadin, Diff Medyan 2	34.476	13.131	2.625	1.072	0.166
	Erkek, Diff Medyan 3	29.208	11.275	2.591	0.908	0.194
	Kadin, Diff Medyan 3	27.732	13.131	2.112	0.862	0.585
Kadin, Diff Medyan 1	Erkek, Diff Medyan 2	-6.578	13.131	-0.501	-0.204	1.000
	Kadin, Diff Medyan 2	8.903	11.275	0.790	0.277	1.000
	Erkek, Diff Medyan 3	3.636	13.131	0.277	0.113	1.000
	Kadin, Diff Medyan 3	2.159	11.275	0.192	0.067	1.000
Erkek, Diff Medyan 2	Kadin, Diff Medyan 2	15.481	13.131	1.179	0.481	1.000
	Erkek, Diff Medyan 3	10.213	11.275	0.906	0.318	1.000
	Kadin, Diff Medyan 3	8.737	13.131	0.665	0.272	1.000
Kadin, Diff Medyan 2	Erkek, Diff Medyan 3	-5.268	13.131	-0.401	-0.164	1.000
	Kadin, Diff Medyan 3	-6.744	11.275	-0.598	-0.210	1.000
Erkek, Diff Medyan 3	Kadin, Diff Medyan 3	-1.477	13.131	-0.112	-0.046	1.000

*($p>0.05$)

Katılımcıların medyan frekans farkı değerlerinin cinsiyetlere göre karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuca ulaşamamıştır.

Tablo 4.7. EMG medyan frekans farkı değerleri cinsiyete göre ortalama verileri

Diff. Medyan Frekans	Cinsiyet	Kişi Sayısı	Ortalama	S.Sapma	S.Hata	Varyasyon Katsayısı
Diff. Medyan 1	Erkek	12	15659	36428	10516	2326
	Kadin	12	-9.913	18075	5218	-1.823
Diff. Medyan 2	Erkek	12	-3.336	34888	10071	-10.459
	Kadin	12	-18.817	13010	3756	-0.691
Diff. Medyan 3	Erkek	12	-13.549	21152	6106	-1.561
	Kadin	12	-12.072	52153	15055	-4.320



Şekil 4.3. Medyan frekans farkı cinsiyetler grafiği

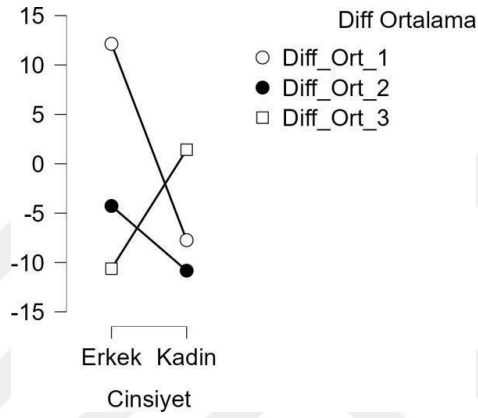
Tablo 4.8. EMG Post Hoc testi cinsiyetlere göre ortalama frekans farkı değerleri

		Ortalama fark	SE	t	Cohen's d	pbonf
Erkek, Diff Ortalama 1	Kadin, Diff Ortalama 1	19.870	14.046	1.415	0.578	1.000
	Erkek, Diff Ortalama 2	16.408	11.421	1.437	0.477	1.000
	Erkek, Diff Ortalama 3	22.754	11.421	1.992	0.661	0.788
Kadin, Diff. Ortalama 1	Kadin, Diff Ortalama 2	3.090	11.421	0.271	0.090	1.000
	Kadin, Diff Ortalama 3	-9.153	11.421	-0.801	-0.266	1.000
Erkek, Diff Ortalama 2	Kadin, Diff Ortalama 2	6.552	14.046	0.466	0.190	1.000
	Erkek, Diff Ortalama 3	6.346	11.421	0.556	0.184	1.000
Kadin, Diff. Ortalama 2	Erkek, Diff Ortalama 3	-0.206	14.046	-0.015	-0.006	1.000
	Kadin, Diff Ortalama 3	-12.243	11.421	-1.072	-0.356	1.000
Erkek, Diff Ortalama 3	Kadin, Diff Ortalama 3	-12.037	14.046	-0.857	-0.350	1.000

(p>0.05)

Tablo 4.9. EMG ortalama frekans farkı değerleri cinsiyete göre ortalama verileri

Diff. Ortalama Frekans	Cinsiyet	Kişi Sayısı	Ortalama	S.Sapma	S.Hata	Varyasyon Katsayısı
Diff. Ortalama 1	Erkek	12	12134	33494	9669	2760
	Kadin	12	-7.736	14157	4087	-1.830
Diff. Ortalama 2	Erkek	12	-4.274	44981	12985	-10.524
	Kadin	12	-10.826	24545	7086	-2.267
Diff. Ortalama 3	Erkek	12	-10.620	29133	8410	-2.743
	Kadin	12	1417	48014	13860	33878



Şekil 4.4. Ortalama frekans farkı cinsiyetler grafiği

5. TARTIŞMA

Daha önce yapılan çalışmalar, medyan frekansın azalmasının periferik kas yorgunluğunun bir göstergesi olduğunu göstermiştir (Kadefors, Kaiser, & Petersen, 1968) (Lindström, Kadefors, & Petersen, 1977) (Merletti, Sabbahi, De Luca, & CJ, 1984). Ardından yapılan çalışmalar, medyan frekansın azalış eğimini yorgunluk hızının bir ölçüsü olarak keşfetmişlerdir. 2020 yılında Sarker ve ark. Yaptığı araştırmaya kadar bundan önceki araştırmalarda genellikle arada dinlenme olmadan tek tekrar üzerine odaklanılmıştır.

Sarker ve Mirka (2020) yaptıkları çalışmada yorgunluk protokolüne dinlenme periyotlarının dahil edilmesi ve bu dinlenmelerin yorgunluğu işaret eden EMG verilerinin medyan frekanslarındaki eğimleri üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesidir. Dinleme araları ergonomi açısından yorgunluk tepkisinin önemli bir yönüdür. Medyan frekans analizi kasılma senaryolarında yorgunluğun gelişiminin değerlendirilmesinde kullanılırken, yorgunluk meydana gelecek bir kasılmayla medyan frekans değişikliği ve tekrarlar arası dinlenmelerin ilişkisini anlamak için kritik bir öneme sahiptir. Sarker ve Mirka (2020) çalışmalarında tekrarlar arasında verilen dinlenme molalarının medyan frekans başlangıç değerine döndürülmek üzere ayarlanmıştır. Bu durumun oldukça önemli olduğunu (Rashedi & Nussbaum, 2017), bir kasın yorgunluk azaltma hızının ve iyileşmesinin medyan frekansının başlangıç durumuna dönmesiyle olduğunu göstermişlerdir. Bu yüzden tekrarlar arasındaki dinlenmelerden sonra medyan frekansındaki eğimlerin değişimi (başlangıç medyan frekansı) oldukça önemlidir. Sarker ve ark., ölçüm protokolü 12 kadın 12 erkek katılımcıya biceps brachii kasında 4 dakika boyunca izometrik kas kasılması gerçekleştirildikten sonra 15 dakika dinlenme verilmiş ve bu ölçüm 3 set boyunca devam etmiştir. Elde edilen tekrarlar arasında anlamlı farklılığa ulaşamamış ve bu durumu iki şekilde yorumlamışlardır; tekrarlar arası dinlenme süresinin sadece tüm EMG ölçümlerini başlangıç değerlerine döndürmek için yeterli olmakla kalmadığını, aynı zamanda tüm ilgili kas fizyolojik parametrelerin (örn. kas pH) tam iyileşmesini sağlayacak kadar yeterli olduğunu gösterebilir. Bu durumda, sonraki tekrarlardaki yanıtları etkileyebilecek herhangi bir artık yorgunluğun bulunmadığı anlamına gelir. İkinci yorum ise, seçilen EMG ölçümlerinin bu artık yorgunluğu yeterince yakalayamadığı olabilir. Şeklinde yorumlamışlardır. Verilen 15 dakikalık dinlenme süresinin biceps brachii kası için yeterli olduğu sonucuna varılmıştır. Bu konuda gereken (ve yeterli) toparlanma süresini araştıran birçok çalışma yapılmıştır

ve bu sürenin hem kas hem de kasılma yoğunluğu düzeyine göre değiştiği gösterilmiştir. (örn: Iguchi ve ark., 2008; Kroon ve ark., 1991)

6. SONUÇ

Bu çalışmanın amacı Sarker ve ark. Önerisine uyularak kas, tekrar ve dinlenme süreleri değiştirilerek yorgunluk meydana getirecek tekrarların birikmiş etkilerini keşfetmektir. 12 kadın 12 erkek katılımcıya MİK'in %15 ile 4 dakika boyunca izometrik kasılmalar 3 kere tekrarlanılmıştır. EMG sinyalinin medyan frekansı 2 sn. pencere aralıklarında Hz olarak hesaplandı. Daha sonra bu 2 sn. pencerelerin ortalaması alındı. EMG verilerinin istatistiğine bakıldığında tekrarlar arasında ve cinsiyetler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığa ulaşılmamıştır. Katılımcıların tekrarları arasında verilen 10 dakikalık dinlenme süreleri EMG ölçüm verilerinde incelenen medyan frekansının başlangıç frekansına dönmesiyle 4 dakika boyunca izometrik olarak kasılan Rektus Femoris kası için 10 dakikalık dinlenme süresinin yeterli olduğu sonucuna varılmıştır.

Bu çalışmada katılımcılar 2. Ve 3. Tekrarlarda ilk tekrara göre daha çabuk yorgunluk hissetmeye başladıklarını sözel olarak ifade etmişlerdir. Fakat belirlenen dinlenme süresi tekrarlar arasındaki dinlenme süresinin alınan EMG verilerinde medyan frekansının başa dönmesiyle yeterli olduğu kanısına varılırken sarker ve ark., da dediği gibi seçilen EMG ölçümlerinin bu artık yorgunluğu yeterince yakalayamadığı yönünde olabilir.

Öneriler

1- Farklı kas gruplarında denenebilir.

2- Farklı dinlenme aralıklarında denenebilir.

3- Bu çalışma kapsamında hem diz ekstansörlerine hem diz fleksörlerinden ölçüm alınıp verilen dinlenme aralığının her iki kas grubu için yeterli olup olmadığına bakılabilir.

KAYNAKÇA

- Bigland-Ritchie, B., Donovan, E., & Roussos, C. (1981). Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *Journal of Applied Physiology*.
- Brody, L. R., Pollock, M. T., Roy, S. H., De luca, C. J., & Celli, B. (1991). Ph-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. *Journal of Applied Physiology*, 1878-1885.
- Cerrah, A. O. (2009). Futbolda Farklı Vuruş Tekniklerinde Kassal Aktivasyonların ve Top Hızı-İzokinetik Kuvvet İlişkisinin Değerlendirilmesi.
- CJ, D. L. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 251-279.
- Dimitrova, N. A., & Dimitrov, G. V. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 772- 776.
- Ertan, H., & Şimşek, D. (2011). Postural Kontrol ve Spor: Kassal Yorgunluk ve Postural Kontrol İlişkisi. *Sportmetre*, 119-122.
- Ertan, H., Cerrah, A. O., & Soylu, A. R. (2010). Spor Bilimlerinde Elektromiyografi Kullanımı. *Sportmetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 44-48.
- Gaitanos, G., Williams, C., Boobis, L., & Brooks, S. (1993). Human muscle metabolism during intermittent maximal exercise. *Journal of Applied Physiology*, 712-719.
- Gerleman, D., & Cook, T. (1992). Instrumentation, In: Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting.
- Haff, G. G., & Triplett, N. (1994). *Essentials of Strength Training and Conditioning*.
- Haff, G. G., & Triplett, N. (2016). *Essentials of Strength Training and Conditioning*.
- Hof, A., Elzinga, H., Grimmius, W., & Halbertsma, J. (2005). Detection of non-standard EMG profiles in walking. *Gait & Posture*, 171-177.
- JJ, W., Costill, D., Fink, W., Hickey, M., McConell, G., & Tanaka, H. (1993). Carbohydrate feedings and exercise performance: Effect of initial muscle glycogen concentration. *Journal of Applied Physiology*, 2998-3005.
- Kadefors, R., Kaiser, E., & Petersen, I. (1968). Dynamic spectrum analysis of myopotentials with special reference to muscle fatigue. *Electromyographi*, 39-74.
- Kılıç, A. (2017). Uyluk Bölgesinde Korse ve Bandaj Kullanımının İzokinetik Bacak Kuvvetine Etkisi.

- KIM, Y.-h., KIM, S.-j., SHIM, H.-m., & LEE, S.-m. (2013). A Method for Gait Rehabilitation Training using. *International Conference on ICT Convergence*, 52-55.
- Konrad, P. (2005). the abc of emg. *research gate*, 4-26.
- Lindström, L., Kadefors, R., & Petersen, I. (1977). An electromyographic index for localized muscle fatigue. *Journal Applied Physiology*, 750-754.
- Merletti, R., Sabbahi, M., De Luca, & CJ. (1984). Median frequency of the myoelectric signal- Effects of muscle ischemia and cooling. *Journal Appliedn physiology*, 258-265.
- Merletti, R., & Torino, P. (1999). Standards for Reporting EMG Data. *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*.
- Merletti, R., & Parker, P. (2004). *Elektromyography*. hoboken, 3-4.
- Merletti, R., & Parker, P. J. (2004). *Electromyography: physiology, engineering, and non- invasive applications*.
- Rashedi, E., & Nussbaum, M. (2017). Quantifying the history dependency of muscle recovery from a fatiguing intermitten task. *Journal of Biomechanic*, 26-32.
- Sarker, P., & Mirka, G. A. (2020). The effects of repetitive bouts of a fatiguing exertion (with breaks) on the slope of EMG measures of localized muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2-6.
- Serbest, K., & Eldoğan, O. (2014). İskelet Kaslarının Yapısı ve Biyomekaniği. *dergipark*, 41-51.
- Soylu, A. R., & Arpınar, P. A. (2010). Detection of surface electromyography recording time interval without muscle fatigue effect for biceps brachii muscle during maximum voluntary contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 773-776.
- Şimşek, D., Kırkaya, İ., Onarıcı Güngör, E., & Soylu, A. R. (2016). Relationships Among Vertical Jumping Performance, EMG Activation, and Knee Extensor and Flexor Muscle Strength in Turkish Elite Male Volleyball Players. *Turkiye Klinikleri Journal of Sports Sciences*.
- Zhou, P., & Rymer, W. Z. (2004). Can Standard Surface Emg Processing Parameters Be Used To Estimate Motor Unit Global Firing Rate? *Journal Of Neural Engineering*, 100-105.

ÖZGEÇMİŞ

ORCID NO: 0009-0009-1805-0034

Ad Soyad : Merve GÜÇLÜER

Yabancı Dil : İngilizce

Eğitim ve Mesleki Geçmişi:

- 2019, Anadolu Üniversitesi, /Spor Bilimleri Fakültesi, Beden Eğitimi ve Spor Öğretmenliği





T.C.
ESKİŞEHİR TEKNİK ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürlüğü

Sayı :E-60850919-300-79583
Konu :Etik Kurul Karar Belgesi

07.07.2022

DAĞITIM YERLERİNE

Danışmanı olduğunuz yüksek lisans öğrenciniz Merve GÜL'ün Rektörlük Makamından gelen Etik Kurul kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof. Dr. Murat TANIŞLI
Müdür

Dağıtım:
Sayın Prof. Dr. Hayri ERTAN
Sayın Merve GÜL

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu :BS4L3TA1L5

Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/eskisehir-teknik-universitesi-ebys>

Adres:Eskişehir Teknik Üniversitesi İki Eylül Kampüsü 26555 Tepebaşı / ESKİŞEHİR
Telefon:+90 222 321 35 50/1755 Faks:+90 222 321 35 50 /
e-Posta:lee@eskisehir.edu.tr Web:www.lee.eskisehir.edu.tr/
Kep Adresi:eskisehirteknikuniversitesi@hs01.kep.tr

Bilgi için: Merve KARABULUT
Unvanı: Büro Personeli

Tel No: 1755





T.C.
ESKİŞEHİR TEKNİK ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Hukuk Müşavirliği

Sayı : E-87914409-050.06.04-78809
Konu : 29/06/2022 tarihli 12/5 sayılı Etik Kurul
Kararı

04.07.2022

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

İlgi yazınıza istinaden Rektörlüğümüze gönderilen Prof. Dr. Hayri ERTAN'ın danışmanlığında Merve GÜL'ün yürütücülüğünü yaptığı "Rectus Femoris Kasında Uzun Süreli Maksimal İzometrik İstemli Kasılmalar Sırasında Yorgunluk ve Toparlanmanın İncelenmesi" başlıklı yüksek lisans tezine ilişkin başvurusu Sosyal ve Beşeri Bilimler Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu tarafından incelenmiş olup etik açıdan uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi ve uygulama dosyasının hazırlanmasında, ilgili kurumun bulunması halinde Etik Kurulu Yönergesinin dikkate alınması hususunda gereğini rica ederim.

Prof. Dr. Gürsoy ARSLAN
Sosyal ve Beşerî Bilimler Bilimsel
Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Başkanı

Ek:Etik kurul Kararı

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu :BSCL3MKTB5

Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/eskisehir-teknik-universitesi-ebys>

Adres:İki Eylül Kampüsü Tepebaşı/Eskişehir
Telefon:+90 222 321 35 50/7453 Faks:+90 222 335 36 16
e-Posta:gensek@eskisehir.edu.tr Web:gensek@eskisehir.edu.tr
Kep Adresi:eskisehirteknikuniversitesi@hs01.kep.tr

Bilgi için: Şule TÜRKMEN
Unvanı: Büro Personeli



	Eskişehir Teknik Üniversitesi Sosyal ve Beşerî Bilimler Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu	Karar Tarihi	29/06/2022
		Karar No	12
		Sayı	5

Gündem

Prof. Dr. Hayri ERTAN'ın danışmanlığında Merve GÜL tarafından yazılan "Rectus Femoris Kasında Uzun Süreli Maksimal İzometrik İstemli Kasılmalar Sırasında Yorgunluk ve Toparlanmanın İncelenmesi" başlıklı Yüksek Lisans Tezine ilişkin etik kurul başvurusunun görüşülmesi.

Karar

Prof. Dr. Hayri ERTAN'ın danışmanlığında Merve GÜL tarafından yazılan "Rectus Femoris Kasında Uzun Süreli Maksimal İzometrik İstemli Kasılmalar Sırasında Yorgunluk ve Toparlanmanın İncelenmesi" başlıklı Yüksek Lisans Tezine ilişkin etik kurul başvurusu Sosyal ve Beşerî Bilimler Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu tarafından incelenmiş olup etik açıdan uygun bulunmuştur.

İmza

Prof.Dr. Gürsoy ARSLAN
Kurul Başkanı

İmza

Prof.Dr. Metin ARGAN
Üye

İmza

Prof.Dr. Ertuğrul ALGAN
Üye

İmza

Prof.Dr. Berna YAZICI
Üye

İmza

Prof.Dr. Hayri ERTAN
Üye

İmza

Prof.Dr. Berna ÜSTÜN
Üye

İmza

Prof. Dr. Hicran Hanım HALAÇ
Üye

ARAŞTIRMA GÖNÜLLÜ KATILIM FORMU

Bu çalışma, “*Rectus Femoris Kasında Uzun Süreli Maksimal İzometrik İstemli Kasılmalar Sırasında Yorgunluk ve Toparlanmanın İncelenmesi*” başlıklı bir araştırma olup Rectus Femoris kasında süresi uzun olacak şekilde gerçekleştirilen maksimal düzeydeki izometrik istemli kasılmalar esnasında meydana gelen yorgunluğun ve toparlanma süresinin fiziksel ve fizyolojik ölçümler kullanılarak araştırılması amaçlanmaktadır. Çalışma,....Merve...GÜL....tarafından yürütülmekte ve sonuçları Kas yorgunluğu ve fiziksel aktiviteler hakkında detaylı analizleri ortaya konmaya çalışılacaktır.

- Bu çalışmaya katılımınız gönüllülük esasına dayanmaktadır.
- Çalışmanın amacı doğrultusunda, kassal aktivasyon örüntüleri, kuvvet ölçümleri ve vücut kompozisyonu ölçümleri gibi parametrelere yönelik sizden veriler toplanacaktır.
- İsminizi yazmak ya da kimliğinizi açığa çıkaracak bir bilgi vermek zorunda değilsiniz/araştırmada katılımcıların isimleri gizli tutulacaktır.
- Araştırma kapsamında toplanan veriler, sadece bilimsel amaçlar doğrultusunda kullanılacak, araştırmanın amacı dışında ya da bir başka araştırmada kullanılmayacak ve gerekmesi halinde, sizin (yazılı) izniniz olmadan başkalarıyla paylaşılmayacaktır.
- İstemeniz halinde sizden toplanan verileri inceleme hakkınız bulunmaktadır.
- Sizden toplanan veriler şifreli bir bilgisayarda saklama yöntemi ile korunacak ve araştırma bitiminde arşivlenecek veya imha edilecektir.
- Veri toplama sürecinde/süreçlerinde size rahatsızlık verebilecek herhangi bir soru/talep olmayacaktır. Yine de katılımınız sırasında herhangi bir sebepten rahatsızlık hissederseniz çalışmadan istediğiniz zamanda ayrılabilirsiniz. Çalışmadan ayrılmanız durumunda sizden toplanan veriler çalışmadan çıkarılacak ve imha edilecektir.

Gönüllü katılım formunu okumak ve değerlendirmek üzere ayırdığınız zaman için teşekkür ederim. Çalışma hakkındaki sorularınızı Eskişehir Teknik Üniversitesi Antrenörlük eğitimi bölümünden Anabilim dalı başkanı Prof. Dr. Hayri ERTAN ve Yüksek Lisans öğrencisi Merve GÜL’ e (mail/tel) yöneltebilirsiniz.

Araştırmacı Adı: Merve GÜL
Adres

Cep Tel :

Bu çalışmaya tamamen kendi rızamla, istediğim takdirde çalışmadan ayrılabileceğimi bilerek verdiğim bilgilerin bilimsel amaçlarla kullanılmasını kabul ediyorum.

(Lütfen bu formu doldurup imzaladıktan sonra veri toplayan kişiye veriniz.)

Katılımcı Ad ve Soyadı:

İmza:

Tarih:



15. ULUSAL SPOR BİLİMLERİ ÖĞRENCİ KONGRESİ

8-10 MAYIS 2023
ANKARA

Sayın **Merve GÜÇLÜER**, Hayri ERTAN, Aybars AKYÜREK, Kaan Nazım NAZİK, Abdulkerim DARENDELİ
ESKİŞEHİR TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

08 Mayıs – 10 Mayıs 2023 tarihleri arasında Gazi Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi bünyesinde Ankara’da gerçekleştirilecek olan **15. Ulusal Spor Bilimleri Öğrenci Kongresi**’ne göstermiş olduğunuz ilgi için teşekkür ederiz.

Kongremize göndermiş olduğunuz "**Rectus Femoris Kasında Uzun Süreli Maksimal-altı İzometrik İstemli Kasılmalar Sırasında Yorgunluk ve Toparlanmanın İncelenmesi**" başlıklı bildiri özetiniz kongre ilgili kurulları tarafından elektronik ortamda değerlendirilerek **Sözlü Sunum** olarak kabul edilmiştir.

Sözlü sunum oturum detaylarınız kongreye web sayfasından ilan edilecektir. Sözel sunumların süresi **15 dakikayı** geçmemelidir. Oturum başkanının davet ve tanıtımı ve sunumun başlaması için geçen süre de göz önüne alınarak zamanı en iyi şekilde değerlendirebilmeniz için lütfen sunumunuzu belirtilen süre içerisinde tamamlayacak şekilde planlayınız.

Bildirinizin bilimsel programda yer alması ve bildiri özetinin kongre dijital kitabında yayınlanabilmesi için **kabul tarihinizden sonraki 3 gün içerisinde** kongre kaydınızı yaptırmış olmanız gerekmektedir. Kayıt yaptırmayan bildiri sahiplerinin bildirileri bu tarihten sonra kongre dijital kitabı dizgisinden çıkartılacaktır.

Kongreye ilginiz için teşekkür eder, başarılarınızın devamını dileriz.

Prof. Dr. Latif Aydos
Gazi Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Dekanı ve 15.
Ulusal Spor Bilimleri Öğrenci Kongresi Başkanı



sbk2023@gazi.edu.tr



sbk2023.gazi.edu.tr



@gazisorbilimfk