



**BİLEK GÜREŞİ SPORCULARINA YAPILAN KUVVET
ANTRENMANIN ELEKTROMİYOGRAFİ DEĞERLERİ VE
KAS PERFORMANSINA ETKİSİ**

Haci YILDIZ

BEDEN EĞİTİMİ ve SPOR ANABİLİM DALI

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. Mahmut AÇAK
İkinci Tez Danışmanı: Prof. Dr. İbrahim ERKUTLU**

Doktora Tezi – 2023

**T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİLEK GÜREŞİ SPORCULARINA YAPILAN KUVVET
ANTRENMANIN ELEKTROMİYOGRAFİ DEĞERLERİ VE KAS
PERFORMANSINA ETKİSİ**

Haci YILDIZ

**BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Mahmut AÇAK**

**İkinci Tez Danışmanı
Prof. Dr. İbrahim ERKUTLU**

Bu Araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından
TDK-2020-2321 Proje numarası ile desteklenmiştir.

**MALATYA
2023**

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne

ETİK BEYANI

İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak “Prof. Dr. Mahmut AÇAK, Prof. Dr. İbrahim ERKUTLU” danışmanlığında hazırlayıp sunduğum “Bilek Güreşi Sporcularına Yapılan Kuvvet Antrenmanının Elektromiyografi Değerleri ve Kas Performansına Etkisi” başlıklı Doktora tezim içinde elde ettiğim verileri, bilgileri, belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, tezimde yararlandığım eserlere bilimsel kurallara uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, tezimin özgün olduğunu, tezimin çalışma ve yazımında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim. / / 20...

Öğrencinin;

Haci YILDIZ
İmza

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vii
ABSTRACT.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ.....	xi
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Kas Sistemi	5
2.1.1. Düz Kaslar	5
2.1.2. Kalp Kası	6
2.1.3. İskelet Kası	7
2.2. Kas Dokusunun Yapısı ve İşlevi.....	8
2.3. Kas Kasılması	9
2.4. Kasılma Çeşitleri.....	12
2.4.1. İzometrik Kasılma.....	12
2.4.2. İzotonik Kasılma.....	12
2.4.3. İzokinetik Kasılma.....	13
2.5. Elektromiyografi (EMG)	13
2.5.1. EMG Yöntemleri	14
2.5.2. Elektrot Çeşitleri	16
3. MATERYAL VE METOT	17
3.1. Araştırmanın Deneysel Tasarımı	17
3.2. Araştırma Grubunun Oluşturulması.....	18
3.3. Vücut Kitle İndeksi Ölçümleri.....	18
3.4. Veri Sinyallerin Alındığı Kas Grubu	19
3.5. 1 Maksimum Tekrarın Belirlenmesi	19
3.6. Egzersiz Protokolü.....	20
3.7. Verilerin Elde Edilmesi ve EMG Ölçümleri.....	23
3.8. EMG Cihazı ve Ölçüm Yöntemi	29
3.9. EMG Sinyalinin Analizindeki Özellikler	30

3.9.1. Karelerin Ortalamasının Karekökü	30
3.9.2. Ortalama Mutlak Değer	31
3.9.3. Sıfır Geçiş Oranı	32
3.9.4. Güç Spektral Yoğunluğu	33
3.9.5. Willison Genliği.....	33
3.9.6. Dalga Formu Uzunluğu	34
3.10. İstatistiksel Analiz.....	35
4. BULGULAR.....	36
5. TARTIŞMA	40
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	46
KAYNAKLAR	48
EKLER.....	57
EK-1. Özgeçmiş.....	57
EK-2. Etik Kurul Onayı	58
EK-3. İzin Yazısı	61
EK-4. Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu.....	65

TEŞEKKÜR

Eğitim hayatımın en önemli aşamalarından doktora eğitimimi bitirmek üzere yapmış olduğumuz “*Bilek Güreşi Sporcularına Yapılan Kuvvet Antrenmanının Elektromiyografi Değerleri Ve Kas Performansına Etkisi*” başlıklı doktora tezimin her aşamasında akademik bilgi ve deneyimleriyle büyük katkıda bulunan; sabrını, sevgisini ve güleç yüzünü esirgemeyip; her zaman desteğini hissettiğim saygıdeğer danışmanım Prof. Dr. Mahmut AÇAK’a; akademik bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, anlayışı ve içtenliği ile manevi desteğini bir an bile eksik etmeyen tezimin ortak danışmanı saygıdeğer hocam Prof. Dr. İbrahim ERKUTLU’ya en içten dileklerimle şükranlarımı ve teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Doktora süresince ve tez aşamasında her türlü bilgi birikimini paylaşp destek veren hocam sayın Doç. Dr. Serkan DÜZ’e, tezimin EMG verilerinin elde edilmesinde katkı sağlayan değerli hocam Doç. Dr. Gürkan KAVURAN’a, değerli dostum Doç. Dr. Ramazan BAYER’e, tez çalışmasına gönüllü katılan bilek güreşi sporcularına yürekten teşekkür ederim. Yaşamımın her aşamasında yanımda olan, maddi ve manevi desteklerini her an hissettiğim, anneme ve babama, çok kıymetli eşim ve çocuklarıma sonsuz sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak projenin gerçekleşmesi için maddi destek sağlayan İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeler Birimi’ne teşekkür ederim.

ÖZET

Bilek Güreşi Sporcularına Yapılan Kuvvet Antrenmanının Elektromiyografi Değerleri ve Kas Performansına Etkisi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, bilek güreşi sporcularına uygulanan kuvvet antrenmanı öncesi ve sonrasında elektromiyografi cihazı ile elde edilen verileri analiz etmek ve kas performanslarında artış sağlanıp sağlanmadığını niceliksel olarak araştırmaktır.

Materyal ve Metot: Araştırmanın evrenini; Gaziantep ilinde aktif spor yapan bilek güreşi sporcuları oluşturmuştur. Araştırmanın örneklemini, yapılan güç analizi sonucu düzenli antrenman toplam 14 erkek bilek güreşi sporcu oluşturmaktadır. 8 haftalık kuvvet antrenmanı uygulamasından önce ve sonra BB kası ve PM kası için ön kol ile kol arasındaki açı 60° ve 90° olacak şekilde iki farklı pozisyonda, PT kası için sadece 90° açıda EMG ölçümleri alınmıştır. EMG sinyallerini sınıflandırmak için RMS, MAV, PSD, WL, ZC, WAMP ayırt edici öznelik kullanılmıştır. Araştırmada anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak belirlenmiştir. Verilerin analizinde IBM SPSS 22.0 programı kullanılmıştır.

Bulgular: Katılımcıların 60° ve 90° pozisyonda BB kası ön ve son test ölçümleri PSD değerleri hariç, RMS, MAV, ZCR, WL, WAMP değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu belirlendi.

Katılımcıların 60° ve 90° pozisyonda PM kası ön ve son test ölçümleri WAMP değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu ($p<0.05$), RMS, MAV, PSD, ZCR, WL, değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı belirlendi.

Katılımcıların 90° pozisyonda PT kası ön ve son test ölçümleri RMS, MAV, PSD, ZCR, WL, WAMP değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı belirlendi.

Sonuç: Kuvvet antrenmanının bilek güreşinde aktif rol alan kaslarının hem EMG aktivasyonlarındaki artışın sağlanmasında hem de bu kasların güçlendirilmesinde etkili olduğu ortaya konmuştur.

Anahtar Kelimeler: Bilek Güreşi, Biseps Biraki, Elektromiyografi, Kuvvet, Pektoralis Majör, Pronator Teres.

ABSTRACT

The Effect of Strength Training Performed on Arm Wrestling Athletes on Electromyography Values and Muscle Performance

Aim: The aim of this study is to analyze the data obtained with the electromyography device before and after the strength training applied to the arm wrestling athletes and to investigate quantitatively whether there is an increase in muscle performance.

Material and Method: The study universe consisted of active Arm Wrestling athletes in Gaziantep province. The sample size for the study was determined as 14 male Arm Wrestling athletes based on power analysis. EMG measurements were taken for the BB muscle and PM muscle in two different positions with angles of 60° and 90° before and after the 8-week strength training. For the PT muscle, EMG measurements were taken at an angle of 90°. The distinctive features RMS, MAV, PSD, WL, ZC, and WAMP were used to classify the EMG signals. The significance level for the study was set as $p < 0.05$. IBM SPSS 22.0 program was used for data analysis.

Result: Statistically significant differences were found between the pre-test and post-test measurements for the BB muscle in both 60° and 90° positions, except for the PSD values. RMS, MAV, ZCR, WL, and WAMP values showed significant differences ($p < 0.05$).

For the PM muscle, a statistically significant difference was found in the WAMP values between the pre-test and post-test measurements in both 60° and 90° positions ($p < 0.05$), but there was no significant difference in RMS, MAV, PSD, ZCR, and WL values.

For the PT muscle, there were no statistically significant differences in RMS, MAV, PSD, ZCR, WL, and WAMP values between the pre-test and post-test measurements.

Conclusion: The results suggest that strength training plays an effective role in increasing EMG activation and strengthening the active muscles involved in arm wrestling.

Key Words: Arm Wrestling, Biceps Brachii, Electromyography, Strength, Pectoralis Major, Pronator Teres.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Ach	: Asetilkolin
Ache	: Asetilkolinesteraz
ATP	: Adenozin Trifosfat
BB	: Biceps Braki
Ca²⁺	: Kalsiyum
Cm	: Santimetre
Dk	: Dakika
EMG	: Elektromiyografi
GSY	: Güç Spektral Yoğunluğu
MAV	: Ortalama Mutlak Değer
PM	: Pectoralis Major
PT	: Pronator Teres
sEMG	: Yüzeysel EMG
SENIAM	: Surface Electromyography For The Non-Invasive
RMS	: Ortalama karekök
VA	: Vücut Ağırlığı
VKİ	: Vücut Kütle İndeksi
WAMP	: Wilson Amplitüdü
ZCR	: Sıfır Geçiş Oranı
1 MT	: 1 Maksimum Tekrar
%	: Yüzde

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2.1. Düz kas görünümü.....	6
Şekil 2. 2. Kalp kası hücre görünümü	7
Şekil 2.3. İskelet kası hücresinin yapısı.....	8
Şekil 2.4. Mikroskop altında iskelet kası görünümü	9
Şekil 2.5 İskelet kası görünümü	11
Şekil 2.6. Emg elektrod çeşitleri	14
Şekil 2.7. Jel Elektrot.....	16
Şekil 3.1. Araştırmanın tasarımı	17
Şekil 3.2. Muscle spikerbox pro cihazı.....	23
Şekil 3.3. BB 60° ön ve son test örnek EMG verisi	24
Şekil 3.4. BB 90° ön ve son test örnek EMG verisi	24
Şekil 3.5. PM 60° ön ve son test örnek EMG verisi.....	25
Şekil 3.6. PM 90° ön ve son test örnek EMG verisi	25
Şekil 3.7. PT kası ön ve son test örnek EMG verisi	26
Şekil 3.8. Profitness Classic Line Cable Crossover cihazı	26
Şekil 3.9. Bilek güreşi masası.....	27
Şekil 3.10. Bilek güreşi masasının yerleşimi.....	27
Şekil 3.11. Gonyometre ölçümü	28
Şekil 3.12. EMG ölçümü	29
Şekil 3.13. BB 60° ön ve son test örnek RMS verisi.....	31
Şekil 3.14. BB kası 60° ön ve son test örnek MAV verisi	32
Şekil 3.15. BB kası 60° ön ve son test örnek ZCR değerleri.....	32
Şekil 3.16. BB 60° ön ve son test örnek PSD verisi	33
Şekil 3.17. BB kası 60° ön ve son test örnek WAMP verisi	34
Şekil 3.18. BB kası 60° ön ve son test örnek WL verisi.....	34

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 3.1. 8 Haftalık bilek güreşi kuvvet antrenman programı	21
Tablo 4.1. Katılımcılara ait tanımlayıcı bilgileri.....	36
Tablo 4.2. BB kası 60° ön ve son test ortalamaları.....	36
Tablo 4.3. BB kası 90° ön ve son test ortalamaları.....	37
Tablo 4.4. PM kası 60° ön ve son test ortalamaları	37
Tablo 4.5. PM kası 90° ön ve son test ortalamaları.....	38
Tablo 4.6. PT kası ön ve son test ortalamaları	39

1. GİRİŞ

Yaşamımızın her alanında baş döndürücü bir hızla gelişen teknoloji etkileri her alanda görülmekle beraber özellikle sağlığın önemli bir alanı olan medikal ve tıp alanında kendini göstermektedir.

19. Yüzyıldan başlayarak gelişimini sürmekte olan medikal gelişmeler, günümüzde teknoloji gelişimiyle büyük bir ivme kazanmıştır. NASA'nın astronotlar ile ilgili uzay çalışmalarını takip etmek amacıyla yapmış olduğu çalışmalar, biyolojik işaretlere ihtiyacı bir gereklilik haline getirmiştir. Bu alanda duyulan ihtiyaca ilginin artmasıyla beraber bu alana yoğun bir talep oluşturmuştur. Bu alandaki sistemlerin ve cihazların gerektiği zaman; kaliteli, hızlı ve güvenli bir şekilde verilerin alınması, korunması ve işlenmesi ayrıca elde edilen verilerle tanı ve teşhislerin koyulması, yorumlanması ve takip edilmesi biyolojik işaretlerin sağlık alanında gelişim yönünü çizmiştir (1, 2)

Biyolojik işaret; organların fonksiyonlarını, çalışma prensiplerini, aralarındaki ilişki ve iletişimin araştırılması aynı zamanda organizmada meydana gelen değişikliklerin incelenmesi olarak tanımlanabilir. Biyolojik işaretler organizmadan sensörler ya da dönüştürücüler aracılığıyla algılanan elektrik temelli veya elektrik temelli olmayan işaretlerdir. Elektromiyografi (EMG), Elektrokardiyografi, Elektroansefalogram, Elektronörogram gibi işaretler elektrik temelli olan fizyolojik işaret olarak tanımlanırken sıcaklık, solunum hacmi, deri direnci, kan akış hızı, kalp sesleri, kan basıncı gibi işaretler elektrik temelli olmayan işaretlerdir. Elektrik temelli işaretler hücrelerde oluşan elektrokimyasal olaylar sonucunda meydana gelir. Sodyum, potasyum, kalsiyum ve klor iyonlarının hücre membranından (zar) geçişi potansiyel farklar yaratarak bu tür belirtilerin ortaya çıkmasına neden olur. Bu potansiyel farklılıklar elektrotlar tarafından tespit edilip işlendikten sonra hastalık teşhisi sırasında kullanılmaktadır. Biyolojik (fizyolojik) işaretler vücudun karmaşık anatomik yapısından kolayca anlaşılacak bilgiler elde edilememektedir. Bundan dolayı elektrotlar aracılığıyla algılanan biyolojik işaretlerin işlenip yorumlanması ve amaca uygun duruma getirilmesi gerekir. Bu sebeple klinik alanlarda biyolojik işaretlerin kaydedilip, yorumlanması, alınan verilerin doğru şekilde işlenmesi ve saklanması günümüzde önemli hale gelmiştir (1, 2).

Son yıllarda elektronik ve iletişim teknolojisi alanında yaşanan ilerlemeler, analog sistemlere göre hızlı ve güvenilir sonuçlar veren mikrodenetleyicilerin birçok farklı alanda kullanılmasını sağlamıştır (3). Bu alanlardan bazıları beyin, kalp, sinir sistemi ve kas gibi çeşitli organlarda meydana gelir. Kaslarda oluşan elektrokimyasal olayların izlenmesi ve kaydedilip yorumlanma yöntemlerinden biri EMG'dir. EMG sinirler ve kaslardan alınan elektriksel potansiyellerin ölçüldüğü bir biyomedikal işarettir. Kasların kasılma ve dinlenmede oluşturduğu elektriksel sinyallerin veri olarak değerlendirilmesi, sinir ve kas sistemini etkileyen hastalıkların teşhis ve tedavisinde de kullanılmaktadır (4, 5). Biyomedikal cihaz tasarımında önemli bir unsur olmakla beraber hastalık sonrası fizik tedavi ve rehabilitasyonda alınan EMG verilerinin değerlendirilmesi hastaların iyileşme durumu kontrol ederek gözlemleyebilmektedir. EMG ham sinyallerinin dijital ortama aktarılıp, sinyallerinden elde edilen anlamlı parametreler ve bilgiler ile robot kontrolü de yapılabilmektedir. İleri cerrahi müdahalelerle robotik yapay uzuv tasarım ve üretiminde EMG verilerinden yararlanılmaktadır (6-8).

EMG yıllarca laboratuvarlarda kullanılan bir enstrümanken elektrik elektronik, bilişim ve yazılım alanında gelişmelerle beraber farklı araştırma alanlarına yönelmiştir.

Yüzeysel EMG (sEMG) uygulamaları geleneksel alanlarda (spor, hareket ve yürüyüş analizi) ve yeni alanlarda (doğum, mesleki ve sanat tıbbı, yaşlanma, veterinerlik tıbbı, rehabilitasyon ve oyun) gelişim göstermiş, odak noktası nörofizyolojik araştırmalardan nörorehabilitasyon, koruyucu tıp, ergonomi ve müdahalelerin değerlendirilmesine kadar geniş bir alanda kullanılmaktadır (9).

Kinesiyoloji, rehabilitasyon bilimleri, spor tıbbı, hareket bilimi, fizyoterapi alanında ve spor branşının çoğunda farklı amaçlarla sEMG kullanılıyor. sEMG fiziksel ve fizyolojik problemlerin tespiti, kas aktivasyonu ve işlevinin değerlendirilmesi, güç üretimi ve kas yorgunluğunun belirlenmesi amacıyla kullanılmaktadır (9-11). sEMG işaretinde kas hareketleri farklı membran potansiyellerinden oluşmaktadır. Bu potansiyellere bakılarak kasın durumu incelenir ve sEMG işaretleri çeşitli yöntemler sınıflandırılarak anlamlı sonuçlar ve parametreler elde edilebilir (12).

EMG Kas kontraksiyonunda hangi kasların aktif olduğu, ne kadar güç ürettiği, kasılmanın başlama ve bitiş durumu hakkında bilgi verir (13, 14). Bu çalışmada kullanılacak sEMG ölçme araçlarından biride Arduino mikrodenetleyici elektronik kart sistemidir.

Arduino, mikrodenetleyicinin içerisinde hafıza ve giriş/çıkışlar, mikro işlemcinin seri ve analog bulunduran bütünleşik hale getirilmiş programlanabilen bileşenlerdir (15).

Arduino Uno üzerinde Atmega 328 mikrodenetleyici güç düzenleyicisi, USB bağlantısı benzeri bileşenleri bulunduran, seri/USB dönüştürücü aracılığıyla hem seri port üzerinden birimlere bağlantı sağlayan hem de programlanabilir aygıtlardır. Mikrodenetleyiciler bir bilgisayardan beklenen bütün görevleri yerine getirebilmektedir. Girdi/çıkış kartı ve basit bir programlama olan Processing-Wiring, içerisinde açık kaynak geliştirme platformu olan (16) Arduino mikro denetleyici kart sisteminin bazılarında dijital analog veya analog dijital girişleriyle veriler okunarak çeviriciler işlem yapmaktadır.

Arduino sistemini programlamak için kullanılan arayüzü ile yapılmak istenen çalışmaya dair program kodları yazılır. Arduino da kullanılan dil Arduionun da temelini oluşturan processing programlama dilidir (3, 17). Arduino programı veri tabanı sunucusuyla sporculardan alınan biyolojik verilere online veya taşınabilir cihazlardan depolamak ve erişim sağlamak mümkün olabilecektir. Verilerinin doğru elde edilmesi ve analizi, nöromüsküler rehabilitasyon, spor rehabilitasyonu, ayrıca genel fiziksel uygunluk için egzersiz programını takip eden kişiler için; en uygun dayanıklılık ve kuvvet antrenman programlarının belirlenmesinde anlamlı bilgiler sağlayabilir.

Günümüzde, kas ve sinir sisteminin elektro fizyolojik durumunu ölçen araçlar ya taşınamaz ya da maliyeti yüksek ve yazılımların kullanımı zor programlardan oluşmaktadır. Bireysel ya da takım düzeyinde profesyonel çalışan sporcuların uzun dönemli ya da sezon öncesi yapacakları antrenman programlarının nicel verilere dayalı olması şampiyonalarda, rehabilitasyon ve hazırlık dönemlerinde ve egzersizlerin en iyi düzeyde planlanmasında avantaj sağlayacaktır. Kas performansını ve belirli bir zaman dilimindeki nöromüsküler değişimleri tanımlamak için nicel bir ölçüm ortaya koymak çok önemlidir.

Yapılan çalışmalar incelendiğinde, EMG, kürek çekme, tenis, yüzmeye, tırmanma gibi farklı spor alanlarında ve bisiklet, futbol ve voleybol gibi kas dayanıklılık kapasitesini, kas biyomekaniğini, optimal yürüme ve pedal çevirme hızlarını ve iskelet kası yorgunluğunu değerlendirmek için uygulanmıştır. Bununla birlikte, bilek güreşi sporunda yer alan üst ekstremité kaslarının elektromiyografik değerlendirmesi hakkında çok az rapor bulunmaktadır (18, 19).

Bu çalışmanın amacı, bilek güreşi sporcularına uygulanan 8 haftalık kuvvet antrenmanı öncesi ve sonrasında EMG cihazı ile elde edilen verileri analiz etmek ve kas performanslarında artış sağlanıp sağlanmadığını niceliksel olarak araştırmaktır.

Çalışmanın problem cümlesi, bilek güreşi sporcularına yapılan kuvvet antrenmanının EMG değerleri ve kas performansına etkisi var mıdır?

Bu çalışma, kuvvet temelli bir antrenman programı öncesi ve sonrası maksimal yük sırasında kas kasılmasının ölçülmesini ve tespit edilmesini kolaylaştıracak EMG veri toplama çalışmasından oluşmaktadır. EMG, istemli egzersizler sırasında kas aktivitesinin anatomik, klinik ve kinezyolojik çalışmaları için potansiyel bir araç olarak kabul edilmiştir. Çünkü bir kas veya kas grubunun fizyolojisi hakkında daha fazla bilgi sağlar ve kas kontraksiyonu daha belirgin sonuçlarını mümkün kılar. Bu nedenle, aynı hareketi gerçekleştiren birkaç kasın eşzamanlı hareketi, kas aktivasyonu ve her kasın hareketin farklı aşamalarında ne kadar aktif olduğu ile ilgili sorunları cevaplamak için araştırılmıştır (20, 21).

Çalışmaya katılan gönüllülerin EMG veri sinyal değişkenlerine bakılarak performans artırımına yönelik egzersiz planlaması verilebilecek ve hazırlanacak egzersiz programlarıyla eğitimlerin yürütülmesi ve bilimsel bir alt yapı oluşturma hedeflenmiştir.

Bilek güreşi sporcularına yapılan 8 haftalık kuvvet antrenmanının EMG değerleri ve kas performansına etkisi üzerindeki olası etkileri ile ilgili hipotezler aşağıya çıkarılmıştır.

H₀: Sekiz haftalık kuvvet antrenmanının katılımcıların EMG ölçümlerinde elde edilen RMS, MAV, PSD, WL, ZC, WAMP gibi ayırt edici özniteliklerinde ve performans gelişiminde etkisi yoktur.

H₁: Sekiz haftalık kuvvet antrenmanını yapan katılımcıların EMG ölçümlerinde elde edilen RMS, MAV, PSD, WL, ZC, WAMP ayırt edici öznitelik düzeylerinde ve performans gelişiminde etkisi vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kas Sistemi

Hareketin çok az olduğu günümüz yaşam şartları, kuvvet gerektiren işlere gereksinimi azaltmış, spor performansı ve efor gerektiren alanlarda iskelet kas sisteminin önemi ortaya çıkmıştır. Oysa insan vücut ağırlığının %40-45'ini oluşturan iskelet kasları, güç üretimi, hareket ve solunum işlevi, dolaşım ve enerji ihtiyacının düzenlenmesi, glisemik kontrol, metabolik homeostaz ve metabolik genlerin düzenlenmesi gibi hayati fonksiyonları yerine getirir (22).

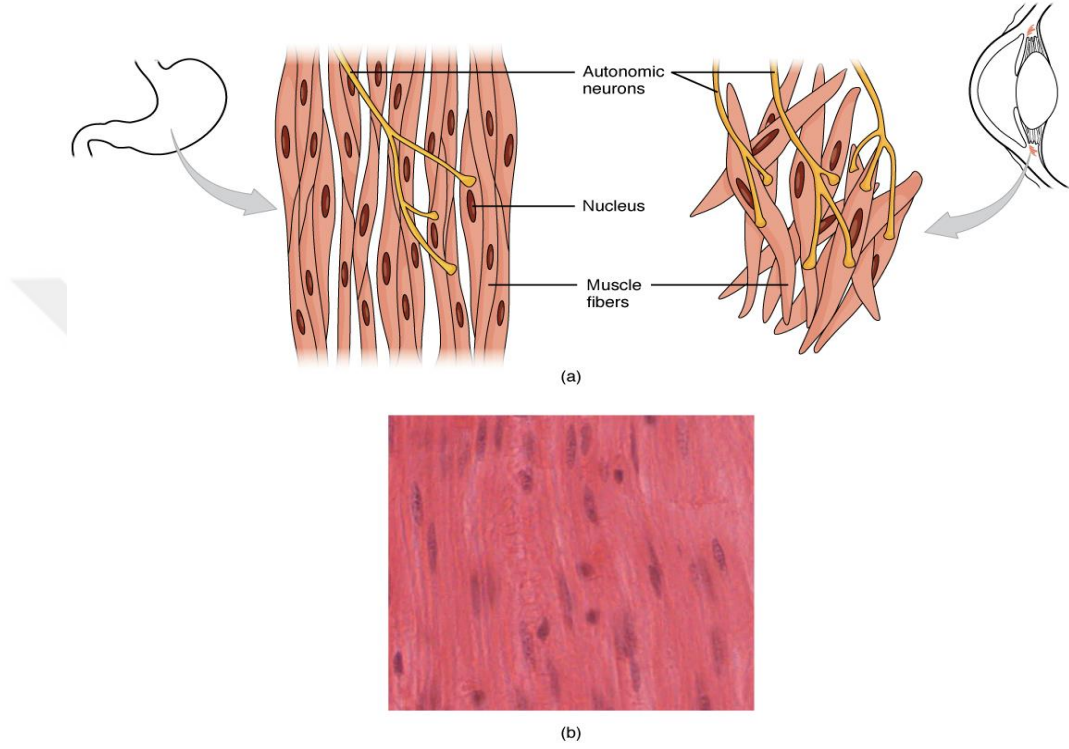
Vücudumuzun tüm fiziksel fonksiyonlarını, kas aktivitelerini içinde barındıran kaslar vücut hareketlerinden sorumlu olduğu için vücudun çalışan makineleri olarak düşünülebilir (23). İskelet kasının vücutta birçok işlevi vardır. Bazıları, önemli işlevlerden olan duruşu korumak ve hareket etme dahil hareketi mümkün kılmaktır. Solunum kaslarının ritmik kasılması (interkostal kaslar ve diyafram) yaşam için gereklidir. Ek olarak, kaslar tüm vücut homeostazında önemli bir rol oynar ve glikoz metabolizması ve vücut sıcaklığının korunmasında rol oynar. Tamamen estetik düzeyde, kasların vücut şekillendirmeye katkıda bulunur.

Bir organizmada yaşamsal fonksiyonların yerine getirilmesinde yaklaşık 600 iskelet kası organize olarak, aktivitelerin sürdürülmesinde aktif rol oynarlar (24). Bedenimiz %40 iskelet kaslarından, %10 düz kas ve kalp kasından meydana gelir ve farklı kas türlerinde aynı kasılma prensiplerinden bazıları geçerlidir. İskelet kasları çapı 10-100 mikrometre aralığında meydana gelen liflerin her biri daha küçük alt birimlerden meydana gelir ve iskelet kasında yer alan kas lifleri, tüm kas boyunca paralel uzanır. Küçük bir kısmı dışında lifler, genellikle kasın orta bölgesinde bir yere konumlanmış tek bir sinir ucu tarafından inerve edilir (25). Kasların ortak özellikleri uyarıla bilirlilik, iletim, kontraktilite, iletim, esneklik ve viskozitedir (kasın iç sürtünmeler yoluyla dirence karşı koyarak korunması). Kasların beş temel işlevi, hareket, koruma, ısı üretimi, iş yapabilmek için mekanik yetenek ve anatomik duruşu sürdürmek bu beş özelliği oluşturur (26).

2.1.1. Düz Kaslar

Çizgili kaslardan farklı olarak daha yavaş ve sürekli olarak kasılan düz kaslar otonom sinir sistemi tarafından uyarılır bu nedenle kasılmaları istemsiz ve otomatik olarak kasılırlar. Çizgili kaslara göre daha yavaş kasılırlar (27, 28). Düz kaslar,

vücudumuzun birçok işlevinde hizmet eder. Mide ve bağırsaklarda bulunur, burada sindirime ve besin maddelerinin toplanmasına yardımcı olur. Vücudun toksinlerden arındırılmasına yardımcı olur ve elektrolit dengesinde çalıştığı üriner sistem boyunca bulunur. Kan basıncının ve dokuların oksijenlenmesini düzenlenmesinde hayati bir rol alır ve arterler ve damarlar boyunca çevrenir. Bu hayati fonksiyonlar olmadan, vücut en temel fonksiyonlarını bile sürdüremez (27-29).



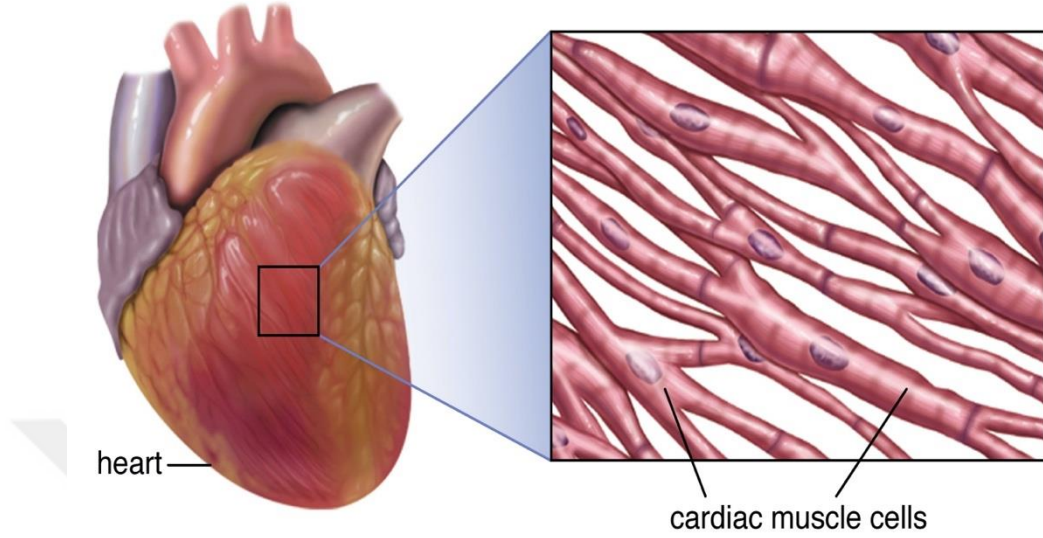
Şekil 2.1. Düz kas görünümü (26)

Düz kaslar, iskelet kasından çeşitli şekillerde farklılık gösterir, belki de en önemlisi istemsiz olarak kasılma ve kontrol edilme yeteneğidir. Sinir sistemi, düz kasları kullanarak vücudun birçok alt sistemini istemsiz olarak mükemmel şekilde ömür boyu sağlıklı bir şekilde düzenleyebilir. Bir kişi egzersize bağlı artan oksijen ihtiyacı için kan basıncını adaptasyonunu düşünmesi gerekmez. Bunun yerine sinir sistemi, düz kasları kendiliğinden kontrol etmek için hormonları, nörotransmitterleri ve diğer reseptörleri kullanır (29).

2.1.2. Kalp Kası

Mikroskop altında çizgili bir görünüm sergileyen ve kalp duvarlarında yer alan bir kas türüdür. Aynı çizgiler iskelet kasında da bulunur ancak düz kaslar ile aynı işlevde çalışır (28). Kalpteki özelleşmiş uyarıcı ve iletici lifler, kendine özgü impuls üretebilen

ve kalbin atım hızını belirleyen hücreleridir. Az sayıda kasılma lifi barındırdığından, zayıf bir şekilde kasılırlar ve ritmik kasılmalara neden olan kalp uyarıları üretirler (5, 30).



Şekil 2.2. Kalp kası hücre görünümü (31)

Kalp, uçtan uca birbirine bağlanan 110 mikrometre uzunluğunda ve 15 mikrometre genişliğinde çok dallı kalp hücrelerinden oluşan bir ağıdır. Hücreler, kalbin odacıklarının etrafına sarılmış miyokardiyal doku katmanları şeklinde düzenlenir (32).

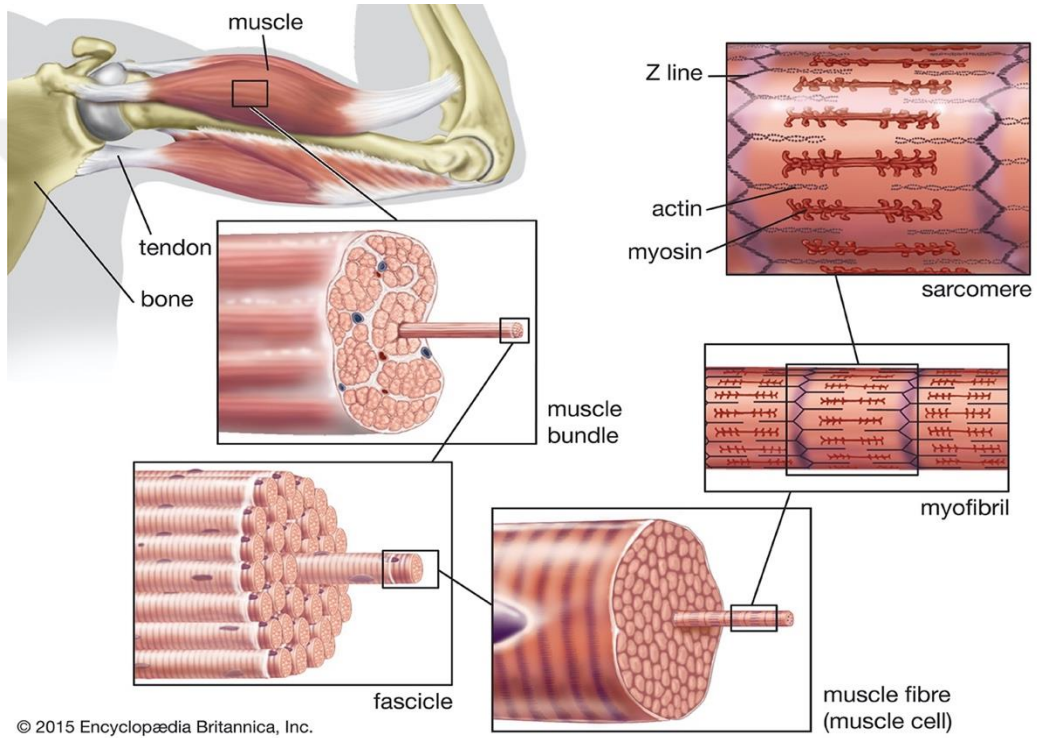
Her bir kalp hücresi, depolarizasyonun bir hücreden diğerine yayılmasına izin veren ve tüm kalp üzerinde senkronize bir depolarizasyon dalgasının oluşmasına izin veren boşluk bağlantıları aracılığıyla iletişim kurar. Elektrik ve kasılma kuvvetlerinin sıkı sıkıya bağlı etkileşimi, kanı tüm vücuda sevk ederek sürekli oksijenlenme ve tüm dokulara uygun kan beslemesi sağlar (33).

2.1.3. İskelet Kası

İskelet kası vücudun her yerinde bulunur ve istemli bir uyarana yanıt olarak kasılma işlevi görür. İskelet kası, vücut duruşunu korumak, vücudu ve nesneleri hareket ettirmek, yutma refleksini başlatmak ve nefes almak veya vermek için göğüs hacmini değiştirmek gibi birçok amaca hizmet eder. Düz kas ve kalp kasından farklı olarak, iskelet kası, kasların bilinçli kontrolünü sağlayan sinirsel girdi alır (34).

İskelet kasının en küçük kasılma birimi, birçok çekirdek, mitokondri ve sarkomer içeren uzun silindirik bir hücre olan kas lifi veya miyofiberdir (35). Her kas lifi, endomysyum adı verilen ince bir bağ dokusu tabakası ile çevrilidir. Yaklaşık 20-80 kas

lifi, demet halindeki kas liflerinin her birini saran epimisyumdan daha kalın olan bir perimisyum tarafından kapsüllenen kas demeti veya fasikül adı verilen paralel bir düzende birlikte gruplanmıştır. Epimisyum adı verilen tendonlardan uzanan kalın bir kolajen dış kılıf içinde çok sayıda kas fasikülünün sarılmasıyla ayrı bir kas oluşturulur (35). İskelet kas hücresinin kimyasal yapısının yaklaşık %75'i sudan oluşmaktadır. İskelet kas hücresinin %20 protein, geri kalan %5 kısmı inorganik tuzlardan oluşur (27). Kas birçok çekirdek, mitokondri ve sarcomerleri içeren uzun silindirik bir hücre olan lif veya miyofiber sahiptir (36).



Şekil 2.3. İskelet kası hücresinin yapısı (31)

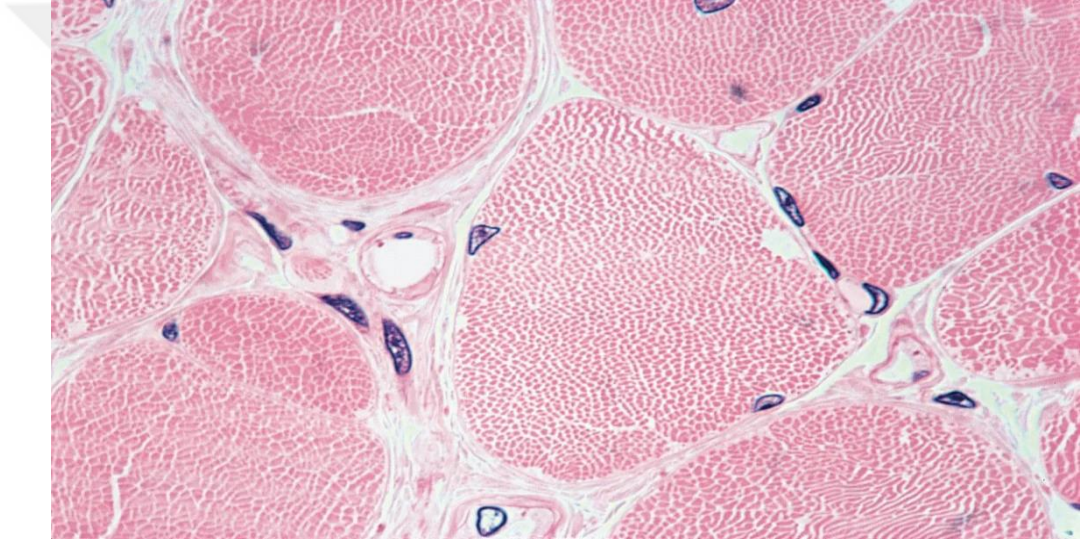
Kas hücrelerinin ortalama uzunluğu 3 cm, uzunlukları 0.1-30 cm aralığında değişebilmektedir. İskelet kası, çapları 10 ile 80 mm arasında değişen kas lifleri adı verilen birçok hücreden oluşan ve çoğunlukla lif kas boyunca uzanır (35).

2.2. Kas Dokusunun Yapısı ve İşlevi

İskelet kası, insan vücudundaki üç önemli kas dokusundan biridir. Her iskelet kası, bağ dokusu kılıfları ile birbirine sarılmış binlerce kas lifinden oluşur. Bir iskelet kasındaki bireysel kas lifleri demetleri fasikül olarak bilinir. Tüm kası çevreleyen en dıştaki bağ dokusu kılıfı epimisyum olarak bilinir. Her bir fasikülü kaplayan bağ dokusu kılıfı

perimisyum olarak bilinir ve bireysel kas liflerini çevreleyen en içteki kılıf endomisyum olarak bilinir (37). Her kas lifi, birden fazla miyofilament içeren bir dizi miyofibrilden oluşur.

Bir araya getirildiğinde, tüm miyofibriller, bir iskelet kasının temel kasılma birimi olan sarkomerleri oluşturan benzersiz bir çizgili modelde düzenlenir. En önemli iki miyofilament, iskelet kası üzerinde çeşitli bantlar oluşturacak şekilde belirgin bir şekilde düzenlenmiş aktin ve miyozin filamentleridir. Olgun kas liflerine farklılaşan kök hücreler, bazal membran ile sarkolemma (çizgili kas lifi hücrelerini çevreleyen hücre zarı) arasında bulunabilen uydu hücreler olarak bilinir (38). Büyüme faktörleri tarafından uyarıldığında, yeni kas lifi hücreleri oluşturmak için farklılaşır ve çoğalırlar (39).



Şekil 2.4. Mikroskop altında iskelet kası görünümü (31)

İskelet kasının birincil işlevleri, içsel uyarma-kasılma eşleşme süreci aracılığıyla gerçekleşir. Kas, kemik tendonlarına bağlı olduğundan, kasın kasılması, o kemiğin belirli hareketlerin gerçekleştirilmesine izin veren hareketine yol açar. İskelet kası ayrıca yapısal destek sağlar ve vücudun duruşunun korunmasına yardımcı olur. Organa özgü proteinlerin sentezlenmesinde kullanılabilir amino asitler için, iskelet kasları diğer organlar tarafından depo kaynağı olarakta kullanılır (40). Organizmanın ısı kaybını önlemede merkezi görevinin yanında açlık esnasında enerji kaynağı görevini de yürütür (37).

2.3. Kas Kasılması

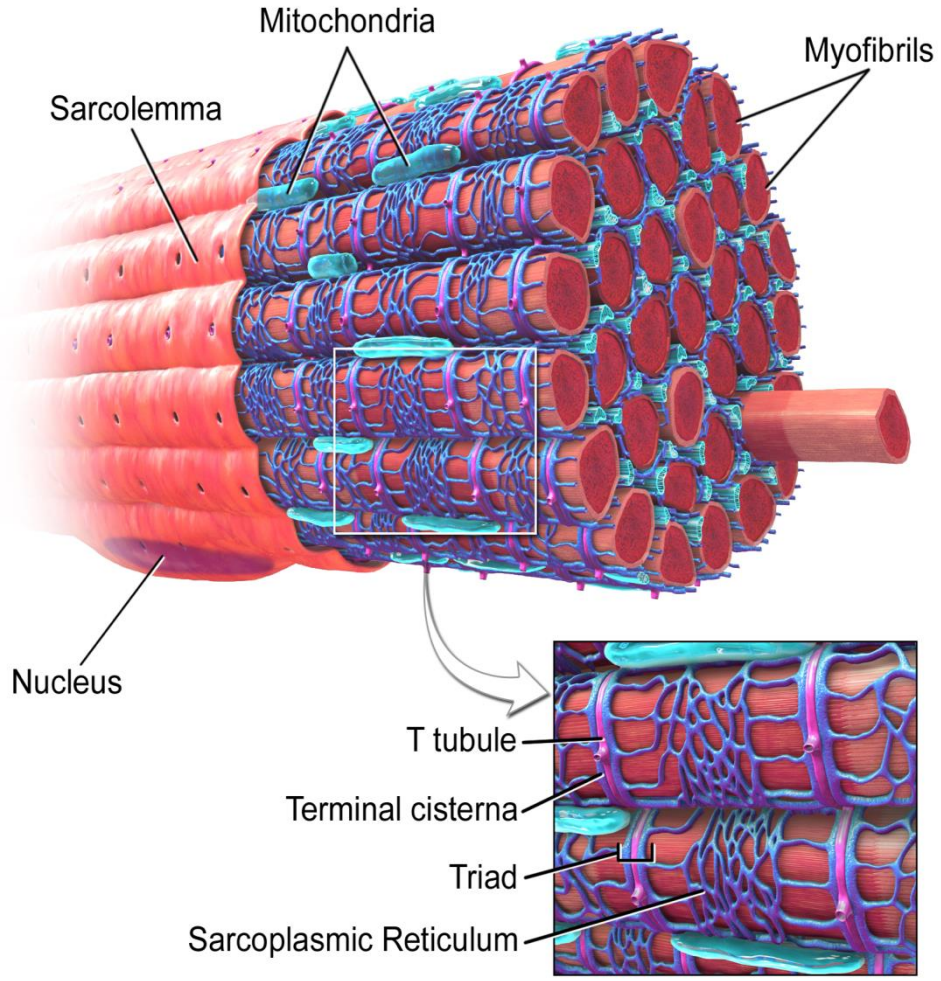
Kas liflerinin uyarılmasından sorumlu sinirlere motonöron denir. Tek bir motonöron ve innerve ettiği kas liflerine toplu olarak motor ünitesi denir. Bir motor

ünitesindeki kas liflerinin sayısı, kasın fonksiyon şekline göre tahmin edilebilir. Örneğin, yüz ifadesini ortaya koyan kaslardan sorumlu motor üniteleri, yüzme gibi aktivitelerde yer alan kaslardan sorumlu motor ünitelerinden çok daha az kas lifi içerir (41).

Refleksler dışında tüm iskelet kası kasılmaları, beyin kaynaklı bilinçli bir çaba sonucunda meydana gelir. Beyin, somatik sinir sistemi aracılığıyla kas liflerini innerve eden motor nöronlara elektrokimyasal sinyaller gönderir. Birden fazla akson terminaline sahip tek bir motor nöron, birden fazla kas lifini innerve ederek aynı anda kasılmalarına neden olabilir. Bir motor nöron akson terminali ile bir kas lifi arasındaki bağlantı, bir nöromüsküler kavşak bölgesinde gerçekleşir. Bu, bir motor nöronun kas kasılmasını başlatmak için kas lifine bir sinyal ilettiği kimyasal bir sinapstır (41).

İskelet kası kasılması ilk olarak bir motonöron ve bir kas lifi arasındaki sinaps olan nöromüsküler kavşakta başlar. Etki potansiyellerinin motonöron üzerine yayılması ve daha sonra depolarizasyon, presinaptik membranın voltaj kapılı kalsiyum (Ca^{2+}) kanallarının açılmasına neden olur. Ca^{2+} akışı, kas lifindeki postsinaptik membrana yayılan nöromüsküler kavşakta asetilkolin (ACh) salınmasına neden olur. Kas lifinin postsinaptik zarı motor uç plakası olarak da bilinir (41-43). ACh molekülleri sinaptik yarık boyunca yayılır ve kas lifi reseptörlerine bağlanır, böylece bir kas kasılmasını başlatır. Kas kasılması, sodyum iyonlarının ACh reseptörleri ile ilişkili sodyum kanallarından girmesiyle sarkolemmmanın depolarizasyonu ile başlar. Bu durum kası lifi zarı içinde aksiyon potansiyeli tetikleyerek harekete geçirir, sinir zarında meydana geldiği gibi kas lifi zarında yayılmasını sağlar. Bu durum kas lifi zarının depolarizasyonu sağlar ve kas lifi merkezine doğru yayılır ve sarkoplazmik retikulumda depo edilmiş kalsiyum iyonun büyük çoğunluğunun serbest kalmasına sebep olur (42, 43).

Membranın depolarizasyonunu takiben hemen repolarize olur ve negatif membran potansiyelini yeniden oluşturur. Bu sırada sinaptik yarıқта bulunan ACh, asetilkolinesteraz (AChE) enzimi tarafından parçalanır. ACh, bir reseptöre yeniden bağlanamaz ve kanalını yeniden açamaz, bu da istenmeyen uzamış kas uyarılmasına ve kasılmasına neden olur. Miyofibrilleri çevreleyen kas hücresi zarındaki etki potansiyelleri, aksiyon potansiyelinin yüzeyden kas lifinin iç kısmına yayılmasından sorumlu olan T-tübüllerine ulaşır. T-tübülleri aksiyon potansiyelini hücrenin içine taşır, bu da komşu sarkoplazmik retikulum zarındaki kalsiyum kanallarının açılmasını tetikleyerek Ca^{2+} hücre dışına yayılmasına neden olur. sarkoplazmik retikulum ve sarkoplazmaya Ca^{2+} gelişi, kas lifinin kontraktıl birimleri veya sarkomerleri tarafından kasılmasını başlatır (41).



Şekil 2.5 İskelet kası görünümü (44)

Ca^{2+} kontraktıl için aktin ve miyozinleri çeken güç hareketi başlatıp filamentlerin kaymasını sağlar. Kayma hareketinden hemen sonra kalsiyum iyonları, kalsiyum membran pompası tarafından sarkoplazmik retikulumu geri gönderilir. Yeni bir kas aksiyon potansiyeli oluşana kadar kalsiyum iyonları burada depolanır. Kalsiyum iyonlarının miyofibrillerden çıkarılması, kasılmanın sona ermesine neden olur (25, 41, 42).

İskelet kasındaki bu olaylar zinciri sinir sisteminin somatik motor bölümünden gelen sinyallerle başlar. Yani iskelet kaslarındaki “uyarma” adımı her zaman sinir sisteminden gelen sinyallerle tetiklenir (23, 41, 45). Kaslarda enerji oluşumu, kas dokularının biyokimyasal enerjinin mekanik enerjiye yani hareket enerjisine dönüştürmesi olarak ifade edilir. Adenozin trifosfat (ATP) molekülü sayesinde neredeyse organizmada bulunan bütün hücrelerde enerji oluşumu meydana gelmektedir. Hücre

içinde depo edilmiş ATP yapılan egzersizin şiddetine bağlı olarak bir düzen içinde yenilenir. ATP moleküler yapısında bir adenozin ve üç fosfat bağı içerir. Uygulanan bir güç hareketi aktin filamentini içe doğru sarkomer merkezine doğru hareket ettirerek sarkomeri kısaltır. Güç hareketinin sonunda sonunda, bu bağlardan biri kimyasal olarak ayrılır ve enerji açığa çıkar. Adenozin fosfat, miyozin kafasından serbest bırakılır ve başka bir ATP miyozin kafasına bağlanana kadar miyozin kafasını ince filamente bağlı bırakır. Ortaya çıkan enerji kas hücrelerinin kuvvet ortaya koyabilmesi için sıra dışı bir enerji şeklidir. Kasların yeniden enerji üretir hale gelebilmesi ATP, laktik asit ve oksijen sistemine ihtiyaç duyar. Egzersiz sonrasında vücuda alınan fazla oksijen ile kas hücrelerindeki biriken laktik asit, glukozla çevrilir ve kullanılan ATP sentezlenip kasın yeniden kontraktile hale gelebilmesi için yerine konulur (24, 26, 27, 45).

2.4. Kasılma Çeşitleri

2.4.1. İzometrik Kasılma

Statik bir kasılma şekli olan izometrik kasılma, kasın uzunluğunda değişiklik olmazken, kasın tonusu ve gerilimi artarak kuvvet oluşturulur. Eklem sabitletmesinde bu kasılma şekli etkin rol alır (46). İzometrik kasılması, kas uzunluğunda veya eklem açısında bir değişiklik olmaksızın kas geriliminin üretilmesidir. Çapraz köprülerdeki gerilim (kas kasılması sırasında sarkomerin merkezine doğru çeken miyozin filament kısmı) direnç kuvvetine eşittir, böylece kas uzunluğunu sabit tutar (47, 48).

2.4.2. İzotonik Kasılma

Kasılma dinamik şekilde gerçekleşirken kasta değişiklik meydana gelerek uzama ve kısalma olayı görülür. Kas uzunluğu oluşuyorsa eksentrik kasılma, kasta kısalma oluşuyorsa konsantrik kasılma olarak ifade edilir. Konsantrik bir kasılmada dirence karşı koyabilmek için kas gerginliği artar. Daha sonra kasın kısalmasıyla aynı kalır. Eksentrik kasılma esnasında dıştan gelen kuvvetler kasta oluşan kuvvetten fazla olduğunda ortaya çıkar, kas gerim üretirken aynı zamanda kasın boyu uzar. Konsantrik kasılma da ise dış kuvvetlerin ortaya çıkardığı kuvvet kasta meydana gelen kuvvetten küçüktür. İnce aktin miyofilamentleri sarkomer merkezinden, miyozin filamentlerine doğru kayarak, A bandının merkezine hareket eder. Böylece konsantrik kasılma ile hızlanma sağlanır (46, 49).

Kasılma kuvveti, direnç kuvvetinden daha büyük olduğu için hareket, gerilim ve eklem hareketi ile aynı yönde gerçekleşir. Kayan filament teorisine göre, miyozin filamentindeki çapraz köprüler, aktin filamentindeki aktif bölgeye bağlanır. Tüm kas çapraz köprüleri tek bir döngüde kısalduğunda, kas yaklaşık %1 oranında kısalır. Kaslar,

dinlenme sürelerinin %60'ına kadar kısaltabilme kapasitesine sahiptir; bu nedenle kasılma döngüsü birden çok kez tekrarlanmalıdır (47).

2.4.3. İzokinetik Kasılma

Kasılma hızının sabit ancak kas tonusu ve kas boyunun değişken olduğu, bu kasılma tipi özel olarak üretilmiş makineler aracılığıyla gerçekleştirilir. İstenilen eklem açılarındaki kasın maksimum güç altında çalışması olarak ifade edilir. İzokinetik kasılma, hareket bitirilinceye kadar maksimal kuvvette sabit bir hızda kasılma meydana gelir. Kas belirlenen hızla kasılırken, eklem açılarının tamamında maksimal seviyede hareket oluşurken kasta oluşan tansiyon hareket boyunca ortaya konur. Örneğin yüzmede kulaç atma ve kürek çekme hareketi bu kasılmayla oluşur (46, 50). Eksantrik kas kasılması, kas gerginlik ürettiğinden ve insersiyon başlangıç noktasından uzaklaştıkça kasın uzamasıdır. Kasılma kuvveti direnç kuvvetinden daha az olduğu için net kas hareketi kas kuvvetinin tersi yönündedir. Eksantrik kasılmalar, eş merkezli kasılmalardan daha az enerji gerektirir ve egzersiz sonrası kas ağrısının bazı yönlerinden sorumlu olduğu düşünülmektedir. Direnç düşerken miyozinin çapraz köprüleri aktif bölgelere bağlı kalır. Gecikmiş başlangıçlı kas ağrısına neden olan ağır bir direncin düşürülmesine direnirken çapraz köprülerin gerçek "yırılması" olabilir (47).

2.5. Elektromiyografi (EMG)

Elektromiyografi (EMG), kasların ve sinir hücrelerinin (motor nöronlar) fonksiyonlarını değerlendirme prosedürüdür. EMG sonuçları sinir disfonksiyonu, kas disfonksiyonu veya sinirden kasa sinyal iletimi ile ilgili sorunları ortaya çıkarabilir. Bir EMG sinyali, İnsan kaslarının elektriksel hareketinin bir sinyalidir. Sıkıştırma ve kasılma sırasında kaslarda üretilen elektrik akışlarını tahmin eder. Elektromiyografi sinyali, kasların nöronları ve elemanları hakkında bilgi verir ve buna bağlı olarak, örneğin felç ve Parkinson hastalığı gibi nöromusküler bozuklukları analiz etmeye çalışan klinik muayeneler için önemlidir (51).

Ergonomi, olgunlaşma, uygulama fizyolojisi ve uzay tıbbı gibi alanlarda, kasların kontrolünün, egzersiz, yaşlanma, mikro yerçekimi ve yorgunluk sonucu ayarlanıp ayarlanmadığını anlamak için önemli olduğu diğer önemli uygulamalar mevcuttur (52). EMG kasların elektriksel aktivitesini ölçer. Bu elektriksel aktiviteler genellikle bir kas kasıldığında üretilir ve genel nöromusküler aktivite sunar. EMG sinyali kasların fizyolojisine ve anatomisine bağlıdır ve sinir sistemi tarafından kontrol edilir. EMG sinyali, bir kasılma sırasında aktif olan kas liflerinin elektriksel aktivitesi tarafından üretilir. Sinyal kaynakları, kas liflerinin depolarize edici ve repolarize edici bölgeleridir

(53). EMG sinyali, kontraktıl kas fibrillerindeki aktiviteyi yüzeyel elektriksel aktivite olarak temsil etmektedir. Elektrotun kayıt aralığı içerisinde, aktif motor ünite de oluşan aksiyon potansiyelinin toplamı yani sumasyonudur. EMG kaydı, kas ve sinir iletilerinin tespiti için önemli bir araçtır (54).

EMG sinyalleri genellikle 0-500 Hz frekans aralığında kaydedilirken, baskın enerji aralığı 50-150 Hz arasındadır. Ayrıca, zirveden zirveye genlik aralığı 0-10 mV civarındadır. Genlik aralığı çok küçük olduğundan, EMG sinyalleri genellikle veri işleme ve analiz sırasında amplifikasyon gerektirir. EMG sinyalleri genellikle frekans, faz ve genlik açısından tanımlanır ve zamana dayalı bir fonksiyondur. Sinyal bozulması ve sinyal-gürültü oranı, sinyalin tekrarlanabilirliğini etkileyen iki önemli endişedir. EMG sinyallerinin, dokular ve sensörün kendisi arasındaki göreceli hareketin bir sonucu olarak ortaya çıkan hareket artefaktlarından büyük ölçüde etkilendiğine dikkat etmek önemlidir. EMG sinyalini etkileyen birçok parametre vardır. Bu parametrelerden bazıları; yüzeyel kayıtlar için deri doku kalınlığı, liflerin kalınlığı, elektrotların yerleşim yeri, elektrotlar arası mesafe, elektrikli cihazların etkisi, elektrotun boyut ve şekli, kayıt alınan kasın pozisyonu vb. EMG sinyalinin etkileyen faktörlerdir (55).

2.5.1. EMG Yöntemleri

EMG sinyalleri, kas kasılması sırasında üretilen küçük genlikli biyoelektrik sinyallerdir. EMG sinyallerinin özellikleri (frekans, yoğunluk vb.) ölçülen kas grubuna ve kasılma şiddetine göre değişmektedir (56).



Şekil 2.6. Emg elektod çeşitleri

Şekil 2.6.'da gösterildiği gibi, kasların biyoelektrik aktivitesini belirleyip incelemek için yüzeyel elektrot ve iğneli elektrot olarak tanımlanan iki tür elektrot kullanılır (55).

EMG elektrotları kas aktivitesini ölçmek için vücuda bağlanır. En yaygın elektrotlar kas içi elektrotlar ve yüzey elektrotlarıdır. Yüzey elektrotları cildin yüzeyine tutturulur ve invazif değildir. Kas içi elektrotlar cerrahi olarak bağlanır ve kas aktivitelerini doğrudan kastan kaydeder ve bu nedenle invaziftir.

İğne EMG

İğne EMG, metodunda kas içi sinir stimülasyonu, aktif uyarıcı elektrot olarak uç plakası bir motor sinir bölgesinin yakınındaki dalına yakın bir monopolar iğne elektrodu yerleştirilir ve subkütan veya intramüsküler monopolar iğne referans elektrodu, aktif uyarıcı elektrodun birkaç cm yakınına yerleştirilir. Kasların elektriksel aktivitesi kas dokusu içine yerleştirilerek kas liflerinden elektrik sinyalinin alınarak kayıt altına alınmasıdır. Yüzey EMG de olduğu gibi bu yöntemde de elektrotun konumlandığı alan önem teşkil etmektedir. İğne EMG yüzeysel EMG ile algılanamayan elektriksel impulsları görmeyi sağlar. Bu yöntemle kasların kasılması, hakkında sağlıklı veriler alınır. İğne elektrotlar genellikle EMG içindir, ancak nadiren sinir iletim çalışmalarında da kullanılır. Günümüzde hemen hemen bütün elektrotlar tek kullanımlıktır. Ve sadece tek kişi için kullanılır. İğne elektrotları konsantrik, bipolar ve monopolar olarak sınıflandırılırlar. Monopolar iğne elektrotları az maliyetli, daha düşük ağrı, bipolar ve konsantrik elektrotlara göre daha az stabildir. Monopolar bir iğne ile ayrı ayrı bir yüzeysel referans elektroduna ihtiyaç vardır. Ancak konsantrik bir iğne de referans iğnenin silindirik dış kısmıdır. Ayrıca bir referans elektroda gereksinim yoktur (57).

Yüzeysel EMG

sEMG, yönteminde, kasılma sırasındaki elektriksel aktiviteyi kaydetmek için kullanılacak elektrot cilt üzerine yerleştirilir. Elektrotun yeri, kasın elektriksel aktivitesini tam olarak ortaya koyabilmek, elektrotun motor-kas bileşkesi ile tendonun kasa birleştiği kısım arasına yerleştirilmesi son derece önemlidir. En yaygın non-invaziv EMG sensörü tipleri jel bazlı veya kuru elektrotlardır. Kasların elektriksel aktivitesini kaydetmek için aranan en yaygın elektrot türü geleneksel gümüş-gümüş klorür elektrotlarıdır (58).

Yüzeysel elektrotlar rutin sinir iletim çalışmalarında kullanılırlar. Elektrotlar klasik yüzük (yetişkin ve pediatrik kullanım) veya disk olarak tanımlanmaktadır. Bunlar tek kullanımlık veya çok kullanımlı olarak tasarlanmıştır. Çok kullanımlık elektrotlar, iletim kablolarından oluşan çelik, gümüş veya nadiren de olsa altın madeninden yapılan çeşitlerde bulunmaktadır. Yapışkan özellikli bant ile cilde yapıştırılan bu elektrotlar tekrar tekrar kullanılabilme özelliğine sahiptir. Bir hastadan alınıp diğerine kullanılırken temizlenmeleri gerekir (57).



Şekil 2.7. Jel Elektrot

Empedansı azaltıp ve artefaktı (istenmeyen sinyal) önlemek amacıyla tekrarlı elektrotlarla birlikte iletken jel kullanılması gerekir. Tek kullanımlık elektrotlar, bant veya jel olmaksızın deri yapışmalarını sağlayan yapışkan yüzeylere sahiptir (57).

2.5.2. Elektrot Çeşitleri

İğne elektromiyografisi nispeten güvenli bir tekniktir. Bununla birlikte, EMG iğnesi bir iğne elektrodunun bir kas içine sokulmasını ve hareket ettirilmesini gerektirdiğinden, ağrı, kanama ve hematoma oluşumu, enfeksiyon ve pnömotoraks gelişimi meydana gelebilir. Bundan dolayı sportif uygulamalar da tercih edilmemesine sebep olmaktadır. Bunun yerine pad biçiminde deriye yapışan yüzeysel elektrotlar kullanılır (59).

Monopolar Elektrot

EMG ölçümü alınırken kas grubu dışında bir de referans elektrot bulundurması gereken elektrot monopolar olarak tanımlanır. Monopolar elektrotlar yalnızca elektrotun yerleştiği alanda EMG verileri alınır (60).

Bipolar Elektrot

Bipolar elektrot, tek bir elektrot içinde iki farklı çıkış ve çıkış noktasına sahip olan bir elektrot türüdür. Monopolar elektrotlar gibi, bir referans noktasına ihtiyaç duyarlar. Farklı yerlerden veri alarak daha ayrıntılı bir EMG sinyali üreten araçlardır. (60).

Konsentrik Elektrot

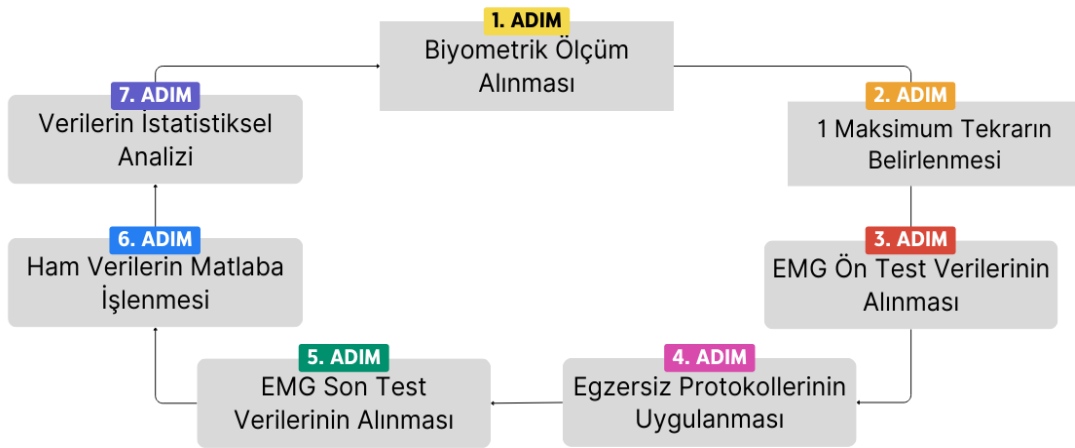
Konsentrik elektrot içinde referans ve elektrot bölünün birlikte barındıran Konsentrik elektrot, iğne- EMG verisi kullanımında çok tercih edilen elektrot çeşididir. Kolay bir kullanıma sahip Monopolar veya Bipolar olan elektrot, sinyal analizi için uygun verilerin elde edilmesi kaynaklı yaygın kullanım sebeplerindendir (60).

3. MATERYAL VE METOT

Araştırmaya 2020/59 araştırma protokol numaralı Malatya Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan gerekli izin ve onay alınarak başlanmıştır (Ek-2). Çalışmanın tamamı Helsinki Bildirgesine uygun olarak yürütülmüştür. Araştırma süresi ve amacı, kullanılacak değerlendirme formları, verilen elde edilmesi ve yapılan değerlendirme hakkında yazılı ve sözlü olarak araştırma öncesinde her katılımcıya bilgi verilerek, Bilgilendirilmiş Onam Formu imzalatılmıştır (Ek-4).

3.1. Araştırmanın Deneysel Tasarımı

Araştırmada gönüllü katılımcı sayısı, G*Power (3.1.9.6) istatistiksel güç analiz Mac programıyla belirlenmiştir. Alfa (α) değeri=0.05, güç ($1-\beta$)=0.95 ve etki büyüklüğü=0.9 olarak analiz edildiğinde, araştırmada en az 14 gönüllünün bulunması gerektiği belirlenmiştir. Güç analiz sonucuna göre araştırmanın örneklemi, Gaziantep ilinde bilek güreşi yapan 18-35 yaş arası, yarışma sporcusu ve düzenli antrenman yapan toplam 18 erkek denekten oluşturulmuştur. 8 haftalık kuvvet antrenmanı 1 Kasım ile 31 Aralık 2021 tarihleri içerisinde yapılmıştır. Ancak çalışma döneminde düzenli antrenmanlara katılamadığı için 2 sporcu, 1 sporcu hastalıktan ve 1 sporcu da sakatlıktan dolayı çalışmadan çıkarılmış ve çalışma toplam 14 katılımcıdan oluşmuştur.



Şekil 3.1. Araştırmanın tasarımı

Ölçümler için Gaziantep Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi'den (GAÜNSBF) izin alınmıştır (EK-3). GAÜNSBF Fitnes salonu ve sportif performans test laboratuvarında alanında uzman akademisyenler tarafından ölçümler gerçekleştirilmiştir. Gönüllülere çalışmaya başlamadan önce çalışmanın içeriği, dizaynı ve planı ayrıntılı biçimde ifade edilmiştir. Yapılan ölçümlerin tarih, yer ve saat bilgisini içeren bilgiler verilmiştir. Ayrıca kuvvet antrenman programından 2 gün önce herhangi bir kuvvet egzersiz programına katılım sağlamamaları konusunda gönüllüler uyarılmıştır. Çalışma boyunca uyku düzeni ve beslenme durumuyla ilgili bir düzenleme yapılmayıp, alkol, kafein, ergojenik yardımlar sınıfında bulunan maddelerden kaçınmaları hususunda detaylı olarak gönüllüler uyarılmıştır.

3.2. Araştırma Grubunun Oluşturulması

Yapılan 8 haftalık kuvvet antrenmanının bilek güreşi sporcularda üst ekstremité kaslarının EMG değerlerine etkisinin incelendiği bu araştırmada, katılımcıların dahil edilme, hariç tutma ve çıkarılma kriterleri belirlenmiştir.

Araştırmaya Dâhil Edilme Kriterleri;

- Katılımcının araştırmaya gönüllü olarak katılmak için onamının alınmış olması,
- 18-35 yaş arasında erkek sporcu olmak,
- Düzenli egzersiz yapıyor olmak,
- Sağlık açısından egzersiz yapmaya engel bir durumunun olmaması.

Araştırmadan Hariç Tutma Kriterleri;

- Kuvvet antrenmanı yapmaya engel geçirilmiş operasyon veya kronik hastalık öyküsünün bulunması,

- Düzenli olarak kullanmak zorunda olduğu ilaç öyküsü bulunması,
- Rutin olarak alkol içme ve sigara kullanım öyküsü bulunması,

Araştırmadan Çıkarılma Kriterleri;

- Belirlenmiş çalışma zamanında sağlıktan dolayı bir problem yaşanması,

- Çalışmaya katılımın düzenli olarak devam etmemesi,

- Çalışma sırasında performansın ortaya konması konusunda isteksiz davranışlar sergilenmesi,

- Ölçümlere katılım konusunda görülen isteksizlik,
- Kişinin kendi isteğiyle antrenman programından ayrılmak istemesi.

3.3. Vücut Kütle İndeksi Ölçümleri

Çalışmaya katılan gönüllülerin ölçümleri GAÜNSBF sportif performans test laboratuvarında aynı uzman tarafından gerçekleştirilmiş, yaş (yıl), boy uzunluğu (cm),

vücut ağırlığı [VA (kg)], vücut kütle indeksi [VKİ (kg/m^2)] verileri kaydedilmiştir. Gönüllülerin yaşları belirlenirken kimlik kartları ölçüt olarak alınmış ve yıl olarak kayıt altına alınmıştır.

Çalışmaya katılan gönüllülerin hassaslık derecesi 0.01 metre (m) olan boy ölçüm cihazı (SECA, Almanya) ile boy uzunlukları, Seca 813 (Almanya) geniş platformlu ve ekranlı dijital hassas baskül ile VA'ları ölçülmüştür. Boy uzunluğu için; gönüllüler çorap olmaksızın topuklar birleştirildi. Baş ve gövde dik, dizler gergin bir şekilde konumlandırılarak, ayakta durur pozisyonda ölçüsü alınmıştır. Boy ölçüm cihazının hareket eden kaliper gönüllünün başına temas ettiği nokta belirlenip boy değeri olarak kaydedilmiştir. VA ölçümü ise, gönüllü çıplak ayak ve ağırlığa etki etmeyecek şortla tartıya alındı. Ölçümün sonucunda alınan veriler, kg cinsinden kaydedilmiştir. Gönüllülerin VKİ değerleri, VA/boy^2 (kg/m^2) formülü ile hesaplanarak belirlenmiştir (61, 62).

3.4. Veri Sinyallerin Alındığı Kas Grubu

Katılımcılara uygulanan kuvvet antrenmanı çalışmasının kas aktivasyonunu üzerindeki etkisini tespit etmek amacıyla bilek güreşinde aktif olarak kuvvet üreten bazı kaslar seçilmiştir. Bu sebeple, araştırmada kullanılan kaslar ve işlevleri aşağıya çıkarılmıştır. Bilek güreşi, Biceps Biraki, Pronator Teres kasları Pectoralis Majör gibi bazı kasların katılımını sağlayan birincil (üst kolun medial rotasyonu, önkol ve elin pronasyonu, bileğin fleksiyonu) ve ikincil (kol ve önkolun fleksiyonu) hareketleri içerir (63).

Biceps Biraki

Biceps Biraki (BB); önkolun fleksiyon ve supinasyonu sağlar (63, 64).

Pektoralis Majör

Pektoralis Majör (PM); göğüs kasının büyük bir bölümünü kapsayan yelpaze şeklinde bir kastır. Bu göğüs kasının bir bütün olarak ana işlevi, kolun omuz eklemi üzerinde addüksiyonu ve iç rotasyonudur (63, 64).

Pronator Teres

Pronator Teres (PT); Pronator quadratus kası ile birlikte ana eylemi önkolun pronatlanması ve dirsek ekleminde ön kolun fleksiyonu sağlayan kastır (63, 64).

3.5. 1 Maksimum Tekrarın Belirlenmesi

Gönüllülerin yapacakları hareketin 1 Maksimum tekrar (1 TM) ağırlığının belirlenmesi aşağıda verilen sıralama sonunda belirlendi (65, 66).

1. Gönüllülerin ön test öncesi hareketi tanınması ve harekete uyumu için çalışma yapılmıştır.

2. Gönüllülerin 1 TM ortaya koymak için 5-10 tekrar aralığında hareketin ısınma ve alışma denemeleri yaptırılmıştır. Gönüllülere egzersiz seçeneği verilerek kendisinin istediği egzersizleri yapmaları belirtilmiştir.

3. Alıştırma denemeleri sırasında dinlenme (3-5 dk) verilmiştir.

4. Gönüllülerden ısınmada başlangıç yükü olarak %50-%70'i 14 kg-18 kg ya da %10 ila %20 yük eklenerek 3 veya 5 tekrarı yapılması gerektiği belirtilmiş ve maksimum ağırlık yöntemiyle belirlenmeye çalışılmıştır.

5. Belirlenen dinlenme arası (2-5 dk) verilmiştir.

Gönüllülerin 2 ila 3 tekrar yapabileceği maksimum ağırlık, önceki adımda kullanılan ağırlığın 14-18 kg veya %10 ila %20'si eklenerek tahmin edildi.

6. Belirlenen dinlenme arası (2-5 dk) verilmiştir.

• Gönüllülerden 1 TM denemesinde başarılı olamaz ise %5 ile %10 (7-9 kg) yükü azaltıldı ve deneğin bir tekrar yapması istendi. Gönüllüler bu aşamadan sonra kaldıracabildiği son ağırlık bir tekrarı bir tekrarı uygulayabilene kadar artırılıp ve azaltılmıştır. Gönüllülerin 5 denemeden sonra 1 TM belirlenip kaydedilmiştir. Aynı yöntem takip edilerek gönüllülerin 6 tekrar da maksimum yük (6 TM) belirlenmiş ve kayıt altına alınmıştır.

Elde edilen sonuçlar “Brzycki” formülü (67) kullanılarak 1 TM'ye dönüştürülmüştür.

$$1TM = (Kaldırılan Ağırlık) / [1,0278 - (Tekrar * 0,0278)] \quad (67).$$

3.6. Egzersiz Protokolü

Ölçümler, Gaziantep Üniversitesinin Spor Bilimleri Fakültesi Sportif Performans Test Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmaya gönüllü olarak katılan tüm deneklere çalışma öncesi çalışmaların içeriği hakkında detaylı bilgi verilmiş ve uygulamalı deneyim kazanılmıştır. Uygulamalardan önce gönüllülere test formu, konusu, zaman ve yer konusunda bilgilendirmeler yapıldı ve gönüllü olur formu doldurularak imzalandı.

Uzman gözetiminde yapılan egzersizler için, deneklere 24 saat öncesinden yüksek yoğunluklu egzersizden kaçınmaları, alkol, kafein ve ergojenik yardımcı sınıfına dahil olan maddeler kullanmaları belirtildi. Çalışma kapsamında deneklerin tüm uygulamalar boyunca maksimum çaba göstermeleri ve motivasyonları için uzman tarafından sözlü olarak desteklenmiştir.

Tablo 3.1. 8 Haftalık bilek güreşi kuvvet antrenman programı

Süre	Set x Tekrar	Dinlenme	1 MT %	1. Gün Antrenman Hareketleri	2. Gün Antrenman Hareketleri	3. Gün Antrenman Hareketleri
1. Hafta	4x10	3	40%	Dumbell Wrist Curl	Dumbell Biceps Curl	Dead Lift
	4x10	3	50%	Dumbbell Hammer Curl	Pull Up	Pronasyon
	4x8	3	60%	Cable Cross	Towel Curl	Supinasyon
2. Hafta	4x10	3	40%	Dead Lift	Dumbell Biceps Curl	Dumbell Wrist Curl
	4x10	3	50%	Pronasyon	Pull Up	Dumbbell Hammer Curl
	4x8	3	60%	Supinasyon	Towel Curl	Cable Cross
3. Hafta	4x10	3	50%	Dumbell Biceps Curl	Dead Lift	Dumbell Wrist Curl
	4x10	3	60%	Pull Up	Pronasyon	Dumbbell Hammer Curl
	4x8	3	70%	Towel Curl	Supinasyon	Cable Cross
4. Hafta	4x10	3	50%	Dumbell Wrist Curl	Dumbell Biceps Curl	Dead Lift
	4x10	3	60%	Dumbbell Hammer Curl	Pull Up	Pronasyon
	4x8	3	70%	Cable Cross	Towel Curl	Supinasyon
5. Hafta	4x10	3	60%	Dead Lift	Dumbell Wrist Curl	Dumbell Biceps Curl
	4x10	3	70%	Pronasyon	Dumbbell Hammer Curl	Pull Up
	4x8	3	80%	Supinasyon	Cable Cross	Towel Curl
6. Hafta	4x10	3	60%	Dumbell Biceps Curl	Dead Lift	Dumbell Wrist Curl
	4x10	3	70%	Pull Up	Pronasyon	Dumbbell Hammer Curl
	4x8	3	80%	Towel Curl	Supinasyon	Cable Cross

7.	4x10	3	70%	Dumbell	Dumbell	Dead Lift
Hafta				Wrist Curl	Biceps	
	4x10	3	80%	Dumbbell	Curl	Pronasyon
				Hammer Curl	Pull Up	
	4x8	3	90%	Cable Cross		Supinasyon
					Towel Curl	
8.	4x10	3	70%	Dead Lift	Dumbell	Dumbell
Hafta					Wrist Curl	Biceps Curl
	4x10	3	80%	Pronasyon	Dumbbell	Pull Up
					Hammer Curl	
	4x8	3	90%	Supinasyon	Cable Cross	Towel Curl

8 haftalık antrenman programının ağırlık olarak çalışıldığı farklı istasyonlarda; test sonuçlarına göre maksimum ağırlık her katılımcı için ayrı ayrı belirlenerek elde edilen veriler kişisel bilgi antrenman formuna kaydedildi. Beşinci haftadan itibaren tekrarlama yöntemiyle ile çalışan istasyonlarda ağırlık %10-15 artırılarak çalışmaya devam edildi. Antrenman süresi 60–70 dakika olarak uygulanmıştır.

Antrenman sıklığı; kondisyon ve teknikle entegre edilmiş müsabaka olmak üzere haftada üç olacak şekilde programlanmıştır.

Üç bölümden oluşacak şekilde planlanan Antrenman; ısınma (10-15 dk.), ana bölüm (30-45 dk.) ve bitiriş (10 dk.) olmak üzere uygulanmıştır.

Uygulanan egzersiz programından dolayı oluşabilecek kas ve eklem yaralanmaları ve sakatlanmaları önlemek için düzenli ısınma ve soğuma egzersizleri yaptırılmıştır. Öncelikle üst ekstremitenin ağırlıkta olduğu egzersiz birimleri 6 dk %50 şiddetindeki koşu sonrası, izometrik, izotonik, hareketlilik (esneklik) ve germe (stretching) egzersizleri büyük kas gruplarına yönelik olarak yapılmıştır. Isınma koşu şiddeti karvonen formülü ile hesaplanmıştır; $[(220 - \text{yaş}) - \text{dinlenik nabız}] \times (\%50) + \text{dinlenik nabız}$ (50). Kas zedelenmesi, eklem kapsülleri ve bağlarında bir sakatlığın ve yaralanmanın oluşmaması için ilk hafta antrenmanlarındaki istasyonlarda şiddet % 30 ile başlanmış tekrar sayısı 4-15 arası, ileriki haftalarda maksimal kuvveti geliştirme yöntemlerinden kısa süreli maksimal yüklenme yöntemi göz önünde bulundurularak istasyonlardaki şiddet %80-100 uygulanıp tekrar sayısı 1-5 aralığı olarak gerçekleştirilmiştir (68).

Çalışma süresince gönüllülere 8 haftalık kuvvet antrenmanı dışında herhangi bir antrenman programı uygulanmadı. Egzersizler, kuvvet antrenmanı programının uygulanmasına uygun spor salonunda, grup başında bir antrenör önderliğinde yapıldı.

3.7. Verilerin Elde Edilmesi ve EMG Ölçümleri

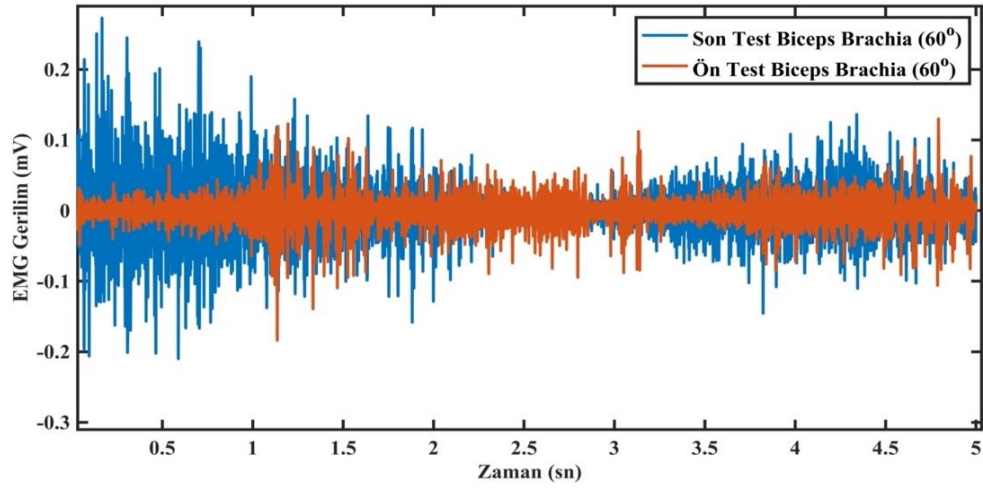
Veriler Backyards Brain firması tarafından geliştirilen muscle spikerbox pro cihazı, USA (Şekil 3.2) ile 14 sağlıklı bilek güreşi sporcusundan ön ve ve son test EMG kayıtları alınmıştır. BB kası, PM kası ve PT kaslarından ölçüm yapılmıştır. Ölçümler esnasında yüzeysel elektrot kullanılmış ve EMG kayıt cihazının alçak ve yüksek geçiren filtre kesim frekansları 2 Hz-10 Khz aralığına ayarlanmıştır.

Veriler Backyards Brain firması tarafından geliştirilen muscle spikerbox pro cihazı, USA (Şekil 3.2) ile 14 sağlıklı bilek güreşi sporcusundan ön ve ve son test EMG kayıtları alınmıştır. BB kası, PM kası ve PT kaslarından ölçüm yapılmıştır. Ölçümler esnasında yüzeysel elektrot kullanılmış ve EMG kayıt cihazının alçak ve yüksek geçiren filtre kesim frekansları 2 Hz-10 Khz aralığına ayarlanmıştır.

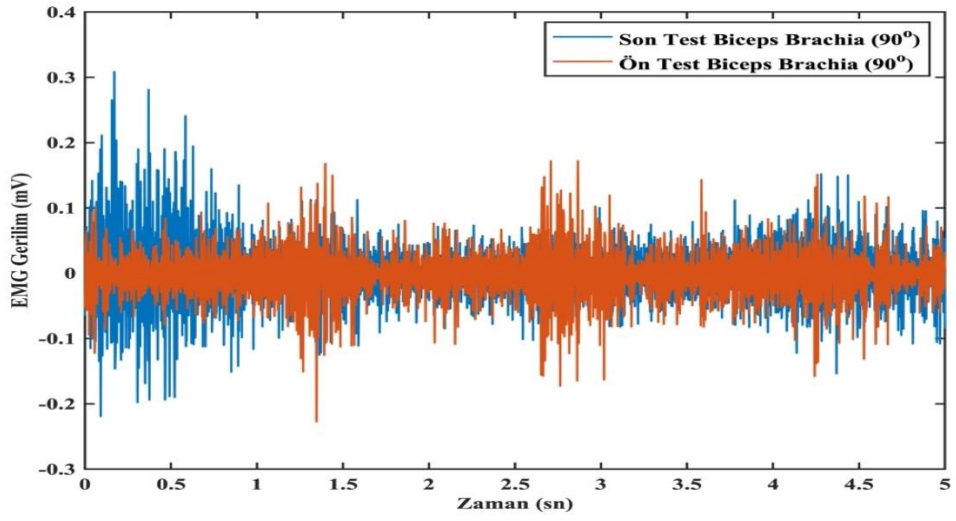
Veriler profesyonel bilek güreşi masasında ağırlık altında maksimal kasılma sırasında kaydedilmiş ve örnekleme frekansı 10000 Hz olarak ayarlanmıştır.

Yapılan bu çalışmada katılımcının bilek güreşi masasında maksimum yük altında BB, PM ve PT kaslarından ölçüm alınmıştır (Şekil 3.3-3.7).

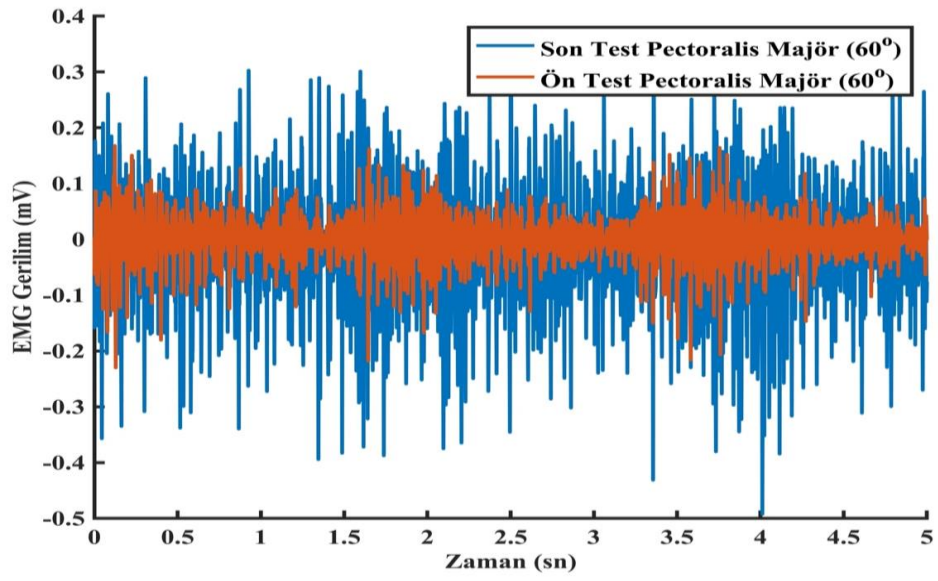
Yapılan bu çalışmada katılımcının bilek güreşi masasında maksimum yük altında BB, PM ve PT kaslarından ölçüm alınmıştır (Şekil 3.3-3.7).



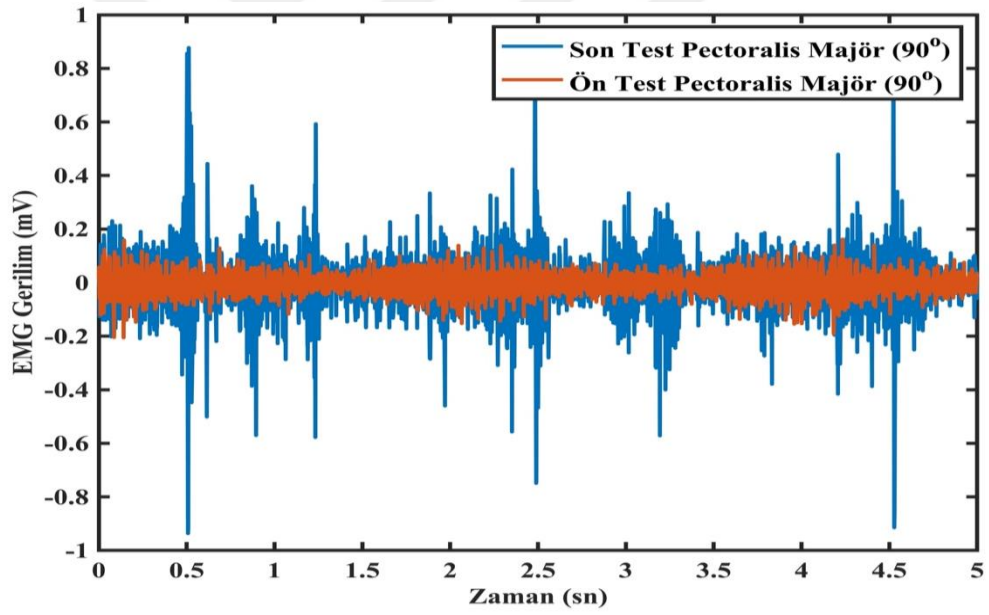
Şekil 3.3. BB 60° ön ve son test örnek EMG verisi



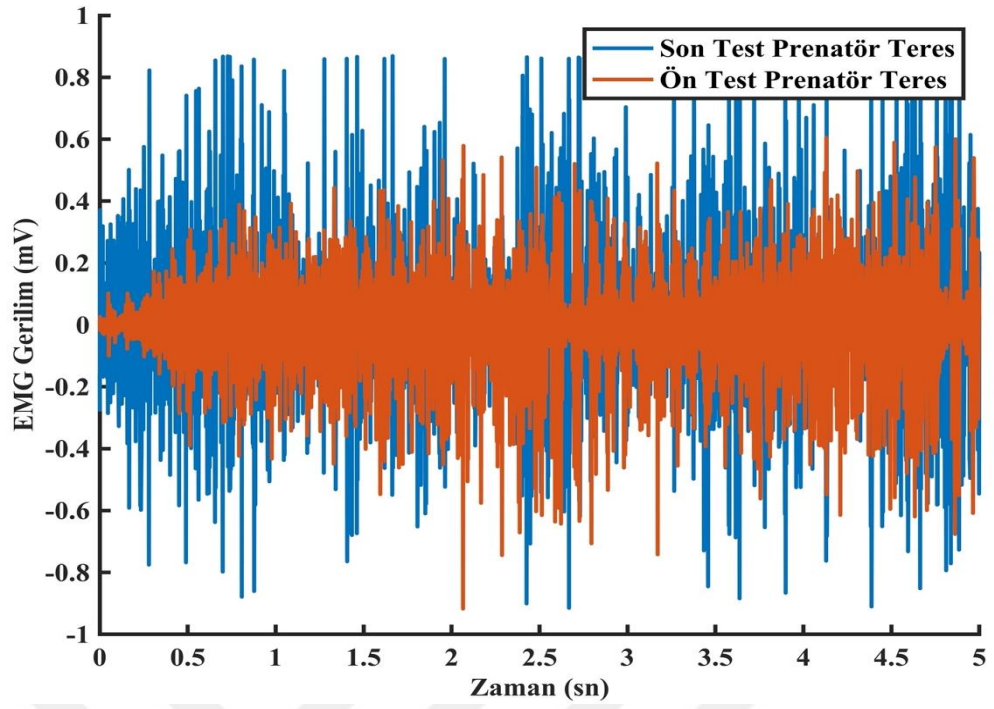
Şekil 3.4. BB 90° ön ve son test örnek EMG verisi



Şekil 3.5. PM 60° ön ve son test örnek EMG verisi



Şekil 3.6. PM 90° ön ve son test örnek EMG verisi



Şekil 3.7. PT kasi ön ve son test örnek EMG verisi

Bilek güreşi masası profesyonel fitness aleti Profitness Classic Line Cable Crossover cihazına sabitlenmiştir (Şekil 3.7.).



Şekil 3.8. Profitness Classic Line Cable Crossover cihazı



Şekil 3.9. Bilek güreşi masası

Sistem esnemez, kırılmaz zincir ve çelik kablo ile stabil ve dayanıklı malzemeden oluşmuştur. Maksimal kuvvet için Profitess Classic Line Cable Crossover aleti kullanılmıştır. Çok geniş bir yelpazede egzersiz yapmayı sağlayan bu alet, vücudumuzdaki birçok kası çalıştırmak için spesifik bir makine olarak dizayn edilmiştir.



Şekil 3.10. Bilek güreşi masasının yerleşimi

Katılımcıların eklem açılarının ölçümü Saehan marka, 0-180 derece ölçüm yeterliliğine sahip çelik materyalden üretilmiş gonyometre kullanıldı. Eklem hareket açısı ganyometre yerleştirilerek açı 60 derece ve 90 dereceye ayarlandı.



Şekil 3.11. Gonyometre ölçümü

Katılımcı, bilek güreşi masasına yerleşmiş, ayaklar serbest şekilde bırakılmıştır. Maksimal kuvvet ölçümü sırasında bir koluyla ağırlık çekerken diğer koluyla masaya tutunarak; BB kası ve PM kası için ön kol ile kol arasında ki açı 60 derece ve 90 derece olacak şekilde iki farklı pozisyonda veri alınmıştır. PT kası için 90 derece tek açıda veri alınmıştır (Şekil 3.10).

Her iki ölçüm için katılımcıların gövde ile kol arasındaki açıları 90 derece fleksiyonda olacak şekilde ve ön kol rotasyon açısından nötral olacak şekilde ayarlandı. Kas kuvvet testi için açısal pozisyonlar bozulmayacak şekilde sporcuların hareketleri yapmaları istendi. Test esnasında sporcuların açısal değerleri değiştirecek kompanse hareketler yapmamalarına dikkat edildi. Test esnasında yapılan gonyometrik ölçümler, Kendall-Mc Creary kriterleri göz önüne alınarak; nötral sıfır yöntemine göre gerçekleştirildi (69).



Şekil 3.12. EMG ölçümü

BB kası ve PM kası verileri katılımcı ayakta bilek güreşi masasına yerleşmiş, kol 60° ve 90° kol fleksiyonda bir eliyle masadan tutarken diğer eliyle maksimum ağırlık altında dinamik kasılma yoluyla EMG verisi alınmıştır (Şekil 3.11).

3.8. EMG Cihazı ve Ölçüm Yöntemi

Elektrot yerleşimi, “SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles)” prosedürleri göz önünde bulundurularak uygulanmıştır.

Hedef kaslara yüzeysel elektrot yerleştirilmeden önce, uygulama alanında deri direnç (empedans) değerini düşürmek için traş edilip, izopropil alkol mendil ile temizlenip hazırlandı. Kaslar hazır hale getirildikten sonra dairesel Ag-AgCl yüzey elektrotları (Backyards Brains Electrodes, Ann Arbor ABD, çap 35 mm) gönüllünün baskın tarafına yerleştirildi (70).

Kümülatif kas yorgunluğunun etkilerini ortadan kaldırmak için deneklerden testten önceki gün ve test gününde fiziksel aktiviteden kaçınmaları istendi. Deneylerden önce gönüllüler, test prosedürlerine alışmaları için kısa bir eğitime tabi tutuldu.

Çalışmada, kas orta noktaları SENIAM’a göre metrik bir şekilde cm biçiminde ölçülerek tespit edilmiştir, kasılma sırasında kas palpasyon yöntemiyle belirlenmiştir.

Bu çalışmada, 10-15 dk ısınmadan sonra üst ekstremité kaslarından veriler alınmıştır. Katılımcılar, çalışma masasının yanına ayakta durarak EMG verilerinin alınacağı pozisyonda yerleştirildi. Elektrotlar, denekler ayakta dururken, sağ üst ekstremitéde, tam olarak en distal motor nokta ile tendon arasındaki kas göbeğinin orta hattında (71), paralel olarak kas liflerinin yönüne dik (72) yerleştirildi.

Referans elektrot, gönüllünün ulna stiloid prosesine yerleştirildi. Aktif ve referans elektrotları tutmak için yapışkan bant kullanıldı. Elektrot yerleşimi, yüzey elektromiyografisi (SENIAM) (73) için tavsiyelerine göre gerçekleştirilmiştir.

1. PM kasının sternokostal lifleri üzerinde, ön sınırın 10.6-0.9 cm altında klavikula orta noktasını geçen uzunlamasına eksen boyunca göğüs duvarının orta kısmında,

2. BB kasında, humerusun medial ve lateral epikondilleri arasında çizilen hayali bir çizginin 11.1-1.8 cm üzerinde dirsek 90° fleksiyonda, kas liflerine paralel,

3. PT kasında, humerusun medial ve lateral epikondilleri arasında izlenen hayali bir çizginin 6.4-1.0 cm distaline yerleştirilmiştir. Bu kaslar istemli kasılma sırasında palpasyonla lokalize edildi.

EMG analizi için önkol kaslarında sadece PT kasının seçimi, EMG sinyalinin karışmasını önlemek amacıyla seçilmiştir.

3.9. EMG Sinyalinin Analizindeki Özellikler

Çalışmanın EMG sinyal analizinde kullanılan özelliklerden bahsedilecek ve bu sinyallerin analizinde kullanılan yöntemler açıklanacaktır.

Literatür taramalarında tavsiye edilen birçok öznelik çıkarma metodu ortaya konmuştur. Sınıflama setini belirleyen önemli faktörler, Öznelik hesaplama ve sınıflandırma zorluğudur. Ancak, bir problemin EMG verilerinde ne kadar çok özelliği varsa, hesaplama zorluğu o kadar yüksek olur. Bu istenmeyen bir durumdur. Bu nedenle, EMG sinyal analizini en iyi şekilde yapacak sayıda öznelik kullanmak gereklidir.

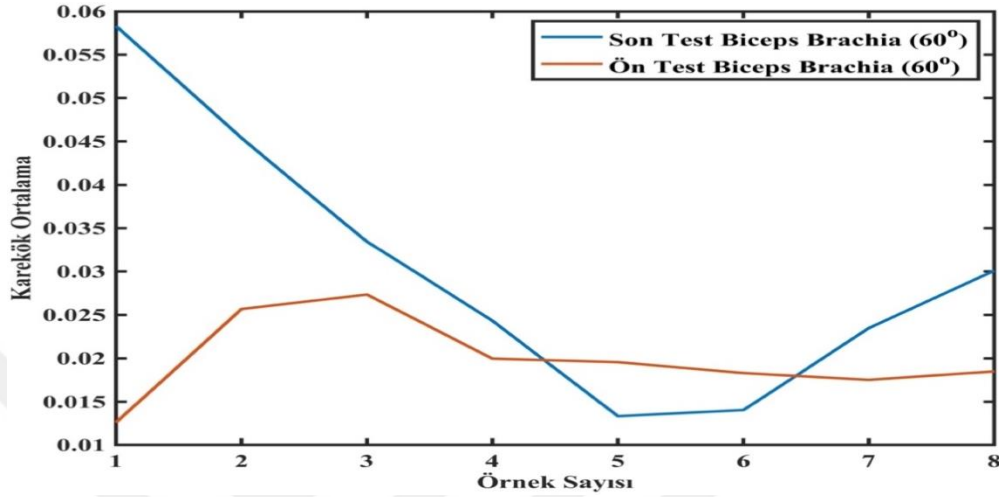
Du ve ark., EMG sinyallerini analiz etmek için Dalga Boyu (WL), Sıfır Geçiş Sayısı (ZC), Toplam EMG (IEMG), EMG Varyansı (VAR), Sinyal Değişim Eğimi (SSC) ve Willison Genliği (WAMP) olarak altı ayırt edici öznelik çıkarma kullanmışlardır (74, 75).

3.9.1. Karelerin Ortalamasının Karekökü

Ortalama karekök (RMS), EMG sinyalinin analizinde kullanılan popüler özelliklerden biridir. RMS, bir sinyaldeki değişim miktarın ölçmek için kullanılır. Biyosinyallerin genliğindeki güçlü değişimlerin pozitif veya negatif yönde olduğu durumda yararlı bir veri sağlar. Sürekli değişen zaman serileri için sürekli bir şekilde

değişen fonksiyon hesaplanabilir (76, 77). RMS değeri Denklem 1'de verildiği gibi hesaplanabilir.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i^2}. \quad (1)$$



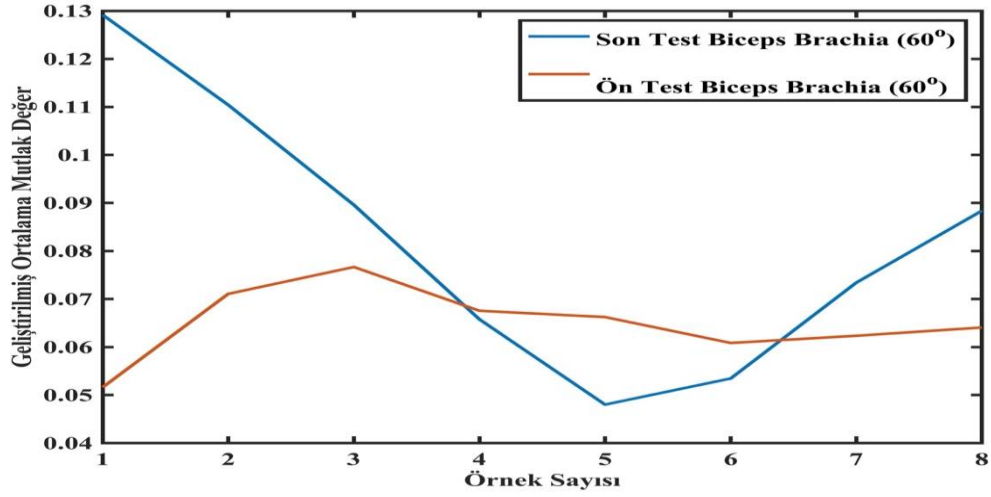
Şekil 3.13. BB 60° ön ve son test örnek RMS verisi

3.9.2. Ortalama Mutlak Değer

Ortalama mutlak değer (MAV) bir sinyalin segmentlerindeki mutlak değerlerin ortalamasını ifade eder. EMG sinyalinin kas kasılma sırasında ortaya çıkan güç hakkında bilgi vermektedir. Aşağıdaki formül 2 ile hesaplanmaktadır.

$$MAV = \frac{1}{n} \sum_{n=1}^N |x^2| \quad (2)$$

MAV sinyali, RMS sinyali gibi kasların farklı kasılmalarında değişkenlik göstermektedir. Bu sebeple EMG sinyallerinden test etmek için öznel olarak kullanılmıştır.



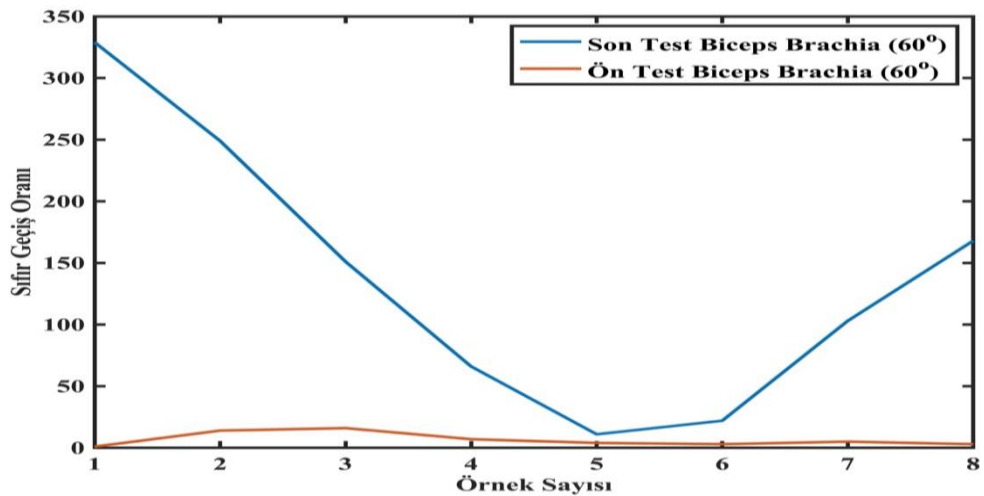
Şekil 3.14. BB kası 60° ön ve son test örnek MAV verisi

3.9.3. Sıfır Geçiş Oranı

Sıfır geçiş oranı (ZCR) İşaretin, ilgili periyottaki veya bölüttteki, dinamik değişimleri gösteren bir ölçüttür. Bu öznetelik, işaretin sıfır genlik ekseninden geçiş sayısıdır (78). EMG işareti, kas fiberlerinden meydana gelen biyopotansiyellerin değerine bağlı olarak, eksi ve artı genlik değerleri arasında sürekli olarak değişir. Düşük voltaj değişimlerini veya arka plan seslerine mani olunması için alt limit değer uygulanıp hesaplama yapılır (79). Denklem 3 ile hesaplanmaktadır.

$$ZCR = \sum_{i=1}^{N-1} [sgn(x_i * x_{i+1}) \cap |x_i - x_{i+1}| \geq \text{eşik değeri}];$$

$$sgn(x) = \begin{cases} 1, & \text{if } x \geq \text{eşik değeri} \\ 0, & \text{diğer durumlar} \end{cases} \quad (3)$$

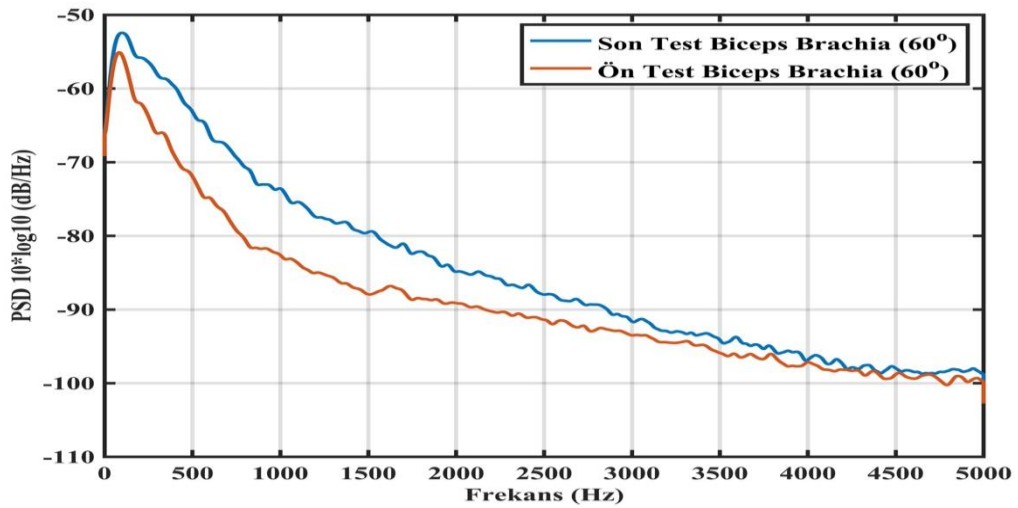


Şekil 3.15. BB kası 60° ön ve son test örnek ZCR değerleri

3.9.4. Güç Spektral Yoğunluğu

Güç spektral yoğunluğu (PSD) bir sinyalin farklı frekanslarındaki enerji yoğunluğu olarak ifade edilir. Güç spektral yoğunluğu sinyalin frekans başına düşen enerjisi hakkında bilgi akışı sağlar. Bir EMG sinyalinin frekans içeriği fourier dönüşümü uygulanarak incelenebilir. EMG sinyalleri, durağan olmayan süreçler tarafından üretildiğinden, zaman ve frekans alanlarında tipik olarak kısa zaman aralıkları veya dönemler (0.5–1 s) boyunca analiz edilir (80). Denklem 4 ile hesaplanmaktadır.

$$S_{xx}(f) = \int_{-\infty}^{\infty} Rxx(\tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (4)$$



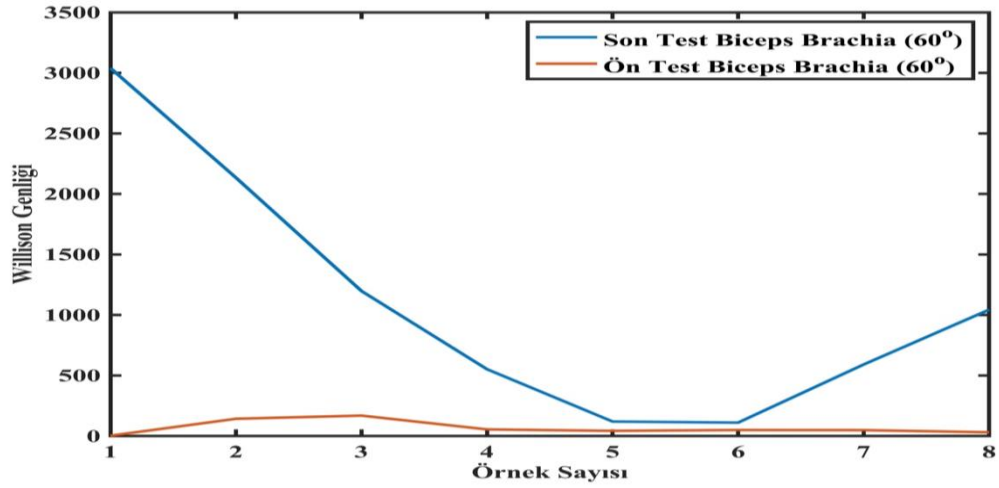
Şekil 3.16. BB 60° ön ve son test örnek PSD verisi

3.9.5. Willison Genliği

Willison genliği veya Wilson amplitüdü (WAMP), ZCR özelliğinde tanımlandığı gibi EMG sinyalinin frekans bilgisinin bir ölçüsüdür. Önceden tanımlanmış bir eşiği aşan iki bitişik segment arasındaki EMG sinyal genliği arasındaki farkı ortaya koyan sayısal veridir. Ayrıca motor ünite aksiyon potansiyellerinin (MUAP) ateşlenmesi ve kas kasılma kuvveti ile ilgilidir (79). Denklem 5 ile hesaplanmaktadır.

$$WAMP = \sum_{i=1}^{N-1} [f(|x_n - x_{n+1}|)];$$

$$f(x) = \begin{cases} 1, & \text{if } x \geq \text{eşik değeri} \\ 0, & \text{diğer} \end{cases} \quad (5)$$

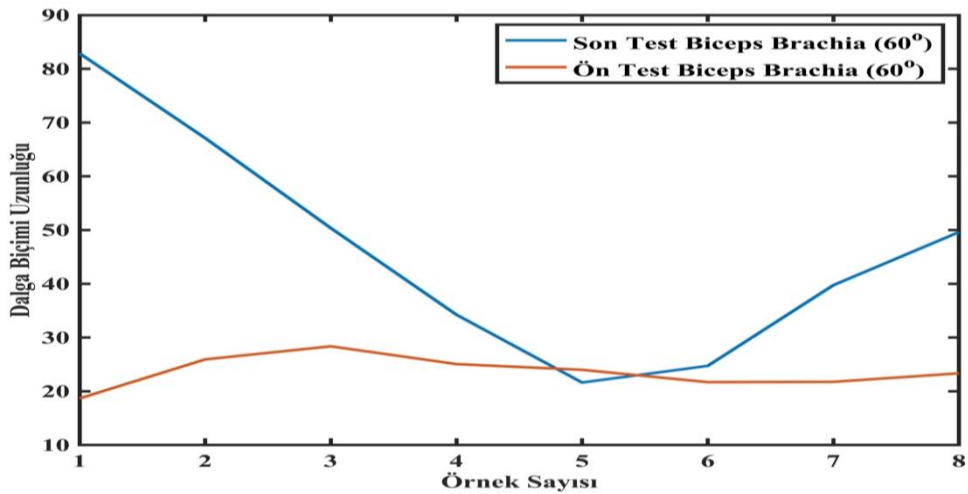


Şekil 3.17. BB kası 60° ön ve son test örnek WAMP verisi

3.9.6. Dalga Formu Uzunluğu

Dalga Formu Uzunluğu (WL), EMG sinyalinin her bölümün değişim biçimi karmaşıklığı hakkında bilgi sağlayan bir öznelilik dalga biçimi uzunluğudur. WL sinyalin ardışık genlikleri x_n ve x_{n-1} arasındaki mutlak farkların toplamına eşittir. Denklem 6 ile hesaplanmaktadır.

$$WL = \sum_{i=1}^n |x_i - x_{i-1}| \quad (6)$$



Şekil 3.18. BB kası 60° ön ve son test örnek WL verisi

3.10. İstatistiksel Analiz

Çalışmaya katılan gönüllü bilek güreşi sporcularının verileri üzerinden istatistiksel analiz yapılmadan önce normallik varsayımlarının sağlayıp sağlamadığı kontrol edilmiştir. Verilerin normal dağılımından sapma gösterip göstermediği Shapiro- Wilks ile analiz edildi. Shapiro- Wilks analizleri sonucunda parametrelerin çoğu için normalliğin sağlanmadığı görüldü ($p<0.05$). Bu nedenle ön ve son test ortalamaları karşılaştırılırken Nonparametrik Willcoxon testi kullanıldı.

Toplanan veriler bilgisayar ortamına aktararak Matlab'taki temel işlemler aracılığıyla veri ve grafikler halinde görüntülendi. Ayrıca verilerin istatistiksel analizinde “IBM SPSS 22.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA)” paket programı kullanıldı. Araştırmada anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak belirlendi.

4. BULGULAR

Bu bölümde 14 katılımcının tanımlayıcı bilgileri ve EMG analizi sonrasında elde edilen sonuçlar paylaşılmıştır.

Tablo 4.1. Katılımcılara ait tanımlayıcı bilgileri

	n	min	max	mean	sd
Yaş (yıl)	14	19.00	35.00	24.42	5.06
Boy (cm)	14	170.00	188.00	177.14	4.80
VA Ön Test (kg)	14	70.00	90.00	79.85	6.24
VA Son Test (kg)	14	73.00	92.00	79.21	6.17
VKİ Ön Test (kg/m ²)	14	22.72	28.41	25.43	1.54
VKİ Son Test (kg/m ²)	14	23.04	29.04	25.23	1.59

Çalışmaya katılan gönüllülerin yaş ortalaması 24.42±5.06 yıl, boy uzunluğu ortalaması 177.14±4.80 cm, VA ön test ortalaması 79.85±6.24 kg, VA son test ortalaması 79.21±6.17 kg, BMI Ön Test ortalaması 25.43±1.54 ve BMI son Test ortalaması 25.23±1.59 olarak belirlenmiştir.

Tablo 4.2. BB kası 60° ön ve son test ortalamaları

Değişkenler	Ölçümler	$\bar{x} \pm ss$	z	p
RMS	Ön test	.041±.030	-2.354	.019*
	Son test	.076±.037		
MAV	Ön test	.088±.039	-2.417	.016*
	Son test	.121±.028		
ZCR	Ön test	317.07±317.06	-1.977	.048*
	Son test	646.14±256.31		
PSD	Ön test	3.63±3.76	-1.099	.272
	Son test	1.153±2.487		
WAMP	Ön test	3856.64±4611.91	-2.103	.035*
	Son test	8359.142±3392.74		
WL	Ön test	200.54±111.13	-2.229	.026*
	Son test	312.61±88.53		

Katılımcıların 60° pozisyonda alınan BB kası ön ve son test PSD ($p<.272$) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı, RMS ($p<.019$) değerleri, MAV ($p<.016$) değerleri, ZCR ($p<.048$) değerleri, WAMP ($p<.035$) değerleri ve WL ($p<.026$) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu belirlendi.

Tablo 4.3. BB kası 90° ön ve son test ortalamaları

Değişkenler	Ölçümler	$\bar{x}\pm ss$	z	p
RMS	Ön test	.035 $\pm$.023	-2.417	.016*
	Son test	.077 $\pm$.039		
MAV	Ön test	.082 $\pm$.029	-2.417	.016*
	Son test	.127 $\pm$.035		
ZCR	Ön test	232.71 $\pm$ 242.27	-2.417	.016*
	Son test	630.14 $\pm$ 286.44		
PSD	Ön test	2,577 $\pm$ 3,199	-.722	.470
	Son test	1,273 $\pm$ 3,253		
WAMP	Ön test	2797.28 $\pm$ 3532.63	-2.417	.016*
	Son test	8526.35 $\pm$ 4622.97		
WL	Ön test	177.54 $\pm$ 82.19	-2.417	.016*
	Son test	323.61 $\pm$ 127.84		

Katılımcıların 90° pozisyonda alınan BB kası ön ve son test PSD ($p<.470$) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı, RMS ($p<.016$) değerleri, MAV ($p<.016$) değerleri, ZCR ($p<.016$) değerleri, WAMP ($p<.016$) değerleri ve WL ($p<.016$) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu belirlendi.

Tablo 4.4. PM kası 60° ön ve son test ortalamaları

Değişkenler	Ölçümler	$\bar{x}\pm ss$	z	p
RMS	Ön test	.041 $\pm$.029	-.722	.470
	Son test	.045 $\pm$.028		
MAV	Ön test	.089 $\pm$.044	-1.161	.245
	Son test	.106 $\pm$.030		
ZCR	Ön test	518.28 $\pm$ 744.09	-.408	.683
	Son test	390.57 $\pm$ 312.64		

PSD	Ön test	1.853±3.260	-.471	.638
	Son test	2.681±3.487		
WAMP	Ön test	4381.50±3892.50	-3.296	.001*
	Son test	280.36±320.02		
WL	Ön test	280.36±320.02	-.345	.730
	Son test	221.21±320.02		

Katılımcıların 60° pozisyonda alınan BB kası ön ve son test RMS ($p<.470$) değerleri, MAV ($p<.245$) değerleri, ZCR ($p<.683$) değerleri, PSD ($p<.022$) değerleri ve WL ($p<.730$) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı, WAMP ($p<.001$) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu belirlendi.

Tablo 4.5. PM kası 90° ön ve son test ortalamaları

Değişkenler	Ölçümler	$\bar{x}\pm ss$	z	p
RMS	Ön test	.047±.02	-.408	.683
	Son test	.051±.023		
MAV	Ön test	.096±.042	-1.287	.198
	Son test	.112±.029		
ZCR	Ön test	587.64±769.74	-.157	.875
	Son test	535.42±518.74		
PSD	Ön test	2.222±3.580	-.157	.875
	Son test	2.445±3.466		
WAMP	Ön test	5758.50±5042.13	-3.296	.001*
	Son test	283.92±319.22		
WL	Ön test	283.92±319.22	-.157	.875
	Son test	251.66±111.79		

Katılımcıların 90° pozisyonda alınan PM kası ön ve son test RMS ($p<.683$) değerleri, MAV ($p<.198$) değerleri, ZCR ($p<.875$) değerleri, PSD ($p<.875$) değerleri ve WL ($p<.875$) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı, WAMP ($p<.001$) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu belirlendi.

Tablo 4.6. PT kası ön ve son test ortalamaları

Değişkenler	Ölçümler	$\bar{x} \pm ss$	z	p
RMS	Ön test	.106 $\pm$.079	-1.161	.245
	Son test	.151 $\pm$.073		
MAV	Ön test	.145 $\pm$.085	-1.412	.158
	Son test	.194 $\pm$.071		
ZCR	Ön test	1511.42 $\pm$ 839.10	-1.036	.300
	Son test	1793.28 $\pm$ 1046.40		
PSD	Ön test	.588 $\pm$ 1.581	-.282	.778
	Son test	1.092 $\pm$ 2.880		
WAMP	Ön test	15306.85 $\pm$ 9626.57	-1,475	.140
	Son test	20915.21 $\pm$ 8645.88		
WL	Ön test	604.65 $\pm$ 514.58	-1.287	.198
	Son test	1014.47 $\pm$ 1061.96		

Tablo 4.6 incelendiğinde katılımcıların PT kası ön ve son test RMS ($p < .245$) değerleri, MAV ($p < .158$) değerleri, ZCR ($p < .300$) değerleri, PSD ($p < .778$) değerleri, WAMP ($p < .140$) değerleri ve WL ($p < .198$) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı belirlendi.

5. TARTIŞMA

Bilek güreşi, son yıllarda tüm dünyada hızla gelişen modern spor türlerinden biridir. Bilek güreşi, rakip sporcuların dirseklerini bilek güreşi masasına yerleştirip, ellerini bağlayarak, süre kısıtlaması olmaksızın birbirlerine üstünlük sağlamaya çalıştıkları ve rakibin elinin dış yüzeyini masanın yanlarında bulunan yüzeye değdirmek için tek elle yapılan bir mücadele sporudur.

Bilek güreşi gençler ve sporcular arasında çok popüler bir spor olmasından kaynaklı olarak, sporcular nezdinde çok önemli güç ve kuvvet gelişimi gerektirdiğinden, antrenörleri farklı egzersiz yöntemlerine yönlendirmiştir. Bilek güreşinde kuvvet performansını en üst düzeye çıkarmak için yoğun bir antrenman programının doğru şekilde uygulanması gerekir. Buradan hareketle kasın kasılma düzeyi ve kuvvet üretimi önem kazanmaktadır. EMG ile ölçülen kuvvet antrenmanlarının kas aktivasyonu düzeyi üzerine etkisini pek çok araştırmacı tarafından incelenmiştir (81-84).

Literatürde kaslarla ilgili pek çok çalışma yapılmasına rağmen bilek güreşinde aktif olan kaslar üzerinde kuvvet ölçümüne dair farklı pozisyonlarda çalışmanın çok düşük olduğu görülmüştür. Çalışmalar daha çok üst ekstremité kırıkları ve rehabilitasyonu üzerine odaklandığı görülmüştür (85-88).

sEMG spor bilimi araştırmalarında geniş uygulama alanı olan çeşitli fiziksel görevler sırasında kas aktivasyonunun büyüklüğünü ve zamanlamasını ölçmek için yaygın olarak kullanılır (89). EMG'nin dinamik durumları analiz edebilmesi, spor alanında özel ilgi görmesini sağlar Bir hareketin verimliliğindeki gelişme, hem efor ve etkinlik ekonomisi açısından hem de yaralanmaların önlenmesi açısından kasların doğru kullanımını içerir (90).

Too ve ark., EMG sinyallerinden WL ve MAV'nin diğer özelliklerle kombinasyonu sınıflandırma performansını artırabilir. Bu nedenle, WL ve MAV rehabilitasyon ve klinik uygulamalar için değerli araçlar olarak düşünülebileceğini belirtmiştir (91).

Bu tezde EMG'nin öz nitelikleri ile kasın kasılma düzeyi belirlenmeye çalışılmıştır. Araştırmada RMS, MAV, ZCR, PSD, WAMP ve WL öz nitelikleri kullanılarak BB, PM ve PT kaslarının EMG sinyalleri analizi yapılmıştır. Veriler ayrı ayrı değerlendirmek yerine bütün olarak değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda katılımcıların iki farklı pozisyonunda alınan BB kası ön ve son test ölçümleri RMS, ZCR, MAV, WAMP ve WL değerlerine ilişkin BB kası 60° ve 90° ortalamalarına bakıldığında BB kası 60° ve 90° ön ve son test değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu; ancak PSD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlendi. Burada BB kasının ön kol fleksiyon açısını korumada önemli bir görev üstlendiği düşünülmektedir. Bilek güreşinde sporcunun ve rakibin kolunu yana devirmek yani, kol pronasyonu (PT kas işlevi) ve supinasyonu gerçekleştirmek önemlidir (18, 92). Araştırmadan elde edilen verilerin RMS analizi yapılırken, sEMG sinyalin değişim farkı ve gücünü ölçmek için tasarlanmış bir dizi matematiksel işlemde geçer. Böylece kas kasılmaları gibi olayların şiddeti ve süresi incelenebilir. Bu yüzden RMS değeri kasın kasılması sürecinde seçilen bir parametredir ve aktivite seviyesini yansıtır. BB kasının 60° ve 90° ön ve son test RMS ve diğer öz niteliklerin anlamlı çıkması, BB kasının dirsek ve omuz stabilizasyonun yanı sıra diğer kaslarla yük paylaşımında olabilir.

Yüksek ağırlık miktarı altında ölçüm alınan kasların RMS değerlerinde artış meydana getirmektedir. Bu yüzden RMS doğrudan hızlı kasılan kaslar ve kaldırılan yük miktarıyla ilişkilidir (93). Örneğin, Ollivier ve ark., BB kasının RMS değerlerini maksimum (%80) ve maksimum (%100) izometrik kasılmayla değerlendirdiği çalışmada BB kasındaki istemli izometrik kasılma sırasında sEMG parametreleri ile RMS değerlerinin arttığını ifade etmiştir (94). Başka bir çalışmada Sbriccoli ve ark. BB kasının maksimal kuvvetini ölçtüğü çalışmada deneklerin dirsek eklemi 90° açığa ayarlanmış sandalyeye oturur pozisyonunda baskın koluna izometrik kuvvet uygulayarak ölçüm almıştır. İzometrik kuvvet yüzdesinin artışına bağlı olarak sEMG'nin RMS değeri yüzdesi arasında bir artış gözlemiştir (95). Dupont ve ark., yaptığı çalışmada BB kası maksimum istemli kasılma sırasında supinasyon ve fleksiyon işlevi durumunda daha yüksek aktivasyon gösterdiğini belirtmiştir (96).

Pereira ve ark., tarafından yapılan çalışmada 12 erkek katılımcı; 12 hafta süresince farklı hareket hızlarından oluşan yüksek hız direnç ve yavaş hız direnç antrenman grubuna bölünmüştür. BB kas kuvveti değerlendirmesi için antrenman öncesi ve sonrası 1 MT testi (scott curl) uygulanmıştır. Gruplar arasında 1 MT gelişiminde istatistiksel olarak anlamlı fark sağlanmasada yavaş hız grubunun etki büyüklüğü değeri yüksek hız grubundan daha fazla olduğu görülmüştür. Bu nedenle araştırmacı antrenmanlı bireylerde kas kuvveti gelişimi için yavaş hız grubunda uygulanan protokolün daha verimli olduğunu vurgulamıştır (97). Diğer bir çalışmada, BB kasına uygulanan kinezyo bandın

kas aktivitesine ve kas yorgunluğuna etkisi, ön ve ve son test sırasında kaslardan elde edilen RMS değerleri, izotonik biceps curl kas aktivasyonu oranları incelendiğinde; Biceps curl egzersizi göz önüne alındığında agonist kas olan BB kasının ön ve ve son test değerlerinde istatistiksel olarak farklılık belirlemiştir (98). Andersen ve ark., direnç bandı ve dambıl ağırlıkları ile uyguladıkları egzersizin üst ekstremitte kaslarında meydana getirdiği aktivite değişimini araştırdığı çalışmasında, egzersiz sırasında kaslarda EMG genliğinin arttığını fakat egzersizler arasında EMG aktivitesinde belirgin fark olmadığını rapor etmiştir (99). Başka bir çalışmada Rota ve ark., izometrik maksimum istemli kasılma durumu sırasında, PM kasının maksimum EMG düzeyine ve anlamlı güvenilirliğe ulaştığını belirtmiştir. Ayrıca EMG aktivasyon seviyesi ve veri güvenilirliği temelinde, chin-up'ların latissimus dorsi, posterior deltoid, BB, fleksör karpi radialis ve ekstansör karpi radialis kaslarını normalleştirmenin en iyi yöntemi olduğunu ortaya koymuştur. Bu durum latissimus dorsi, fleksör karpi radialis ve ekstansör karpi radialis kasları için en yüksek EMG amplitüdünü ve BB kası için çok yüksek EMG amplitüdünü sağladığını belirtmiştir (100). Bu çalışmalara ve bizim yaptığımız çalışma göz önüne alındığında, bilek güreşinde uygulanan kuvvet antrenmanın BB kası üzerinde nöromüsküler bir uyum ve adaptif etki olarak düşünülebilir. Ayrıca BB kasının bilek güreşinde daha aktif olduğu söylenebilir.

Bizim çalışmamızdan elde edilen bulgulardab farklı olarak Gerdle ve ark., EMG'nin kuvvet ve ortalama güç frekansı arasındaki ilişki ve yüzey elektrotları arasındaki mesafenin ortalama güç frekansını nasıl etkilediğini araştırdığı çalışmada dirsek 90° fleksiyonda BB'den alınan EMG sinyallerinde herhangi bir anlamlılık rapor edilmemiştir (101). Ahamed ve ark., EMG sinyallerinin bilek güreşinde BB kasının üç farklı lokasyonu üzerindeki rolünü incelemek ve farklı antropometrik değişkenlere sahip beş denek grubu üzerinde bu lokasyonları karşılaştırdığı çalışmasında; hem anlamlı farklılık bulmuş hem de bazı deneklerde herhangi bir anlamlılık bulamamıştır (102).

Yapılan başka bir çalışmada Dürümlü, BB kasından 70° ve 90° açılarda elde edilen EMG değerleri ortalama farklarının karşılaştırmasında, 70°'lik açıda elde edilen maksimum istemli kasılma değerlerini ortalamalarının 90°'lik açıda elde edilen maksimum istemli kasılma değerleri ortalamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur (103). Podrigalo ve ark., BB supinasyonda sağ ve sol kolda maksimum kas kuvveti değerlerinde istatistiksel bir anlam bulamamıştır (104). Chalard ve ark., Aktif dirsek ekstansiyonu sırasında EMG normalleştirme yönteminin kas aktivasyonu ve antagonist-agonist birlikte kasılma

indeksi üzerindeki etkisi: İnme sonrası denekler için pratik çıkarımlar adlı çalışmasında, Brakiyalis, Brakiradiyalis ve Trisepts Braki için tüm hareket boyunca önemli farklılıklar ortaya çıkarırken aktif dirsek ekstansiyonu sırasında ne BB aktivasyonu için ne de antagonist-agonist birlikte kasılma indeksi için gruplar arası anlamlı bir fark bulamamıştır (105). Bu çalışmaların, araştırmamızdan farklı sonuçlar ortaya koymasının sebebi bizim uyguladığımız kuvvet antrenmanı ve katılımcılarımızın profesyonel sporculardan teşekkül ediyor olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Bilek güreşinde harekete katılan kaslar açısından, farklı açılarda meydana gelen kassal değişikliklerin bilinmesi önemlidir. Bu yönüyle araştırmamızda farklı kas ve farklı açılarda ortaya konulan hareketin EMG sonuçlarına göre; PM kası 60° ve 90° ön ve son test ölçümleri RMS, PSD, ZCR, MAV ve WL değerleri arasında matematiksel olarak fark olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı görülmüştür. Ancak PM kası WAMP sinyali 60° ve 90° ön ve son test değerleri arasında anlamlı fark olduğu görülmüştür.

Önceki çalışmalar incelendiğinde, Hong ve ark., bilek güreşi maçını kazanma üzerinde PM kasının önemli bir etkisi olduğunu, PM aktivitesi, kazanan pozisyonda, kaybeden pozisyona göre daha yüksek olduğunu çalışmasında belirtmiştir (106). Silva ve ark., normalleştirilmiş RMS değerleri PM kas başlangıç konumundan kazanma konumuna önemli ölçüde artarken, diğer kaslar azalan veya sabit değerler gösterir (18). Başka bir çalışmada Rota ve ark., izometrik maksimum istemli kasılma durumu sırasında, PM ve orta deltoid kasları maksimum EMG düzeyine ve anlamlı güvenilirliğe ulaştığını belirtmiştir (100). Yüksek yoğunluklu Bench press antrenmanını takiben hem üst ektremite hem de karın kaslarındaki hipertrofik adaptasyonların zaman sürecindeki etkisini araştırdığı çalışmasında, Ultrasonla BB, PM ve triceps brachi, kaslarının kalınlığını ölçmüş ve ilk haftadan itibaren PM kasının gelişim gösterdiğini kaydetmiştir (107).

Ancak, Trebs ve ark., PM klaviküler başının 44° ve 56° bench sehpa açılarında önemli ölçüde artmış aktivite seviyeleri yaşadığını, ancak 28°'de (yatayın üzerinde) olmadığını bulmuştur (108). Krol ve ark. PM kasının (sternocostalis) merkezi konumuna göre EMG sonucunu düşük olmasını şaşırtıcı olarak açıklamıştır. Bunun sebebini sternokostalis bölgesinin genellikle bench press sırasında en fazla aktif olmasına bağlamıştır (109). Mevcut sonuçlar, önceki sonuçlarla büyük ölçüde benzer olsa da, çalışmadaki sonuçlardaki bu küçük farklılıklar, her çalışma tarafından benimsenen farklı anatomik duruş ve kol pozisyonları ile açıklanabilir.

Bu çalışmalardan farklı olarak Silva ve ark., bilek güreşi simülasyonu sırasında dinamik ve statik koşullarda üst ekstremité kaslarının elektromiyografik değerlendirilmesi adlı çalışmada PM kasının %80 maksimal yükte BB ve PT kaslarına göre daha fazla aktif olduğunu rapor etmiştir (18). Bizim çalışmamızdan farklı olması, ölçüm alınan eklem açıları ve kasların yük dağılımı olabilir.

PT kası ön ve son test ölçümleri RMS, PSD, ZCR, MAV, WAMP ve WL sinyal değerlerine ilişkin ortalamalarına bakıldığında PT kası ön ve son test değerleri arasında matematiksel olarak fark olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı görülmüştür. Literatür incelendiğinde; Almashaqbeh ve ark., cinsiyetin ve kolun anatomik pozisyonunun el kavrama kuvveti ve dayanıklılık süresi üzerindeki etkisini araştırdığı çalışmada en yüksek kavrama gücünün omuzun adduksiyonda ve dirseğin 90° fleksiyonda olduğu pozisyonda olduğunu rapor etmiştir (110). Andersen ve ark., üst ekstremité kaslarındaki değişimi dambıl ve direnç egzersiziyle araştırdığı çalışmasında, egzersiz çalışması sırasında EMG genlik değerinde artış olduğu fakat dambıl ve direnç egzersizleri arasında belirgin bir farklılık ortaya çıkmadığını rapor etmiştir (99). Matyushenko ve ark., kuvvet testlerinde en yüksek farklılıklar önkol supinatörü (%77.9), önkol pronator (%52.4), el fleksörleri (%51.2), omuz pronator (%44.3), el abdüktörü (%37.3), önkol fleksörleri (%34.0), kavrama (%32.1) ve nötr nokta önkol fleksörleri (%29.0) olarak rapor etmiştir (111). Omuz ve dirsek pozisyonlarının, 18-25 yaşlarındaki 50 sağlıklı genç öğrencinin omuz ve dirsek pozisyonunun nötr ve ekstansiyondaki bileğe göre etkisini incelemiştir. Birinci grupta dirsek tam ekstansiyonda tutulurken omuz fleksiyon açısı 0°, 90° ve 180° olarak değiştirilmiştir. İkinci grup için dirsek 90° fleksiyonda tutulurken omuz fleksiyon açısı 0°, 90° ve 180° olarak değiştirilmiştir. Bu pozisyonlar arasında en yüksek ortalama kavrama kuvveti, nötr (30.20 Kg) ve ekstansiyonda (25.44 Kg) bileğe göre omuz 180° fleksiyonda ve dirsek tam ekstansiyonda iken kaydedilmiştir. En düşük ortalama kavrama kuvveti ise nötr (21.92 Kg) ve ekstansiyonda (19.40 Kg) bileğe göre omuz 180° fleksiyonda, dirsek 90° fleksiyonda iken kaydedilmiştir (112). Ayrıca Silva ve ark., dinamik kuvvet testi sırasında kaslara binen yük arttığında PT, PM ve Fleksör Karpi Ulnaris'in elektrik aktivitesinde önemli bir artış olduğunu gözlemlenmiştir (18). Bu sonuçların bizim çalışmamızdan farklı olması, PT kasının, bilek güreşinde gerekli olan ön kol pronasyonu ve fleksiyonunun yanı sıra dirsek stabilizasyonu işlevlerini öncelikli olarak yerine getirdiğinden EMG sinyalinin daha düşük olduğu söylenebilir.

Genel olarak EMG sinyalleri incelendiğinde, özniteliklerin hem amplitüdlerinde hem de morfolojik yapılarında değişiklikler gözlenmiştir. Ön test EMG sinyalinde dalgalanmalar ve yüksek frekans bileşenleri olmasına rağmen genel frekans gücünün son test EMG sinyaline göre daha düşük olduğu görülmektedir. Aynı zamanda ön ve son test sinyallerinin morfolojik şekilleri frekans güçlerinin farklı dağılımlarda olduğunu göstermektedir.

Ölçüm alınan her kas grubu ve açı değeri için kayıt altına alınan EMG verileri üzerinden hesaplanan 6 farklı öznitelik değerleri incelendiğinde, ön ve son test ortalama tablolarına göre anlamlı farkın WAMP baz alınarak oluşturulan istatistiksel veriler üzerinde olduğu görülmüştür. Çalışmada tanımlanan 0.01 mV eşik değerinin ne sıklıkla aşıldığını hesaplayan bu zaman alanı öznitelik değeri, uygulanan 8 haftalık kuvvet antrenmanının sporcuların motor ünite aksiyon potansiyellerinin ateşlenmesi ve kas kasılma kuvvetlerinin ne derece geliştiği hakkında bilgi vermektedir.

Yapılan çalışmalardan ortaya çıkan sonuç itibarıyla, kuvvet antrenmanının bilek güreşinde aktif rol alan kasların EMG aktivasyonunda pozitif artışın sağlanmasında ve bu kasların kuvvet artışında etkili olduğu sonucuna varılmıştır. Bu araştırmada elde edilen bulgular literatürle benzerlik göstermektedir. Bu bağlamda 60° ve 90° açı pozisyonlarında BB, EMG sinyallerinde anlamlı sonuçların çıkması PM ve PT kası EMG sinyallerinin matematiksel olarak iyileşmenin görülmesi alanda yapılan literatür çalışmalarla benzer sonuç ortaya koyduğu görülmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda bilek güreşi sporcularının iki farklı pozisyonda alınan BB kası 60° ve BB kası 90° ön ve son test ölçümlerine göre RMS, PSD, ZCR, MAV, WAMP ve WL değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu; ancak PSD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlendi. Bu sonuçla, bilek güreşi sporcularına yapılan kuvvet antrenmanının elektromiyografi değerleri ve kas performansı üzerinde olumlu bir etki ortaya koyduğu değerlendirilmektedir.

Araştırmaya katılan deneklerin PM kası ön ve son test ölçümleri RMS, PSD, ZCR, MAV ve WL sinyal değerlerine ilişkin PM kası 60° ve PM kası 90° ortalamaları incelendiğinde PM kası 60° ve 90° ön ve son test değerlerinde matematiksel fark olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. Ancak PM kası WAMP sinyali 60° ve 90° ön ve son test değerleri arasında anlamlı fark olduğu görülmüştür.

PT kası ön ve son test ölçümleri RMS, PSD, ZCR, MAV, WAMP ve WL sinyal değerlerine ilişkin ortalamalarına bakıldığında PT kası ön ve son test değerleri arasında matematiksel olarak fark olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı görülmüştür.

Sonuç olarak, bilek güreşine katılım sağlayan sporcular veya bu tür kuvvet antrenmanı yapan kişiler, kas kuvvetlerini ve aynı zamanda fiziksel görünümelerini koruyarak en yüksek performans seviyesini elde etme yeteneklerini artırabilirler. Özetle, bu çalışma EMG kas aktivitesine (kuvvet) ve kasın aksiyon potansiyeline bağlı olarak BB üzerinde gözlemlenebilir etkiler sağlayabileceğini ortaya koymuştur.

Bu araştırmada, EMG sinyallerinin ölçülmesi üst ekstremité kasları üzerinde anlamlı ve niceliksel etki meydana getirdiği görülmüştür. Bu nedenle bilek güreşi sırasında daha fazla fayda sağlamak için tüm bileşenlerin harekete aktif olarak katılması gerekir. Bütün kasların hareket sırasında aktivite olması, hareketin doğru dirsek açısı ile doğru pozisyonda sergilenmesi ve rakibe karşı direnç göstermenin yolu birden fazla kas tarafından dengelenmesi gerektiği bilinen bir gerçektir.

Ancak sEMG klinik değerlendirme ve nörorehabilitasyondaki tam potansiyeli henüz gerçekleştirilmemiştir. Bu veriler kullanılan antrenmanların performans üzerinde etkili olduğunu göstermesi açısından önemlidir.

Bu sonuçların doğrultusunda; hangi hareket derecesinde hangi kasın daha fazla aktif olduğunu bilmek, amaca yönelik egzersiz çalışmalarında ve antrenmanın planlanmasında yol gösterici olabilir.

İleride yapılacak çalışmalarda diğer üst ekstremité kaslarının (omuz, el bileği, triceps, latissimus dorsi, trapezius ve deltoid gibi) etkinliği incelenebilir.

Bilek güreşı sporcularının antropometrik değişkenlerini (yaşı, cinsiyet, vücut ağırlığı, deri kalınlığı, el açıklığı, kas kalınlığı ve humerus uzunluğu) inceleyebilir. Ek olarak, regresyon analizi ve korelasyon katsayısının, sinyal içi etkinliğini ve güvenilirliğini bulmak için hesaplanması gerekir.

Antrenman planlanmasında agonist kaslarla birlikte antagonist kaslarda da nöromüsküler kazanım ve iyileşme hedeflenmelidir. Bundan dolayı üst ekstremité güçlendirme egzersizlerinde BB ve Triceps Braki birlikte programa dahil edilmesi kas üzerine binen yükü minimize olması açısından önemlidir.

Antrenörlerin ve fitness eğitmenlerinin, bilek güreşı sporcularının kazanma şansını tahmin etmek ve kas gelişimini takibi için EMG sinyallerini kullanmaları önerilir.

Bilek güreşı maç şartlarında üst ekstremité kaslarının ölçümü yapılabilir.

Mobil EMG cihazlarının kullanımı bilimsel çalışmaların niteliğini ve niceliğinin artması spor bilimi alanında yapılacak çalışmalara daha fazla katkı sağlayacaktır.

İleriye dönük planlamalarda, çalışma için kadın katılımcılar seçilebilir veya hem erkelerin hem de kadınların olduğu karma grup tasarımları düşünülebilir.

Çalışmamızda katılımcıların iki farklı pozisyonda alınan BB ve PM ön ve son test ölçümleri RMS, PSD, ZCR, MAV, WAMP ve WL değerlerine ilişkin farklı açıların kullanılması daha anlamlı ve farklı sonuçların ortaya konulması açısından önemli olabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Wu WH, Bui AA, Batalin MA, Au LK, Binney JD, Kaiser WJ. MEDIC: Medical embedded device for individualized care. *Artif Intell In Med* 2008, 42(2): 137-52.
2. Ekmekci HD. E-Health Kalkan ve Arduino Kullanılarak Çoklu Fizyolojik İşaretlerin Bilgisayar Ortamında Görüntülenmesi. Fen Bilimleri Enstitüsü, İnternet ve Bilişim Teknolojileri Yönetimi Ana Bilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Afyon: Afyon Kocatepe Üniversitesi, 2017.
3. Özcan M, Günay H. Mikrodenetleyici geliştirme seti tasarım ve uygulamaları. *J Selçuk-Technic* 2009, 8(3): 307-20.
4. Khushaba RN, Al-Timemy A, Kodagoda S, Nazarpour K. Combined influence of forearm orientation and muscular contraction on EMG pattern recognition. *Expert Syst Appl* 2016, 61: 154-61.
5. Guyton AC, Hall JE. *Textbook of Medical Physiology*, 11th ed. Philadelphia, W.B. Saunders Company, 2006: 57-70.
6. Şenli K. Emg Kontrollü Protez Kol Tasarımı. Fen Bilimleri Enstitüsü, Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, İmir: Dokuz Eylül Üniversitesi, 2011.
7. Bhardwaj N, Chopra P, Rani A, Agarwal S. Extraction of EMG signal in a software compatible format from an online database using WFDB package. *Perspectives in Science* 2016, 8: 767-9.
8. Mayetin U, Küçük S, Şayli Ö. EMG kontrollü mobil robot uygulaması. *Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO)* 2015: 1-4.
9. Merletti R, Muceli S. Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices. *J Electromyog Kinesiol* 2019, 49: 102363.
10. Cerrah AO, Ertan H, Soylu AR. Spor bilimlerinde elektromiyografi kullanımı. *Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi* 2010, 8(2): 43-9.
11. Tankisi H, Burke D, Cui L, de Carvalho M, Kuwabara S, Nandedkar SD, Rutkove S, Stalberg SE, Van Putten MJAM, Fuglsang-Frederiksen A. Standards of instrumentation of EMG. *Clin Neurophysiol* 2020, 131(1): 243-58.
12. Akben SB. Classification of hand movements related to grasp by using EMG signals. *19th National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT)*, 2015: 1-4.

13. Berger L, Regueme S, Forestier N. Unilateral lower limb muscle fatigue induces bilateral effects on undisturbed stance and muscle EMG activities. *J Electromyog Kinesiol* 2010, 20(5): 947-52.
14. Konrad P. The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography, <https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf> Son Erişim Tarihi 2 Ocak 2020.
15. Bakırcılar S, Özcerit A. Programlanabilir CPLD tabanlı akıllı mikrodenetleyici eğitim seti tasarımı ve uygulaması. *Sakarya University J Sci* 2015, 19(2): 123-33.
16. Ersin Ç. Arduino Mikrodenetleyici ve Güneş Enerjisi ile Çalışan Otomatik Bitki Sulama Sistemi. Fen Bilimleri Enstitüsü, Enerji Sistemleri Mühendisliği Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Isparta: Süleyman Demirel Üniversitesi, 2015.
17. Çavuş, V, Resul, T, Duran, İU. Arduino devreleri için kod üretme ve veri işleme uygulaması tasarımı. *Muş Alparslan Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi* 2017, 5(1): 387-90.
18. Silva DC, Silva Z, Sousa Gda C, Silva LF, Marques KDV, Soares AB, Cerqueira EP, Liberti EA, Bérzin F. Electromyographic evaluation of upper limb muscles involved in armwrestling sport simulation during dynamic and static conditions. *J Electromyog Kinesiol* 2009, 19(6): 448-57.
19. Dias GA, Guazzelli Filho J, Rodrigues JA, Gonçalves M, Büll M L. Electromyographic analysis of the arm muscles in" front support" exercises. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2003, 43(8): 465-71.
20. Solomonow M, Baratta R, Bernardi M, Zhou B, Lu Y, Zhu M, Acierno S. Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles. *J Electromyog Kinesiol* 1994, 4(3): 131-42.
21. Campanini I, Merlo A, Degola P, Merletti R, Vezzosi G, Farina D. Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. *J Electromyog Kinesiol* 2007, 17(4): 515-26.
22. Egan B, Zierath JR. Exercise metabolism and the molecular regulation of skeletal muscle adaptation. *Cell Metabolism* 2013, 17(2): 162-84.
23. Peker TV, Erbaş D. Sindirim Sistemi. İçinde: *Hemşirelik Öğrencileri İçin Anatomi ve Fizyolojinin Temelleri*, Peker TV, Erbaş D, (Çeviri editörleri). Basics of Anatomy and Physiology, Peate I, Nair M. 1. Baskı, Ankara, Palme Yayıncılık, 2014: 366-509.

24. Solomon EP. *İnsan Anatomisi ve Fizyolojisine Giriş*. Süzen LB, (Çeviri). 1. Baskı, İstanbul, Birol, 1997.
25. Hall JE, Hall ME. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. 14th Edition, Philadelphia, Elsevier, 2020: 70-84.
26. Günay M, Tamer K, Cicioğlu İ, Şıktar E. *Spor Fizyolojisi ve Performans Ölçümü*. 5. Baskı, Ankara, Gazi Kitabevi, 2019: 538.
27. Sönmez GT. *Egzersiz ve Spor Fizyolojisi*. Bolu, Ata Ofset Matbaacılık, 2002: 99-120.
28. Draper N, Hodgson C. *Adventure Sport Physiology*. Chichester, UK: John Wiley and Sons, 2008: 169-70.
29. Williams DM, Rubin BK. Clinical pharmacology of bronchodilator medications. *Respiratory Care* 2018, 63(6): 641-54.
30. Guyton AC, Hall JE. *Guyton ve Hall Tıbbi Fizyoloji*. Yeğen ÇB (Çeviri). 13. Baskı, İstanbul: Güneş Tıp Kitabevleri, 2017: 69-70.
31. Augustyn A. *Skeletal muscle*. <https://www.britannica.com/science/skeletal-muscle> Son Erişim Tarihi 19 Nisan 2022.
32. Rehman I, Nassereddin A, Rehman A. *Anatomy, Thorax, Pericardium*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482256/> Son Erişim Tarihi 01 Haziran 2023.
33. Roth GM, Bader DM, Pfaltzgraff ER. Isolation and physiological analysis of mouse cardiomyocytes. *J Vis Exp* 2014, (91): 51-109.
34. McCuller C, Jessu R, Callahan AL. *Physiology, skeletal muscle*. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30725824/> Son Erişim Tarihi 3 Eylül 2021.
35. Boulpaep EL, Boron WF, Caplan MJ, Cantley L, Igarashi P, Aronson PS, Moczydlowski EG. Medical physiology: a cellular and molecular approach. *Health and Environmental research online* 2009, 48: 27.
36. Korthuis RJ. *Exercise hyperemia and regulation of tissue oxygenation during muscular activity. Skeletal Muscle Circulation*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK57139/> Son Erişim Tarihi 10 Nisan 2021.
37. Frontera WR, Ochala J. Skeletal muscle: a brief review of structure and function. *Calcified tissue international* 2015, 96(3): 183-95.
38. Hikida RS. Aging changes in satellite cells and their functions. *Curr aging sci* 2011, 4(3): 279-97.

39. Stone WL, Leavitt L, Varacallo M. *Physiology, Growth Factor*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK442024/> Son Erişim Tarihi 11 Nisan 2022.
40. Wolfe RR. The underappreciated role of muscle in health and disease. *Am J Clin Nutr* 2006, 84(3): 475-82.
41. Pham S, Puckett Y. *Physiology, Skeletal Muscle Contraction*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559006/> Son Erişim Tarihi 10 Nisan 2022.
42. Knight K, Knight KL, Draper DO. *Therapeutic Modalities: The Art and Science*, 2nd ed. Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins, 2012: 140-4.
43. Plotnik R, Kouyoumdjian H. *Introduction to Psychology*, 10th ed. Belmont, Cengage Learning, 2013: 46-80.
44. Medical B. Medical gallery of Blausen medical 2014. *Wiki J Med* 2014, 1(2): 1-79.
45. Tortora GJ, Derrickson BH. *Principles of Anatomy and Physiology*, 15th ed. Houston, John Wiley & Sons, 2018: 171-94.
46. Utku B, Akın ř. Eksantrik egzersizler ve spor yaralanmalarından korunmadaki yeri. *Türkiye Klinikleri Spor Hekimliği Özel Sayısı* 2017, 3: 233-9.
47. Peggy Stein LF. *Tissue-Specific Exercises for the Upper Extremity*. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780323524797000107> Son Erişim Tarihi 9 Ocak 2022.
48. Feher JJ. *Quantitative Human Physiology: An Introduction*. 2nd ed. London, Academic press, 2017: 292-303.
49. Bowers R, Foss M, Fox E. *Beden Eğitimi ve Sporun Fizyolojik Temelleri*. Cerit M (Çeviren). 1. Baskı, Ankara, Spor Yayınevi, 2012: 69-80.
50. Murray B, Kenney WL, *Egzersiz Fizyolojisi Uygulama Klavuzu*, Bağırhan T (Çeviren). 1. Baskı, Ankara, Spor Yayınevi, 2017: 3-10.
51. Rama Raju V, editor Design and Development of Advanced Multi-channel EMG Micro Electrode Recording System. *World Congress on Med Biol Eng Comput* 2018, 68(2): 179-85.
52. Knox J, Gupta A, Banwell HA, Matricciani L, Turner D. Comparison of EMG signal of the flexor hallucis longus recorded using surface and intramuscular electrodes during walking. *J Electromyog Kinesiol* 2021, 60: 102574.

53. Reaz MBI, Hussain MS, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online* 2006, 8(1): 11-35.
54. Cerrah AO, Ertan H, Soylu A. Elektromiyografi ile kuvvetin değerlendirilmesi. *Turkiye Klinikleri J Neur* 2010, 5(3): 160-6.
55. Merletti R, Botter A, Barone U. *Detection and Conditioning of Surface EMG Signals. Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*. 1st ed. New Jersey, Wiley, 2016: 54-90.
56. Stegeman D, Merletti R, Hermens H. *EMG Modeling and Simulation. Electromyography physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. Series in Biomedical Engineering IEEE Press, New york, 2004: 205-31.
57. Lyn Weiss JKS, Jay Weiss. Kolay Emg Sinir İletim Çalışmaları ve Elektromiyografi İçin Uygulama Rehberi. Beyazova M (Çeviren). Ankara, Güneş Kitabevi, 2010: 17-39.
58. Myers AC, Huang H, Zhu Y. Wearable silver nanowire dry electrodes for electrophysiological sensing. *Rsc Advances* 2015, 5(15): 11627-32.
59. Rubin DI. Handbook of clinical neurology. İn: Levin KH, Chauvel P, (eds). *Needle electromyography: Basic concepts, BMJ Journal*. 3thed. Cambridge, Elsiwer, 2019, 160: 243-56.
60. King JC, Dumitru D, Stegeman D. Monopolar needle electrode spatial recording characteristics. *Muscle & Nerve* 1996, 19(10): 1310-9.
61. Zorba E. *Fiziksel Aktivite ve Fiziksel Uygunluk*, 1. Baskı. Ankara, İnceler ofset 2009: 120-140.
62. Tamer K. *Sporda Fiziksel-Fizyolojik Performansın Ölçülmesi ve Değerlendirilmesi*, 2. Baskı. Ankara, Bağırhan Yayınevi, 2000: 180-7.
63. Lippert L. *Clinical Kinesiology and Anatomy*, 4th ed. New York, Wiley and Sons, 2006: 189-194.
64. Anatomy muscular system <https://www.kenhub.com/en/study/anatomy-muscular-system> Son Erişim Tarihi 01 Şubat 2022.
65. Bushman B, *ACSM's Complete Guide to Fitness & Health*, 2th ed. New York, Human Kinetics, 2017: 265-9.
66. Todd A. Miller. *National Strength and Conditioning Association (NSCA)'s Guide to Tests and Assessments*, 3th ed. New York, Human Kinetics, 2012: 310-7.

67. Brzycki M. Strength testing predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. *WAHPERD journal* 1993, 64(1): 88-90.
68. Sevim Y. *Antrenman Bilgisi*, 1. Baskı. Ankara, Nobel Yayın Dağıtım, 2002: 85-6.
69. Kendall FP, Kendall FP. *Muscles: Testing and Function with Posture and Pain*, 5th ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2005, 24: 480-4.
70. Konrad P. *The Abc of Emg. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*, Noraxon USA, 2006, 1: 30-5.
71. Falla D, Dall'Alba P, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. Repeatability of surface EMG variables in the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles. *Eur J Appl Physiol* 2002, 87(6): 542-9.
72. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 1997, 13(2): 135-63.
73. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyog Kinesiol* 2000, 10(5): 361-74.
74. Du YC, Lin CH, Shyu LY, Chen T. Portable hand motion classifier for multi-channel surface electromyography recognition using grey relational analysis. *Expert Syst Appl* 2010, 37(6): 4283-91.
75. Hudgins B, Parker P, Scott RN. A new strategy for multifunction myoelectric control. *Trans Biomed Eng* 1993, 40(1): 82-94.
76. Ulkir O, Gokmen G, Kaplanoglu E. EMG signal classification using fuzzy logic. *Balkan Journal of Electrical and Computer Engineering* 2017, 5(2): 97-101.
77. Alçın ÖF. Fraktal eğimden arındırılmış dalgalılık analizi ve pencereli kare ortalamasının karekökü tabanlı emg sınıflandırma. *Fırat Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi* 2020, 32(2): 359-68.
78. Horinek F, Jagelka M, Darıcek M, Hanic M, Satka A, *Design of Electromyography classification system using artificial neural network* <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=6828473> Son Erişim Tarihi 12 Kasım 2020.
79. Phinyomark A, Phukpattaranont P, Limsakul C. Feature reduction and selection for EMG signal classification. *Expert Syst Appl* 2012, 39(8): 7420-31.
80. Schwartz MS, Andrasik F. *Biofeedback: A Practitioner's Guide*. 4th ed. New York, Guilford Publications, 2017: 764-6.

81. Aspe RR and Swinton PA. Electromyographic and kinetic comparison of the back squat and overhead squat. *J. Strength Cond Res* 2014, 28, 2827–36.
82. Staudenmann D, Roeleveld K, Stegeman DF and Van Dieën JH. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation—a tutorial and review. *J Electromyogr Kinesiol* 2010, 20: 375–87.
83. Calatayud, J, Borreani, S, Colado, JC, Martin, F, Tella V and Andersen L. Bench press and push-up at comparable levels of muscle activity results in similar strength gains. *J. Strength Cond. Res* 2015, 29: 246–53.
84. Farina D, Stegeman D, Merletti R. Surface electromyography: physiology, engineering, and applications. In: Farina D, Merletti R. (eds). *Biophysics of The Generation of EMG signals*, 2016: 1-24.
85. Parker M. Practice makes perfect. Arm wrestler's fracture. *emergency nurse* 2008, 16(3): 18-20.
86. Can H, Gürsoy O, Doğan S, Kurnaz MA. Bilek güreşi sırasında oluşan humerus kırığı. *Ortopedi ve Travmatoloji*, 2013, 2: 454.
87. Yavuz Y, Yurumez Y, Altinel L, Köse KÇ. Bilek güreşi sırasında humerusun spiral kırığı. *Kocatepe Med J* 2006, 7(1): 75-7.
88. Khashaba A. Broken arm wrestler. *BMJ Open Sport Exerc Med* 2000, 34(6): 461.
89. Türker H, Sözen H. Surface electromyography in sports and exercise. *Electrodiagnosis in new frontiers of clinical research* 2013: 175-94.
90. Zipp P. Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1982, 50(1): 41-54.
91. Too J, Abdullah AR, Saad NM. Classification of hand movements based on discrete wavelet transform and enhanced feature extraction. *Int J Adv Comput Sci Appl* 2019, 10(6).
92. Amell T, Kumar S, Narayan Y, Gil Coury H. Effect of trunk rotation and arm position on gross upper extremity adduction strength and muscular activity. *Ergonomics* 2000, 43(4): 512-27.
93. Oliveira AS, Gonçalves M. Positioning during resistance elbow flexor exercise affects electromyographic activity, heart rate, and perceived exertion. *J Strength Cond Res* 2009, 23(3): 854-62.
94. Ollivier K, Portero P, Maïsetti O, Hogrel JY. Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar

- and laplacian electrode configurations. *J Electromyog Kinesiol* 2005, 15(5): 466-73.
95. Sbriccoli P, Bazzucchi I, Rosponi A, Bernardi M, De Vito G, Felici F. Amplitude and spectral characteristics of biceps brachii sEMG depend upon speed of isometric force generation. *J Electromyog Kinesiol* 2003, 13(2): 139-47.
96. Dupont L, Gamet D, Pérot C. Motor unit recruitment and EMG power spectra during ramp contractions of a bifunctional muscle. *J Electromyog Kinesiol* 2000, 10(4): 217-24.
97. Pereira PEA, Motoyama YL, Esteves GJ, Quinelato WC, Botter L, Tanaka KH, et al. Resistance training with slow speed of movement is better for hypertrophy and muscle strength gains than fast speed of movement. *Inter J App Exerc Physiol* 2016, 5(2): 37-43.
98. Bebek G. Biceps Kasına Uygulanan Kinesio Bant (Tape) Uygulamasının Kas Aktivitesi ve Kas Yorgunluğuna Etkileri. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Afyon: Kocatepe Üniversitesi, 2020.
99. Andersen LL, Andersen CH, Mortensen OS, Poulsen OM, Bjørnlund IBT, Zebis MK. Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: comparison of dumbbells and elastic resistance. *Physical therapy* 2010, 90(4): 538-49.
100. Rota S, Rogowski I, Champely S, Hautier C. Reliability of EMG normalisation methods for upper-limb muscles. *J sports Sci* 2013, 31(15): 1696-704.
101. Gerdle B, Eriksson N, Brundin L. The behaviour of the mean power frequency of the surface electromyogram in biceps brachii with increasing force and during fatigue. With special regard to the electrode distance. *Electromyog clin Neurophysiol* 1990, 30(8): 483-9.
102. Ahamed NU, Sundaraj K, Ahmad B, Rahman M, Ali MA, Islam MA. Effects of anthropometric variables and electrode placement on the SEMG activity of the biceps brachii muscle during submaximal isometric contraction in arm wrestling. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering* 2013, 58(5): 475-88.
103. Dürümlü N. Biceps Brachii ve Triceps Brachii Kaslarından Farklı Açılarda Alınan Maksimum İstemli İzometrik Kasılma Verilerinin Karşılaştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Ordu: Ordu Üniversitesi, 2022.

104. Podrigalo L, Iermakov S, Nosko M, Galashko M, Galashko N. Study and analysis of armwrestlers' forearm muscles' strength. *J of Phys Edu and Sport* 2015,15(3): 531-37.
105. Chalard A, Belle M, Montané E, Marque P, Amarantini D, Gasq D. Impact of the EMG normalization method on muscle activation and the antagonist-agonist co-contraction index during active elbow extension: Practical implications for post-stroke subjects. *J Electromyog Kinesiol* 2020, 51: 102403.
106. Hong MK, Lin CY, Liao YS, Hong CK, Wang LH, editors. Kinematic and electromyographic analysis of upper extremity in arm wrestling. *Portuguese J Sport Sci* 2011, 11(2): 18-9.
107. Ogasawara R, Thiebaud RS, Loenneke JP, Loftin M, Abe T. Time course for arm and chest muscle thickness changes following bench press training. *Inter Med and App Sci* 2012; 4(4): 217-20.
108. Trebs AA, Brandenburg JP, Pitney WA. An electromyography analysis of 3 muscles surrounding the shoulder joint during the performance of a chest press exercise at several angles. *J Strength Cond Res* 2010, 24(7): 1925-30.
109. Król H, Sobota G, Nawrat A. Effect of electrode position on EMG recording in pectoralis major. *J Human Kinetics* 2007, 17: 105.
110. Almashaqbeh SF, Al-Momani S, Khader A, Qananwah Q, Marabeh S, Maabreh R, et al. The Effect of Gender and Arm Anatomical Position on the Hand Grip Strength and Fatigue Resistance during Sustained Maximal Handgrip Effort. *J Biomed Phy Eng* 2022, 12(2): 171-80.
111. Matyushenko I, Nikulin I, Antonov A, Nikulin E. Armwrestling skills ranking model strength test rates for key muscle groups. *Theory and Practice of Physical Culture* 2020, (8): 20-2.
112. Parvatikar V, Mukkannavar P. Comparative study of grip strength in different positions of shoulder and elbow with wrist in neutral and extension positions. *J Exerc Sci Physiother* 2009, 5(2): 67-75.

EKLER

EK-1. Özgeçmiş



EK-2. Etik Kurul Onayı









EK-3. İzin Yazısı





EK-4. Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu







