

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BİCEPS BRACHII VE TRİCEPS BRACHII
KASLARINDAN FARKLI AÇILARDA ALINAN
MAKSİMUM İSTEMLİ İZOMETRİK KASILMA
VERİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Nazlı DÜRÜMLÜ

Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN

Doç. Dr. Sevim ACARÖZ

ORDU-2022

ONAY

Ordu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü öğrencisi Nazlı Dürümlü tarafından hazırlanan ve Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN danışmanlığında yürütülen “Biceps Brachii ve Triceps Brachii Kaslarından Farklı Açılarda Alınan Maksimum İstemli İzometrik Kasılma Verilerinin Karşılaştırılması.” adlı bu tez, jürimiz tarafından. /../Tarihinde oybirliği/oyçokluğu ile Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı: Dr.Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN

II. Danışman: Doç. Dr. Sevim ACARÖZ

Başkan:

Jüri Üyesi:

Jüri Üyesi:

ONAY

... / ... / 20... tarihinde enstitüye teslim edilen bu tezin kabulü, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun/...../20... tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

.../.../20..

İmza

Enstitü Müdürü

Dr. Öğr. Üyesi Hanife DURGUN

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Nazlı DÜRÜMLÜ

TEŞEKKÜR

Tez çalıőmamın tüm aőamalarında her türlü bilimsel desteği sağlayan, bilgi ve tecrübeleri ile beni yönlendiren ve yol gösteren çok değerli tez danıőmanım Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN' e, araştırma verilerini toplama sürecinde desteğini esirgemeyen değerli danıőmanım Doç. Dr. Sevim ACARÖZ' e, araştırmaya gönüllü olarak katılan bu çalışmanın ortaya çıkmasını sağlayan Ordu niversitesi ğrencilerine teşekkür ederim.

Ayrıca her zaman bana destek olan sevgili aileme sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

ÖZET

BİCEPS BRACHİİ VE TRİCEPS BRACHİİ KASLARINDAN FARKLI AÇILARDA ALINAN MAKSİMUM İSTEMLİ İZOMETRİK KASILMA VERİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Amaç: Bu çalışmanın amacı bicepsbrachii ve tricepsbrachii kaslarının farklı açılarda elde edilen MVIC değerlerinin karşılaştırılarak optimal verimin alındığı açının tespitidir.

Gereç ve Yöntem: Yaşları 18-24 arasında değişen toplam sağlıklı 30 (15 kadın) ve (15 erkek) olmak üzere toplam 30 gönüllü çalışmaya katılmıştır.

Bulgular: Bicepsbrachii kasından 70°, 90° ve 110° derecede elde edilen EMG değerleri ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). Tricepsbrachii kasından 70°, 90° ve 110° derecede elde edilen EMG değerleri ortalamalarında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,01$). Bicepsbrachii kasından 70° ve 90° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 70°lik açıda elde edilen MVIC değerlerini ortalamalarının 90°lik açıda elde edilen MVIC değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,01$). Bicepsbrachii kasından 70° ve 110° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 70°lik açıda elde edilen MVIC değerlerini ortalamalarının 110°lik açıda elde edilen MVIC değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,01$). Bicepsbrachii kasından 90° ve 110° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmemiştir ($p>0,05$). Triceps brachii kasından 70° ve 90° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 70°lik açıda elde edilen MVIC değerlerini ortalamalarının 90°lik açıda elde edilen MVIC değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Tricepsbrachii kasından 70° ve 110° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 70°lik açıda elde edilen MVIC değerlerini ortalamalarının 110°lik açıda elde edilen MVIC değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu

görülmüştür ($p<0,01$).Tricepsbrachii kasından 90° ve 110° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 90° lik açıda elde edilen MVIC değerlerini ortalamalarının 110° lik açıda elde edilen MVIC değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,01$).

Anahtar Kelimeler: Bicepsbrachii, Tricepsbrachii, Yüzeysel Elektromiyografi, MVIC

ABSTRACT

COMPARISON OF MAXIMUM VOLUNTARY ISOMETRIC CONTRACTION DATA FROM BICEPS BRACHII AND TRICEPS BRACHII MUSCLES AT DIFFERENT ANGLES

Aim: The aim of this study is to compare the MVIC values obtained from different angles of the bicepsbrachii and tricepsbrachii muscles and to determine the angle at which the optimal efficiency is obtained.

MaterialandMetod: A total of 30 healthy volunteers (15 females) and (15 males) aged between 18-24 participated in the study.

Results: A statistically significant difference was found in the mean of EMG values obtained from the bicepsbrachii muscle at 70°, 90° and 110° degrees ($p < 0.05$). A statistically significant difference was found in the mean values of the EMG values obtained from the tricepsbrachii muscle at 70°, 90° and 110° degrees. found ($p < 0.01$). In the comparison of the mean differences of the EMG (mV) values obtained from the bicepsbrachii muscle at 70° and 90° angles, it was found that the mean of the MVIC values obtained at the 70° angle was statistically significantly higher than the mean of the MVIC values obtained at the 90° angle ($p < 0,01$). In the comparison of the mean differences of the EMG (mV) values obtained from the bicepsbrachii muscle at 70° and 110° angles, it was found that the mean of the MVIC values obtained at the 70° angle was statistically significantly higher than the mean of the MVIC values obtained at the 110° angle ($p < 0,01$).

No statistically significant difference was found when comparing the mean differences of EMG (mV) values obtained from the bicepsbrachii muscle at 90° and 110° angles ($p > 0.05$). In the comparison of the mean differences of EMG (mV) values obtained from the triceps brachii muscle at 70° and 90° angles, it was seen that the mean of MVIC values obtained at 70° angle was statistically significantly higher than the mean of MVIC values obtained at 90° angle ($p < 0.05$). In the comparison of the mean differences of the EMG (mV) values obtained from the tricepsbrachii muscle at 70° and 110° angles, it was found that the mean of MVIC values obtained at 70° angle was statistically significantly higher than the mean of MVIC values obtained at 110° angle ($p < 0,01$). In the comparison of the mean

differences of the EMG (mV) values obtained from the tricepsbrachii muscle at 90° and 110° angles, it was found that the mean of MVIC values obtained at the 90° angle was statistically significantly higher than the mean of the MVIC values obtained at the 110° angle ($p < 0,01$).

KeyWords: Bicepsbrachii, Tricepsbrachii, Superficial Electromyography, MVIC.

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK.....	
ONAY.....	
TEZ BİLDİRİMİ.....	I
TEŞEKKÜR.....	II
ÖZET.....	III
ABSTRACT.....	V
İÇİNDEKİLER.....	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
TABLolar DİZİNİ.....	X
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	XI
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Kaslar.....	5
2.1.1.Düz Kaslar.....	5
2.1.2.Kalp Kası.....	5
2.1.3.İskelet(Çizgili)Kası.....	5
2.2.Kasılma Tipleri.....	5
2.2.1.İzometrik Kasılma.....	5
2.2.2.İzotonik Kasılma.....	6
2.2.3.Konsantrik Kasılma.....	6
2.2.4.EksantrikKasılma.....	6
2.2.5.İzokinetik Kasılma.....	6
2.3.Kas Kasılması.....	7
2.3.1.Kas Kasılmasının Mekanîği.....	7

2.3.2.Kas Fibril Çeşitleri	08
2.3.3.Kayan Filamentler Teorisi.....	09
2.4.Scapular Anatomi.....	10
2.5.Dirsek Eklemi.....	11
2.6.Elektromiyografi.....	12
2.6.1.Emg Sınıflandırması.....	14
2.7.Elektromiyografinin Spor Bilimlerinde Kullanım Alanları.....	15
2.8.Maksimum İstemli Kasılma	17
2.8.1.%MVIC Nasıl Hesaplanır?.....	18
2.8.2.MVIC-Normalizasyonunun Yararları.....	19
2.8.3.MVIC-Normalizasyonunun Belirsizlikleri	19
3. MATERYAL METOD.....	23
3.1.Araştırma Grubu.....	23
3.2.Veri Toplama.....	24
3.3.İstatiksel Analiz.....	26
4. BULGULAR	27
5. Tartışma ve Sonuç.....	31
6. KAYNAKLAR.....	35
EKLER.....	44
Ek 1: Bilgilendirilmiş Olur Formu	44
Ek 2: Etik Kurul Onayı.....	45
ÖZGEÇMİŞ.....	46

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 3.1. BicepsbrachiiKası İçin Farklı Açılarda MVIC Belirleme	25
Şekil 3.2. Tricepsbrachii Kası İçin Farklı Açılarda MVIC Belirleme	25

TABLolar DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 4.1. Bicepsbrachii ve TricepsbrachiiKaslarından Farklı Açılarda Elde Edilen EMG(mV)Değerleri Ortalama Farkları(Friedman Test).....	27
Tablo 4.2. Bicepsbrachii Kasından 70°ve 90° Açılarda Elde Edilen EMG(mV)Değerleri Ortalama Farklarının Karşılaştırılması(Wilcoxon Test).....	27
Tablo 4.3. Bicepsbrachii Kasından 70° ve 110° Açılarda Elde EdilenEMG(mV)Değerleri Ortalama Farklarının Karşılaştırılması(Wilcoxon Test).....	28
Tablo 4.4. Bicepsbrachii Kasından 90° ve 110° Açılarda Elde EdilenEMG(mV)Değerleri Ortalama Farklarının Karşılaştırılması (Wilcoxon Test).....	28
Tablo 4.5. Tricepsbrachii kasından 70°ve 90° Açılarda Elde Edilen EMG(mV)Değerleri Ortalama Farklarının Karşılaştırılması(Wilcoxon Test).....	29
Tablo 4.6. Tricepsbrachii Kasından 70° ve 110° Açılarda Elde Edilen EMG(mV)Değerleri Ortalama Farklarının Karşılaştırılması(Wilcoxon Test).....	29
Tablo 4.7. Bicepsbrachii Kasından 90° ve 110° Açılarda Elde Edilen EMG(mV) Değerleri OrtalamaFarklarının Karşılaştırılması(WilcoxonTest).....	30

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

MVIC	:	Maksimal İstemli Kas Kasılması
EMG	:	Elektromiyografi
YEMG	:	Yüzeyel Elektromiyografi
ST	:	Yavaş Kasılan OksidatifFibril
FT	:	Hızlı Kasılan GlikolitikFibril
Fta	:	Hızlı Kasılan OksidatifglikolitikFibriller
FTb	:	Hızlı Kasılan GlikolitikFibriller
MÜAP	:	Motor Ünite Aksiyon Potansiyelleri
RMS	:	RootMean Square
MMT	:	ManuelKas Testi
X	:	StandartSapma
SS	:	Standart Sapma
NMS	:	Nöromüsküloskeletal
ATP-PC	:	Adenozin Tri Fosfat- Kreatin Fosfat
Tip1	:	Yavaş Kasılan Fibriller
Tip2	:	Hızlı Kasılan Fibriller
ATP	:	Adenozin Tri Fosfat
MU	:	Motor Ünite

EKLER

Ek No		Sayfa No
Ek 1.	Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu.....	44
Ek 2.	Etik Kurul İzni.....	45
Ek 3.	Özgeçmiş.....	46

1. GİRİŞ

Yüzeyel EMG (yEMG), tıp alanında kasişlevselliğini çözümlmek için kullanılan bir tekniktir. Bu teknik insan vücut kaslarının kasılmasına ait aktifleşme bilgilerini sunmaktadır (Kondrad,2005).

yEMG, yürüme hareketi gibi kas işlevselliği hakkında detaylı bilgiler sunan benzer faaliyetler, kasların hangi safhada aktivite gösterdiğini, kas yorgunluğunu değerlendirme ve kas kuvveti öngörüsünde bulunabilmeyi sağlamaktadır (Olney ve ark.,1985).

yEMG, kas aktivasyonu sırasında, dokularda (kaslar ve tendonlar gibi) içsel yüklerin 'online' çözümlenmesi için sıklıkla tercih edilen rakipsiz bir yöntemdir (Merletti,2004).

yEMG, kaslar üzerindeki yorgunluğa bağlı etkileri, frekansını ve genlik değişimlerini vermektedir (Dimitrova ve Dimitrov,2003). Örneğin, frekansa daha düşük bir sıklığa kayılması ya da genlikte artış gibi durumlar görülebilmektedir (Soylu ve Avsar,2010). Yorgunluk, yalnız başına fiziki bir parametre değildir. Bu parametrenin ölçülebilmesi için ölçülebilir fiziki parametreleri ve parametrelere bağlı değişkenleri (kuvvet-tork, güç, bir eklem hıza, ya da motor birimle ilişkili değişkenler, ateşleme hızları, iletim hızı, senkronizasyon seviyesi ve aralıklı aktivasyon) ya da EMG sinyali ile ilgili değişkenleri tanımlamak gerekmektedir (Merletti,2004). Kas yorgunluğu, tanımlanması oldukça zor karmaşık bir kavramdır. Nicel açıdan, bir hareketi ya da o harekete karşılık gelen bir zaman anındaki durum şeklinde açıklanabilir. Fiziki bir aktiviteyi yerine getirememeye ya da efor sarf edememe anı bu tanıma dair örnek verilebilir. Bu sebeple, yorgunluk olgusu direkt mekanik performansla bağlantılı bir kavramdır (Merletti,2004).

EMG, kasın üzerindeki deriye yerleştirilen elektrotlar tarafından tespit edilen aktif motor üniteler (MU' ler) tarafından yapılan elektriksel katkıların toplamını içerir. Yüzey EMG'sinden çıkarılan bilgiler, geleneksel (2 elektrot) kayıt konfigürasyonunun tek MU seviyesinde aktiviteyi tespit edememesi nedeniyle, genellikle MU aktivitesinin küresel bir ölçüsü olarak kabul edilir. Yüzey EMG'sinin genliği ve güç spektrumu gibi global özellikleri, kas liflerinin zar özelliklerine ve ayrıca MU aksiyon potansiyellerinin zamanlamasına bağlıdır. Böylece yüzey

EMG'si, nöromüsküler sistemin hem periferik hem de merkezi özelliklerini yansıtır (Farina ve ark.,2001).

Yüzey EMG'si ile nöromüsküler sistemin özellikleri arasındaki ilişkileri incelemek için iki yaklaşım mevcuttur: biri ileri ve diğeri ters. Modelleme ile gerçekleştirilebileceği gibi ileriye dönük yaklaşım, çeşitli fizyolojik süreçlerin yüzey EMG'sinin özellikleri üzerindeki etkisini tahmin etmemizi sağlar. Ters yaklaşım, altta yatan fizyolojiyi tanımlamak için EMG'yi kullanır. Bununla birlikte, ters yaklaşım, ilişkilendirmeyi etkileyen parametre sayısını ve çoklu çözümleri azaltmak için basitleştirmeler gerektirir. Sabit bir kuvvette sürdürülen izometrik kasılmalar sırasında, kas liflerinin ortalama iletim hızı ile yüzey EMG'sinin spektral frekansları arasındaki ilişki, bir ileri ilişki örneğidir; fizyoloji EMG özelliklerini belirler. Ters problem, karakteristik spektral frekanslardan ortalama iletim hızındaki değişikliklerin tahmin edilmesini içerir ve bu ilişki bir lineer denklemle yaklaşık olarak hesaplanarak çözülebilir. Ters modellerin bir sınırlaması, yaklaşımların belirli koşullar için geçerli olması ve yanıltıcı sonuçlara yol açabilecek daha genel durumlara uygulanamamasıdır. Sinyalin özelliklerini etkileyen faktörlerin bazılarının mantık dışı veya beklenmedik etkileri olduğunda durum karışıktır (Bigland ve ark.,1981).

Maksimum gönüllü izometrik kasılmalar (MVIC) genellikle elektromiyografi (EMG) sinyallerini normalleştirmek için kullanılır. EMG çalışmalarının geçerliliğini artırmak ve anormal derecede yüksek normalleştirilmiş ortalama ve tepe EMG verileri olaylarını azaltmak için en yüksek aktivasyonu ortaya çıkaran bir MVIC konumu kullanmak önemlidir. Çalışmalar arasında doğru karşılaştırmaların yapılabilmesi için, araştırmacıların MVIC pozisyonlarını standart hale getirmeleri veya en azından benzer büyüklükte EMG aktivitesi ortaya çıkaran pozisyonları kullanmaları da önemlidir. Literatürde, Biering-Sorenson pozisyonu (Cambridge ve diğeri, 2012; McGill, McDermott & Fenwick, 2009), yüzüstü düz bacak kalça ekstansiyon pozisyonu (Barton ve diğeri) dahil olmak üzere gluteus maksimusunu değerlendirmek için bir dizi MVIC pozisyonu kullanılmıştır. (Worrell ve diğeri, 2001), yüzüstü bükülmüş bacak pozisyonu (Jakobsen ve diğeri, 2013; Youdas ve diğeri, 2013), 70° kalça fleksiyonlu yüzüstü düz bacak pozisyonu (Simenz ve diğeri. , 2012) ve ayakta bükülmüş bacak pozisyonu (Boudreau ve diğeri,

2009). Bununla birlikte, en sık kullanılan pozisyon, distal uyluğa (PRONE) uygulanan manuel direnç ile yüzüstü bükülmüş bacak (90°) kalça uzantısıdır (Choi ve ark., 2015; Emami, Arab & Ghamkhar, 2014; Hislop ve ark., 2014; Kang ve diğerleri, 2013; Kendall, 2005; Oh ve diğerleri, 2007).

Normalleştirme, mutlak EMG değerlerinin (milivolt), bir kalibrasyon maksimal veya maksimum altı kasılma testi sırasında elde edilen bir referans EMG değerinin yüzdesi olarak ifade edildiği bir prosedürdür. En yaygın olarak kullanılan referans değer, maksimum gönüllü izometrik kasılmalarla ortaya çıkan maksimum miyoelektrik aktivitedir. (MVIC'ler). Maksimuma (% MVIC) göre ifade edilen EMG verileri, fizyolojik bir ilişkiye sahip olma avantajına sahiptir; bununla birlikte, MVC'ler yaşlanma, ağrı veya diğer semptomlarla sınırlandığında submaksimal referans değerleri sıklıkla kullanılır (örn. Allison ve diğerleri, 1998; Dankaerts ve diğerleri, 2004; Marras ve Davis, 2001).

Bu çalışmada, bicepsbrachii ve tricepsbrachii kaslarından farklı açılarda alınan MVIC değerlerinin karşılaştırılması ve bu karşılaştırmaya göre en uygun verimin hangi açıdan alındığının ortaya konulması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kaslar

İnsan vücudu fiziki aktivitelerini kas kasılmaları sayesinde yapabilmektedir. Vücudumuzdaki çok sayıdaki kas ve sinir kas sistemi, günlük hayatta beslenme, yürüyüş, nefes alma-verme, atlama, koşma, çekme ve diğer karmaşık faaliyetleri kontrol etmektedir (Demirel ve Koşar 2002). Hareket, insan vücudunun en önemli fonksiyonlarından birisidir. Uyarılabilme yeteneği bulunan kas hücreleri bir araya gelerek kas doku uyarılarını meydana getirirler. Bu uyarılar ise mekanik bir aktiviteyi, doku zar yüzeyi boyunca iletilen elektriksel değişiklikler sayesinde gerçekleştirerek kas boyunca kılma ve kasılma becerisini sağlarlar. (Sözen,2005)

Kas, kimyasal bileşim olarak, %75 su, %20 kas proteinleri ve %5 ise inorganik tuzlar, fosfojenler, üre ve laktik asit gibi bileşikler, minareller (kalsiyum, magnezyum ve fosfor, enzimler, pigmentler, iyonlar (sodyum, potasyum ve klor) lipitler ve karbonhidratlardan oluşmaktadır (Ökmen,2018).

Kas dokusunun öne çıkan müşterek özellikleri şunlardır şunlardır (Demir,2016)

1.Uyarılabilme: Bu özellik canlı hücrelerin tümünün bir özelliğidir. Ancak, kas hücreleri, uyarıya plazma zarı boyunca iletilen elektrik akım üreterek ve hücrelerin kasılmalarını tetikleyerek yanıt vermektedir.

2.Kasılabilme: Uyarılan kas hücreleri kasılabilme özelliğine sahiptirler. Kas kendisine yapılan uyarılara (aksiyon potansiyeline) bu şekilde tepki vermektedir.

3.Uzayabilme: Kas hücrelerinin kasılabilmesi uzayabilmesine bağlıdır. Bu sebeple, hücrelerin çoğunluğu ufak bir uzama karşısında yırtılırken, iskelet kas hücreleri ise dokularında zarar görmeden kasılma uzunluğunun 3X katı daha fazla uzayabilmektedirler.

4.Elastikiyet: Kasların ve gerilen kasların başlangıç uzunluğuna dönebilme özelliğidir.

5.Viskozite: Kas, kendisinden deformasyona yol açan etkenlere karşı sürtünmeler sebebi ile bir tür iç direnç göstermektedir. Etki ve kasın akrşı koyuşu birbirlerini bir süre sonra dengelerler. Bu durumun gerçekleşmesinin nedeni kasın

viskozite özelliğidir. Bir diğer ifadeyle, kasa asılan bir kütle (ağırlık) kaynaklı uzarsa, kütleden kaynaklı son uzunluğa hemen ulaşmayacak, bu yavaş gerçekleşecek ve zaman alacaktır.

İnsan vücudunda, düz kalp ve iskelet(çizgili) olmak üzere üç farklı kas tipi bulunmaktadır. İskelet kası özellikle fizyolojik süreçlerin ve ideal sağlığın korunmasında önemli roller oynamaktadırlar (Worrel,1991).

2.1.1.Düz Kaslar

Düz kaslar istemsiz çalışan ve otonom sinir sistemi tarafından kontrol edilen yapıdır. Elektron mikroskopunda çizgisiz, silindir ve her iki ucu sivri görünümde olup, iskelet kası hücre boyundan daha kısa kas hücrelerinden oluşmaktadırlar (Başpınar,2009). Düz kaslar, aktin ve myozinfilamentlerin rastgele dağılım göstermesi nedeniyle, mikroskop altında enine çizgiler şeklinde görünmezler. Bu sebeple, düz kas olarak tanımlanırlar (Sözen,2005).

2.1.2.Kalp Kası

Kalbin duvarlarını ve bölümlerini kaplayan, oldukça dayanıklı, dakikada ortalama 72 kez kasılan ve yetişkin kişide günde 100.000'den fazla kasılan yapıdır (Demirel ve Koşar 2002).

2.1.3.İskelet (Çizgili) Kası

İskelet kası, diğer hücrelerinden farklı olarak uzun silindir şeklinde olup dokusu fibrillerden oluşan yapıdır. Bu kas tipi, insanın koşma, atlama, yürüme ve ağırlık kaldırma/taşıma hareketlerini yapabilmesini sağlamaktadır. İskelet kası fiziki aktiviteler yardımıyla kuvvet, dayanıklılık ve koordinasyon bakımından artırılabilen veya boyutları geliştirilebilmektedir (Akgün,1994).

2.2. Kasılma Tipleri

2.2.1.İzometrik Kasılma

İzometrik kasılma (İK), statik, kas boyunda değişikliğe neden olmayan ancak gerimi yükselen tiptir. Bu tip kasılmada hareket söz konusu değildir (Ergen,2002). Özetle, kasın uzunluğu sabit kalırken, tonusu (gerimi) artmaktadır. İzometrik

kasılmanın bir diğere ifadesi ise statik kasılmadır. İzometrik kasılma, kasın dış direncinin iç gerilimden fazla olduğu, bu sebeple kas boyu ve eklem açısının değişmeden kas geriliminin arttığı bir harekettir (Özkan,2011).

2.2.2. İzotonik Kasılma

İzotonik kasılma dinamik tip olup, konsantrik ve eksantrik olmak üzere iki fazdan oluşmaktadır.

2.2.3. Konsantrik Kasılma

Bu kasılma tipinde, kas gerilimi aynı kalmakta, ancak boyu kısalmaktadır. Örneğin, ağırlık kaldırma aktivitesi konsantrik kasılma için örnek verilebilir (Nalçakan,2001).

2.2.4. Eksantrik Kasılma

Bu kasılma tipinde, kas gerimi artarken boyu ters şekilde uzamaktadır. Eksantrik kasılmayı izleyen konsantrik kasılma daha kuvvetli olmaktadır. Bu tip kasılma, fiziki aktivite sonrası kas ağrısına sebep olabilen kasılma biçimidir (Akgün,1996). Çünkü kasa en fazla hasar veren kasılma şeklidir. Bu kasılma şeklinde kasta mikroskobik yırtıkların oluşması muhtemeldir. Dolayısıyla sakatlanma riskinin en fazla olduğu kasılma şeklidir.

2.2.5. İzokinetik Kasılma

Terminolojik olarak “iso” aynı-eşit “kinetik”ise hareket anlamı taşır. Sporsalverimde ve rehabilitasyon alanında uygulanan bir kas kasılmadır. Hareketin hızı (kas kasılma süratinin) sabit tutulmaktadır ancak kasılma doruk noktasında olmaktadır. Bu tip kasılma özel tasarlanmış izokinetik cihazlar yardımı ile uygulanmaktadır. Diğer taraftan, doğal egzersiz örnekleri olarak serbest yüzmede kulaç atmak veya kürek çekmede kolun kasılması verilebilir (Dündar,2003). İzokinetik antrenman kas kuvvetinin ve dayanıklılığının artırılması için en ideal aktivite şekilleridir (Akgün,1996). Sakatlanma riskinin en düşük olduğu kasılma şeklidir. Dolayısıyla sportif verimin yanı sıra sakatlık sonrası rehabilitasyonda sıklıkla kullanılan bir kasılma şeklidir.

2.3. Kas Kasılması

Kas kasılmasının başlaması ve sonlanması ardışık bir sıra ile gerçekleşen, motor sinir kas aksiyon potansiyelinin, motor sinir kas liflerindeki sonlanmasıdır. Sinir sonlanması nörotransmitter madde asetilkolini salgılamaktadır. Asetilkolin, kas liflerinde lokal etki etmekte ve asetilkoline kanal açmaktadır. Açılan kanal, sodyum iyonuna kas lifi zarının iç kısmına geçmesine izin vermekte, bu sayede zarın kas zarını depolarize eden ve kas lifi merkezine yol alan aksiyon potansiyelini başlatmaktadır. Bu eylem ise sarkoplazmik retikulumun kalsiyum iyonunu serbest bırakmasına yol açarak, aktin ve miyozin filamentlerinin birbirleri üzerinde kaymalarını sağlayan çekici (attractive) güçleri başlatmaktadır. Devamında ise, kalsiyum iyonları sarkoplazmik retikulumuna kalsiyum zar pompası ile iade edilerek, bir sonraki kas aksiyon potansiyeli başlatılana kadar retikulumun içinde depolanmaktadır. Bir diğer ifadeyle, miyofibrillerden uzaklaştırılan kalsiyum iyonları kas kasılmasını sonlandırmaktadır (Aeling,2016; Demir,2016; Guyton ve Hall,2007; Mader ve Windelspecht,2014).

2.3.1. Kas Kasılmasının Mekanikliği

Kas, kendi motor siniri kaynaklı uyarıya verdiği tepkiyi kaydeden bir yapıdır. Bu özelliğine seğirme denilmektedir. Uyarımı ertesinde kas lifinde gerginlik artmadan önce birkaç ms süren gecikme periyodu olmaktadır. Gecikme periyodu, elastik bileşenlerin kısılması için gerekli zamandır. Gerilme başlangıcı öncesi tepe gerilme safhasına kadar geçen zaman ise kasılma zamanı, tepe gerilmeden sıfır gerilime kadar olan süreye ise gevşeme zamanı denilmektedir. Kasılma ve gevşeme zamanları kas tipine göre değişirler. Bunun sebebi, kas lifi oluşumuna bağlı olmaktadır. Örneğin, bazı kas lifleri 10 ms iken, bazıları 100 ms ya da daha uzun süre kasılma gerçekleştirmektedir. İşte bu kısa zaman döngüsü kasların mekanik yanıtı ya da seğirme işlevi için gerekmektedir. Bu şekilde, motor aksonun çalıştığı zarfında ilk seğirme bitmekte ve de seri hareket potansiyeli sağlanmaktadır. Ardışık uyarılara verilen mekanik tepki başlangıç tepkisine eklenmekte ve toplanarak sürmektedir. Ancak, ilk kas seğirmesi ertesi (gecikme periyodu aşamasında) ikinci uyarı oluşursa kas reaksiyon üretmeyerek direnç göstermektedir. Uyarılma sıklığı değişkenlik göstermekte olup, özel motor birimince ayarlanmaktadır. Kasta gerilme kas lifleri ne

kadar sıklıkla uyarılırsa olmaktadır. Diğer taraftan, azami uyarılma sıklığı kas gerginliğinde kapasitesinden yüksek artışa ulaşabilmektedir. Maksimum gerginlik oluşursa, kas tetanik kasılma halini almakta, uyarı hızı, kas kasılma-gevşeme zamanının ötesine geçmekte, ertesi kasılma işlemi başlamadan önce zayıf gevşeme olmakta ya da olmamaktadır. Özetle, yükün ya da aktivitenin özelliği, kasın tipi ve lif türü kasta gerginlik durumunu farklılaştırabilmektedir (Peterson ve ark., 2008).

2.3.2. Kas Fibril Çeşitleri

Kas lifleri kasların kasılma hızı ve tepkimelerine göre sınıflandırılmaktadır. Bunlar şu şekildedir:

Tip 1: ST- Yavaş kasılan oksidatif fibril

TIP 2: FT- Hızlı kasılan glikolitik fibril.

Tip 1 lifler, yorgunluğa karşı dayanıklı olup, Tip II'ye göre oldukça yavaş fizyolojik kasılma-gevşeme göstermektedirler (Başpınar, 2009). Tip 1 liflerde kırmızı renk veren miyoglobinin yüksek olup kırmızı kas adı verilirken, Tip II liflerde miyoglobinin eksikliği daha beyaz renkli görünüm almalarına yol açmakta ve beyaz kaslar olarak adlandırılmaktadırlar (Guyton ve Arthur 1986).

İnsan vücudundaki kas yapılarında iki tip lif bulunmaktadır. Ancak, oran olarak kasın işlevine göre içlerinden birisi daha baskın karakter sergilemektedir.

Tip II lifleri (çok sayıda alt tipi olmakla birlikte), Tip IIa (FTa- hızlı kasılan oksidatif glikolitik fibriller) ve Tip IIb (FTb- hızlı kasılan glikolitik fibriller) olarak iki alt kategoride toplanmaktadırlar. Tip IIb, glikolitik motor birimi ve kasılma süresi hızlı ancak dayanıklılığı düşük lif yapıları iken, TipIIa tersi özellikler barındırmaktadır. Bu iki tip lifin arasında histokimyasal ve fizyolojik özelliklere sahip bir ara geçiş lif tipi olan Tip IIc bulunmaktadır (Karahana ve Erol 2004).

2.3.3. Kayan Flamentler Teorisi

Kasılması, ince ve kalın filamentlerin aralarında kaymaları ile açıklanmaktadır (Ada,2015). Çapraz köprü başlarının ATP ile bağlanması kasılmayı başlatmaktadır. Miyozin başının ATP ile aktivitesi sayesinde ATP yıkımı olmakta ancak yıkımın son ürünleri olan ADP ve inorganik fosfat (Pi) miyozin başına bağlı kalmaktadır. Bu safhada miyozin başı aktin filamentine henüz bağlanmamıştır. Sarkoplazmik retikulumdan kalsiyum iyonu hücre içerisine salınıncaya kalsiyum troponine bağlanarak kalan troponin alt birimlerinde miyozin bağlanma bölgesini ortaya çıkaran ve bağlanmayı gerçekleştiren bir strüktürel değişime yol açmaktadır. Bu yapısal değişim sayesinde miyozinin bağlanma bölgesi açığa çıkar ve bağlanma gerçekleşir. Bağlanma ise miyozin başının biçimsel değişim geçirerek bükülmesine sebep olmaktadır. Bu sayede filamentler birbirleri üzerinde kayar gibi hareket ederler. Tıp biliminde bu mekanizma “kayan filamentler teorisi” olarak ifade edilmektedir. Buna göre, kasılma esnasında birbirine yaklaşan iki Z çizgisi sarkomer ve I bandının boylarını kısaltmaktadır. Ancak, A bandı boyu değişmemektedir. Eğilen (bükülen) miyozin baş kısmı kendisine bağlı ADP ve Pi'yi salar ve bu bölgeye yeni ATP molekülü bağlanarak miyozin başının aktinden ayrılmasına yol açar. Son olarak, kas gevşemesi ile döngü tamamlanmış olur. Her kasılma açıklanan döngüden oluşmaktadır (Guyton,2005;2013).

2.4. Scapular Anatomi

Skapula, glenohumeral eklemin tabanını oluşturur. Arkada, yükseltilmiş omurga tarafından iki eşit olmayan parçaya bölünür. Daha küçük supraspinöz kısım, nispeten küçük supraspinatus kasının çıkış yeridir. İnfraspinöz kısım uzar ve kolun kaldırılması sırasında humerus başının deprese edilmesinde önemli olan infraspinatus ve teres minör kaslarından oluşan daha büyük kas kütlesi için tutunma sağlar. Skapulanın omurgası, destekleyici trapezius kasının üst sınırı boyunca bağlanmasını sağlarken, humerusu askıya alan deltoid kas, alt sınırından kaynaklanır.

Ön yüzey, teres minör ve infraspinatus kasları gibi humerus başının deprese edilmesinde önemli olan subskapularis kası ile kaplıdır. Kemiğin medial sınırı boyunca üç kas ortaya çıkar; skapulayı stabilize eden iki rhomboid kas ve göğüs kafesine öne girerek skapulanın kanatlanmasını önleyen serratus anterior. Öne doğru çıkıntı yapan korakoid çıkıntı, küçük pektoralis minör kasının kürek kemiğini stabilize etmeye yardımcı olur. Ayrıca süreç, coracobrachialis kası ve biceps kasının kısa başı için bir başlangıç noktası görevi görür. Toplamda, bu nispeten küçük kemiğe 15 büyük kas bağlıdır. Bu kaslardan altısı skapulayı destekler ve motive eder, diğer dokuzu ise glenohumeral hareketle ilgilidir. İnsanda skapulanın belirgin bir özelliği, kolun kaldırılması sırasında deltoid kası kuvvet için baskın bir pozisyona yerleştiren büyük, sarkan akromiyondur. Beslenmek için ön ayaklarını da kullanan alt hayvanlarda, akromiyon daha az gelişmiştir ve deltoid kası insandakinden daha küçüktür.

Omuz eklemi, bir sinovyal zardan biraz daha büyük olan ince bir kapsül ile çevrilidir. Önde, kapsül, üst, orta ve alt glenohumeral bağ adlarını taşıyan yalancı bağlar olarak adlandırılan, pile benzeri üç kıvrımla güçlendirilmiştir. Sinovyal kapsül, bicepslerin uzun başı için bir sinovyal kılıf oluşturmak üzere intertüberküler oluk boyunca kısa bir mesafe boyunca uzanır. Eklem alt kısmı hariç hepsinde kapsül, üstteki tendonlarla güçlendirilir.

Subskapularis, supraspinatus, infraspinatus ve teres minör kaslarının tendonları proksimal humerus üzerine radyal tarzda, her biri uygun faset ile girer. Subskapularis tendonunun iki yüzü genellikle küçük tüberküle bulunur. Yukarıda supraspinatus ve altta infraspinatus ve teres minör için büyük tüberkül boyunca art arda üç faset

uzanır. Bu dört tendon, sürekli bir rotator manşet oluşturmak için birbirine yakın bir şekilde karışır. Humerus başının çevresine girdiklerinden humerusun iç ve dış rotatörleri olarak işlev görürler. İkinci ve daha da önemli bir işlev, kolun kaldırılması sırasında humerus başının bastırılmasıdır (Lucas ve Abbott 2008).

2.5. Dirsek Eklemi

Dirsek eklemi, ağırlık taşımaya da insan vücudundaki en karmaşık eklem olabilir. Dirsek, esas olarak distalhumerus ve proksimalulna eklemlerinden oluşan bir sinovyal menteşe eklemidir. Ancak proksimalradius ve humerus ile proksimalradius ve ulna arasında artikülasyonlar mevcuttur. Üç artikülasyon sırasıyla ulnohumeral, radyohumeral ve proksimalradioulnar eklemler olarak adlandırılır. Hem üst hem de alt koldaki kasların çoğu, dirsek eklemine en az bir bileşenini çaprazlar veya ona bağlanır; bu, sporla ilgili yaralanmalarda omuzdan sonra dirsek eklemine en sık yaralanan eklem olması şaşırtıcı değildir (Morris 2017).

Birçok kas çaprazlanır ve dirsek eklemine etrafına yapışır. Bu kaslar eklemde ikincil stabilizasyonundan sorumludur. Dirsek ekleminden çıkan kasların çoğu, dirsek eklemine kendisinde çok az hareket sağlar, bunun yerine bilek, el ve parmakların fleksör ve ekstansörleri olarak işlev görür. Dirsek stabilitesine katkı, varus ve valgus kuvvetlerine karşı koruma şeklinde gelir. Bir varus kuvveti başlatarak valgus kuvvetlerine karşı koruma sağlayan kaslar arasında fleksördigitorsuperficialis, fleksörkarpiulnaris, fleksörkarpiradialis ve pronator teres bulunur. Bir valgus kuvveti başlatarak varusstabilitesine katkıda bulunan kaslar arasında ekstansördigitorumcommunis, ekstansörkarpiradialisbrevis ve longus, anconeus ve ekstansörkarpiulnaris bulunur (Card ve Lowe, 2021).

Esas olarak dirsek eklemi üzerinde hareket eden kaslar, bicepsbrachii, brachioradialis ve brachialis dahil olmak üzere fleksiyondan sorumlu kasları içerir. Bicepsbrachii, dirsek fleksiyonu üzerinde mütevazı bir etkiye sahiptir ve supinasyondan sorumlu birincil kas görevi görür. Bicepsbrachii, dirsek eklemine iki distal bağlantıya, proksimal yarıçapa giren daha lateral yönelimli bir tendona ve proksimal önkol fasyasına doğru devam eden medial yönelimli bir aponevroza sahip olduğu için özellikle benzersizdir. Dirsek eklemine ekstansiyonu neredeyse

tamamen anconeus kasının çok hafif hareketiyle trisepsbrachii'nin kasılması ile sağlanır (Steinve ark.,2011).

2.6. Elektromiyografi (EMG)

Elektromiyografi (EMG), canlı (in vivo) ve yapay ortamlarda (in vitro) kasların kas mekaniğini değerlendirmesi ve sinirsel etkilerin sağlayan bir tekniktir. Bu teknik yoluyla EMG cihazı ile elektromiyogram adı verilen veriler kaydedilmektedir. EMG, aslında insan vücudunun ürettiği göstergelerin en önemlisi ve güçlüsüdür. Genlik, kişiye göre değişmekle birlikte, en yüksek 1 ila 2 Volt'a çıkabilmektedir. EMG, sağlık alanında farklı kasılma süreçlerinin (kas veya kas lifinde elektriksel faaliyet başlama, gerçek kasılma ve zaman ilişkisi) aydınlatılmasında çok faydalı olmaktadır. İnsan beyninden gelen impluslar sinir ağı yoluyla ilişkili motor birime iletilir ve kas hücresindeki kimyasal olaylar ise hareket potansiyelini başlatır. İyonik akı sayesinde uyarılan kas hücresi elektriksel alan farkı yaratır. Bu sebeple, EMG ölçümü için, deri yüzeyine ve/veya altına hassas elektrotlar yerleştirilmektedir. Bu şekilde vücut tarafından üretilen potansiyel fark ölçülmüş olmaktadır. EMG işlemi için koşullara göre değişik malzemelerden üretilmiş (altın, gümüş, paslanmaz çelik, kalay vb.) tel, yaprak veya iğne şeklinde elektrotlar kullanılmaktadır. Bu elektrotlar kasa ait daha küçük birimlerden (fasikül, motor birim vb.) üretilen sinyalleri ölçebilmektedirler. Elde edilen ölçümler filtreleme işlemine tabi tutularak cihaz ve dışsal çevre kaynaklı parazitlerin enterferans (sinyal kalitesi bozucu etkisi) yapması düşürülmüş olmaktadır. Filtrelenmiş veriler analog durumdan sinyal dönüştürücü ile dijital yapıya dönüştürülerek EMG ekranında görüntülenmektedir. Aynı hareket esnasında farklı kas grupları birbirine göre farklı sinyalle üretebilirler (Nordin ve Frankel,2012).

EMG, kas kasılması aktivitesinin takip edildiği ve çözümlendiği bir tekniktir. Bilindiği üzere, kasların kasılması sinirler aracılığıyla beyinden iletilmiş olan ve Motor Ünite Aksiyon Potansiyelleri (MÜAP) olarak da bilinen elektriksel potansiyel farklar yoluyla gerçekleşmektedir. EMG, periyodik ya da deterministik gösterge üretmemektedir (Malanda 2006). EMG işaretleri pasif olmayıp, her bir motor birimin ateşleme frekansı kasılma miktarına bağlı artmakta ve de yeni bir motor birime ateşleme yapıncaya kadar davranışını muhafaza etmektedir. Bu sebeple, motor

birimlerin ve EMG işaretlerinin özgün frekans davranışlarından söz etmek pek doğru olmayacaktır (Özkaya,2005). EMG verisinin tanısal değeri ise, yüksek dereceli istatistik hesaplamalar, spektral ve dalgacık analizleri, doğrusal ayırım analizi, sayısal filtreleme, modelleme analizi ve yapay sinir ağları gibi teknikler ile yükseltilebilmektedir (Dobrowolski,2010). EMG, teknik bakımdan kasın çevresindeki unsurlar ile etkileşime girmesine olanak sağlayan farklı fizyolojik süreçlere erişimi kolaylaştırmaktadır. Özellikle, yüzey emg önemli ve kullanışlı bir yaklaşım olmakla birlikte, kullanımı ciddi uzmanlık ve deneyim gerektirmektedir (De Luca,1997).

Elektromiyografi verileri intramüsküler iğne elektrotları yardımı ile toplanır. Bundan dolayı elektrotlar kasın gövdesi boyunca konumlandırılarak, sinyalin kalitesini yükseltmek için mini pre-amplifikatörler kullanılmaktadır (OH 2003; Blumenstein ve ark.,2002; Sözen 2010; Cerrah ve ark.,2010). Sinyal filtrelendikten ve güçlendirildikten sonra, düzeltilme uygulanır. Ham sinyal dalga formunu incelemek veri işleme sürecinde az şey sunmaktadır. Bu sebeple, sinyal pozitif ve negatif potansiyellerden oluştuğu için negatif sinyaller ihmal edilerek ya da pozitif olacak biçimde kutupları tersine döndürülerek iyileştirilebilmektedir.

Analiz genlik ya da bazen frekansa bakılarak yapılır. Bununla birlikte, artan şekilde, sinyal kalıpları iki veya daha fazla koşulda karşılaştırılmaktadır. Bu şekilde, araştırmacı, dinlenmeyi aktif kalıplarla karşılaştırarak veya temel ölçümden farklı yürütme koşullarında elde edilen karşıt sinyalleri kullanabilmektedir. Veri toplama sonrası işlemler karmaşıklaşır ve verilerin altta yatan eğilimleri ve/veya kolektif modelleri ortaya koymak için spektral analiz yöntemlerine başvurulmaktadır. Bu sayede EMG tekniği dinamik sisteme benzer insan vücudundaki motor kontrolü kavramına ve içeriğine uygun yeni yaklaşımlara destek olabilmektedir (Blumenstein ve ark.,2002).

Gelişen PC teknolojisi, biyo-sinyaller ve işaret işleme tekniklerinde artan biçimde kullanılmaktadır. İnsan vücudundan toplana verilerin nitel ve nicel özellikleri araştırmacıları veri toplama yöntemlerini geliştirmeye zorlamaktadır. Bu yöntemlerden birisi de EMG olup, sinir-kas hastalıkları tanısı koymakta önemli rol oynamaktadır (Zwarts,2000). EMG, sinyalleri iğne elektrotlar ya da deri üzerine

yerleştirilen elektrotlar ile kaydedilmektedir. İğne elektrot, kas dokusuna batırılarak kas lifleri üzerindeki elektriksel aktiviteyi ölçmektedir. yEMG, deri üzerinde konulan uyarıcı elektrotlar yardımı ile sinirlerin belirli noktalarına verilen zayıf elektriksel uyarılar yoluyla sinyaller toplanmaktadır. yEMG, risksiz olma ve kolay kullanım gibi avantajları olmakla birlikte, kalp ritimleri, sinyal-elektromanyetik-elektrot ve kablo enterferanslar (gürültü), deri yüzeyi hareketleri gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Criswell 2010). EMG, miyoelektrik sinyallerin kas lifi membranı durumundaki fizyolojik değişikliklerden oluşmaktadır. Yüzey EMG aktif kas toplam hareketlerini ölçmek ve adele yorgunluğunu invaziv öngörmek için oldukça kullanışlı bir tekniktir (Basmajian 1985; Hug ve ark.,2006; Lucia 1999).

EMG iskelet kaslarını (istemli kas yapıları) elektriksel uyarlamayı ölçerek incelemektedir. Motor ünite elektromiyografide araştırılan başlıca unsurdur. Bir kas kasılmaya başladığında, ilk ivmelenen Tip 1 motor ünitedir. Kasılma arttıkça düzenli bir şekilde daha büyük motor üniteler katılmaya ve ivmelenmeye başlayarak kasılma kuvvetine katkı yapmaktadırlar. Bir diğer ifadeyle, elektromiyografi sinyali depolarizasyon ve repolarizasyon safhalarında oluşan kas lifi membranındaki aksiyon potansiyellerine dayanmaktadır (Kondrad,2010).

2.6.1. Emg Sınıflandırması

a) Klinik EMG

Klinik EMG, iskelet kaslarında oluşan elektriksel aktiviteyi hastalık tanısı koymak amaçlı kaydetmektir (Hirschberg,1950). Sinir kas sistemini etkileyen faktörlerin ayrıştırılması EMG'nin esas yararlanması gereken klinik alanıdır. Motor birim patolojilerinde nörolojik doku hasarının myojenik olanlardan ayırt edilmesi, kasyorgunluğu, kuvvetsizliği, kas kuvvetinin tamamen kaybı, iletim hızı çalışmaları klinik EMG'nin kullanım alanlarına örnek verilebilir. Klinisyen istemli hareketlere EMG yanıtını istemli motor ünite potansiyeli (amplitüd, süre, şekil özellikleri) ve istirahatteki anlık potansiyeller (fibrilasyonlar, fasikülasyonlar vd.) yanıtlarını objektif şekilde tespit etmektedir. Bu bağlamda, EMG motor ve duyuusal sinir ileti hızlarını ölçmek için kullanılan tanısasal teknik olmakla birlikte, fonksiyonel elektriksel uyarılarını (FEU) da tedavi amaçlı kullanabilmektedir (Hirschberg,1950).

b) Kinezyolojik EMG

Statik ve dinamik kas kuvvetleri esnasında beliren elektriksel potansiyelin tespitinde faydalanılan Elektromiyografik kayıt teknolojileri ilerleme göstermekte ve PC teknolojilerindeki baş döndürücü değişimlerden faydalanmaktadır. Biyo mühendislik, iyileştirme, ortopedi, spor ve mesleki biyomekanik, nöroloji, nörofizyoloji, zoolojive ergonomi bu kapsama dahil edilmektedir (Jensen,1984). Ergonomik araştırmada amaçlanan çalışma ve spor ortamını çözümlmek ve belirli sorunlar üzerine giderek ortamını iyileştirmektir. Ergonomi tedavi uzmanı, kişinin fizyolojik incelemelerle kolaylıkla elde edilemeyecek olan çalışma şartlarının sağladığı yanıtla gereke duyabilmektedir. Spor teknikleri ve becerileri, antrenman girişimleri ve yöntemleri, insan-makine etkileşimi diğer alanlara kıyasla daha iyi bilinmesi gereken özelleşmiş kas aktiviteleri üzerine kurgulanmaktadır (Clrays,1993). EMG, uygulamaya girdiğinden günümüze kadar kas fonksiyonu ve koordinasyonunu yerine getirebilmek için kullanılmış ve Kinezyolojik EMG olarak adlandırılmıştır (Jensen,1984).

KinezyolojikEMG'nin kullanım kapsamaları da şu şekilde sıralanabilir (Jensen,1984).

a. Fonksiyonel Anatomi: Film çekimi ve goniometre gibi yöntemler ile hareket esnasında hangi kasın tam olarak ve ne zaman kasıldığının belirlenmesi.

b. Mesleki Tıp: İş aletleri ve donanımları ile kullanıcının değişik pozisyonlarda kas fonksiyonlarına olan etkilerinin saptanması.

c. Spor Hekimliği: Fiziksel aktiviteler sırasındaki motor performansının incelenmesidir

d. Fiziksel tıp ve rehabilitasyon: Rehabilitasyon teknikleri ve fiziksel hareketlerin hastalık tedavisi sürecindeki etkilerinin saptanmasıdır.

e. Myo-elektrik sinyalin takma organ hareketlerini kontrolü: Eklem hareketlerinin bir veya daha fazla sayıda kastan gelen EMG sinyalleri ile kontrol edildiği protez aksanların üretiminde.

2.7. Elektromiyografinin Spor Bilimlerinde Kullanım Alanları

Yüzeysel EMG(Semg), genel olarak sinir hücreleri boyunca sinyalin sinir kas kavşağına iletilmesi, motor üniteye kas hücrelerinin elektriksel aktivasyonu,

karmaşık biyomekanik süreçler, agonist kas tendonları üzerine etki eden ve kemiklere taşınan baskının üretimi hakkında bilgi sunmaktadır (Merletti ve Parker2004). Bir diğer ifadeyle, yüzeysel elektromiyografi, kasların kasılmasını olanak veren elektriksel fonksiyonların takip edildiği ve çözümlendiği çalışma alanıdır.

Tüm alanlarda görüldüğü gibi, spor bilimlerinde alanında da Elektromiyografi tekniği kullanılmaktadır. Bazı hastalıklarda birincil araştırma aracı iken, diğer ölçme teknikleri ile birlikte de kullanılabilir. Örneğin, kas kasılma-gevşeme stratejileri, yorgunluğun değerlendirilmesi vb. konular direkt kullanım olarak sayılabilir.

Son yıllarda, sEMG, kinematik değerlendirmelerden ayrı olarak iskelet kaslarının kasılma-gevşeme mekanizmalarının değerlendirilmesi spor bilimlerinde de yoğun biçimde kullanılmaya başlanmıştır (Ertan ve ark.,2003). Tenis (Hatch ve ark.,2006) ve golf (Aggarwalve ark.,2008) gibi bireysel spor dallarında olduğu gibifutbol (Chamock ve ark.,2009) ve voleybol (Salci ve ark.,2004) gibi takım sporlarında da hayata geçirilmiştir. sEMG sporda beceri gerektiren tekniklerin sergilenişi sırasında ilgili kaslarda meydana gelen kasılma ve gevşeme mekanizmasını tespit ederek, sakatlık oluşumu ve uygun tedavi tekniğinin tespitini hedeflemektedir. Elde edilen veriler ise aşağıdaki işlemler için kullanılmaktadır;

- a) Teknik gelişimi değerlendirmek,
- b) En ideal antrenman programlarının oluşturmak,
- c) Sporcu gelişimini izlemek,
- d) Spor dalına uygun yetenekli adayı seçmek (Ertan ve Soylu2005).

Spor bilimlerinde takım veya bireysel performansın ortaya konulması önemlidir. sEMG 'nin futbolda üst vuruş tekniği motor beceri performansı geliştirilirken aşağıdaki konularda bilgi sahibi olunabilmektedir (Cerrah,2009).

1. Hangi kasların kasıldığı veya gevşediği;
2. Sinerjist kaslar hakkında bilgi sahibi olma;
3. Kaslarda oluşan kasılma türlerini tanımlama;
4. Sporcuların beceri düzeylerini ayırt etme ve kişiye en uygun tekniği tanımlama;

5. Sportif tekniği düzeltici geri bildirim aracı olarak kullanma;
6. Tekrarlı motor becerilerin yorgunluk oluşumuna olan katkısı hakkında bilgi sahibi olma.

2.8. Maksimum İstemli Kasılma

Maksimum İstemli Kasılma (MVIC), emg veri kümelerini normalize eden, maksimum bir kayıt üzerinde karekök ortalaması değerini izleyen, MVIC değerini yüzdelik (%) veren ve kişiler arasında mukayeseyi olanaklı kılan çıktı veren bir genlik analiz tekniğidir (Şimşekve ark.,2016).

Meldrum ve ark. (Maksimum İstemli İzometrik Kasılma (MVIC) nöro-musküler, EMG sinyallerin kullanıcı temelli doğaya sahip olduğunu, bu özelliğinin ise aynı harekette aynı lokasyonda ölçüm alınsa dahi farklı kayıtlar tutmaya olanak verdiğini söylemektedir. Bu sebeple, MVIC normalizasyonu varyansı ayırabildiği gibi, kişiler arası veri karşılaştırmaya da imkân vermektedir.

Maksimum İstemli İzometrik Kasılma (MVIC) ise, nöro-musküler hastasının kas gücü ölçümü için kullanılan standart bir tekniktir. MVIC değerlerin transkripsiyonu normatif verilerin yetersiz oluşu nedeniyle şu an için pek olanaklı görünmemektedir (Meldrum ve ark. 2007).

Kas kuvvetinin ölçülmesi, nöromusküler hastaların değerlendirilmesi ve tedavisinin önemli bir bileşimidir. Hastalığın ilerlemesinin izlenmesinde ve tedavi müdahalelerinin değerlendirilmesinde kas gücünün objektif ve güvenilir bir şekilde değerlendirilmesini destekleyen kapsamlı bir kanıt temeli vardır (Munsat ve ark.,1987). Gerinim ölçer tansiyon ölçerler ve MMT (manuel kas testi) kullanılarak ölçülen MVIC (maksimum gönüllü izometrik kasılma), klinik ve araştırma ortamında kullanılan en yaygın ölçüm teknikleridir (Brinkmann ve ark.,1997). Her ikisinin de avantajları ve dezavantajları vardır. MMT, çok az ekipman ve personel eğitimi gerektiren, hızlı, ucuz bir gücü test etme yöntemidir, ancak bazı çalışmaları MMT'nin kas gücündeki küçük ama potansiyel olarak önemli değişiklikleri tespit etme duyarlılığından yoksun olduğunu göstermiştir (Bohannon ve ark.,2005).

Bunun aksine, bir klinik çalışma, MMT'nin MMT'den daha az sayıda kasın MVIC ile test edilmesine rağmen, kas değişim oranlarını tespit etmede MVIC'den

daha duyarlı olduğunu bulmuştur (Great Lakes ALS StudyGroup, 2003). MVIC, manuel kas testinden daha objektif olan ve kas gücünü değerlendirmenin güvenli ve basit bir yöntemi olan aralık verileri (tipik olarak kilogram veya Newton kuvvet birimi cinsinden) sağlar. (Andres ve ark.,1987).

Kas geriliminin gelişimi hem nöral hem de morfolojik faktörleri içerir. Nöral faktör, motor birimlerin işe alınmasını ve bunların ateşleme hızlarının modülasyonunu içerir. 'Bir kasta maksimum kuvvet oluşturmak için, bir kişi, kasın tüm liflerini maksimum ateşleme hızlarında çalıştırmalıdır.' Bazı kişilerde, maksimum gönüllü kasılma sırasında kas liflerinin aktivasyonunun engellenebileceğine dair kanıtlar vardır.' Bu engelleme, motor üniteler üzerinde etkili olan supraspinal "tahrik" ile bağlantılıdır.' Bu bağlamda maksimum kas gerilimi yaratma fikri ve motivasyonu beyinde gelişir ve limbik sistem ile serebral korteksi içerir (Peter ve ark.,1996).

Sürekli MVIC sırasında, kas içi veya yüzey elektrotları aracılığıyla kaydedilen miyoelektrik sinyal, iki temel değişkeninde değişikliklere uğrayacaktır: genlik ve frekans (Bigland ve ark.,1983). Sürekli MVIC sırasında, kuvvet kaybına düzleştirilmiş olarak ifade edilen genlikte bir düşüş eşlik eder (düzeltilmiş ve entegre edilmiş). MVIC sırasında genlikteki düşüş merkezi yorgunluğu gösterir. Motor ünite ateşleme hızlarındaki düşüşle belgelendiği gibi, yorgunluk ile merkezi tahrikin bozulduğuna dair bazı kanıtlar vardır (Bigland ve ark.,1983). Genlikteki değişikliğe ek olarak, sürekli MVIC sırasında iskelet kasının yorgunluğuna, miyoelektrik gücün güç spektrumunda bir kayma eşlik eder (Haggve ark.,2000).

Maksimum izometrik sabit kuvvet kasılması sırasında elektromiyografik sinyalin frekans sıkıştırması, miyoelektrik kas yorgunluğunun bir göstergesi olarak kabul edilmiş ve kaslarda meydana gelen yerel yorgunluğun bir indeksi olarak kullanılmıştır (Merletti ve ark.,1996).

2.8.1. %MVIC Nasıl Hesaplanır?

MVIC formül 2.1' e göre, eklem üzerinde kuvvet veya açığa çıkan tork şeklinde uygulanan kuvvetin aynı postür içindeki aynı birimle ifade edilmiş kas grubu MVIC değerine oranının yüzdesidir (Bernard (2006).

$$\%MVIC = 100\% \times \{ . \text{Kuvvet veya Moment} \} / MVC \{ KuvvetveyaMoment \} \quad (2.1.)$$

Kişiler arasında, kişiye özgü ve kas yapıları arasında farklı test ölçümlerinin kas EMG aktiviteleri karşılaştırılması aslında normalizasyon isteyen bir süreçtir. Boetcher ve ark., (2008)' e göre EMG verilerini normalize etmek için gereken referans değerleri üretmek gerekmektedir. Referans değerler ise MVIC verileridir

2.8.2. MVIC –Normalizasyonunun ve Faydaları

Normalize edilmiş veriler bir iş ya da aktivite için harcanan nöro-musküler eforu ölçmekte kullanılır. Mikro volt düzeyinde gerekli nöro-musküler girdiyi sinyal kayıt görüntüleri etkilediği için öngörmek pek mümkün değildir. Mikro volt değerli “normalize” amplitüd verileri dikkatle kullanılmalıdır. ‘MVIC-normalize’ veriler; kasın kapasite kullanım düzeyine, ne derece etkili antrenman egzersizine ulaştığı ve antrenmanın sporcularda ne derece ergonomik gayret beklediğini kavramayı sağlamaktadır (Kondrad,2005).

Normalize MVIC çalışmadaki herkese uyarlanabilme ve standardize “persentil referans değer tablosu” verebilme gibi faydalar sağlamaktadır. Bu ise yerel sinyal tespiti görüntüleri sebebiyle dalgalı etkiyi elemektedir. Ayrıca, kişiler arası EMG bulgularının nicel ve direkt karşılaştırılmasını mümkün kılmakta ve de ilaveten grup istatistikleri ve normalize verilerin geliştirilmesine ve istatistiksel doğrulanmasına fırsat tanımaktadır (Kondrad,2005).

2.8.3. MVIC-Normalizasyonunun Belirsizlikleri

MVIC yalnızca sağlıklı ve antrenmanlı kişilerde kullanılabilir. Ancak bu noktada normalize MVIC' nin belirsizliklerine de değinmekte ve faydalı bulunmaktadır. Örneğin, kişi geçerli bir deneme sergileyebiliyormu? Test egzersizi doğru biçimde kasi hareket halinde yakaladı mı? Ve seçilen kas uzunluğu dinamik

hareketleri temsil edecek şekilde mi? Gibi sorular ortaya çıkmaktadır (Kondrad,2005).

- Dinamik hareketler neticesi kas uzunluğunda gerçekleşen değişimler,
- Maksimum bir referans noktası seçmek yerine MVIC zaman penceresini kullanmak,
- Motor ünitelerin senkronizasyonu ve sub-maksimal hareketler sırasında artmış elektriksel süperpozisyonlar (üst üste eklenmeler).

Geçerli MVIC verileri yalnızca MVIC test serileri için hazırlanmış sağlıklı kişiler için üretilebilmektedir. Bu durum metodolojik hazırlığı çaba gerektiren ve ciddi zaman gerektiren işlemler yapmaktadır. Örneğin, tek tekrarlı 16 kanallı EMG ölçümünde uygun test serilerini kaydetmek için hazırlıklar yaklaşık bir saati bulmaktadır.

MVIC testleri veri instabilitesi / geçersizliği oluşturabileceği için geçersiz sayılabilmektedir. Bu durumda analiz yöntemi değiştirmek normalizasyon yapılmasını gereksiz kılmaktadır. Klinik vakaların çoğunda mikro volt düzeyinde kalmak mantıklı görünmektedir. Ancak bu sırada standardize edilmiş deri-elektrot temasını dikkatli ve titizlikle yapmak gerekir. Çünkü değişken elektrot tespit durumlarında hata oluşacağından sonuçların güvenilirliği çalışmanın başından itibaren bilinmelidir. Tek birey ile gerçekleştirilen yan karşılaştırılmalarda ya da günlük tekrarlanan testlerde değişken tespit-bağlantı şartlarına göre %10-15 varyans olabilir. Bununla birlikte, aynı teknik eğer bireyler arası karşılaştırma ile uygulanırsa daha fazla dikkatli olunması gerekmektedir. Çünkü grupların uç nokta kaslarında fark yüzde birkaç olabilmektedir. Normalize edilmemiş EMG verileri niteliksel gösterge çizelgeleriyle değerlendirilmelidir. Niteliksel gösterge çizgileri şunlardır (Kondrad,2005).

- 1-Aynı kasın değişik test pozisyonlarında direkt kas aktivitesi karşılaştırmaları,
- 2-Bir hareket döngüsü boyunca, eğrilerinöznel özelliklerinin niteliksel tanımı (kas davranışı).

Bir kas tarafından üretilen kuvvet miktarı, motor ünite aktivasyon paternlerine ve kas lifleri ile kas tendon ünitesinin mekanik özelliklerine bağlıdır. Eklem pozisyonunu veya kas uzunluğunu değiştirmenin bir kasın üretebileceği maksimum kuvvet üzerinde önemli bir etkisi olduğu iyi bilinmektedir (Hansen ve ark.,1995). Kas lifi uzunluğu ve uzunluk değişim hızı, kasın iyi kurulmuş kuvvet-uzunluk ve kuvvet-hız ilişkileri tarafından tanımlandığı gibi, maksimum kas kuvveti üzerinde doğrudan bir etkiye sahiptir (Zajac1989). İzometrik kasılmalar sırasında, kas uzunluğu ve dolayısıyla eklem açısı, maksimum kas kuvveti üzerinde belirleyici faktörler olarak düşünülmelidir. Ancak eklem pozisyonunun motonöron uyarılma paternleri üzerinde ne gibi bir etkisi olduğu açık değildir. Sonuç olarak, yüzey elektromiyografisi (EMG) aktivitesinin veya yüzey EMG ile kuvvet arasındaki ilişkinin eklem açısı ile nasıl değiştirildiği açık değildir. Yüzey EMG'sinden kas kuvveti tahmin edilirken ve doğrunöromüsküloskeletal (NMS) modelleme için kuvvet, EMG ve eklem açısı arasındaki ilişkiler gerekli olduğundan, bunlar önemli hususlardır.

Literatürdeki nöromüsküler ve NMS modellerinin çoğu, kas kuvvetlerini veya aktivasyon seviyelerini tahmin etmek için EMG verilerini kullanır (Lloyd ve ark., 2003). Dinamik NMS sistemini doğru bir şekilde modellemek için EMG, kuvvet ve eklem açısı arasındaki ilişkilerin anlaşılması gereklidir. Eklem açısının, kasların işe alımını veya hız kodlama stratejilerini veya kuvvet-EMG ilişkisini değiştirebilecek kaslar arasındaki farklı işe alımları etkilemesi mümkündür.

Eklem açısının kuvvet-EMG ilişkisi üzerindeki etkisi hakkında nispeten az şey bilinmektedir. Değişen eklem açısının, motonöronstimülasyon hızı (Rackve ve ark.,1969), insan kasları ve eklemlerindeki sensörlerden afferent geribildirim (Stein ve Kearney) gibi izometrik kasılmalar sırasında nöral aktivitede değişikliklere yol açtığı bulunmuştur. VanderLinden ve diğerleri, 1991, Suter ve Herzog, 1997) ve kas uzunluğu ile motor ünite işe alım eşiklerindeki değişiklikler (Miles ve diğerleri, 1986).

EMG ile farklı kas uzunluklarındaki kuvvet arasındaki ilişki hakkındaki raporlar hem sonuçsuz hem de çelişkilidir. Önceki bir çalışma (Solomonow ve ark.,1986), üç eklem açısı üzerinde agonist olarak hareket eden biceps ve triceps

kaslarının normalleştirilmiş kuvvet-EMG ilişkisi üzerinde eklem açısının hiçbir etkisi olmadığını bildirmiştir. Bununla birlikte, eklem açısının kuvvet-EMG ilişkisi üzerindeki sistematik bir etkisi, biceps (Heckathorne ve ark.,1981) ve catsoleus kası (Guimaraes ve ark.,1994) için başka yerlerde sunulmuştur. Biceps kasıyla ilgili daha önceki bir çalışmada (Vredenbregt ve ark.,2006), normalleştirilmemiş veriler ve ayrıca maksimum istemli EMG ve karşılık gelen kas uzunluklarındaki kuvvete göre normalleştirilmiş veriler bir denek için sunuldu. Sunulan normalleştirilmemiş kuvvet-EMG ilişkileri, Guimaraes ve ark.,1994, Heckathorneve Childress,1981'de sunulanlara benzerdi, ancak EMG aktivitesinin farklı kas uzunluklarında maksimum istemli kasılmalar (MVIC) sırasında benzer olduğu bulundu. Karşılık gelen kas uzunluklarında maksimum EMG ve maksimum kas kuvvetine göre normalleştirildiğinde, veriler tek bir eğriye doğru birleşir, bu da eklem açısının veya kas uzunluğunun biceps kasının kuvvet-EMG ilişkisi üzerinde önemli bir etkisi olmadığını gösterir.

Birçok yazar, MVIC sırasında EMG genliği üzerinde kas uzunluğunun veya eklem açısının sistematik bir etkisi olduğunu bildirmiştir. Kuadrisepsfemoris (Babault ve ark., 2003), soleus ve gastroknemius (Kennedy ve Cresswell, 2001; Miaki ve ark., 1999), diz ekstansörleri (Kubo ve ark., 2004), bicepsfemoris (Lunnen ve diğerleri, 1981, Onishi ve diğerleri, 2002, Hasler ve diğerleri, 1994) ve tibialis anterior (VanderLinden ve diğerleri, 1991) kasları. Bunun aksine, gastroknemius (Arampatzis ve ark., 2006, Cresswell ve ark., 1995) ve kuadriseps (Becker ve ark., 2001) için azalan kas uzunluğu ile azalan EMG bildirilmiştir. Ancak dirsek eklemi ile ilgili yapılan çalışmalarda eklem açısını değiştirmenin EMG düzeyleri üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir (Leedham ve Dowling,1995; Vredenbregt ve Rau, 2006; Linnamo ve ark.,2006; Prodoehl ve ark.,2003). MVC sırasında. Bu zıt bulgular, kas uzunluğu ile maksimum istemli EMG amplitüdüarasındaki ilişkinin kas veya belki de eklem bağımlı olabileceğini düşündürmektedir. Bu çalışmanın amacı, dirsek eklemi pozisyonunun eklem kuvveti ve EMG genliği ve medyan frekansı üzerindeki etkisini ve ayrıca dirsek fleksiyon ve ekstansiyon sırasında agonist olarak hareket eden biceps, brakioradialis ve triseps kaslarının kuvvet-EMG ilişkilerini sistematik olarak incelemektir. Nörolojik olarak anlamlı sonuçlar çıkarmak için kuvvet-EMG ilişkisini normalleştirmenin önemi de

araştırılmıştır. Veriler, dirsek ekleminin fizyolojik temelli NMS modeli için girdi parametreleri sağlamak üzere çeşitli eklem açılarında kaydedildi (Doheny ve ark., 2006).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Araştırma Grubu

Ordu Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi öğrencilerinden yaşları 18-24 arasında değişen sağlıklı 15 kadın (yaş: 20,46 \pm 1,35, ağırlık: 61,13 \pm 8,70, boy: 168,86 \pm 6,35, VKİ: 21,40 \pm 2,59) ve 15 erkek (yaş: 20,66 \pm 0,72, ağırlık: 73,66 \pm 9,33, boy: 178,93 \pm 6,72, VKİ: 22,92 \pm 1,64) olmak üzere toplam 30 gönüllü öğrenci çalışmaya katılmıştır.

Çalışmaya dahil olma kriterleri olarak;

- Son 6 ay içerisinde herhangi bir eklem yaralanması yaşamamış olması,
- Üst ekstremitte kas gruplarına yönelik egzersiz yapmasına engel olmaması,
- Çalışmanın yapılacağı gün kafein tarzı uyarıcı madde kullanmamış olması,
- Sigara kullanmıyor olmak,
- Gönüllü olmak.

Hariç tutma kriterleri olarak ise;

- Son 6 ay içerisinde herhangi bir eklem yaralanması yaşamış olması,
- Üst ekstremitte kas gruplarına yönelik egzersiz yapmasına engel olması,
- Akut/kronik alt/üst ekstremitte kas ağrısı/hasarı,
- Kas iskelet/cilt hastalıkları olması,
- Çalışmanın yapılacağı gün kafein tarzı uyarıcı madde kullanmış olması,
- Sigara kullanıyor olmak,
- Gönüllü olmamak şeklinde tespit edilmiştir.

Tüm katılımcılara sağlık tarama anketi doldurmaları ve bilgilendirilmiş onam formunu imzalamaları istenmiştir. Çalışma Ordu Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Performans Laboratuvarında katılımcıların tek ziyareti ile yapılmıştır. Araştırma Ordu Üniversitesi Sağlık Araştırmaları Etik Kurulu onayı alındıktan sonra başlatılmıştır (KARAR NO: 2022/33).

3.2. Veri Toplama

Katılımcılardan bicepsbrachii (BB) ve tricepsbrachii (TB) kaslarının MVIC (Maksimum İstemli Kasılma- Maximum Voluntary Contraction) değerlerinin ölçülmesi için uygun farklı açılarda (70°, 90° ve 110°) ölçümler elde edilmiştir. Kas aktivasyonu normalizasyonu için BB ve TB kaslarından toplanan EMG sinyallerinde MVIC analiz tekniği ile gerçekleştirilmiştir. Konrad'a göre gönüllüye kuvveti hafifçe arttırması, 3-5 sn sonra maksimum efora ulaşması, 3 sn boyunca maksimumda beklemesi ve hızla gevşemesi istenir. Bu prosedür 3 kere ve her ölçüm arasında 30-60 sn beklenerek tekrar edilmiştir. Bu post-işlem metodu, maksimum istemli kasılma anındaki EMG kaydından RMS (root means square) gibi bir değeri takip eden EMG data serilerini normalize etmeye yarar. Sonuç MVIC değerinin bir yüzdesi (%MVIC) olarak elde edilir. Bu da teste katılan gönüllüler arasındaki verileri kıyaslama imkânı sağlar (Şimşek ve ark., 2016; Şimşek, 2017; Eser, 2018). Kasılma anında 1000 Hz. örnekleme hızında EMG verileri kaydedilmiştir. Elde edilen EMG verilerine 20 Hz. yüksek geçiren Butterworth filtre uygulanmıştır. Ham EMG sinyali analiz için kullanılmadan önce işlenmiştir. RMS'i alınmış değerler EMG sinyalinin fiziksel özelliğinin bir ölçümünü verir, bu da sinyalin enerjisidir. Çalışmada, filtrelenmiş EMG değeri son olarak RMS filtresinden geçirilmiş ve daha düzgün bir amplitüde sahip eğriler dizini elde edilmiştir.

Ölçümler kablosuz yüzeysel Ag/AgCl elektrotlar ile Noraxon marka (myoMUSCLE, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) cihaz ile yapılmıştır. Dirsek ekleminin farklı derecelerdeki açısının (70°, 90° ve 110°) standartise edilebilmesi için Noraxon marka (myoMOTION, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) cihaz kullanılmıştır. Tüm kas elektrot yerleri SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle) kriterlerine uygun olarak seçilmiştir.



Şekil 3.1. Bicepsbrachii kası için farklı açılarda MVIC belirleme



Şekil 3.2. Tricepsbrachii kası için farklı açılarda MVIC belirleme

3.3. İstatistiksel analiz

Yapılan bu çalışmada tüm istatistiksel hesaplamalar SPSS 22.0 V istatistik paket programda yapılmıştır. Elde edilen verilerin değerlendirilmesinde aritmetik ortalama (X), standart sapma (SS) gibi tanımlayıcı istatistiksel yöntemler kullanılmıştır. Elde edilen Bicepsbrachii ve Tricepsbrachii 70° , 90° ve 110° MVIC ortalama değerlerinin normal dağılım sergilemedikleri Shapiro-Wilk testi ile görülmüş dolayısıyla farklı açılarda elde edilen EMG değerlerinin ortalama puanların birbirinden anlamlı bir şekilde farklılık gösterip göstermediğini test etmek için non-parametrik test olan Friedman Testi kullanılmıştır. Farklı açılarda elde edilen EMG değerlerinin ortalama puanlarının ikili karşılaştırmasında ise non-parametrik test olan Wilcoxon T Testi kullanılmıştır. Sonuçlar 0.05 anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

Tablo 4.1. Bicepsbrachii ve Tricepsbrachii Kaslarından Farklı Açılarda Elde Edilen Emg (Mv) Değerleri Ortalama Farkları (Friedman Test)

Kas Grubu	Derece	N	\bar{X}	Ss	X^2	Sd	P
Bicepsbrachii	70°	30	1318,0667	671,47449	12,867	2	0,002*
	90°	30	946,9667	581,61069			
	110°	30	886,9333	484,26695			
Tricepsbrachii	70°	30	541,1667	272,18479	15,748	2	0,000**
	90°	30	490,3000	296,29018			
	110°	30	402,2900	222,61920			

* $p<0,05$; ** $p<0,01$

Bicepsbrachii kasından 70°, 90° ve 110° derecede elde edilen EMG değerleri ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). Tricepsbrachii kasından 70°, 90° ve 110° derecede elde edilen EMG değerleri ortalamalarında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,01$).

Tablo 4.2. Bicepsbrachii Kasından 70° ve 90° Açılarda Elde Edilen Emg (Mv) Değerleri

90°- 70°	N	Sıra Ortalaması	Sıra Toplamı	Z	P
Negatif Sıra	26	15,69	408,00	-3,610	0,000**
Pozitif Sıra	4	14,25	57,00		
Eşit	0				

Ortalama farklarının karşılaştırması (Wilcoxon Test), ** $p<0,01$

Bicepsbrachii kasından 70° ve 90° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 70°lik açıda elde edilen MVIC değerlerini ortalamalarının 90°lik açıda elde edilen MVIC değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,01$).

Tablo 4.3. Bicepsbrachii Kasından 70° ve 110° Açılarda Elde Edilen Emg (Mv) Değerleri Ortalama Farklarının Karşılaştırması (Wilcoxon Test)

110°- 70°	N	Sıra Ortalaması	Sıra Toplamı	Z	P
Negatif sıra	20	18,63	372,50		
Pozitif Sıra	10	9,25	92,50	-2,880	0,004**
Eşit	0				

**p<0.01

Bicepsbrachii kasından 70° ve 110° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 70°lik açıda elde edilen MVIC değerlerini ortalamalarının 110°lik açıda elde edilen MVIC değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür (p<0,01).

Tablo 4.4. Bicepsbrachii Kasından 90° ve 110° Açılarda Elde Edilen Emg (Mv) Değerleri Ortalama Farklarının Karşılaştırması (Wilcoxon Test)

110°- 90°	N	Sıra Ortalaması	Sıra Toplamı	Z	P
Negatif Sıra	17	15,18	258,00		
Pozitif Sıra	13	15,92	207,00	-0,524	0,600
Eşit	0				

Bicepsbrachii kasından 90° ve 110° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmemiştir (p>0,05).

Tablo 4.5. Tricepsbrachii Kasından 70° ve 90° Açılarda Elde Edilen Emg (Mv) Değerleri Ortalama Farklarının Karşılaştırması (Wilcoxon Test)

90°- 70°	N	Sıra Ortalaması	Sıra Toplamı	Z	P
Negatif Sıra	21	15,74	330,50		
Pozitif Sıra	8	13,06	104,50	-2,443	0,015*
Eşit	1				

*p<0.05

Triceps brachii kasından 70° ve 90° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 70°lik açıda elde edilen MVIC değerlerini ortalamalarının 90°lik açıda elde edilen MVIC değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür (p<0,05).

Tablo 4.6. Tricepsbrachii kasından 70° ve 110° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırması (Wilcoxon Test)

110°- 70°	N	Sıra Ortalaması	Sıra Toplamı	Z	P
Negatif Sıra	23	17,89	411,50		
Pozitif Sıra	7	7,64	53,50	-3,682	0,000**
Eşit	0				

**p<0.01

Tricepsbrachii kasından 70° ve 110° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 70°lik açıda elde edilen MVIC değerlerinin ortalamalarının 110°lik açıda elde edilen MVIC değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,01$).

Tablo 4.7. Bicepsbrachii Kasından 90° ve 110° Açılarda Elde Edilen Emg (Mv) Değerleri Ortalama Farklarının Karşılaştırması (Wilcoxon Test)

110°- 90°	N	Sıra Ortalaması	Sıra Toplamı	Z	P
Negatif Sıra	23	17,37	399,00		
Pozitif Sıra	7	9,36	65,50	-3,435	0,001**
Eşit	0				

** $p<0.01$

Tricepsbrachii kasından 90° ve 110° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 90°lik açıda elde edilen MVIC değerlerini ortalamalarının 110°lik açıda elde edilen MVIC değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,01$).

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Tüm spor branşlarında, sporcuların kuvvet parametreleri performansları üzerine güçlü etkisi bulunduğu düşünülmektedir. Fiziksel açıdan uygun bir hentbolcunun uzun boylu, kaslı, tecrübeli olma, oyun kurallarına minimum düzeyde uyabilme, pas, şut, savunma, hücum ve takım arkadaşlarıyla yardımlaşmada asgari hata ile oynayabilme gibi özellikler, uluslararası üst düzey bir hentbolcunun genel karakteristik özelliğidir (Czerwinski,1985).

İlaveten, sporcu, uzun kol ve bacaklara, düzgün vücutfiziğine sahip olmalı, hareket yeteneği mükemmel, vücudu ile orantılı ayak yapıları ile büyük elleresahip bulunmalıdır. Anaerobik performans hızlı ve yüksek performans isteyen spor dalları için önemlidir. Sporcunun performansı kişisel ve çevresel etmenlerden de etkilenebilmekte ve değişiklikler sergileyebilmektedir. Antrenör ve spor uzmanları sporcunun sahip olduğu güç ve kapasiteyi belirlemeli ve buna göre antrenman programı hazırlamalıdır. Performans artışı bu şekilde olabilmektedir. Düzenli antrenman yapmak, anaerobik performansta artış, ATP- PC depoları ve laktik asit sistemi verimliliğinde meydana gelen artış sebebiyledir. Anaerobik güç her tür sportif aktivite için anahtar rolündedir. Ancak anaerobik gücün ağırlıklı olduğu bazı spor dallarında (Yüksek atlama, gülle atma, cirit atma, disk atma, sürat koşuları, yüzme, basketbol, futbol, voleybol, hentbol, tenis, beyzbol)ise önemi gün geçtikçe daha çok artmaktadır (Al-Hazzaa,2001).

Çalışmamızda bicepsbrachii kasından 70°, 90° ve 110° derecede elde edilen EMG değerleri ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,05$). Tricepsbrachii kasından 70°, 90° ve 110° derecede elde edilen EMG değerleri ortalamalarında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,01$).

Kas kasılması için gerekli enerjinin devamlılığını sağlamak amacıyla, hızlı kasılan motor birimlerin artarak katılımı olarak nitelendirilebilir. Son çalışmaların birçoğunda yüzeysel elektromiyografi kullanarak anaerobik eşik değer ve laktat eşik değer egzersiz yoğunlukları ile, EMGT eşik değerdeki egzersiz yoğunlukları arasında anlamlı benzerlik olduğu görülürken, bazı araştırmacılar anlamlı bir ilişki bulamamışlardır (Hug ve ark.2006).

Tip 1 kas lifleri yavaş kasılan, küçük ve az miktarda kuvvet üreten kas lifleridir. Yorgunluğa karşı dirençlidirler. Golgi tendonu gibi organlardan gelen reflekslere duyarlıdır. Tip 2 lifler düşük refleks hızlı kasılan ve erken yorulan kas lifleridir. Bu lifler, ani kasılmalarla büyük miktarlarda kuvvet üretebilirler (Cram,2003).

Uhl ve arkadaşları (2003) artan omuz kas aktivitesinin artan üst ekstremité ağırlık taşıma ve kuvvet seviyeleri ile beklenen bir ilişki olduğunu ortaya koymuşlardır. Önceki çalışmalar, benzer bir şekilde, omuz kuşağına olan yük arttıkça kas aktivitesinde bir artış olduğunu göstermiştir. Bu sonuçlar, ağırlık taşıyan üst ekstremité egzersizlerinin veya izometrik egzersizlerinin, benzer kassal talepler üretebileceğine dair literatürdeki çalışmalarla tutarlıdır. Farklı açılarda yapılan izometrik egzersizlerin devamlılığında kademeli olarak omuz kas taleplerini arttırdığı kavramını desteklemektedir.

Elektromiyografi (EMG) sinyalleri, ölçümler arası karşılaştırmalar için normalize edilmelidir. Omuz EMG verilerini normalize edebilmek için, kas aktivasyon seviyeleri için referans değerleri üretilmelidir. Bunun en basit yolu, MVIC'nin kullanımıyla olmuştur (Boettcher ve ark.,2008).

Başka bir çalışmada izometrik maksimum istemli kasılma durumu sırasında, pektoralis majör ve orta deltoid kasları maksimum EMG düzeyine ve tatmin edici güvenilirliğe ulaştığı belirlendi. Pektoralis majör kasının izometrik maksimal istemli kasılması, katılımcılar kol iç rotasyonu uyguladıklarında değerlendirildi, orta deltoid kasının izometrik maksimal istemli kasılması ise kol abdüksiyonu yaptıklarında değerlendirildi (Rota,2013).

Ayrıca, izometrik maksimum istemli kasılma sonuçları, özellikle katılımcının motivasyonundan ve aşinalık derecesinden etkilenir (Ekstrom,2012).

Sporculardan istenen maksimal performans, bir psikolojik zorlanmayı gerçekleştirebilir. Performansı uygulanmasında önemli bir ihtiyaç haline gelen, art arda ve çok hızlı yapılması beklenen birbirleriyle koordine hareketler zeki olmayı ve duygu kontrolünü sağlamayı gerektirebilir. Çoğu zaman sporcular baskı altında hissederler ve stres yaşarlar. Araştırmacılar stresi, vücudun algıladığı heyecan verici, zihni etkileyen huzursuzluk verici durumlara karşı fiziksel, zihinsel ve kimyasal

tepkimler olarak açıkladıkları söylenebilir. Birçok tanım olsa da stres bir olumsuz durum olarak algılanır ve karşımıza çıkar. Stres altındaki sporcularda davranışsal, duygusal ve fiziksel belirtiler gözlemlenebilir. Bu belirtiler kaygı, gerginlik, huzursuzluk şeklinde duygusal bir durum olarak karşımıza çıkar (Altungül,2006: 18).

İzometrik kasılmalarda dinamik olanlardan daha yüksek motor ünite işe alım eşiği nedeniyle, izometrik maksimal istemli kasılma yöntemi daha düşük EMG genliği ile sonuçlanabilir (Linnamo ve ark.,2003).

Aksi takdirde, izometrik maksimum istemli kasılmanın zaman ve enerji tükettiği bilinmektedir (Hsu ve Scholz,2006), çünkü her kas 1'30–3' dinlenme periyodu ile belirli bir pozisyonda iki veya üç denemeye ihtiyaç duyar.

Çalışmamızda bicepsbrachii kasından 70° ve 90° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 70°lik açıda elde edilen MVIC değerlerini ortalamalarının 90°lik açıda elde edilen MVIC değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,01$).

Bununla birlikte bicepsbrachii kasından 70° ve 110° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 70°lik açıda elde edilen MVIC değerlerini ortalamalarının 110°lik açıda elde edilen MVIC değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,01$).

Kol ile ilgili bazı günlük fonksiyonel aktiviteler, konsantrik ve eksantrik kasılmaların birbirini izlemesiyle oluşur. Kolu kaldırmak, indirmek, bir nesneyi fırlatmak vb. gibi aktiviteler çeşitli derecelerde eksantrik kasılma içerir. Ayrıca koşu, tenis, fırlatma, kürek çekme vb. dominant kas hareketleri eksantrik kasılmalardır. Buradan yola çıkarak daha çok kol grubunu ilgilendiren eksantrik ve konsantrik çalışmaların bundan sonra egzersiz boyutunda ön plana alınması kol için anaerobik performansı etkileyecek faktörlerin başında gelmektedir (Erkılıç,2015).

Tez çalışmamızda tricepsbrachii kasından 70° ve 110° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 70°lik açıda elde edilen MVIC değerlerini ortalamalarının 110°lik açıda elde edilen MVIC değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu

görülmüştür ($p<0,01$). Bununla birlikte tricepsbrachii kasından 90° ve 110° açılarda elde edilen EMG (mV) değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 90° lik açıda elde edilen MVIC değerlerini ortalamalarının 110° lik açıda elde edilen MVC değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,01$).

Sporla hareket analizinde, laboratuvar ölçümleri saha ölçümleri kadar önemlidir. Laboratuvar ölçümlerinde, son yıllarda daha büyük kuvvet platformları kullanılarak hareketin ayrıntıları ölçülebilmektedir. Bu bağlamda, EMG kasların kasılmasını sağlayan elektriksel aktivitenin izlendiği ve yorumlandığı bir laboratuvar çalışma alanıdır. Diğer tüm disiplinlerde olduğu gibi spor bilimleri alanında da çok yaygın olarak kullanılmaya devam edilmektedir. Bazı durumlarda birincil araştırma aracı, bazen de diğer ölçüm yöntemleri ile elde edilen bulguları destekleyici yöntem olarak kullanılmaktadır. Kasal kasılma ve gevşeme stratejileri, yorgunluğun değerlendirilmesi vb. konular direkt kullanıma örnek teşkil ederken, hareket analizi sırasında destekleyici bilgi sağlayabilmektedir.

EMG sisteminin spor bilimleri araştırmalarında kullanımı takım veya bireysel aktivitelerde özel yetenek gerektiren tekniklerin sergilenişi esnasında hareketle ilgili kas yapısında oluşan kasılma-gevşeme mekanizmasını tespit etmek, bu şekilde olası sakatlık oluşumunu engellemek ve performans artırıcı en ideal tekniği tespit etmek gibi başlıklarda değerlendirmektedir.

Sonuç olarak çalışmamız;

- Sporcunun teknik becerisinin geliştirilmesinde,
- Sporcuya uygun antrenman programlarının yapılandırılmasında,
- Sporcunun olumlu veya olumsuz yönde gelişiminin takip edilmesinde,
- Yetenek seçimi yaparken hedeflerin belirlenmesinde etkili olacaktır.

Ayrıca bu alanda literatür taraması yapıldığında dar bir çalışma alanı olduğu görülmüştür. Çalışmamız hem sporculara hem de antrenör ve spor uzmanlarına yol gösterecek niteliktedir.

KAYNAKLAR

- Ada N. (2015). Yürüme Analizinde Bacak Kaslarının Yüzeysel Emg ile Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, Trakya Üniversitesi, Edirne.
- Aeling T. (2016). Electromyography Study of Muscle Fatigue During Isometric Exercises in Swimmers and Non-Swimmers. Master's Thesis, Marshall University, USA.
- Aggarwal A, Shenoy S, Sandhu JS. (2008). Comparison of lumbar and abdominal muscles activation pattern in two different skill level golf players: An emg analysis. *Medicina Sportiva*, 12(4), 109-114.
- Akgün N. (1996). Egzersiz ve Spor Fizyolojisi. İzmir: Ege Üniv. Basımevi. S: 175
- Al'Hazzaa HM, Almuzaini KS, Al-Refaae SA, Sulaiman MA. (2001). Aerobic and anaerobic power characteristics of Saudi elite soccer players. *The Journal of Sports Medicine And Physical Fitness*, 41 (1), 54.
- Altungül O. (2006). Futbol Aktivitelerine Katılanların Kişilik Özellikleri Işığında Stres Düzeylerinin Belirlenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi, Elâzığ.
- Andres PL, Thibodeau LM, Finison LJ, Munsat TL. (1987). Quantitative assessment of neuromuscular deficit in ALS. *Neurologic Clinics*, 5(1), 125-141.
- Arampatzis A, Karamanidis K, Stafilidis S, Morey-Klapsing G, DeMonte G, Bruggemann GP. (2006) Effect of different ankle- and kneejoint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *J Biomech*, 39, 1891–1902.
- Babault N, Pousson M, Michaut A, Van Hoecke J. (2003) Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. *J Appl Physiol*, 94, 983–990.
- Basmajian JV, De Luca CJ. (1985). Muscle Alive: Their Functions Revealed By Electromyography. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Başpınar Ö. (2009). Futbolcularda İzokinetik Kas Kuvvetinin Anaerobik Güce Etkisi. Yüksek Lisans, Pamukkale Üniversitesi, Denizli.

- Becker R, Awiszus F. (2001) Physiological alterations of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle. *Muscle Nerve*, 24, 667–672.
- Bernard TE. (2006). Static Work University of South Florida College of Public.*Health and Sports*, 55(6), 156.
- Bigland-Ritchie B, Donovan EF, Roussos CS. (1981) Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *J Appl Physiol*, 51, 1300–1305.
- Blumenstein B, Bar-Eli M, Tenenbaum G. (2002). Brain and Body in Sport and Exercise Biofeedback Applications in Performance Enhancement. UK: John Wiley & Sons, Ltd.
- Boettcher CE, Ginn KA, Cathers I. (2008). Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG. *Journal of orthopaedic research*, 26(12), 591-596.
- Bohannon RW. (2005). Manual muscle testing: Does it meet the standards of an adequate screening test? *Clin Rehabil*, 19, 662–667.
- Brinkmann JR, Andres P, Medoza M, Sanjak M. (1997). Guidelines for the use and performance of quantitative outcome measures in ALS clinical trials. *Journal of Neurological Sciences*, 147, 97–111.
- Card RK, Lowe JB. (2021). Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Elbow Joint. Island: StatPearls Publishing. S:277.
- Cerrah AO, Soylu AR, ErtanH. (2010). Spor bilimlerinde elektromiyografi kullanımını. *Sportmetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 8(2), 43-49.
- Cerrah AO, Şimsek D, Soylu AR, Nunome H, Ertan H. (2020). Developmental differences of kinematic and muscular activation patterns in instep soccer kick. *Sports Biomechanics*, 1-16.
- Cerrah AO. (2009). Futbolda Farklı Vuruş Tekniklerinde Kassal Aktivasyonların ve Top Hızı-İzokinetik Kuvvet İlişkisininDeğerlendirilmesi. Yayınlanmamış Yüksek Lisans Tezi, Anadolu Üniversitesi, Eskişehir.

- Charnock BL, Lewis CL, Garrett WE, Queen RM. (2009). Adductor longus mechanics during the maximal effort soccer kick. *Sports Biomechanics*, 8(3), 223-234.
- Clarys JP, Cabri J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: A review. *Journal of Sports Sciences*, 11(5), 379-448.
- Contreras B, Vigotsky AD, Schoenfeld BJ, Beardsley C, Cronin J. (2015). A comparison of two gluteus maximus EMG maximum voluntary isometric contraction positions. *PeerJ*, 3, e1261.
- Cram JR. (2003) The history of surface electromyography. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, 28 (2), 81-91.
- Cresswell AG, Loscher WN, Thorstensson A.(1995) Influence of gastrocnemius muscle length on triceps surae torque development and electromyographic activity in man. *Exp Brain Res*, 105, 283–290.
- Czerwinski J. (1985) The effect of technical skills of players on tactical selection in handball game. *European Handball*, 14 (1),16.
- De Luca CJ. (1997)The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.
- Demir HM. (2016) Kuadriseps ve Hamstring Kaslarına Kinesiotape Uygulamasının Kas Kuvvetine, Propriosepsiyona ve Sıçramaya Etkisi. Yayımlanmamış Uzmanlık Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Isparta.
- Demirel HA, Koşar NŞ. (2006)İnsan Anatomisi ve Kineziyoloji. Ankara: Nobel Yayıncılık. S:35
- Dimitrova NA, Dimitrov GV. (2003) Interception of EMG changes with fatigue: Facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol*,13, 13-36.
- Doheny EP, LoweryMM, FitzPatrickDP, O'Malley MJ. (2008) Effect of elbow joint angle on force–EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 760-770.

- Doheny E, Fitzpatrick D, Lowery M, O'Malley M.(2006)Validating a neuromusculoskeletal model of the elbow joint. *Journal of Biomechanics*, 39 (2),47.
- Dünder U. (2003). Antrenman Teorisi. Ankara: Nobel Yayıncılık. S:50.
- Ekstrom RA., Osborn RW, Goehner HM, Moen AC, Ommen BM, Mefferd MJ ve ark. (2012). Electromyographic normalization procedures for determining exercise intensity of closed chain exercises for strengthening the quadriceps femoris muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(1), 766–771.
- Ergen E, Demirel H. (2002). Egzersiz Fizyolojisi. Ankara: Nobel Yayınları.
- Erkılıç AO. (2015). Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulunda Eğitim Gören Genç Erkek Sporcularda Morfolojik Değişkenler ile Üst Ekstremiteden Elde Edilen Anaerobik Değerler Arasındaki İlişkinin İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Bartın Üniversitesi, Bartın.
- Ertan H, Kentel B, Tümer ST, Korkusuz F. (2003). Activation patterns in forearm muscles during archery shooting. *Human Movement Science*, 22(1), 37-45.
- Ertan H, Soylu AR, Korkusuz F. (2005). Quantification the relationship between FITA scores and EMG skill indexes in archery. *J. Electromyogr. Kinesiol*, 15,222-227.
- Eser C. (2018). Yüzey EMG Ölçümleri Sırasında Kaydedilen MVC (Maximum Voluntary Contraction) ile Kuvvet İlişkisinin İncelenmesi. Yayınlanmamış Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- Farina D, Merletti R, Nazzaro M, Caruso I.(2001). Effect of joint angle on surface EMG variables for the muscles of the leg and thigh. *IEEE Eng Med Biol Mag*,20(1), 62–71.
- Great Lakes ALS Study Group. (2003). A comparison of muscle strength testing techniques in amyotrophic lateral sclerosis. *Neurology*, 61(11), 1503-1507.

- Guimaraes AC, Herzog W, Hulliger M, Zhang YT, Day S. (1994) Effects of muscle length on the EMG-force relationship of the cat soleus muscle studied using non-periodic stimulation of ventral root filaments. *J Exp Biol*, 193(2), 49–64.
- Guyton AC, Hal JE. (2007). Textbook of Medical Physiology (10. bs.). Philadelphia: W.B. Saunders Company.
- Guyton AC, Hall JE. (1986). Textbook of Medical Physiology. Philadelphia: Saunders. S: 548.
- Guyton AC, Hall JE. (2007). Tıbbi Fizyoloji (11. bs.). İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri. S: 102.
- Guyton MD, Arthur C. (1986). Textbook of Medical Physiology. New York: Merk Publishing. S:25-27.
- Hansen EA, Lee HD, Barrett K, Herzog W. (2003) The shape of the force-elbow angle relationship for maximal voluntary contractions and submaximal electrically induced contractions in human elbow flexors. *J Biomech*, 36, 1713–1718.
- Hasler EM, Denoth J, Stacoff A, Herzog W.(1994) Influence of hip and knee joint angles on excitation of knee extensor muscles. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 34, 355–361.
- Hatch GF, Pink MM, Mohr KJ, Sethi PM, Jobe FW. (2006)The effect of tennis racket grip size on forearm muscle firing patterns.*Am J Sports Med*, 1(34),1977-1983.
- Heckathorne CW, Childress DS. (1981) Relationships of the surface electromyogram to the force, length, velocity, and contraction rate of the cineplastic human biceps. *Am J Phys Med*, 60, 1–19.
- Hsu W-L, Krishnamoorthy V, Scholz JP.(2006)An alternative test of electromyographic normalization in patients. *Muscle Nerve*, 33, 232–241.
- Hug F, Laplaud D, Lucia A. (2006). Emg threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise: A pilot study. *Int. J. Sports Med*, 27, 456-462

- Jensen CR, Schultz GW, Bangerter BL. (1983) *Applied Kinesiology and Biomechanics*. New York: McGraw-Hill College. S:51.
- Kennedy PM, Cresswell AG. (2001) The effect of muscle length on motor-unit recruitment during isometric plantar flexion in humans. *Exp Brain Res*, 137, 58–64.
- Konrad P. (2005). *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. ABD: Noraxon S:51-57.
- Kubo K, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. (2004) Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts. *Eur J Appl Physiol*, 91, 349–352.
- Leedham JS, Dowling JJ. (1995) Force–length, torque–angle and EMG–joint angle relationships of the human in vivo biceps brachii. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 70, 421–426.
- Linnamo V, Strojnik V, Komi PV. (2006) Maximal force during eccentric and isometric actions at different elbow angles. *Eur J Appl Physiol*, 96, 672–678.
- Linnamo VT, Moritani T, Nicol C, Komi PV. (2003). Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 93–101.
- Lloyd DG, Besier TF. (2003) An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J Biomech*, 36, 765–776.
- Lunnen JD, Yack J, LeVeau BF. (1981) Relationship between muscle length, muscle activity and torque of the hamstring muscles. *Phys Ther*, 61, 190–195.
- Lucas DB, Abbott L. (2008) The function of the clavicle. *Crit Rev Biomed Eng*, 14, 140–583.
- Mader SS, Windelspecht M. (2014). *Human Biology* (13. bs.). New York, NY: The McGraw-Hill Companies.
- Maffet MW, Jobe FW, Pink MM, Brault J, Mathiyakom W. (1997). Shoulder muscle firing patterns during the windmill softball pitch. *Am J Sports Med*, 25, 369–374.

- Maffet MW, Jobe FW, Pink MM, Brault J, Mathiyakom W.(1950). Shoulder muscle firing patterns during the windmill softball pitch. *Am J Med*, 31, 576-587.
- Meldrum D, Cahalane E, Conroy R, Fitzgerald D, Hardiman O. (2007) Maximum voluntary isometric contraction: Reference values and clinical application. *Amyotrophic Lateral Sclerosis*, 8(1), 47-55.
- Merletti R, Parker P. (2004). *Electromyography*. Hoboken, NJ: Wiley. S:4.
- Merletti R, (2004). *Electromyography*. Parker PJ. (Ed.). *Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. University of Wisconsin-Madison: Madison ProQuest Publishing. S:11.
- Miaki H, Someya F, Tachino KA. (1999) Comparison of electrical activity in the triceps surae at maximum isometric contraction with the knee and ankle at various angles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 80, 185–191.
- Miles TS, Nordstrom MA, Turker KS. (1986) Length-related changes in activation threshold and wave form of motor units in human masseter muscle. *J Physiol*, 370, 457–465.
- Morris MS, Ozer K. (2017). Elbow dislocations in contact sports. *Hand Clinics*, 33(1), 63-72.
- Munsat TL, Andres MS, Finison L, Conlon MPH, Thibodeau L. (1987). The natural history of motor neuron loss in amyotrophic lateral sclerosis. *Neurology*, 38, 409–413.
- Oh SJ. (2003). *Clinical Electromyography: Nerve Conduction Studies*. USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Olney SJ, Winter DA. (1985). Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 18(1), 9-20.
- Onishi H, Yagi R, Oyama M, Akasaka K, Ihashi K, Handa Y.(2002). EMG angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *J Electromyogr Kinesiol*, 12, 399–406.
- Özkan A. (2011). Anaerobik Performans ve İzokinetik Kuvvet Değerlendirilmesinde Bacak Hacmi ve Kütlesinin Rolü. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.

- Prodoehl J, Gottlieb GL, Corcos DM (2003) The neural control of single degree-of-freedom elbow movements. Effect of starting joint position. *Exp Brain Res*, 153, 7–15.
- Rack PM, Westbury DR. (1969) The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. *J Physiol*, 204, 443–460.
- Rota S, Rogowski I, Champely S, Hautier C. (2013). Reliability of EMG normalisation methods for upper-limb muscles. *Journal of Sports Sciences*, 31(15), 1696-1704.
- Rudarlı N. (2001). Voleybolcuların İzokinetik Kas Kuvvetleri ile Dikey Sıçrama Yükseklikleri Arasındaki İlişki Düzeyi. Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.
- Salci Y, Kentel BB, Heycan C, Akin S, Korkusuz F.(2004). Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. *Clinical Biomechanics*, 19, 622–628.
- Simsek D, Cerrah AO, Ertan H, Soylu AR. Coaching and sports activities. 32 International Conference of Biomechanics in Sports, Eskişehir, AbstractBook, 2014; 110-120.
- Simsek D, Kirkaya I, Gungor EO, Soylu AR. (2016) Relationships among vertical jumping performance, emg activation, and knee extensor and flexor muscle strength in Turkish elite male volleyball players. *Turkiye Klinikleri J Sports Sci*, 8(2), 46-56.
- Solomonow M, Baratta RV, Dambrosia R. (1991) EMG force relations of a single skeletal-muscle acting across a joint – dependence on joint angle. *J Electromyogr Kinesiol*, 1, 58–67.
- Soylu AR, Arpinar-Avsar P. (2010). Detection of surface electromyography recording time interval without muscle fatigue effect for biceps brachii muscle during maximum voluntary contraction. *J Electromyogr Kinesiol*, 20 (4), 773-776.
- Sözen H. (2005) Sedarterlerde Oluşturulan Gecikmiş Kas Yorgunluğu Üzerine Masajın Etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun.

- Sözen H. (2010). Comparison of muscle activation during elliptical trainer, treadmill and bike exercise. *Biology of Sport*, 27(3).
- Stein JM, Cook TS, Simonson S, Kim W. (2011). Normal and variant anatomy of the elbow on magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging Clin N Am*, 19(3), 609-619.
- Şimşek D, Kirkaya I, Güngör EO, Soylu AR. (2016). Relationships among vertical jumping performance, EMG activation, and knee extensor and flexor muscle strength in Turkish elite male volleyball players. *Turkiye Kliniklerin J Sports Sci*, 8(2), 46-56.
- Şimşek D. (2017) Different fatigue-resistant leg muscles and EMG response during whole-body vibration. *J Electromyogr Kinesiol*, 37(1), 147-154.
- Uhl TL, Carver TJ, Mattacola CG, Mair SD, Nitz AJ. (2003) Shoulder musculature activation during upper extremity weight-bearing exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(3), 109-117.
- Vander Linden DW, Kukulka CG, Soderberg GL. (1991) The effect of muscle length on motor unit discharge characteristics in human tibialis anterior muscle. *Exp Brain Res*, 84, 210-218.
- Vredenburg J, Rau G. (1973) Surface Electromyography in Relation to Force, Muscle Length and Endurance. Desmedt JE. (Ed.). *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*. Basel: S. Karger AG. S: 607-622.
- Worrell TW, Perrin DH, Gansneder BM, Gieck JH. (1991) Comparison of muscle activation during weight-bearing exercise in normal and injured individuals. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 38 (Suppl 1), 37-46.
- Zajac FE. (1989) Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng*, 17, 359-411.

Ek-1. Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu



BİLGİLENDİRİLMİŞ OLUR FORMU

Bu katıldığımız çalışma bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı **Biceps Brachii ve Triceps Brachii Kaslarından Farklı Açılarda Alınan Maksimum İstemli İzometrik Kasılma Verilerinin Karşılaştırılması**'dir. Maksimum istemli izometrik kasılma, kas kurvetini ölçmek ve değerlendirmek için kullanılan yüksek güvenilirliğe sahip önemli bir yöntemdir. Ayrıca, Maksimum istemli izometrik kasılma, birçok çalışmada kasın **postürünü** ve işe katılımı hakkında bilgi almak ve ölçmek için kullanılan elektromiyografi verilerinin normalleştirilmesi için kullanılmaktadır. Bu bağlamda, çalışmanın amacı **bicepsbrachii ve tricepsbrachii** kaslarının farklı açılarda elde edilen Maksimum istemli izometrik kasılma değerlerinin karşılaştırılarak optimal verimin alındığı açının tespiti'dir. Bu çalışmada size **biceps brachii ve triceps brachii** kaslarınızın maksimum istemli kasılma değerlerinin farklı açılarda (70°, 90°, 110°) **elektromiyografi** cihazıyla ölçülmesi uygulanması yapılacaktır. Bu çalışmada yer almamız öngörülen süre 1 saat olup, çalışmada yer alacak gönüllülerin sayısı 30'dır.

Bu araştırma ile ilgili olarak araştırmacının önerilerine uyma sizin sorumluluğunuzdur.

Bu çalışmada sizin için çok düşükte olsa sakatlanma riski oluşturabilir. Sizin için beklenen bir yararlar söz konusu değildir.

Bu araştırmanın tedavisinde uygulanabilecek, ancak şimdilik uygulanmayacak olan bir alternatif tedavi ya da işlem bulunmamaktadır.

Araştırmaya bağlı bir zarar söz konusu olduğunda, bu durumun tedavisi sorumlu araştırmacı tarafından yapılacak, ortaya çıkan masraflar

Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN tarafından karşılanacaktır. Araştırma sırasında sizi ilgilendirebilecek herhangi bir gelişme olduğunda, bu durum size veya yasal temsilcinize derhal bildirilecektir. Araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun, istemeyen etki ya da diğer rahatsızlıklarınız için 0532 784 9129 no.lu telefondan Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN'e başvurabilirsiniz.

Bu çalışmada yer almamız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır; ayrıca, bu araştırma kapsamındaki bütün muayene, tetkik, testler ve tıbbi bakım hizmetleri için sizden veya bağlı bulunduğunuz sosyal güvenlik kuruluşundan hiçbir ücret istenmeyecektir.

Bu çalışmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada araştırmadan ayrılabilirsiniz; bu durum herhangi bir cezaya ya da sizin yararlarınıza engel duruma yol açmayacaktır. Araştırmacı bilginiz dahilinde veya isteğiniz dışında, uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız veya tedavinin etkinliğini artırmak vb. nedenlerle sizi araştırmadan çıkarabilir. Biyotıp Sözleşmesi VII Bölüm Madde 22'de belirtildiği üzere "Bir müdahale sırasında insan vücudunun herhangi bir parçası alındığında bu parça yalnızca uygun bilgilendirme ve muvafakat alma işlemlerini uyguladığı takdirde çıkarılma amacından başka bir amaç için saklanabilir ve kullanılabilir". Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır; çalışmadan çekilmemiz ya da araştırmacı tarafından çıkarılmamız durumunda, sizle ilgili tıbbi veriler de gerekirse bilimsel amaçla kullanılabilir.

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayımlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz.

Çalışmaya Katılma Onayı:

Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlamadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve sözlü olarak dinledim. Aldığım gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Çalışmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanıdım. Bu koşullar altında bana ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyorum ve söz konusu araştırmaya ilişkin bana yapılan katılım davetini hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

Bu formun imzalı bir kopyası bana verilecektir.

Gönüllünün, Adı-Soyadı: Adresi: Tel.-Faks: Tarih ve İmza:	Açıklamaları yapan araştırmacının, Adı-Soyadı: Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN Görevi: Araştırma Yürütücüsü Adresi: Ordu Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor YO, Altınordu/Ordu Tel.-Faks: 0532 784 9129 Tarih ve İmza:
Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasinin, Adı-Soyadı: Adresi: Tel.-Faks: Tarih ve İmza:	Olur alma işlemine bağından sonuna kadar taahhüt eden kuruluş görevlisinin/görüşme tanışının, Adı-Soyadı: Görevi: Adresi: Tel.-Faks: Tarih ve İmza:

* Bu örnek form araştırmalara fikir vermek için formda bulunması gereken asgari bilgiler verilerek hazırlanmıştır, gerektiğinde eklemeler yapılmalıdır. İstendiğinde Etik Kurul sekreterliğinden ya da Tıp Fakültesi web sayfasından temin edilerek ve üzerinde gerekli düzenlemeler yapılmak suretiyle kullanılabilir (örn. bu paragraf, metindeki noktalı kısımlar ve parantezler çıkarılmalı ve uygun şekilde düzenlenmelidir). Gönüllünün beyan ve imzası, bilgilendirme metninin devamı şeklinde olmalıdır; kesinlikle ayrı sayfalarda olmamalıdır.
Güncelleme tarihi 28.11.2013

Ek-2. Etik Kurul İzni



T.C. ORDU ÜNİVERSİTESİ - Ordu
Üniversitesi Rektörlüğü - Tıp Fakültesi
Dekanlığı
15.02.2022 14:03
Sayı: 91120269-900-E.0696400



0000696400

T.C. ORDU ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARLARI

Toplantı Tarihi	Toplantı Sayısı	Toplantı Saati	Karar Sayısı
11.02.2022	03	15.30	33

Ordu Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu, “Klinik Araştırmalar ve Biyoyararlanım/Biyoesdeğerlik Çalışmaları Etik Kurullarının Standart Çalışma Yöntemi Esasları” 11.2.1 maddesi uyarınca Etik Kurul Başkanı Doç. Dr. Ahmet KARATAŞ başkanlığında toplanarak aşağıdaki kararları almıştır.

KARAR NO: 2022/33

Sorumlu yürütücü Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN’in, KAEK 36 Nolu başvurusunun değerlendirilmesi sonucu “Biceps Brachii ve Triceps Brachii Kaslarından Farklı Açılarda Alınan Maksimum İstemli İzometrik Kasılma Verilerinin Karşılaştırılması” başlıklı araştırmasının etik ilke ve kurallara uygunluk açısından yapılabilirliğine ve konunun ilgili öğretim üyesine tebliğine toplantıya katılanların oy birliği ile karar verildi.

e-imzalıdır
Doç. Dr. Ahmet KARATAŞ
Ordu Üniversitesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Nazlı DÜRÜMLÜ
Doğum Yeri : Ordu
Doğum Tarihi : 15.02.1996
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : nazdrml@gmail.com

Öğrenim Durumu:

Derece	Bölüm/ Program	Üniversite
Lisans	Spor Yöneticiliği	Ordu Üniversitesi
Yüksek Lisans	Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı	Ordu Üniversitesi