



**FARKLI DİRENÇ EKİPMANLARI İLE YAPILAN
KUVVET EGZERSİZLERİNİN
KAS AKTİVİTESİ ÜZERİNE ETKİSİ**

Nurkan YILMAZ

**İnönü Üniversitesi ve Ankara Üniversitesi
Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı
Ortak Doktora Programı**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. M. Emin KAFKAS
Ortak Tez Danışmanı: Prof. Dr. Perican BAYAR KORUÇ**

Doktora Tezi – 2021

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI DİRENÇ EKİPMANLARI İLE YAPILAN
KUVVET EGZERSİZLERİNİN
KAS AKTİVİTESİ ÜZERİNE ETKİSİ

Nurkan YILMAZ

İnönü Üniversitesi ve Ankara Üniversitesi
Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı
Ortak Doktora Tezi

Tez Danışmanı
Prof. Dr. M. Emin KAFKAS

Ortak Tez Danışman
Prof. Dr. Perican BAYAR KORUÇ

Bu Araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından
TDK/2018/1444 Proje numarası ile desteklenmiştir.

MALATYA
2021

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vii
ABSTRACT.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
TABLolar DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Direnç Antrenmanı Literatür Özeti.....	5
2.2. Ekipman Tercihinin Önemi	6
2.3. Tutuş Mekanizmasını Anlamak	7
2.4. Tutuş Genişliği Paradoksu	8
2.5. Kas Kasılması Açısından Faz Farklılığı	9
2.6. Lokal ve Global Kasların Etkinliği.....	11
2.7. Parasipinal Kaslar Neden Aktiviteye Katılmalı.....	18
2.8. Kas Kasılması Sırasında Elektromiyografi (EMG) Ölçümü	19
2.9. Kuvvet Egzersizi Sırasında EMG Datasını Yorumlamak.....	22
3. MATERYAL VE METOT	25
3.1. Araştırmanın Deneysel Tasarımı	25
3.2. Araştırma Grubunun Oluşturulması (Gönüllülerin Seçimi)	26
3.3. Biyometrik ve Vücut Kompozisyonunu Belirleme	28
3.4. Alıştırma Fazı	28
3.4.1. “BOR” Hareketinin Sergilenişi	29
3.5. Kas Grubu Tercihleri	30
3.6. Elektrot Yerleşim Yerleri.....	31
3.7. Maksimal İstemli İzometrik Kasılma (MİİK) Ölçümü.....	31
3.8. EMG Datasının İşlenmesi ve Yorumlanması	32
3.9. 1 Maksimum Tekrarın (1MT) Belirlenmesi	33
3.10. Ekipman Tercihi	34
3.11. Tutuş Farklılığı ve Tutuş Genişliği Tercihi	35
3.12. İstatistiksel Analiz.....	37
4. BULGULAR.....	38
5. TARTIŞMA.....	45

6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	52
KAYNAKLAR	54
EKLER.....	67
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	67
EK-2. ETİK KURUL ONAYI.....	68
EK-3. ARAŞTIRMA İZİN YAZISI	71
EK-4. BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ ONAM FORMU.....	72



TEŞEKKÜR

Eğitim ve öğretim hayatımın en önemli halkası olan doktora eğitimimi bitirmek üzere ortaya koymuş olduğumuz “Farklı Direnç Ekipmanları ile Yapılan Kuvvet Egzersizlerinin Kas Aktivitesi Üzerine Etkisi” başlıklı doktora tezimin planlanmasında, yürütülmesinde, yazımında ve bitirilme aşamasında akademik bilgi ve deneyimleriyle büyük katkıda bulunan; sabrını ve sevgisini esirgemeyip yoğun desteğiyle beni cesaretlendirip ve bu desteğini her zaman hissettiğim saygıdeğer danışmanım Prof. Dr. M. Emin KAFKAS'a; akademik bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, anlayışı ve içtenliği ile manevi desteğini bir an bile eksik etmeyen tezimin eş danışmanı saygıdeğer hocam Prof. Dr. Perican BAYAR KORUÇ'a en içten dileklerle şükranlarımı ve teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Tezi bitirmemde desteğini esirgemeyip katkısı büyük olan anabilim dalı başkanımız saygıdeğer hocam Prof. Dr. Cemal GÜNDOĞDU'ya canı gönülden teşekkür ederim. Tez jüri üyelerinden olan ve tezimi en ince detayları ile inceleyen sayın Prof. Dr. Ercan GÜR ve Doç. Dr. Aykut DÜNDAR hocalarıma bilimsel katkılarından dolayı ayrıca teşekkür etmek istiyorum.

Tezimin ölçümlerini elde edebilmem için EMG cihazını kullanmayı öğreten, elde edilen verilerin analizinde ve yorumlanmasında yardımını hiçbir zaman esirgemeyen, her konuda her zaman büyük destekçim olan kıymetli arkadaşım Arş. Gör. Fahri Safa ÇINARLI'ya; en kötü, en zor ve en sıkıntılı zamanlarımda göz açıp kapayıncaya kadar yanımda bulduğum ayrıca hiçbir zaman desteklerinden dolayı hakkını ödeyemeyeceğim kıymetli, değerli ve saygıdeğer biricik ağabeyim Öğr. Gör. Murat KAYAPINAR'a; tez çalışmam süresince enerji ve motivasyonları ile beni motive eden, zor günlerimde yanımda olan saygıdeğer Dr. Öğr. Üyesi Armağan ŞAHİN KAFKAS hocam ile değerli arkadaşlarım Dr. Öğr. Üyesi Yalın AYGÜN'e, Dr. Öğr. Üyesi Şakir TÜFEKÇİ'ye ve Arş. Gör. Özgür EKEN'e; ayrıca her ne kadar uzakta olsa da en zor zamanlarımda gerek akademik gerek manevi desteklerini yakından hissettiren ve yardımını hiçbir zaman esirgemeyen saygıdeğer hocam Doç. Dr. Bahar ÖZGÜR ODABAŞ'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Evrak ve öğrencilik işlerimde nezaket gösterip bana yardımcı olan başta Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sekreteri Sultan ÖZKAN'a ve tüm personeline; tez çalışmasına gönüllü ve düzenli bir şekilde katılarak çalışmanın gerekliliklerini yerine getiren ayrıca

verileri elde etmemi sağlayan İnönü Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi öğrencilerine yürekten teşekkür ederim.

Zahmetli, uzun ve bir o kadar yorucu olan bu yolda yürürken tabii ki de yalnız ya da sızsız olamazdım. Gerek eğitim yaşamımın gerek sosyal yaşamımın her aşamasında yanımda olan, maddi ve manevi desteklerini her an hissettiğim, ayrıca bugünlere gelmeme vesile olan; anneme ve babama, kardeşlerime, değerli eşim ve onlarla ilgilenecek zamanlarından çaldığım ancak yeri geldiğinde beni en sıkıcı ve yorucu günlerden alıp güzel an'lara götüren biricik oğullarıma sonsuz sevgi, saygı ve teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Nurkan YILMAZ

Malatya 2021



ÖZET

Farklı Direnç Ekipmanları ile Yapılan Kuvvet Egzersizlerinin Kas Aktivitesi Üzerine Etkisi

Amaç: Bu araştırmanın amacı; farklı direnç ekipmanları ile yapılan “BOR” hareketinin bazı seçilmiş kasların aktivitesi üzerine etkisinin belirlenmesidir.

Materyal ve Metot: Araştırmaya, 17 katılımcı dâhil edilmiştir. Egzersiz uygulamaları esnasında belirlenen kasların aktivasyonunun değerlendirilebilmesi için elektromiyografi ölçümleri yapılmıştır. Verilerin analizinde “IBM SPSS 23.0” kullanılmıştır. Anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak kabul edilmiştir.

Bulgular: Ekipman farklılığı açısından; YG pronasyon tutuşta tüm hareketin analizinde LD ve LG; YG pronasyon tutuş azalan fazında LG ve MF kaslarının aktivasyonlarında olimpik bar lehine yüksek olduğu görülmüştür ($p<0.05$).

Hareketin farklı kavrama açısından; OB YG tutuş kavrama farklılığında UT, PD, LT ve LG için pronasyon lehine, LD için ise supinasyon lehine yüksek düzeyde anlamlı farklılık tespit edildi. DB YG tutuş kavrama farklılığında ise UT, PD ve LT için pronasyon lehine; BB ve LD için supinasyon lehine anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

Hareketin farklı genişlikteki tutuşları açısından; OB pronasyon genişlik farklılığında UT, PD, LT ve MF kasları için GG lehine anlamlı fark olduğu gözlemlenmiştir. DB pronasyon genişlik farklılığında ise LG ve MF kasları için de GG lehine anlamlı farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$).

Faz farklılığı açısından ise; OB YG pronasyon tutuş faz farklılığında BB, PD ve LT kasları için azalan faz, MF kası için ise artan faz lehine yüksek düzeyde anlamlı fark bulunmuştur. DB YG pronasyon tutuş faz farklılığında ise BB, PD, LT ve LD kasları için azalan faz, LG ve MF kasları için ise artan faz lehine anlamlı sonuçlar elde edilmiştir ($p<0.05$).

Sonuç: Kuvvet çalışmalarında, kasların aktivasyonunun bilinmesi, kasların daha verimli bir şekilde harekete geçirilmesinde egzersiz ve antrenman planlamada önemlidir.

Anahtar Kelimeler: Kuvvet, elektromiyografi, olimpik bar, egzersiz, tutuş farklılığı.

ABSTRACT

The Effect of Strength Exercises Performed with Different Resistance Equipments on Muscle Activity

Aim: The purpose of this research, the aim of this study is to determine the effect of “BOR” movement performed with different resistance equipment on the activity of some selected muscles.

Material and Method: Seventeen participants were included in the study. Electromyography measurements were made in order to evaluate the activation of the muscles determined during the exercise applications. “IBM SPSS 23.0” was used for data analysis. Significance level was accepted as $p < 0.05$.

Results: In terms of equipment differences, it was observed that the activation of LD and LG muscles in the whole motion analysis of CW pronation grip is higher. Also, the activation of LG and MF muscles was higher in descending phase of YG pronation grip in favor of the OB ($p < 0.05$).

In terms of different grip of movement, there was a high level of significant difference in OB CW grip difference for UT, PD, LT and LG in favor of pronation; for LD in favor of supination. In EB CW grip difference, there was significance for UT, PD and LT in favor of the pronation; for BB and LD in favor of the supination ($p < 0.05$).

In terms of grips of different widths of the movement; it was observed that there was a significant difference in favor of WW for UT, PD, LT and MF muscles in OB pronation width difference. A significant difference was found in favor of WW for LG and MF muscles in EB pronation width difference ($p < 0.05$).

In terms of phase difference; significant results were obtained in favor of descending phase for BB, PD and LT muscles, in favor of ascending phase for MF muscle in OB CW pronation grip phase difference. Also, significant results were obtained in favor of descending phase for BB, PD, LT and LD muscles, in favor of ascending phase for LG and MF muscles in EB CW pronation grip phase difference ($p < 0.05$).

Conclusion: In strength training, which is one of the basic motoric features, knowing the activation of the muscles is important in order to activate the muscles more efficiently in exercise and training planning.

Keywords: Strength, electromyography, olympic bar, exercise, grip difference.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ART	: Artan
AZA	: Azalan
BB	: Biseps Biraki
BOR	: Bent-over Row
CW	: Common Width
DB	: Deprem Bar
EMG	: Elektromiyografi
GG	: Geniş Genişlik
Hz	: Hertz
LD	: Latissimus Dorsi
LG	: Longissimus
LT	: Lateral Triseps
MİİK	: Maksimum İstemli İzometrik Kasılma
MF	: Multifidus
MT	: Middle Trapezius
OB	: Olimpik Bar
OKE	: Oskülasyonlu Kinetik Enerji
PD	: Posterior Deltoid
PRO	: Pronasyon
RMS	: Karakök ortalaması
SS	: Standard Sapma
SUP	: Supinasyon
TB	: Triseps Braki
UT	: Upper Trapezius
VA	: Vücut Ağırlığı
WW	: Wide Width
YVA	: Yağsız Vücut Ağırlığı
yEMG	: Yüzey Elektromiyografisi
YG	: Yaygın Genişlik
1 MT	: 1 Maksimum Tekrar
\bar{X}	: Ortalama

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2. 1. Omurga Stabilite Sistemi.....	14
Şekil 2. 2. Kasın farklı bölgelerindeki EMG sinyali	20
Şekil 3. 1. Araştırma akış şeması.....	26
Şekil 3. 2. Hareketin başlangıç ve bitiş pozisyonları	30
Şekil 3. 3. Elektrot yerleşimi	31
Şekil 3. 4. Noraxon marka 8 kanallı yEMG sistemi.....	33
Şekil 3. 5. Ekipmanlar	35
Şekil 3. 6. Bar kavrama türleri.....	35
Şekil 3. 7. İki omuz arası biakromial genişlik ölçümü	36
Şekil 3. 8. Bar genişlik tutuşları	36

TABLULAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 2. 1. Lokal ve global kaslar.....	15
Tablo 2. 2. Lokal ve global kasların özellikleri	16
Tablo 2. 3. Merkezi sütun kaslarının stabilite ve mobilite sistem sınıflandırmaları	17
Tablo 4. 1. Katılımcılara ait tanımlayıcı bilgiler.....	38
Tablo 4. 2. YG pronasyon tutuşta ekipman farklılığına ait bulgular	38
Tablo 4. 3. YG pronasyon tutuş artan fazında ekipman farklılığına ait bulgular.....	39
Tablo 4. 4. YG pronasyon tutuş azalan fazında ekipman farklılığına ait bulgular.	39
Tablo 4. 5. OB YG tutuşta pronasyon-supinasyon farklılığına ait bulgular.	40
Tablo 4. 6. DB YG tutuşta pronasyon-supinasyon farklılığına ait bulgular	41
Tablo 4. 7. OB pronasyonda YG ve GG tutuş farklılığına ait bulgular	42
Tablo 4. 8. DB pronasyonda YG ve GG tutuş farklılığına ait bulgular	42
Tablo 4. 9. OB YG pronasyon tutuşta faz farklılığına ait bulgular.....	43
Tablo 4. 10. DB YG pronasyon tutuşta faz farklılığına ait bulgular.....	44

1. GİRİŞ

Bilim insanları, herhangi bir egzersiz sırasında hedeflenen kas veya kasların nöromüsküler aktivasyon büyüklüklerini incelemek için genellikle elektromiyografi (EMG) veya yüzey elektromiyografisi (yEMG) kullanmışlardır (1, 2). Yıllarca laboratuvar araştırmalarında kullanılan EMG, 1940'lardan itibaren yEMG'nin ortaya çıkması ile birlikte özellikle dinamik hareketlerin analizi için de yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (3, 4). Kinesiyolojik EMG olarak da bilinen yEMG, kullanım kolaylığı ve güvenilirliği nedeni ile biyomekanik hareket analizi, yürüyüş analizi, kas yorgunluğu çalışmaları ve spor performansı gibi hareketli uygulamalarda kasların çalışmasına izin vererek iki elektrot arasındaki kas aktivitesini kaydetmek için egzersiz bilimciler tarafından sıklıkla kullanılan girişimsel olmayan (non-invaziv) bir ölçüm aracıdır (5-7). yEMG uygulamalarının çoğu, sinyal güvenilirliği, kas aktivasyonu, zamanlama, kasılma profili, kasılma kuvveti (fiziksel yük veya psikolojik stres) ve yorgunluk ölçüsünü belirlemektedir (3).

Belirlenmiş bir hareket sırasında kas aktivasyonunun zamanlamasını ve miktarını belirlemede yEMG ölçümleri yardımcı olmaktadır (8). yEMG'de temel amaç, performans veya verimlilik açısından bir hareketin değerlendirilmesini sağlamaktır. Ayrıca, kasların hem efor tasarrufu hem de verimlilik ekonomisi bakımından düzeyleri hakkında da bilgi verebilmektedir. Dahası, bir egzersiz sırasında kötü form veya yanlış yüklenme kaynaklı meydana gelebilecek muhtemel yaralanmaların önlenmesi bakımından oldukça değerli sonuçlar verebilmektedir (7). yEMG'nin amacına ulaşmasını sağlayan en önemli faktörlerden biri, doğru egzersiz seçimidir (9).

Egzersiz seçimi, özellikle her yaştan bireyin yaşam kalitesi ve fonksiyonel kapasite artırma potansiyeli açısından oldukça önemlidir. Benzer şekilde, egzersiz tercihinin fiziksel beceri ve sportif performanstaki gelişimler açısından kas kuvveti, güç, dayanıklılık ve hipertrofideki artışlar ile ilişkili olduğu düşünülmektedir (10). Çünkü direnç antrenmanlarının kronik hastalıkların önlenmesi ile ilişkili birçok sağlık faktörünü önemli ölçüde iyileştirebilmesinin yanı sıra genel sağlığı ve yaşam beklentisini optimize etmekle ilgilenen herkes için değerli olabileceği yaygın olarak kabul edilmektedir (11, 12). Ancak diğer taraftan, sporcuların ya da egzersiz katılımcılarının yağsız vücut kütlelerini, kas kuvveti ve dayanıklılığını artırmak özellikle de üst vücut bölgesini geliştirmek için en yaygın yöntem olarak direnç antrenmanlarını tercih ettikleri uzmanlar tarafından belirtilmektedir (11-13).

Yirminci yüzyılın başlarında her ne kadar yapılandırılmış az sayıda direnç antrenmanları görülse de (14) günümüzde direnç antrenmanı literatürü incelendiğinde standart kaldıraçlar (lever) sırasında egzersiz varyasyonlarının kas aktivite paternleri üzerindeki etkilerini araştıran oldukça fazla sayıda araştırma bulunduğu görülmektedir (15). Direnç antrenmanları sırasında seçilmiş kasların aktivasyonunun belirlenmesi, kasları daha verimli bir şekilde harekete geçirmek için egzersiz planlamasında önemlidir. Böylece hangi kasların etkinleştirildiğini bilmek, egzersiz sırasında yaralanma riskini de düşürebilmektedir (16). Etkili bir direnç antrenman seansı, alanında uzman kişiler tarafından reçetelendirilmelidir. Bu reçeteler oluşturulurken direnç antrenmanı etkisini en üst düzeye çıkarmak için bazı faktörler göz önüne alınmalıdır. Bunlar;

- Kademeli yüklenme,
- Değişkenlik,
- Bireysellik ilkeleri (10).

Direnç egzersiz programları kullanmak, vücudun herhangi bir bölgesindeki kas gücünü artırmak için en etkili yol olarak ifade edilmektedir (17). Çok sayıda çalışmada da belirtildiği gibi serbest ağırlıklar ile (genellikle halter, bar ve serbest ağırlık plakaları) yapılan kuvvet egzersizlerinin (squat, deadlift, lunge, bench press, shoulder press ve diğer kuvvet egzersizleri gibi) kas gücünü geliştirdiği bilinmektedir (2). Tekrar yöntemi ile yapılan direnç egzersizleri, iskelet kas adaptasyonunu sağlamak için etkili yöntemlerdir (18). Egzersiz esnasında etkilenen kasların aktivasyonu; kronik egzersiz adaptasyonundan, devreye giren motor birimlerinin sayısından, sıklığından ve senkronizasyonundan etkilenmektedir (6, 19). Son yıllarda, dünyada kuvvet antrenmanları yaklaşımında, geleneksel yöntemlerden ziyade daha iyi kas dengesi ve eklem stabilitesi sağlama potansiyeli açısından alternatif kuvvet antrenmanlarına ilgi giderek artmıştır (20). Artan bu ilgi ile birlikte, hedef kas gruplarına yönelik kuvvet gelişimi veya direnme yeteneklerini artırmak için özel tasarlanmış ekipmanlar ile direnç egzersizleri sıklıkla tercih edilmektedir (21). Bundan dolayı, çoğu amatör ve profesyonel düzeyde kuvvet çalışanlar arasında kassal gelişim için, birçok farklı ekipman (bar, dambıl, deprem bar, tsunami bar, bosu topu, pilates topu vs.) tercihi ile egzersiz uygulamaları yaygın hale gelmiştir. Bu durumun rasyonel nedeni olarak, aynı hareketi farklı direnç antrenmanı ile sergilemenin farklı kas aktivasyon düzeyine sebep olabileceği gösterilmektedir. Özellikle hareketli ekipmanlar (örn. deprem barlar) kullanarak sergilenen kuvvet antrenmanları sırasında stabilizatör kasların aktivasyonlarında

değişiklikler olacağı düşünülmektedir. Bu değişikliklerin görece olarak stabilizatör kaslar lehine artacağı sanılmaktadır. Bu iddianın rasyonel nedeni olarak, hareketli bir ekipman ile kuvvet egzersizi sergilemenin, ilgili hareket sırasında hareketin dengelenmesi için stabilizatör kasların daha fazla aktivasyon göstereceği bağlamında düşünülmektedir. Bu bağlamda, hareketli ekipmanlar ile sergilenen kuvvet egzersizleri özellikle stabilizatör kasları geliştirme potansiyeli açısından daha elverişli olabilmektedir (22, 23).

Kuvvet egzersizleri sırasında kas aktivasyonunu etkileme potansiyeli olan bir diğer fenomen ise tutuş farklılıklarıdır. Literatür incelendiğinde benzer direnç antrenmanları sırasında tutuş farklılığının hedef kas gruplarının kas aktivasyon düzeylerinde farklılıklara neden olabileceğinin iddia edildiği görülmektedir (24). Bu durumun rasyonel açıklaması olarak farklı tutuş türlerinin benzer direnç antrenmanları sırasında hedef kasların aktivite katılım oranlarında farklılıklar oluşturma potansiyelleri gösterilmektedir (25). Ancak özellikle direnç antrenmanları sırasında tutuş farklılığını dikkate alan oldukça sınırlı düzeyde çalışma olduğu görülmüştür. Bundan dolayı belirli direnç antrenmanları sırasında farklı tutuş türleri açısından hedef kasların aktivasyon durumlarını belirlemek, literatür açısından oldukça önemli bulgular sunacaktır. Bu nedenle, araştırma bu yönü ile literatüre değerli katkılar sunacaktır.

Araştırmanın bir diğer önemli bakış açısı da direnç egzersizleri sırasında tutuş genişliğinin kas aktivasyonu açısından farklılık oluşturup oluşturmayacağıdır. Direnç antrenmanları sırasında tutuş genişliğinin kasların katılım düzeyi bakımından farklılıklar oluşturacağı sorunsalı devam etmektedir (26). Direnç egzersizleri açısından tutuş genişliğinin muhtemel etkilerinin belirlenmesi son derece önemlidir. Araştırma bu yönü ile özgün bir yapıya sahiptir.

Araştırmada, yukarıda bahsedilen tüm sorunsallar aynı zamanda hareketin fazları açısından da incelenecektir. Çünkü bir egzersiz sırasında hedef kaslar hareketin fazları bakımından farklılık gösterebilmektedir. Direnç antrenmanları bakımından bir hareketin fazlar açısından kas aktivasyonlarını saptamak hem literatüre hem de saha uygulamalarına değerli katkılar sunacağı düşünülmektedir.

Sonuç olarak araştırma, literatür açısından önemli olan aşağıdaki sorulara açıklık getirmeye çalışmıştır:

1. Ekipman farklılığı [Olimpik Bar (OB) ve Deprem Bar (DB)] ile kas aktivasyonu farklılaşır mı?
2. Tutuş türleri (pronasyon ve supinasyon) ile kas aktivasyonu farklılaşır mı?

3. Tutuş genişliği [Yaygın Genişlik (YG) ve Geniş Genişlik (GG)] ile kas aktivasyonu farklılaşır mı?
4. Kasılma faz farklılığı [artan (ascending) ve azalan (descending)] ile kas aktivasyonu farklılaşır mı?



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Direnç Antrenmanı Literatür Özeti

Direnç antrenman uygulamaları, çok uzun zamanlardan bu yana etraflıca yazıya dökülmüş ve her zaman ilgi çekici bir konu olmuştur. Bu ilginin temel kaynağı, direnç antrenmanlarının hem sportif performansın geliştirilmesinde hem de toplum sağlığının sürdürülmesinde kritik öneme sahip olması gösterilmektedir. Egzersiz planlaması, bireylerin belirlenen ihtiyaçlarına göre önceden amaçlanan hedefleri gerçekleştirmek için iyi düzenlenmelidir. Amaçlanan hedefleri gerçekleştirmek için dikkat edilmesi gereken konuların genel adı, direnç antrenmanı kısa süreli değişkenler olarak karşımıza çıkmaktadır. Direnç antrenmanı, akut değişkenleri fikri, ilk kez dünyaca ünlü kuvvet ve kondisyon uzmanı “W. Kraemer” tarafından 2000’li yıllarda ortaya atılmıştır. Kramer’a göre direnç antrenmanları için değiştirilebilen tüm aşamalar, direnç antrenmanı akut değişkenidir (27, 28). Bunlar;

- Egzersiz Seçimi
- Yoğunluk
- Set Sayısı
- Tekrar Sayısı
- Hacim
- Dinlenme Süresi
- Tempo gibi kavramlardır.

Son yıllarda, direnç antrenmanları açısından akut değişkenlerin farklılaştığı çalışma dizaynları oldukça ilgi çeken araştırma konuları haline dönüşmüştür. Kraemer’in direnç antrenmanı akut değişkenleri fikrine ek olarak bir diğer önemli konu da bu değişkenlerin farklı ekipman, tutuş, genişlik gibi değişkenler ile çeşitlendirilmesidir. Bundan dolayı, bir direnç antrenmanının etki alanını belirleyen veya farklılaştıran önemli parametrelerin başında bu akut değişkenlerin farklı seçeneklerde uygulanması düşünülmektedir. Bir direnç egzersizi sırasında hedeflenen spesifik kas gruplarının yEMG analizi, bireylerin etkilenen kaslarının aktiviteye katılım düzeylerini belirleyerek kuvvet ve hipertrofik yanıt gelişimine üst düzeyde katkı sağlayacaktır (29). Bu bağlamda, araştırmada seçilen “*Bent-over Row (BOR)*” hareketinin yEMG kas aktivasyonunu, farklı bar tercihleri, tutuş türleri ve genişlik farklılıkları açısından incelemek, literatüre son derece değerli katkılar sunma potansiyeline sahiptir. Hareket ve antrenman bilimleri açısından kuvvet gelişimi ve hipertrofik yanıt verimi için bir direnç egzersizinin yEMG

aktivasyonunu farklı özellikler veya uygulama farklılıkları ile tespit etmek son yıllarda ilgi çeken konular olarak karşımıza çıkmaktadır. Araştırma bu yönü ile literatürdeki boşluğu gidermeye katkı sağlayacaktır. Bir direnç antrenmanı sırasında ve sonrasında kas gücünde artış, kuvvette devamlılık gelişimi ve hipertrofik yanıt verimi gibi farklı hedeflere ulaşmanın yanı sıra kas protein dengesinde derin bir etkiye sahiptir (30, 31). Kuvvet antrenmanı yapanların temel amaçlarından biri, kas kütlesinde artış sağlamaktır. Alan yazın incelendiğinde kuvvet artışı ve kas kütlesi gelişimi öncülü olarak mekanik gerim, kas hasarı ve metabolik stres gösterilmektedir (32). Mekanik gerim için dışarıdan uygulanan yükün kas hücresinde yarattığı gerim (uyaran) büyüklüğü denilebilir. Bu bağlamda, mekanik gerim artışı ile kas katılım oranı arasında pozitif yönde bir ilişki olduğu düşünülebilir. Diğer bir ifadeyle, mekanik gerim artışı yEMG aktivasyonunda yükselmeye neden olabilmektedir. Böylece, artan mekanik gerim sonucu yEMG aktivitesindeki artışlar hem kuvvet gelişimini hem de hipertrofik yanıtı optimize edebilmektedir. Bu yargıyı destekler nitelikte, düzenli olarak yapılan kuvvet antrenmanlarının her ay 0 ila 1 kg arasında yağsız vücut ağırlığında (YVA) artışa neden olabileceği literatürde belirtilmektedir (33).

Pratik açıdan, arka zincir kaslar için sıklıkla “BOR” hareketi profesyonel sporcular ve rekreasyonel egzersiz katılımcıları tarafından temel egzersiz olarak tercih edilmektedir. “BOR” hareketi geniş bir uygulama spektrumuna sahiptir. “BOR” hareketinin sergilenmesinde farklı bar tercihleri (OB, DB vb.), tutuş genişlik farklılıkları (dar, yaygın ve geniş tutuş vb.), farklı tutuş türleri (supinasyon, pronasyon vb.) gibi uygulama seçeneklerine sahiptir. Literatür incelendiğinde, “BOR” hareketi ise yEMG kas aktivasyonu ölçümünün sınırlı sayıda çalışıldığı görülmüştür (34). Ancak, literatürde bugüne kadar “BOR” hareketini farklı ekipman, farklı tutuş türü ve genişliği açısından inceleyen araştırma bulunmamaktadır. Dolayısıyla bu durum, literatür açısından son derece değerlidir.

2.2. Ekipman Tercihinin Önemi

Amatör ve profesyonel düzeyde kuvvet çalışanlarının kassal gelişim için, birçok farklı ekipman (bar, dambıl, deprem bar, tsunami bar, bosu topu, pilates topu vs.) kullanması yaygın hale gelmiştir. Çünkü farklı antrenman ekipmanları tercih etmenin, spor performansı ve günlük yaşam aktiviteleri için yararlı olan stabilizatör kaslarda yüksek aktivasyona neden olacağı ve bu kasların adaptasyonunu sağlayacağı iddia edilmiştir (22, 23). Buna paralel olarak, instabilitenin sadece zemin veya platform ile

değil aynı zamanda kullanılan aletlerle de sağlanıldığı uzmanlar tarafından bilinmektedir. Bunun için, üç boyutlu harekete izin veren ve hareket düzenini engellemeyen serbest ağırlıklar kullanılmaktadır (35). Bu aletlerle yapılan instabil egzersizlerin avantajı, güç kazanımı sağlayarak kas kesit alanında artış ve nöromüsküler koordinasyon gelişimidir (36).

Bu bağlamda Saeterbakken ve ark. tek ve çift taraflı yapılan üç farklı çekme egzersizinin (serbest ağırlık bent-over row, seated cable row and machine row) kaslarda meydana getirdiği EMG aktivasyonunu karşılaştırdıkları çalışmada, serbest (hareketli) ağırlıklarla yapılan çekme egzersizinin makine ile (stabil) yapılan egzersize göre daha fazla EMG aktivasyonu sağladığını belirtmişlerdir. Ayrıca, makine ile yapılan çekme egzersizine göre serbest ağırlıkla yapılan çekme egzersizi sırasında lomber omurga torkunun aktivasyonunun önemli ölçüde daha yüksek olduğunu ortaya koymuşlardır (37). Buna paralel olarak Fenwick ve ark. yaptıkları çalışmada, serbest ağırlıklı “BOR” (hareketli) egzersizinin tek kol ile ayakta kablo çekme (stabil) egzersizine göre erektor spina kaslarında daha fazla EMG aktivasyonu sağladığını raporlamışlardır (34).

Ekipman farklılığının rasyonel mekanizmaları ve muhtemel farklılıkları merak edilen konuların başında gelmektedir. Bugüne kadar, “BOR” hareketi sırasında farklı ekipman kullanılarak yapılan çalışmalar, literatürde mevcuttur. Ancak, “BOR” hareketi sırasında özellikle sırt kaslarının yEMG aktiviteleri ya da omurga yüklenmeleri üzerine literatürde az sayıda araştırma bulunmaktadır (34). Buradan hareketle hem ekipman hem yük kullanımı açısından hareketin sabit ve dinamik uygulandığı çalışma bulunmamaktadır. Ancak farklı ve dinamik ekipmanlarının kullanıldığı bu araştırma, bu yönüyle özgün niteliğe sahip olup literatüre konuyla ilgili önemli katkılar sağlayacaktır.

2.3. Tutuş Mekanizmasını Anlamak

Kas güçlenmesini iyileştirmede temel egzersiz uygulamalarının başında gelen direnç egzersizleri (38), geçmişten günümüze egzersiz profesyonelleri ve kuvvet çalışanları tarafından çeşitli bar tutuşları ile sergilenmiştir. Genellikle bar tutuş farklılığı olarak supinasyon, pronasyon, alternatif, hook (kanca) ve nötr tutuşlar (39) kullanılmasına rağmen yoğun bir şekilde supinasyon ve pronasyon tutuşlar tercih edilmektedir. Bu tercihler bağlamında, farklı bar tutuşları üzerine yapılan çalışmalar incelendiğinde Lehman’ın farklı geniş tutuşlar ile pronasyon ve supinasyon tutuşlarının etkilerini incelediği bench press egzersiz çalışmasında, supinasyon tutuş sırasında biceps braki EMG aktivitesinde artış gözlemlendiğini belirtilmiştir. Ayrıca geniş tutuştan ziyade

dar tutuşun da triseps lateral başın aktivitesinde artış sağladığını belirtmiştir (40). Youdas ve ark. pull-ups egzersizi ile yaptıkları çalışmada, lower trapezius kasında maksimum istemli izometrik kasılmanın pronasyon tutuşta daha fazla olduğunu ortaya koymuştur (41). Başka bir çalışmada Leslie ve Comfort, pull-ups ve latpull-down egzersiz çalışmasında pronasyon tutuşun latissimus dorsi kasında en büyük aktivasyonu sağladığını ancak farklı tutuş genişliklerinin ise latissimus dorsinin aktivasyonunda herhangi bir değişiklik meydana getirmediğini belirtmiştir (42).

“*BOR*” hareketi, direnç egzersizi yapanlar tarafından sırt kasları için temel egzersiz olarak sıklıkla tercih edilmektedir. “*BOR*” hareketinin sergilenmesinde kişilerin tercih ettiği farklı ekipman (depren bar gibi) kullanımı ile farklı tutuş (supinasyon ve pronasyon) sergilemesi üzerine herhangi bir bilimsel çalışmanın olmaması literatür açısından büyük bir eksikliklerdir. Bu nedenle tutuş farklılığının ve ekipman tercihinin rasyonel mekanizmaları ve muhtemel farklılıkları merak edilen konuların başında gelmektedir. Alan yazın incelendiğinde “*BOR*” hareketi sırasında özellikle sırt kaslarının EMG aktiviteleri üzerine çok az sayıda araştırma olduğu görülmüştür. Bugüne kadar, “*BOR*” hareketi sırasında bar tutuş farklılığının kas aktivitesinde nasıl bir değişikliğe neden olduğu sorusunun yanıtlanamaması, araştırmayı bu yönü ile özgün kılmaktadır.

2.4. Tutuş Genişliği Paradoksu

“*BOR*” hareketinin uygulanmasında kişiler, çeşitli bar kavrama genişliklerini tercih edebilmektedir. Bu yüzden egzersizin doğru bir tutuş ile yapılması, elleri birbirinden uzak olduğu mesafeye (kavrama genişliği) yerleştirmekle olacaktır. Egzersiz profesyonelleri ve katılımcıları, bar ile yapılan çalışmalarda birden fazla el kavrama genişliği farklılığını [kapalı, dar, yaygın, geniş, kendisinin seçmiş olduğu genişlik (self-selected grip width) ve ters (reverse)] (39, 43, 44) tercih etseler de genellikle iki farklı tutuş (yaygın ve geniş tutuş) üzerinde yoğunlaşmışlardır. El kavrama genişliği farklılığının rasyonel mekanizmaları ve ön görülen farklılıkları, merak edilen konuların başında gelmektedir. Bu durumu destekler nitelikte Lehman ve ark. yaptıkları çalışmada, bir egzersizin farklı mekanik avantajlarını/dezavantajlarını ve ön kol fleksörlerini en fazla etkileyen faktörün muhtemelen kavrama genişliği pozisyonlarının farklılığından olabileceğini belirtmişlerdir (43).

Diğer taraftan yapılan araştırmalarda el kavrama genişliği farklılığının yEMG aktivitesi üzerindeki etkisinin incelendiği birçok egzersiz çalışmaları günümüze kadar süregelmiştir. Wills ve ark. lat pull-down (aşağı çekme) hareketinde, geniş kavramanın

dar kavramaya göre latissimus dorsinin aktif olmasında daha etkili olduğunu belirtmişlerdir (45). Ayrıca, bir diğer çalışmada Clemons ve ark. bench press hareketinden elde ettikleri sonuçlara göre, kavrama genişliği arttıkça bütün primer kasların bicepslerden daha yüksek maksimal istemli izometrik kasılma (MİİK) yüzdesine sahip olduğunu; ayrıca triceps'in de pektoralis majör (PM)'den daha yüksek olduğunu söylemişlerdir (25). Yapılan bu araştırmalarda, geniş tutuşun ana taşıyıcı kaslar, sırt ve omuz kasları üzerinde daha etkili olduğu ortaya konmuştur. Signorelli ve ark. lat pull-down egzersizi esnasında farklı el pozisyonlarının kaslarda meydana getirdiği EMG aktivasyonunu inceledikleri çalışmada, ön geniş kavrama pozisyonunun diğer genişlik pozisyonlarına göre daha fazla motor ünite birimini devreye koyduğunu dolayısıyla özellikle latissimus dorsi için bunun daha etkili olacağını belirtmişlerdir. Ayrıca kapalı tutuş, supinasyon tutuş, ön geniş kavrama tutuşlarının konsantrik fazda daha büyük aktivasyon gösterdiğini söylemişlerdir (46). Bu çalışmaların aksine Cogley ve ark. üç farklı el pozisyonu kullanarak uyguladıkları push-up egzersizi sırasında dar el pozisyonunun geniş el pozisyona göre kaslar üzerinde daha etkili olduğunu belirlemişlerdir (47). Ancak bazı araştırmalar, kavrama genişliğinin EMG aktivitesinin değişiminde tek başına bir parametre olamayacağını pronasyon veya supinasyon tutuşlar ile birlikte farklı etkilere neden olabileceğini de rapor etmişlerdir (26). Özetle, antrenman veya egzersiz sırasında tutuş genişliğinde ya da tutuş farklılığında, geri bildirim sağlanması ile kişilerin motivasyonunun ve mekanik performansının önemli ölçüde artabileceği iddia edilmiştir (44).

Bu bağlamda, literatürde, “BOR” hareketi sırasında özellikle sırt kaslarının yEMG aktiviteleri üzerine çok az sayıda araştırma bulunmaktadır. “BOR” hareketi esnasında bar el kavrama genişliği farklılığının (yaygın ve geniş) hedeflenen kasların aksiyon potansiyelleri üzerine etkileri ve neden farklı el kavrama genişliği tercih edildiği ile ilgili bilimsel bilginin olmaması, bu araştırmanın önemli problemlerinden biri haline gelmiştir. Dolayısıyla, bu araştırmanın bu sorunsalı cevaplamaya çalışması, literatüre sağlayacağı katkılar açısından önemlidir.

2.5. Kas Kasılması Açısından Faz Farklılığı

Sağlık başta olmak üzere fonksiyonel yetenek ve gelişmiş yaşam kalitesi için temel bir fiziksel uygunluk parametresi olan kas kuvveti, birçok farklı kuvvet ya da direnç antrenmanları uygulamalarıyla artırılarak sinirsel işlevlerde, kas kesiti alanında ve kas mimarisinde önemli değişiklikler meydana getirmektedir (48, 49). Diğer taraftan bu

uygulamalar esnasında kasın gerginlik üretme kabiliyetindeki artış miktarı; kullanılan egzersiz yükü, antrenman hacmi, setler ve egzersizler arasındaki dinlenme süresi, egzersiz sıklığı ve kasın kasılma tipi gibi birçok parametreden etkilenir (48).

Direnç antrenmanları sırasında kasılma tercihi araştırmacılar tarafından irdelenmiş ve kâğıda dökülmüş bir konudur (50). Yaygın bilinen haliyle kas kasılması, statik ve dinamik kasılma olarak incelenmektedir. Ancak temelde üç tip kas aktivitesinden bahsedilmektedir. Bunlar; izometrik, konsantrik ve eksantrik kasılmalardır (51). Kas kasılması, aktin ve miyozin filamentlerinin birbirleriyle olan etkileşimlerinden meydana gelmektedir. Ritmik tekrarlara dayalı kuvvet çalışmalarında ağırlığın kaldırılması esnasında kasın boyunun kısalması durumuna konsantrik kasılma; kaldırılan bu ağırlığın yavaş yavaş indirilmesi esnasında oluşan kuvvet ile kasın boyunun uzaması durumuna ise eksantrik kasılma denir (49, 52). Gündelik hareketler sırasında sıklıkla bu kasılma çeşitleri hareketlere özgü olarak bir döngü halinde ortaya çıkmaktadır. Yani yürüme, koşma, sıçrama gibi faaliyetler esnasında periyodik olarak farklı yönde ve büyüklükte kuvvetlerin etkisi altında kalınan durumlarda tek bir kasılma türü gerçekleşmez (51). İzometrik, konsantrik ve eksantrik kasılmalar, harekete özgü olarak birbirini takip eder (53). Bu farklı kasılma türleri, bir hareket döngüsünde hareketin fazlarını meydana getirir. Bu kasılmaların kombinasyonu, hareketin doğal formunu meydana getirir ve buna “gerilme-kısalma döngüsü” denir (54).

Bahsi geçen kasılmalar içerisinde genel olarak, direnç antrenmanları sırasında konsantrik ve eksantrik kasılma türleri yaygın olarak meydana gelmektedir (55). Maksimal istemli güç üretme kapasitesi ve kas gelişimi açısından, özellikle hipertrofik açıdan, eksantrik kasılma türünün hem konsantriğe hem de izometriğe göre kuvvet üretme potansiyelinin daha efektif olduğu bilinmektedir (32, 53, 56, 57). Çünkü eksantrik kasılma, az sayıdaki aktif lif üzerinde aşırı stres sonucu çok fazla kas hasarı meydana getirmektedir (32). Bu nedenle, eksantrik kasılmaların egzersiz kaynaklı gecikmiş kas ağrısına daha fazla neden olduğu da bilinmektedir (58). Ancak direnç antrenmanları hem eksantrik hem de konsantrik kasılmalarla gerçekleştirildiği için her iki kasılma türünün kullanılması hem kas kuvveti hem de kas kazanımı açısından son derece önemlidir. Aynı zamanda, kas iskelet davranışları açısından fonksiyonel hareket kazanımı ve kas dengesi açısından her iki kasılma türünün benzer şekilde tercih edilmesi ve uygulanması daha efektif olacaktır (59). Bu bağlamda farklı kasılma tiplerinde sergilenen direnç uygulamalarının kuvvet üretimi için ekstra potansiyel sağladığı söylenebilir (60). Bu bağlamda literatür incelendiğinde konuyla ilgili yapılan çalışmalarda, Douglas ve ark.

yaptıkları derleme çalışmasında, eksantrik çalışmalarının kasın mekanik fonksiyonunda, kas tendon biriminde, morfolojik ve mimari adaptasyonlarda iyileştirmeler için güçlü bir uyarıcı olduğunu ayrıca tip II kas liflerinin boyutunda artış sağladığını belirtmişlerdir (61). Bir diğer çalışmada (meta-analiz) Roig ve ark. eksantrik antrenmalarının konsantriğe göre toplam kas kuvveti ve kütleyi artırmada, artmış kas kesit alanı, hız ve kasılma şekli bakımından daha belirgin farklılık gösterdiğini belirtmişlerdir (62). Sergeeva ve Tambovtseva, bar ile yapılan farklı yoğunluktaki eksantrik ve konsantrik kasılmalar sonucu biceps kasının yEMG aktivasyonlarını inceledikleri çalışmada, konsantrik faza göre eksantrik faz esnasında daha yüksek bir ortalama frekansı ve hızlı kontraktıl olan motor ünitelerinin daha yüksek bir aktivite sergilediğini ortaya koymuşlardır (50). Ancak Signorile ve ark. lat pull-down egzersizi esnasında kasların EMG aktivasyonunu inceledikleri çalışmada, anlamlı bir fark olmamasına rağmen teres majörün eksantrik fazda; triseps kasının (uzun başı) ise konsantrik fazda yüksek aktivasyon ürettiğini belirterek farklı bir sonuç ortaya koymuşlardır (46). Bir diğer çalışma sonucuna göre ise, Handa ve ark. 3 tekrar ve 1 maksimum tekrarın (1MT) %70'i ile beş farklı çekme (pull) egzersizlerinin biceps braki, latissimus dorsi ve trapezius kasları üzerindeki EMG aktivitesini karşılaştırmışlar ve tüm hareketler esnasında, kasların ekstansiyon (azalan) faza göre fleksiyon (artan) faz sırasında daha yüksek bir EMG aktivitesi gösterdiğini ortaya koymuşlardır (63).

Kısaca, yapılan çalışmalar incelendiğinde direnç uygulamaları esnasında özellikle dinamik hareketler sırasında, birbirini takip eden fazların kuvvet gelişimi için önemli olduğu görülmektedir. Kuvvet çalışanlarının üst vücut ve sırt kaslarının gelişimi için tercih ettikleri “BOR” hareketinin uygulanmasında da fazlar kritik öneme sahiptir. Ancak literatürde bugüne kadar, “BOR” hareketi sırasında artan-azalan fazlar esnasında kas aktivitesinde nasıl bir değişiklik meydana geldiği sorusunun yanıtlanmadığı görülmüştür. Bu bağlamda, bu araştırma hareketin fazlar esnasında yEMG aktivitesinde nasıl bir değişiklik meydana geldiğini açıklayarak literatüre ciddi katkılar sunmaktadır.

2.6. Lokal ve Global Kasların Etkinliği

Son zamanlarda ön plana çıkan ‘Core (merkez) Stabilizasyonu’nun önemi her geçen gün daha da artmaktadır. Özellikle egzersiz bilimciler tarafından merak edilen, araştırılan ve tartışılan konuların başında gelmektedir. Buradan hareketle, merkezi sütunun önemine dair yapılan birçok çalışma literatürde mevcuttur. Clark ve ark. tarafından core (çekirdek); tüm hareketlerin kaynağı ve vücut için ağırlık merkezinin

bulunduğu yer (64), önde abdominallerden, arkada paraspinal ve kalça kaslarından, üstte diyafram ve altta pelvik taban kaslarından oluşan bir kutu (65), güç evi/merkezi, tüm uzuv hareketlerinin temeli veya motoru şeklinde tanımlanmıştır (66, 67). Core bölge, hem uzuv hareketiyle hem de uzuvlar olmadan vücudu ve özellikle omurgayı stabilize etmek için bir birim olarak çalışan kaslı bir korse olarak görülmüştür (67).

Merkezi sütun stabilizasyon araştırmaları incelendiğinde önemine dair birçok tanımlama ve açıklama bulunmaktadır. Borghuis, duyu-motor merkez kas kontrolü ile merkezi sütun stabilizasyonu ve hareketliliğinin uyumunun önemli olduğunu belirtmiştir (67). Wilson ve ark. merkez kasların koordinasyonu ile üst ve alt ekstremitelerin hareketlerinde atletik performans için sabit bir zemin oluşturmaları olarak tanımlarken (68), Kibler ve ark. ise sporda merkezi sütun stabilizasyonunu kuvvetin optimum üretimi, transferi ve kontrolüne izin verecek şekilde kinetik zincire ait birleşik atletik hareketlerde gövdenin pozisyonunu ve hareketini kontrol etme becerisi olarak tanımlamıştır (69). Zazulak ve ark. merkezi sütun stabilizasyonunu vücudun gövde düzensizliğı sonrası dengesini koruması olarak açıklamıştır (70). Takatani, dinamik hareketlilik ve güç üretimi için tüm kinetik zincir içerisinde, kuvvet transferi ve alt-üst ekstremitelerin kontrolü için uygun nöromüsküler yapıyı tanımladığını belirtmiştir (71).

Bilim dünyasında, merkezi sütun stabilizasyonunun kabul edilmiş tek bir ortak tanımı bulunmamaktadır. Ancak yapılan tanımlardan yola çıkarak; omurga, kalça, pelvis, abdominal yapılar, proksimal üst ve alt ekstremitelerden meydana gelen ve spinal kolonda stabilizeyi sağılayan vücudun merkezi sütunu olarak adlandırılan bölge olduğu söylenebilir (72). Klinik rehabilitasyonda, rekabetçi sporcuların eğitiminde, sağılık ve fiziksel uygunluklarını iyileştirmeye çalışan bireylerin eğitim programlarında kilit bir bileşen olan merkez stabilizasyon kaslarının (67, 73) güçlendirilerek veya rahatlatılarak çeşitli lomber omurga ve kas-iskelet sistemi bozukluklarının önlenmesi ve rehabilite edilmesi, atletik performansı artırmanın bir yolu olarak savunulmuştur (66).

1980'lerden itibaren araştırılmaya başlanan merkez stabilizasyon (74), günlük yaşam ve spor performanslarının birçok görevinde, yaralanma sonrası rehabilitasyonda, doğıru postürün korunmasında ve akut ile kronik sırt problemleri riskini azaltmaya yardımcı olmada birincil öneme sahiptir (75, 76). Dolayısıyla hem sporcular hem de spor yapmayanlar için güçlü merkez (core) kaslarının sağılığını iyileştirmede etkili olduğu, başka bir deyişle zayıf/güçsüz merkezi kas sisteminin distal uzuvlar üzerinde olumsuz etki oluşturduğu söylenebilir (77). Buna paralel olarak, stabilitede merkezi sütun eğitiminin önemine değinen Iacono ve ark. üst ve alt ekstremitte fonksiyonlarının tüm

kinetik zincirlerini optimize ederek güç oluşumunu, gelişmiş iç kas sertliğini ve mobilizasyonunu artırdığını, beraberinde performansa fayda sağlayan kaslarda yapısal değişiklikler ve nöral adaptasyonlar sağladığını belirtmişlerdir (76). Antrenman ile ortaya çıkan spesifik nöral adaptasyonun, sadece motor ünitelerinin işe alınımının veya aktivasyonunun artması ile değil, agonist, antagonist, sinerjist ve stabilizatörlerin gelişmiş bir koordinasyonu olduğunu da belirtmekte fayda vardır (35). Bu adaptasyonlar, özellikle dinamik hareketler esnasında yaralanma riskini de azaltmaktadır (75).

Spor performansı yönünden incelendiğinde, merkezi stabilizasyonun üst ve alt ekstremitelerin kuvvet üretimini artırdığı belirtilmiştir (78, 79). Buna paralel bir diğer çalışmada, Panjabi, lumbo-pelvik bölgenin stabilizasyonunun alt ve üst ekstremitelerin hareketinin temelini oluşturduğunu belirtmiştir (80). Örneğin, iyi bir merkezi stabilizasyona sahip beyzbol oyuncusu; kuvveti, alt ekstremitelerden alıp gövde ve atışı yapan kola en iyi biçimde aktararak topu daha hızlı atabilmektedir (81).

Güçlü bir merkezi stabilizasyonda üst ve alt ekstremitelerin stabilitesini abdominal fasiyal sistem yoluyla birbirine bağlayan ve Logan ve McKinney tarafından ortaya konan 'Serape Etkisi' kavramından da bahsedilmektedir (82). Bu etki, özellikle, baş üstü sporcularında önemlidir. Çünkü stabilite, atış sırasında çapraz olarak ilişkili kasların tork-karşı momenti olarak işlev görür (66). Bir branşa özgü olmanın dışında serape etkisi; yürüme, koşma (özellikle sprint), fırlatma, tekmeleme, yön değiştirme, merdiven çıkma hatta tek taraflı kaldırma ve taşıma gibi tüm hızlı karşılıklı hareketleri içeren rotasyonel bir gövde hareketidir. Serape kasları, döngüsel aktivitenin verimliliğini artıran beyzbol, golf gibi güç ve hız aktiviteleri ile birlikte fasya gibi elastik pasif dokularla güçlendirilmiş bir spiral sistem oluşturur (82).

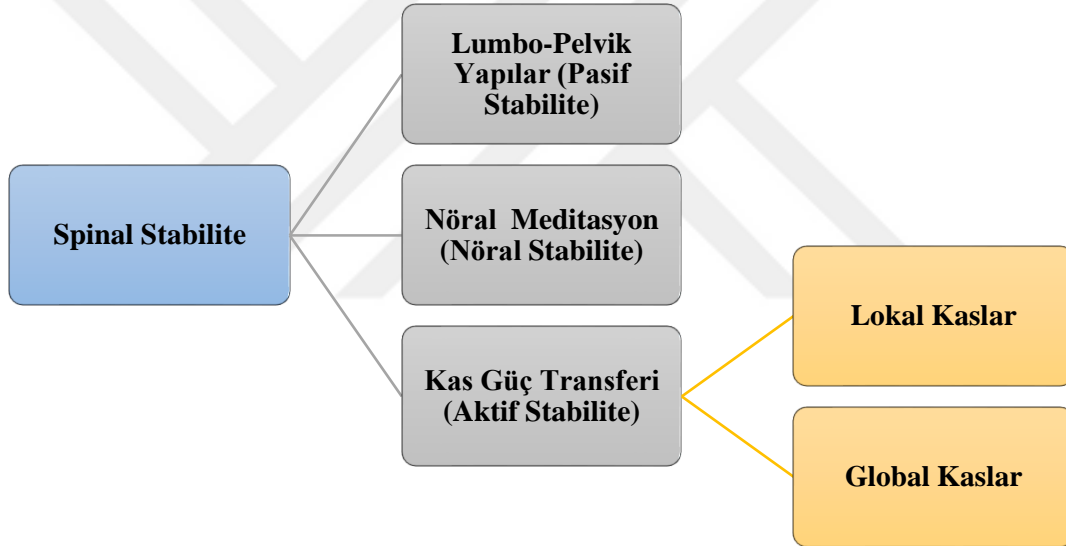
Egzersiz ve klinik bilimciler, geçmişten bugüne kadar, merkez sütunun işlevi ve onun nasıl antrene edileceği hakkında çeşitli teoriler öne sürmüştür. Bu bağlamda merkezi sütun eğitiminin önemli olduğunu belirten Clark ve ark. vücudun gövdesini, özellikle sırt ve karın kaslarını stabilize eden, hizalayan ve hareket ettiren derin ve yüzeysel kasları eşit olarak güçlendirerek öngörülebilir yaralanmaları engelleyip hareketlerin performansındaki temel sorunları ortadan kaldırdığını belirtmiştir (64, 83). Bununla birlikte, en iyi şekilde planlanmış bir merkezi sütun eğitim programı, bireyin nöromusküler kontrol, stabilite, kas dayanıklılığı ve merkezi sütunun güç kazanmasına yardımcı olacağı söylenebilir (64). Diğer taraftan Borghuis ve ark. merkezi sütunun fonksiyonel kinetik zincirin merkezi olarak hizmet ettiğini vurgulamışlardır (67). Eğer

hareket sırasında merkezi sütun stabilitesi sağlanmamışsa kinetik zincir boyunca optimal stabilizasyon, kuvvet azaltma, kuvvet üretimi ve aktarımı gerçekleşmez (64).

Postüral gereksinim ve dış yüklenmelerin cevaplanması için gerekli olan değişken ve hareketli bir beceri olan merkezi sütun stabilizasyonunun iyi düzenlenmiş merkezi sütun egzersizlerle sportif branşın gereksinimlerine göre fonksiyonel olarak uygulanması önem arz etmektedir. Ancak literatürde ne tür merkezi sütun egzersizin stabilizasyonu artırdığına dair soru işaretleri bulunmaktadır (81).

Yirmi dokuz çift kastan oluşan merkezi sütun kaslarını (84) birçok araştırmacı, gövde stabilizasyonunun sağlanmasında, rollerine, fonksiyonel olmalarına ve stabilizasyondaki özelliklerine göre farklı sınıflandırmalar yaparak incelemiştir.

Panjabi, omurga stabilite sistemini; pasif omurga kasları, aktif omurga kasları ve nöral kontrol ünitesi olmak üzere üç alt sistem ile açıklamıştır (85).



Şekil 2. 1. Omurga Stabilite Sistemi (80).

Pasif (bağ) Alt Sistem:

Omurlar, faset eklemler, omurlar arası diskler, omurilik bağlar, eklem kapsülleri ve ayrıca kasların pasif mekanik özelliklerini içeren pasif alt sistem nötr pozisyonda omurga için önemli bir stabilite sağlamaz.

Aktif (kas-organ) Alt Sistem:

Aktif alt sistemi, omurga çevresindeki kaslar ve tendonlardan oluşmuştur. Kaslar ve tendonlar, omurga sistemi güç ürettiğinde omurga için gerekli stabiliteyi sağladığı sistemlerdir.

Nöral Kontrol Alt Sistem:

Sinirsel alt sistem çeşitli dönüştürücülerden bilgi alır, omurga stabilitesi için özel gereksinimleri belirler ve aktif alt sistemin kararlılık hedefine ulaşmasına yardımcı olur.

Omurga sisteminin temel biyomekanik fonksiyonları;

- Vücut parçaları arasındaki hareketlere izin vermek,
- Yük taşımak,
- Omuriliği ve sinir köklerini korumaktır.

Bu işlevleri yerine getirmek için omurganın mekanik stabilitesi gereklidir ve bu nedenle stabilite insan vücudu için temel öneme sahiptir (80).

Günlük çeşitli aktiviteler sırasında gövde stabilitesini optimize etmede önemli bir rol oynayan ya da spesifik bir branşta stabilizasyonda görev alan gövde kas sistemi Bergmark tarafından, lokal kaslar (eklemlerin stabilizasyonunu sağlayan) ve global kaslar (tork üretme ve genel gövde stabilitesini sağlayan) olmak üzere iki şekilde ele alınmıştır (86, 87).

Tablo 2. 1. Lokal ve global kaslar (66, 88, 89).

Global Kaslar (dinamik, fazik, güç üreten)	Lokal Kaslar (postural, tonik, eklem stabilite)
<ul style="list-style-type: none">• Rektus abdominis• İç oblik (anterior fibrilleri)• İliokostalis (torasik bölüm)• Gluteus maksimus	<ul style="list-style-type: none">• Multifidi• Psoas majör• Transvers abdominis• Kuadratus lumborum• Diyafram• İç oblik (posterior fibrilleri)• Dış oblik (medial fibrilleri)• Pelvik taban kasları• İliokostalis ve longissimus (lomber bölüm)

Lokal kaslar; origo ve insersiyosu lomber vertebralarda olan, boyları genel olarak kısa, genellikle izometrik olarak kasılan derin kaslardır (47, 88). Eklem eksenine yakın hareket ederek eklem stabilitesinde, koordinasyonunda ve kontrolünde önemli rolü olduğu düşünülen lokal kasların aktiviteleri, hareketin yönünden etkilenmez. Bu sebeple tüm hareket açıklıklarında ve yönlerinde arka planda motor kontrolü sağlarlar (47, 88).

Buna karşılık, kalça ve pelvise yapışan global kaslar, daha büyük fizyolojik kesit alanı ve daha büyük moment kolu özelliği ile eklemlerde daha büyük kuvvet üretir ve gövde hareketinin oluşturulmasından sorumlu olan yüzeysel kaslardır (67, 88, 90).

Hareketlerin yönüne göre aktive olan ve spinal stabilizasyonun motor kontrolünde rol oynamayan global kaslar, omurgadaki eksternal kuvvetleri kontrol ederek omurganın oryantasyonuna etki eder ve aktiviteler sırasında konsantrik kas kontraksiyonu ile hareket açığa çıkarır, eksantrik ve izometrik kontraksiyon ile hareketi kontrol ederler (67, 88). Lokal kaslar, global kaslara göre daha kısa ve küçük kaslar olmalarına rağmen kas kitlelerindeki ufak bir kontraksiyon ile spinal instabiliteye karşı daha güçlü bir stabilizasyon sergilemektedir (47). Global ve lokal kasların koaktivasyonu olarak tanımlanan gövde stabilizasyonu, koaktivasyonu sağlamak için bu kasların işlevini destekleyen özel bir egzersize gereksinim olduğunu ve bu amaca yönelik egzersizler de lomber stabilizasyon veya merkezi sütun stabilizasyon egzersizleri olarak adlandırılır (91).

Global ve lokal kaslar günlük aktiviteler sırasında uygun bir gövde hareketliliği ve stabiliteyi sağlamada ayrı hareket etmezler. Dolayısıyla aktiviteleri en iyi şekilde ortaya koymak için birbirlerini tamamlayıcı bir şekilde çalışırlar (92, 93). Söz konusu kasların özellikleri Tablo 2.2' de özetlenmiştir (88, 94)

Tablo 2. 2. Lokal ve global kasların özellikleri

Global Kaslar	Lokal Kaslar
<ul style="list-style-type: none">• Boyları uzundur.• Yüzeysel kaslardır.• Eksantrik, konsantrik ve izometrik kasılmada etkilidir.• Hızlı kontraksiyon gösterir.• Hareketin yönüne göre aktif olur.• Genellikle kuvvetlidir.• Yüksek mukavemetlerde aktiftir.• Kuvvete dayalı kas aktivasyonudur.	<ul style="list-style-type: none">• Boyları kısadır.• Derin kaslardır.• İzometrik kasılmada etkilidir.• Yavaş kontraksiyon gösterir.• Hareketin yönünden etkilenmezler.• Genellikle zayıftır.• Düşük mukavemetlerde aktiftir.• Uzunluğa bağlı kas aktivasyonudur.

Gibbons ve Comerford ise stabilite-mobilite kaslarını lokal stabilite kasları, global stabilite kasları ve global mobilite kasları olarak üç gruba ayırdıkları bir sınıflandırma sisteminden bahsetmişlerdir (95). İlgili sınıflandırma sistemleri Tablo 2.3' te verilmiştir.

Tablo 2. 3. Merkezi sütun kaslarının stabilite ve mobilite sistem sınıflandırmaları

Lokal Stabilizasyon Sistemi Kasları	Global Stabilizasyon Sistemi Kasları	Global Hareket Sistemi Kasları
<ul style="list-style-type: none">• Transversus abdominis• İç oblik• Lumbar multifidus• Pelvik taban kasları• Diyafram	<ul style="list-style-type: none">• Kuadratus lumborum• Psoas majör• Dış oblik• İç oblik• Rektus abdominis• Gluteus medius• Addüktör magnus• Addüktör longus• Addüktör brevis• Grasilis• Pektineus	<ul style="list-style-type: none">• Latissimus dorsi• Kalça fleksörleri• Hamstring kaslar• Kuadriseps

Lokal Stabilizasyon Kasları

Doğrudan omurgaya bağlanan bu kaslar, merkezi sütun stabilizasyon kaslarının spinal segmentler arasındaki rotasyonel kuvvetleri ve fazla olan baskıyı azaltmak için çalışırlar.

Global Stabilizasyon Kasları

Bu kasların fonksiyonel stabilite rolü; kuvvet üretmek, iç ve dış eklem hareket aralığının eksantrik kontrolünü sağlamaktır. Tüm fonksiyonel hareketlerde rotasyonun kontrolüne önemli ölçüde katkıda bulunurlar (96).

Global Hareket Ettirici Kaslar

Öncelikle mobilize edici bir role sahip olan kasların fonksiyonel stabilite rolleri, yüksek yük veya gerilim altında stabiliteyi artırmaktır. Bunun için yeterli uzunluğa sahip olmaları gerekir. Bu kaslar, özellikle sagittal düzlemde etkilidir. Yüksek kuvvetler üretebilmelerine rağmen, rotasyon kontrolüne önemli ölçüde katkıda bulunmazlar (96). Global kasların bir diğer olumsuz tarafı ise sıklıkla kas imbalansına neden olmalarıdır ve global mobilize edici kaslar dominant hale geldiği zaman stabilize edici kasları devre dışı bırakır veya kompensasyon paternlere neden olur (88).

Literatürde şu ana kadar yapılan merkezi sütun ile ilgili çalışmalar incelendiğinde özetle; merkezi stabiliteyi korumak için, global ve lokal stabilizasyon sistemlerinde ve hareket sisteminde nöromüsküler kontrolün gerekli olduğu böylece tüm sistemlerin, doğru zamanda doğru oranda güç ile uyumlu aktivasyon sağlayacağı iddia edilmektedir (47). Ancak sonuç olarak, merkezi sütun stabilite egzersizlerinin statik ve dinamik denge parametrelerinin nicel ve nitel değişkenleri üzerindeki etkisini inceleyen çalışmalar sınırlıdır.

Merkezi sütun stabilitesinin artırılmasında ve sırt kaslarının güçlendirilmesinde önem teşkil eden “BOR” hareketi, kuvvet çalışanları tarafından tercih edilen egzersizlerin başında gelmektedir. Hareketin farklı ekipman ve yük kullanımı ile birlikte gövde stabilizasyon kasları üzerinde meydana getirdiği etkinin incelenmemesi, önemli bir sorunsaldır. Bilimsel olarak bu temel sorunsalı giderip hareketin sırt ve gövde kasları açısından önemini ortaya koyması, bu araştırmayı özgün kılmaktadır. Bu bağlamda bu çalışmanın literatüre önemli katkılar sağlayacağı düşünülmektedir.

2.7. Paraspinal Kaslar Neden Aktiviteye Katılmalı

Fonksiyonel hareketlerin sergilenmesinde önemli rolü olduğu düşünülen paraspinal kasların gerek günlük işleri yerine getirmedeki gerekse spordaki önemi yadsınamaz. Özellikle sırt ağrılarının ve gövde stabilizasyon bozukluklarının bu kasların çeşitli sebeplerden dolayı fonksiyon kaybına uğraması ile ortaya çıktığı görülmektedir. Buna bağlı olarak, gerekli atletik performansın sağlanamamasında, sırt ve gövde yaralanmalarında ciddi artışlar görülmektedir. Çünkü paraspinal kas dokusunun bütünlüğü, büyüklüğü, yapısı ve işlevselliği; cinsiyet, vücut ağırlığı, fiziksel aktivite seviyeleri ve genetik gibi birçok genel ve özel faktörlerden etkilenir (97, 98). Bunu destekleyen bir araştırmada Kalichman ve ark. paraspinal kas yoğunluğunun; kadınlara göre erkeklerde, aşırı kilolu bireylere göre düşük kilolu bireylerde ve yaşlılara göre genç bireylerde daha yüksek olduğunu belirterek yaşla birlikte azaldığını vurgulamıştır (99). Dolayısıyla, son yıllarda, paraspinal kas sisteminin işlevsel bozukluğuna sebep olan özellikle kas atrofisinin önlenerek sistemin güçlendirilmesine yönelik aktif rehabilitasyon ve egzersiz programlarının önemi de bir hayli artmıştır (100, 101). Ayrıca atletik performans için hareketin en az hatayla yerine getirilmesinde paraspinal kasların adaptasyon egzersizlerinin yanı sıra sportif yaralanmaların önlenmesinde spesifik gövde, kalça ve uyluk kas güçlendirme, dayanıklılık/stabilizasyon egzersizlerinin de önemine değinilmiştir (102). Dahlqvist ve ark. yaptıkları çalışmada, iyi çalışan paraspinal kasların

yürüme, dengeyi koruma, bir sandalyeden yükselme gibi günlük hareketleri yerine getiren uyluk kasları kadar önemli olduğunu belirtmişlerdir (103).

Uzun ve kısa paraspinal kaslar, psoas ve kuadratus lumborum dahil olmak üzere çeşitli kaslar hem basit hem de karmaşık faaliyetlerin yürütülmesinde ve omurganın stabilizasyonunu sağlayarak uygun duruşun korunmasında kilit role sahiptir ki özellikle multifidus kası, omurga stabilitesinde birincil öneme sahiptir (97, 99, 100). Ayrıca, bu sebeple paraspinal kasların uyumluluğundaki süreklilik açısından kritiktir, çünkü bunlar gövde stabilitesi, hareketin kontrolü ve yönü için önemlidir (104). Literatür incelediğinde omurga kaslarının kondisyonunu iyileştirmede merkezi sütun kaslarının önemi ile karşılaşılmaktadır. Her ne kadar merkezi sütun kaslarını güçlendirmek için birçok egzersiz bulunsada bilim dünyasında uygun egzersiz konusunda kafa karıştırıcı bilgiler mevcuttur. Kanada Egzersiz Fizyolojisi Derneği'ne göre sırt omurgasına yönelik, orta ve yüksek yük kullanılarak orta şiddette yapılan çok eklemli dinamik egzersizleri önemlidir (104). Diğer bir çalışmada, Hamlyn ve ark. aktivitelerin sakatlanma veya bel ağrısı riski olmadan gerçekleştirilmesini sağlamak için merkezi sütun stabilizatör kaslarının önemine değinmiştir. Çalışmanın sonucunda, skuat ve deadlift direnç egzersizinde (1MT'nin %80'i) dengesiz side bridge ve süpermen kalistenik egzersizlerine (yani lokalize stabilizasyon egzersizleri) kıyasla daha fazla kas aktivasyonu olduğunu saptamışlardır (100).

Şu ana kadar yapılan bilimsel çalışmalar incelendiğinde, paraspinal kasların bireylerin günlük işlerini ya da sportif bir beceriyi yerine getirirken kritik bir öneme sahip olduğu ve egzersizlerle güçlendirilmemesi halinde ciddi omurga, kalça ve gövde problemlerine yol açacağı söylenebilir. Bilim dünyasında egzersiz konusunda her ne kadar ortak görüşler olmasada amatör ve profesyonel kuvvet çalışanları tarafından arka zincir kasları için temel egzersiz olarak kabul gören “BOR” hareketinin paraspinal kaslar üzerindeki etkisinin incelendiği sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Dolayısıyla bu çalışma, bu anlamda alana katkı sağlaması açısından önem arz etmektedir.

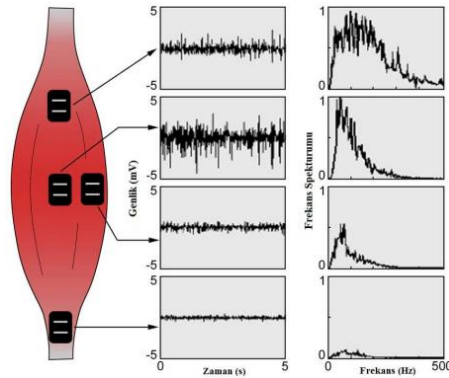
2.8. Kas Kasılması Sırasında Elektromiyografi (EMG) Ölçümü

Biyokinetik araştırmalardaki genel zorluklardan biri, kaslara yüklenen ve kasların ürettiği dirençlerin ya da kuvvetlerin tespit edilmesidir. Profesyonel ve amatör seviyede spor yapan/yapmayan bireylerde yapılan kinematik analiz çalışmaları, alana önemli bilgiler sunmaktadır. Hareketlerin bilimsel olarak kaydedilmesi ve değerlendirilerek gerekli dönütlerin verilmesi, sporun en temel faktörlerindedir. Bu faktörlerin sağlanması

için birçok ölçüm metodu ve ekipman gerekir. İstenilen sonuçlara varmak için doğru metodu belirlemek ve bu metoda uygun araç gereci belirlemek önemlidir.

Milisaniyelerle ölçülebilecek hareketlerin tespitinde genellikle, yüksek hızlı ve pikselli kameralar, özel kuvvet ağırlıkları, EMG, metronom, gonyometre ve ivme ölçerler kullanılmaktadır (105). Kaslarda meydana gelen kasılmalar ile gözlenen elektriksel aktivitenin ölçülmesiyle elde edilen EMG tekniği, hareket analizi çalışmalarında önemli yer tutmaktadır (105, 106). Bu teknikte kullanılan alete elektromiyograf, aletin kaydettiği veriye ise elektromiyogram denir (107). Genellikle nöromusküler aktivasyonun büyüklüğünü incelemek için kullanılan EMG ve yEMG sinyali, kasların kasılmasını sağlayan nöromusküler elektriksel aktivitenin izlenerek ve değerlendirilerek kas kasılması sırasında oluşan biyopotansiyel sinyaller olup performans belirlemede önemli bir ölçüttür (2, 108, 109).

EMG sinyalleri vücuttan elektrotlar yardımı ile algılanırlar ve elektrot türlerine göre çeşitli isimlerle anılırlar (106). Bunlar içerisinde yEMG sinyali, deriye yerleştirilen elektrotlarla ölçülüp kaydedilen EMG sinyalini ifade etmektedir. Literatür incelendiğinde, elektrotların kas üzerine yerleştirilirken nasıl konumlandırılacağına dair farklı yaklaşımlar sergilenmiştir. Bunlar; “kas göbeği”, “motor noktanın üzeri”, “motor noktadan eşit uzaklıkta”, “yaygın osteolojik referans noktalarında”, “kasın en geniş olduğu yerin orta noktası” gibi genel terimlerdir (110-112).



Şekil 2. 2. Kasın farklı bölgelerindeki EMG sinyali (106).

yEMG; spor bilimi, nörofizyoloji ve rehabilitasyon gibi birçok farklı alanda girişimsel olmayan nöromusküler değerlendirme için hem araştırma hem de klinik uygulamalarda kullanılmaktadır (110). Ayrıca yEMG, girişimsel olmayan özelliğinden dolayı çoğu alanda sıklıkla tercih edilmektedir. Vücut kaslarımızın kasılmasına dair önemli bilgiler sağlayan bu ölçme tekniği ile kasların aktivasyon düzeyleri ve

zamanlarının ölçülmesinde, tendonlar ve diğer dokulardaki içsel yüklerin değerlendirilmesinde, kas yorgunluğunu ve dayanıklılığını, kas biyomekaniğini ve refleksleri ölçmede önem arz etmektedir (113, 114). yEMG, kas fiberlerinde motor son plaklarda başlayan uyarılma ile meydana gelen aksiyon potansiyellerinin deri yüzeyine ulaşan potansiyel değişimlerinin zamansal ve konumsal bütünüdür (114). Bu sayede, özellikle kaslardaki veya kas lifindeki elektriksel aktivitenin başlangıcı ve gerçek kasılma ile zaman arasındaki ilişkinin anlaşılmasına olanak sağlamıştır (107).

Beyinden gönderilen uyarılar, sinirler aracılığıyla ilgili motor birime iletildiğinde kas hücresinde meydana gelen kimyasal değişimler bir aksiyon potansiyeli başlatmış olur (107, 115). Uyarılan kas lifi sayısı hem bir kas içinde hem de farklı vücut kasları içinde ayrı ayrıdır (116). Dolayısıyla kaslarda meydana gelen kuvvet, aktive olan motor ünite sayısı ve kasılmanın frekansına bağlı olarak farklılık göstermektedir (41). Kasların potansiyellerindeki değişikliklerin ölçülebilmesi için deri üzerine veya deri altındaki kasa elektrotlar yerleştirilerek vücut tarafından üretilen işaret algılanmış olur. Böylece değişiklikler EMG ile kayıt altına alınarak iskelet kaslarının aktiviteleri değerlendirilir (41, 107).

İnsan organizmasında hücreler arası iletişim, mikrovoltlar ya da milivoltlar ile ifade edilen elektrik akımları ile sağlanmaktadır. yEMG, bu mikrovoltlardaki kas aktivitesini ölçerek analiz eder, yorumlar ve anlamlandırır (111, 117). Bugüne kadar yapılan çalışmalar incelendiğinde, yEMG ölçümlerinde sinyalleri etkileyen birçok iç ve dış faktörler bulunduğu söylenebilir. Bu faktörler, yapılan çalışmaları özellikle de deneysel çalışmaları etkilemektedir. Yapılacak olan yEMG çalışmalarında sinyal genişliğini artırmak ve gürültüyü düşürmek, EMG sinyalinin kalitesini artıracaktır. Genel olarak, yEMG sinyali genlik ve frekansı şu faktörlerden etkilenir:

- Gürültü, yEMG sinyallerindeki istenmeyen elektriksel sinyal olarak tanımlanır. Sinyal/gürültü oranı ve bu gürültünün frekansı, sıfırdan birkaç bin Hertz (Hz)'e kadar değişebilir. EMG genliği ve kuvveti arasında sağlıklı değerler için ses ve sinyallerde kalibrasyon gerekir. Gürültü, değişik sebeplerden kaynaklanabilir.

Bunlar;

- Deri ve elektrotlar arasında kalan elektrostatik alan,
- Televizyon, havalandırma, güç hatları, lambalar, internet hattı, telefon hattı gibi elektronik cihazlar ile şebeke frekansı,
- Hareket artifaktı; hareket sırasında kablo, amplifikatör veya elektrotun yerinden oynaması sonucu oluşan istenmeyen sinyal,

- Yan ses (cross-talk); ölçüm yapılmak istenen kas sinyalinin komşu olan diğer kas gruplarının sinyali ile karışması. Bu nedenle elektrot yüzeyleri olabildiğince küçük tutulmalı ve elektrotlar, kasın olabildiğince merkezine yerleştirilmelidir (106, 118-120).
- Hava sıcaklığı,
- Zayıf kablo bağlantısı,
- Kablodaki kırıklar,
- Cihazın topraklanma hatası,
- Kablonun ölçüm sırasında oynaması,
- Cihazın beslendiği hattın frekansındaki değişimler,
- Sinyal gücü,
- Kişinin yaşı ve cinsiyeti,
- Elektrotların aktif kas ile olan mesafesi,
- Elektrot özelliği, kalitesi ve yerleşimi; kasın yüzey alanına göre kullanılan elektrotların büyüklüğü ve ölçüm yapılacak kasa ait yüzey alanına uygun yerleşimi,
- Adipoz doku ve deri kalınlığı,
- Kontraksiyona katılan motor ünitenin sayısı, büyüklüğü, yapısı, senkronizasyonu ve ateşlenme frekansı,
- Kas lif tipi ve kontraksiyon tipi,
- Sistem bulgularının kas lifi yönelimleri ile olan eğilim ilişkisi,
- Liflerin dağılımı, sayısı ve uzunluğu,
- Aktif kasların büyüklüğü ve yeri; agonistler, sinerjistler veya antagonistler olarak rolleri (41, 108, 111, 119, 121).

2.9. Kuvvet Egzersizi Sırasında EMG Datasını Yorumlamak

Kuvvet egzersizleri, tarihsel süreç içerisinde değişerek ve gelişerek önem kazanmaya devam etmiştir. Gerek planlı gerek plansız bir şekilde günümüze kadar önemi artarak gelen kuvvet egzersizleri, spor yapan ya da yapmayan bireyler tarafından her zaman pratik edilmeye çalışılmıştır. Her ne kadar yirminci yüzyılın başlarında az sayıda yapılandırılmış direnç antrenmanları olduğu bilinse de (14) günümüzde geleneksel yöntemlerle birlikte fonksiyonel kuvvet antrenmanlarına olan ilginin arttığı bilinmektedir (20). Bu bağlamda literatür incelediğinde, direnç antrenman modelitelerinden olan

standart kaldıraçlarla (lifts) yapılan egzersiz varyasyonlarının kas aktivitesi üzerindeki etkisini araştıran çalışmalara olan ilginin arttığı görülmektedir (15).

Direnç antrenmanları sırasında seçilmiş kasların aktivasyonunun belirlenmesi, kasları daha verimli bir şekilde harekete geçirmek için egzersiz planlamasında önemlidir. Böylece hangi kasların etkinleştirildiğini bilmek, egzersiz sırasında yaralanma riskini de düşürebilir (16). Tekrar yöntemiyle yapılan direnç egzersizleri, iskelet kası adaptasyonunu sağlamak için etkili yöntemlerdir (18). Egzersiz esnasında kas aktivasyonu; kronik egzersiz adaptasyonundan, devreye giren motor birimlerinin sayısından, sıklığından ve senkronizasyonundan etkilenir (6, 19). Bunu ortaya koyan bir çalışmada Gonzalez ve ark. EMG aktivasyonunun, düşük yoğunluklu (%30 1MT) direnç egzersizine kıyasla, orta şiddetteki (%75-80 1MT) direnç egzersizi sırasında daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (122). Bilim insanları, herhangi bir egzersiz hareketi sırasında belirlenen kas veya kasların nöromusküler aktivasyonun büyüklüğünü incelemek için genellikle EMG ve yEMG kullanmıştır (1, 2).

1600'lı yılların ortasında Francesco Redi'nin elektrikli ışınlarla sahip olan Uyuşturan Balığıgiller familyasına ait balıkların (torpediniformlar) enerji kaynağının özelleşmiş bir kas dokusu olduğunu belgelemesiyle başlayan yEMG'nin tarihsel süreci, 1773'te Walsh'ın yılan balıklarının elektrikli kas dokusunu çalışması, 1790'lardan sonra Galva'nın statik elektrikle kas kasılması ilişkisini ele alması, 1792'de Volta'nın hem elektrik hem de kasları uyaran araç geliştirmesi, 1800'lerden sonra kas aktivitesinin ölçülmesi için galvanometrenin icadı, 1838'de Mattaeucci'nin galvanometreyi kullanarak kurbağalarda sinir ile hasarlı kas arasındaki elektriksel potansiyeli araştırması ile beraber insan kasları üzerindeki çalışmalar öncesi büyük ivme kazanmıştır (2, 123).

1849'da Emil du Bois Reymond tarafından ilk kez insan kaslarında gönüllü kasılma sırasında elektriksel aktiviteyi kanıtlanmış olup 1860'larda Duchenne, kas fonksiyonunu inceleyen ilk sistematik çalışmayı gerçekleştirmiştir. 1900'lerin başında Pratt'in kas kasılması üzerine çalışması, 1920'lerde Gasser ve Newcomer'ın osiloskopu kullanarak kastan gelen sinyalleri göstermeleri ile 1944'te Nobel Ödülünü kazanmaları, 1930'larda Edmund Jacobson, duygunun kaslar üzerindeki etkilerini incelemesi, 1940'larda araştırmacıların, dinamik hareketleri incelemek için yEMG'yi kullanmaya başlaması ile modern dönemin hareket temelli yEMG kullanımının ilk adımları atılmıştır. 1960'larda biofeedback tekniği ortaya çıkmış ve yEMG'nin babası olarak bilinen Basmajian'ın yaptığı çalışmalarla birlikte biofeedback araştırmaları ivme kazanmıştır. Yine 1960'larda daha spesifik nöromusküler bozuklukların tedavisi için yEMG'nin klinik

kullanımı başlamıştır. Hardyck ve arkadaşları, bu alanda yEMG'yi ilk kullananlar arasında yer almıştır. 1980'lerin başında, Cram ve Steger, yEMG cihazıyla kasları taramak için klinik bir yöntem geliştirmiş ve birkaç yıl sonra, Cram ve Engstrom, klinik çalışmalarına rehberlik etmek için 104 normal denekten oluşan normatif bir veri tabanı sunmuştur. Amerika, Avrupa ve uluslararası akademik topluluklar (özellikle İskandinav araştırmacıları) EMG'yi özellikle de yEMG'yi anlamak için güçlü bir alan oluşturmuşlardır. Bu alanda, spektral analiz ve kas yorgunluğu üzerine yaptığı çalışmalarla kas fiziolojisine ışık tutan Carlo DeLuca'nın etkisi göz ardı edilemez (2, 123).

Kuvvet egzersizi esnasında kas aktivasyonu; kronik egzersiz adaptasyonundan, devreye giren motor birimlerinin sayısından, sıklığından ve senkronizasyonundan etkilenir (6, 19). Dolayısıyla hareket temelli beceri gerektiren teknik egzersizlerin en iyi biçimde tanımlanması ve sahaya aktarılması gerekir. Bu gerekçe ile birçok farklı alanda nöromüsküler değerlendirme için kullanılan en yaygın, en pratik ve girişimsel olmayan yöntem olan yEMG uygulamaları tercih edilir. Böylece, kas lifi zarındaki aksiyon potansiyellerinin oluşması için meydana gelen depolarizasyon ve repolarizasyon süreçlerindeki sinyallerin ölçülebilmesi için deri üzerine veya deri altındaki hedef kasa elektrotlar yerleştirilerek kasların elektriksel aktivasyon durumunun incelenmesini sağlayan EMG ile (124) iskelet kasları tarafından üretilen sinyaller algılanmış olur. Aksiyon potansiyelinin uyarı oranları kasın büyüklüğüne ve fonksiyonuna göre değişir buna bağlı olarak yEMG sinyalleri de değişir. Böylece EMG analizleri, belirli bir hareket boyunca kas aktivasyonunun zamanlamasını ve miktarını belirlemeye yardımcı olur (8). Bu da yEMG çalışmalarında daha yüksek genlikler elde edilmesini sağlar (14).

3. MATERYAL VE METOT

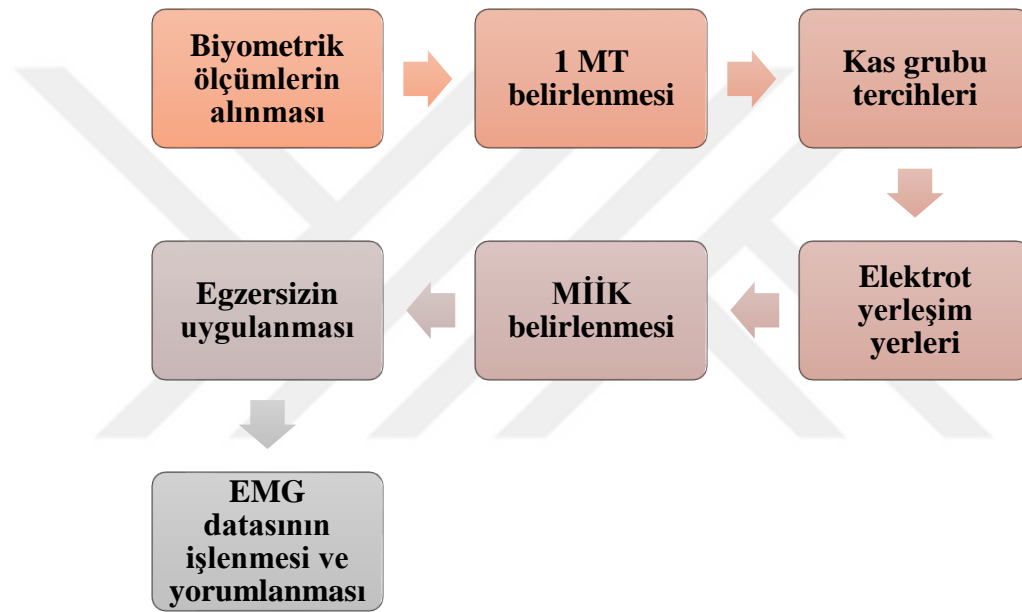
3.1. Araştırmanın Deneysel Tasarımı

Hedef kas gruplarına yönelik kuvvet gelişimi veya direnme yeteneklerini artırmak için özel tasarlanmış ekipmanlarla direnç egzersizleri sıklıkla kullanılmaktadır (17, 21). Genellikle serbest ağırlıklar (halter, bar ve serbest ağırlık plakaları) ya da hareketli birçok farklı ekipman (kettlebell, bar, dambıl, deprem bar, tsunami bar, bosu topu, pilates topu vs.) tercihi ile yapılan kuvvet egzersizleri (squat, deadlift, lunge, bench press, shoulder press gibi) ön plana çıkmaktadır (2). Bunun nedeni olarak, aynı hareketin farklı direnç antrenmanı ile sergilenmesinin farklı kas aktivasyon düzeyine neden olabileceği gösterilebilir. Özellikle sabit olmayan ekipmanlar (deprem bar, kettlebell gibi) kullanarak pratiğe dökülen kuvvet antrenmanları esnasında stabilizatör kasların aktivasyonlarında değişiklikler olacağı düşünülmektedir. Bu değişikliklerin görece bir şekilde stabilizatör kaslar lehine artacağı sanılmaktadır. Bu iddianın rasyonel nedeni olarak; dinamik bir ekipman ile kuvvet egzersizi uygulamak, ilgili hareket sırasında hareketin dengelenmesi için stabilizatör kasların daha çok aktivasyon göstermesi düşünülmektedir.

Bu çalışmada hareket tercihimiz olan “*BOR*”un farklı ekipmanlar ile çalışılmış az sayıda literatür araştırması bulunmaktadır (34). Yapılan bu çalışmalar her ne kadar hareketin etkili olduğu primer kaslar ya da gövde stabilizasyonu için en etkili ve güvenilir bir ekipman kullanımını önerse de literatür açısından önem arz eden, ekipman farklılığının (OB ve DB), tutuş türlerinin (pronasyon ve supinasyon), tutuş genişliğinin (yaygın ve geniş) ve fazların (artan ve azalan) kas aktivasyonunda meydana getireceği farklılıklar, cevaplanmayı bekleyen ve açıklanamamış sorunlar olarak karşımıza çıkmaktadır.

Bu çalışmada bahsi geçen sorunsalların ortadan kaldırılması amacıyla yorgunluğun olası etkilerini ortadan kaldırmak için hareketlerin uygulanma sırası ve ölçümler randomize olarak alınmıştır. Farklı bireysel özelliklere sahip kişiler için kavrama genişliğini standardize etmek amacıyla literatürde yapılan benzer çalışmalarda olduğu gibi iki omuz arası biakromiyal kavrama genişliği, antropometrik yöntemlere göre belirlenmiştir. Geniş bir kavrama için standart genişlik yoktur (26). Ancak bu çalışmada yaygın genişlik için %100 iki omuz arası biakromiyal genişlik; geniş genişlik için ise %150 iki omuz arası biakromiyal genişlik (125) kullanılmıştır. Hareketin gövde açısını standardize edebilmek için gonyometre; hareket hızının optimizasyonu için ise metronom (60 bpm) tercih edilmiştir. Ağırlığı standartlaştırmak için testten en az 48 saat önce

ACSM yönergelerine (126) göre 1MT testi yapan katılımcıların 1MT'nin %80'i belirlenerek hareketler dört tekrar ile uygulanmıştır. Belirlenen kaslar için yEMG sinyalleri kaydedilmiştir. Her yEMG sinyalinin (rmsEMG) karakök ortalaması alınarak ortalama kas aktivitesi ölçülmüştür. Her katılımcı ve durum için rmsEMG, daha sonra bir izometrik MİK'nin rmsEMG'sine normalize edildi. Normalize edilmiş rmsEMG, daha sonra bir gruba ait iki farklı parametreler arasındaki farklılığı analiz etmek için "Paired Simple T Test" kullanılarak her bir kas için ayrı ayrı karşılaştırılmıştır. Bu deneysel tasarımda seçilmiş bazı arka zincir kasların bar farklılığı, tutuş türleri, tutuş genişliği ve fazlar açısından yEMG aktivitesi incelenmiştir.



Şekil 3. 1. Araştırma akış şeması

3.2. Araştırma Grubunun Oluşturulması (Gönüllülerin Seçimi)

Araştırmaya dâhil edilecek gönüllü sayısının tespiti için G-power (3.1.9.3) güç analiz programı kullanılmıştır. Alfa (α) değeri=.05, güç (1- β)=.95 ve etki büyüklüğü=.90 olarak analiz edildiğinde, araştırmaya en az 15 katılımcının dâhil edilmesi gerektiği tespit edilmiştir. Yapılan güç analiz sonuçlarına göre araştırmanın örnekleme, İnönü Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi (İÜSBF)'nde lisans eğitimi alan ve rekreatif amaçlı kuvvet antrenmanı yapan 18-25 yaş arası toplam 17 erkek öğrenciden oluşturulmuştur.

Çalışmanın yapılabilmesi ve öğrencilerin çalışmaya dâhil edilebilmesi için İÜSBF Dekanlığı'ndan izin alınmıştır (EK 3). Çalışmaya katılan gönüllülerin biyometrik

ölçümleri yapılmıştır. Ölçümler, IÜSBF spor salonunda ve spor fizyolojisi-performans laboratuvarında alanında uzman akademisyenler tarafından yapılmıştır. Çalışmanın içeriği ve tasarımı, gönüllülere detaylı bir şekilde anlatılmıştır. Tüm testlerin günü, saati, yapılacağı yer bilgisi gönüllülere önceden bildirilmiştir. Gönüllüler, çalışmaya başlamadan 48 saat öncesinde herhangi bir kuvvet egzersizine katılmamaları konusunda uyarılmıştır. Ayrıca katılımcılara, çalışma süresince günlük beslenme, uyku düzeni gibi alışkanlıklarını devam ettirmelerinin yanı sıra alkol, kafein ve ergojenler sınıfına giren maddelerden uzak durmaları konusunda detaylı bilgiler verilmiştir. Egzersiz tercihi, ekipman türüne, bar tutuşlarına, tutuş genişliklerine karar verilmiştir. Egzersiz süresini optimize etmek için ölçümlerden önce haftada en az iki kez olmak üzere iki hafta boyunca tüm katılımcılara metronom eşliğinde egzersizlere alışma periyodu uygulanmıştır. Katılımcıların 1MT ile MİİK'si belirlenmiştir. Araştırma protokolündeki egzersizler, egzersiz lideri eşliğinde yaptırıldı. Araştırma ve olası riskler hakkında detaylı bir şekilde bilgilendirildikten sonra katılımcılara gönüllü olur formu imzalatılmıştır (EK 4). Araştırma için Malatya Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Onayı alınmıştır (Karar numarası: 2018/39 EK 2) ve tüm prosedürler, Helsinki Bildirgesine uygun olarak gerçekleştirilmiştir.

Araştırmaya Dâhil Edilme Kriterleri

- Gönüllülük esasına göre çalışmaya katılmaya ilişkin rızasının alınmış olması,
- 18-25 yaş arasında erkek olmak,
- En az 2 yıldır egzersiz yapıyor olmak,
- Egzersiz yapmaya engel bir sağlık probleminin olmaması.

Araştırmadan Dışlanma Kriterleri

- Geçirilmiş operasyon veya kronik hastalık öyküsü bulunma,
- Düzenli kullandığı ilaç öyküsü bulunma,
- Düzenli alkol, sigara kullanım öyküsü bulunma.

Araştırmadan Çıkarılma Kriterleri

- Çalışma süresi içerisinde herhangi bir sağlık probleminin ortaya çıkması,
- Çalışmaya katılım noktasında düzensizlik,
- Performansın optimum sergilenmemesi konusunda özensiz davranışlar,
- Kişinin kendi isteğiyle çalışmadan ayrılmak istemesi.

3.3. Biyometrik ve Vücut Kompozisyonunu Belirleme

Araştırmaya katılan gönüllülerin yaş (yıl), boy uzunluğu (cm), vücut ağırlığı [VA (kg)], vücut kütle indeksi [VKİ (kg/m²)], vücut yağ oranı [VYO (%)] değerleri belirlenmiştir. Ölçümler İÜSBF fizyoloji laboratuvarında yapılmıştır. Gönüllülerin yaşları, kimlik kartlarında yazan tarihler esas alınarak yıl olarak kaydedilmiştir. Gönüllülerin boy uzunlukları, hassaslık derecesi 0.01 metre (m) olan stadiometre (SECA, Almanya) ile; VA'ları, hassaslık derecesi 0.1 kilogram (kg) olan elektronik baskülle (Tanita, Japonya) ölçülmüştür. Boy uzunluğu; gönüllüler yalınayak, topuklar bitişik, dizler düz ve gergin, vücut ile baş dik ve karşıya bakacak şekilde durur pozisyonda ölçülmüştür. Stadiometrenin kayan kaliperi gönüllülerin başının üzerine değdiğinde durdurulup en yakın değer boy değeri olarak santimetre (cm) cinsinden kaydedilmiştir. VA ölçümü, gönüllüler yalınayak ve üzerlerinde ağırlığı etkilemeyecek şort veya mayo bulunur şekilde yapıldı. Ölçüm sonucu elde edilen değerler, kg cinsinden kaydedilmiştir. Gönüllülerin VKİ değerleri, VA/boy² (kg/m²) formülü ile hesaplanmıştır (127).

Gönüllülerin VYO değerleri, biyoelektriksel impedans analizi yöntemiyle belirlenmiştir (Tanita SC 333 A, Japonya). Gönüllülerin önceden belirlenen boy uzunlukları, yaşları ve cinsiyetleri cihazın veri ekranına girilmiştir. Hesaplanan kıyafet ağırlığı 0.5 kg düşülecek şekilde değer olarak veri ekranına girilmiştir. Cihazın ölçümü tamamlaması ile alınan çıktıdan okunan VYO değeri kaydedilmiştir.

3.4. Alıştırma Fazı

Alıştırma fazlarında protokollerde uygulanacak “BOR” hareketi gönüllülere tanıtılmıştır. Katılımcıların tutuş genişliklerinin belirlenmesinde her iki akromiyon palpe edilerek, ekstremite uzunlukları şerit metre ile ölçülüp iki omuz arası biakromial genişlikler %100 (yaygın) ve %150 (geniş) olarak belirlenmiştir (125). Hareketin gövde açısını standardize edebilmek için gonyometre; hareket hızının optimizasyonu için ise metronom (60 bpm) kullanılmıştır. Katılımcılara doğru tutuş ve duruş tekniği öğretildikten sonra boş barlar (OB ve DB) kullanılarak hareket çalıştırılmıştır. Daha sonra 1-0-1 tempoları 60 vuruş (bpm) metronom kullanılarak hareket eşliğinde uygulatılmıştır. Metronomun her bir vuruşu 1 sn olacak şekilde uygulanmıştır. 1-0-1 tempo için; 1 vuruş hareketin eksenrik fazı, 0 vuruş izometrik fazı, 1 vuruş konsantrik fazı olacak şekilde hareketler uygulatılmıştır. Gönüllülere “BOR” hareketi, iki farklı ekipman tercihi ile yaptırılmıştır (OB ve DB). Aynı zamanda, her iki bar açısından gönüllüler tutuş olarak

hem pronasyon hem de supinasyon tutma yöntemini kullanmışlar. Son olarak, gönüllüler hem ekipman hem de tutuş açısından yaygın ve geniş tutuş açıklıkları hareketi sergilemişlerdir.

3.4.1. “BOR” Hareketinin Sergilenişi

“BOR” hareketi, kuvvet çalışanlar tarafından sıklıkla tercih edilen posterior kas grupları için önemli bir egzersiz türüdür. Ancak, “BOR” hareketi sergilenirken dikkat edilmesi gereken bazı önemli hususlar bulunmaktadır. Bundan dolayı araştırmada, “BOR” hareketi uygulama esasları, aşağıdaki gibi açıklanmıştır:

Hareketin sergilenişi:

- Gönüllülerin zeminde sabit duran bara (Olimpik ve Deprem) tibia kemikleri degecek şekilde yaklaşmaları istenmiştir.
- Daha sonra, ayak parmak uçları ileriye bakacak şekilde omuz genişliğinde, dizler hafifçe bükülü olacak (deadlift pozisyonu) şekilde durmaları sağlanmıştır.
- Omurganın nötr pozisyonda (ovalleşmeden) ve skapula kemiklerinin çekme açıları sabitlenerek gövde fleksiyonuna gelmeleri istenmiştir.
- Hareketin tutuş türüne (pronasyon veya supinasyon) ve tutuş genişliklerine (yaygın veya geniş) göre barı tutmaları istenmiştir.
- Hareket başlangıç pozisyonunda, kolların açık ve dirseklerin tam ekstansiyonda olması sağlanmıştır. Hareket, kolların yukarıya doğru kaldırılıp dirsekler 90°'lik açıya getirilene kadar ve bar gövdeye degene veya oldukça yaklaşıncaya kadar sürdürülmüştür.
- Omurganın nötr ve dizlerin hafif bükülü formda, kalçaların geriye doğru itilmiş ve gövdenin zemine paralel (45°) pozisyona ulaşmıncaya kadar barın indirilmesi istenmiştir.



a) OB başlangıç pozisyonu

b) OB bitiş pozisyonu



c) DB başlangıç pozisyonu

d) DB bitiş pozisyonu

Şekil 3. 2. Hareketin başlangıç ve bitiş pozisyonları

3.5. Kas Grubu Tercihleri

Gönüllülere uygulanan “BOR” hareketi sırasında özellikle arka zincir kas grupları açısından kas aktivasyonunu tespit etmek amacıyla bazı kaslar tercih edilmiştir. Bu nedenle, araştırmada ölçülmesi planlanan kaslar ve fonksiyonları, aşağıda sıralanmıştır:

Biceps Brachii (BB); önkolun fleksiyon ve supinasyonu.

Upper Trapezius (UT); fibrillerin kasılmasına göre değişerek skapula elevasyon, depresyon, addüksiyon ve rotasyonu.

Posterior Deltoid (PD); kolun ekstansiyonu ve omuz ekleminin dış rotasyonu.

Lateral Triceps (LT); kolun ekstansiyonu, omuz ekleminin ekstansiyon ve addüksiyonu.

Latissimus Dorsi (LD); kola ekstansiyon, addüksiyon ve iç rotasyon.

Longissimus (LG); omurgaya ekstansiyon ve lateral ekstansiyonu.

Multifidus (MF); vertabraların ekstansiyonu ve rotasyonu (128).

3.6. Elektrot Yerleşim Yerleri

Belirlenen tüm kaslar açısından elektrot yerleşimi, “SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles)” prosedürlerine uygun olarak yapılmıştır. Elektrotlar her kasın üzerine yerleştirilmeden önce, cildin empedans değerini azaltmak için cilt; tıraş edilerek, aşındırılarak ve izopropil alkollü mendillerle temizlenerek hazırlanmıştır. Cilt hazırlıkları sonrasında gönüllünün baskın tarafına dairesel bipolar Ag-AgCl yüzey elektrotları (Noraxon Dual Electrodes, Noraxon USA, Scottsdale, Arizona; çap, 1 cm; interelektrot mesafesi, 2 cm) yerleştirilmiştir (129, 130).



Şekil 3.3. Elektrot yerleşimi

3.7. Maksimal İstemli İzometrik Kasılma (MİİK) Ölçümü

MİİK ölçümlerinin amacı; volt seviyesindeki sinyalleri, tüm katılımcılar için kıyaslama yapılabilir maksimum aktivasyon seviyesindeki sinyallere dönüştürmektir (131). Elde edilen yEMG sinyali, MİİK ile ortaya çıkan maksimum değerine bölünerek normalleştirilir ve MİİK'in %'sine çevrilir (131, 132). MİİK'ler ile yaptığımız normalleştirme işlemi, ilgili kasta maksimum kasılma oluşturan referans testin tanımlanmasıdır (133). Buradan hareketle, yEMG sinyalleri o kasa ve kişiye ait maksimum değer yüzdesi olarak kaydedildiği için karşılaştırma ve istatistik işlemleri gibi analizler uygulanabilir hale gelmektedir (131).

Katılımcılara MİİK öncesi 5-10 dakika ısınma (germe, düşük aerobik egzersizleri) yaptırılmıştır. Daha sonra ilgili kasa ait MİİK kas testi pozisyonunda hareketi 5 sn. süreyle 3 tekrar izometrik kasılma ile kaydedip MİİK değerleri elde edilmiştir. Her tekrar arası oluşacak yorgunluk etkilerini azaltmak için tekrarlar arası 2 dakika dinlenme süresi verilmiştir. Elde edilen MİİK kasılmaların pik değerleri tespit edilmiştir (129, 131-134).

“BOR” hareketinin sergilenmesinde tercih edilen yedi kasın her biri için bir MİİK değeri kaydedildi. Bu kaslar için kullanılan testlerin uygulanma esasları aşağıdaki gibidir (129, 133, 134, 136, 137):

Biceps Biraki; test edilecek kol, dirsekten 90°'lik fleksiyonla ve yere paralel olacak şekilde gövdeye sabitlenmiştir. Katılımcı, statik bir dirence karşı dirsek fleksiyonu ile maksimum direnç uygulanmıştır.

Upper Trapezius; testin uygulanacağı kol manuel olarak sabitlenmiştir. Denekten depresyon pozisyonunda olan omuzu, statik bir dirence karşı elevasyon yapması istenmiştir.

Posterior Deltoid; denekten ayakta iken üst gövdesini fleksiyon yaparak yere paralel olacak şekilde 90°'lik açıya getirmesi istenmiştir. Daha sonra test yapılacak kolunu omuzdan 90°'lik abduksiyon yaparak yere paralel uzatması istenmiştir. Uzattığı koluna dirsekten uygulanan statik dirence karşı omuz ekstansiyon yaparak direnç uygulaması istenmiştir.

Lateral Triseps; test edilecek kol dirsekten 90°'lik fleksiyonla ve yere paralel bir konumda yumuşak bir kemerle makineye bağlanarak havada asılı olacak şekilde sabitlenmiştir. Katılımcı, statik bir dirence karşı dirsek ekstansiyonu ile maksimum direnç uygulanmıştır.

Latissimus Dorsi; deneklere, koronal düzlemde 30°'ye kadar abduksiyondaki kol ile statik bir dirence karşı omuz ekstansiyonu yaparak içe doğru rotasyon yaptırılmıştır.

Longissimus; katılımcı prone (yüzüstü) pozisyonda, gövdesini yatay olarak masaj masasının ucuna (Biering Sorensen pozisyonu) getirdi. Bu sırada ayaklarından yumuşak bir kayışla desteklenerek masaya bağlandı. Sonra, deneğin omuzlarına manuel direnç uygulanarak kendisinden üst gövdeyi sagittal düzlemde ve skapulaları retraksiyon (sıkarak) yaparak gövde ekstansiyonu yapması istendi.

Multifidus; denek, yüzüstü pozisyondayken bacaklarını yatay olarak masaj masanın ucuna getirmiştir. Üst gövde ise yumuşak bir kayışla desteklenerek masaya bağlanmıştır. Ardından denek, alt gövde ve kalçaları manuel dirence karşı ekstansiyon yaparak kaldırmaya çalışmıştır.

3.8. EMG Datasının İşlenmesi ve Yorumlanması

Ham yEMG sinyalleri, 8 kanallı bir kablosuz telemetri sistemi (Noraxon Masaüstü DTS) kullanılarak 1490 Hz örnekleme hızında toplanmıştır. Elde edilen ham sinyal verileri, MyoMuscle MR 3.10 klinik uygulamalar yazılımı (Noraxon Telemetry, Noraxon

ABD, Scottsdale, Arizona) kullanılarak analiz edilmiştir. Video kontrol ve hatalı sinyal eliminasyonundan sonra, tüm yEMG ham sinyalleri önce 20-500 Hz Butterworth bant geçirgenliğinde daha sonra ise 100 ms'lik bir zaman penceresi ile RMS (ortalama kök kare)'de süzülmüştür. Üç RMS-filtreli MİİK sinyalinin maksimum değeri, her kas için ayrı ayrı hesaplandı. “BOR” aktivitesinin her RMS-filtreli yEMG sinyalinin, RMS-filtreli yEMG aktivitesinin maksimum MİİK değerine bölünmesi, %MİİK olarak temsil edilir. Analizde her daralma için maksimum değerler kullanılmıştır. Ayrıca, “BOR” hareketlerinden elde edilen tüm veriler normalize edildi ve %MİİK olarak sunulmuştur (129, 131).



Şekil 3. 4. Noraxon marka 8 kanallı yEMG sistemi

3.9. 1 Maksimum Tekrarın (1MT) Belirlenmesi

Gönüllülerin araştırmada uygulayacakları “BOR” hareketinin 1MT ağırlığının belirlenmesi, aşağıda verilen aşamalar sonunda tespit edilmiştir (126, 138):

- Katılımcıların test öncesi hareketi tanınması ve harekete adaptasyonu sağlanmıştır.
- Katılımcıların 1MT'sini belirleyeceği hareket ile 5-10 tekrar olacak şekilde ısınma denemeleri yapması istenmiştir. Katılımcılara kendisinin seçtiği germe egzersizlerini yapmaları söylenmiştir.
- Denemeler arasında 3-5 dakika dinlenme süreleri verilmiştir.
- Katılımcılardan ısınma esnasında algılanan kapasitesi dahilinde belirlediği başlangıç ağırlığına (kapasitenin %50-%70'i) 14-18 kg ya da %10 ile %20 ağırlık ilave ederek 3 ila 5 tekrarı tamamlaması istenmiş ve maksimum ağırlık tahmin edilmiştir.
- 2 dakikalık dinlenme aralığı verilmiştir.

- Katılımcıların bir önceki aşamada kullandığı ağırlığa yine 14-18 kg ya da %10 ile %20 ağırlık ilave ederek 2 ila 3 tekrar yapabilecek maksimum ağırlığı tahmin edildi.
- 2 ile 4 dakikalık dinlenme aralığı verilmiştir.
- Katılımcıların bir önceki aşamada kullandığı ağırlığa yine 14-18 kg ya da %10 ile %20 ağırlık ilave ederek 2 ila 3 tekrar yapabilecek maksimum ağırlığı tahmin edilmiştir.
- 2 ile 4 dakikalık dinlenme aralığı verilmiştir.
- Katılımcılar 1MT denemesinde başarısız olursa 7-9 kg veya %5 ile %10 çıkararak yükü azaltıldı ve deneğin bir tekrar yapması istenmiştir.
- 2 ile 4 dakikalık dinlenme aralığı verilmiştir.
- Katılımcılar uygun tekniği kullanarak bir tekrarı tamamlayabilene kadar yükü artırılmaya veya azaltılmaya devam edildi. Katılımcının 1MT'si 5 denemede elde edilecek şekilde gerçekleştirilmiştir.

Yukarıdaki aşamalar takip edilerek her bir gönüllünün 6 tekrarda kaldırabildiği en yüksek ağırlık (6MT) miktarı ölçülmüş ve maksimum ağırlık miktarı gönüllünün 6MT'si olarak kaydedilmiştir. Elde edilen değerler “Brzycki” formülü kullanılarak 1MT'ye dönüştürülmüştür.

Brzycki Formülü (139):

$$1MT = \text{Kaldırılan Ağırlık} / [1.0278 - (0.0278 \times \text{Tekrar Sayısı})]$$

3.10. Ekipman Tercihi

“BOR” hareketinin sergilenmesi esnasında kullanılan bar ekipmanları:

Olimpik bar (OB); uzunluğu 2.13 m., çapı 2.8 cm. ve ağırlığı 20 kg. olan OB, metal malzemedan yapılmış kırılmaz ve esnemez bir yapıya sahiptir.

Deprem bar (DB); Oskülasyonlu Kinetik Enerji (OKE) prensibi doğrultusunda tasarlanan BandBell marka barlar, sertleştirilmiş ahşap (bambu) ve dayanıklı kompozit reçine ile yapılmıştır. Uzunluğu 2.03 m., çapı 3.81 cm., ağırlığı 2.72 kg ve maksimum yükleme kapasitesi 136.07 kg olan bir bardır.

Yük kullanımı için kullanılan ekipmanlar ise:

Ağırlık plakaları; Dragon marka olimpik plakalar, Uluslararası Halter Federasyonu (UHF) standartlarına göre kalibre edilmiştir. Kauçuktan yapılmış

olan bu plakaların çapı 45 cm. iken ağırlıkları ise 5 ila 25 kg arasında değişmektedir (Dragon, Çin).

Kettlebell; döküm malzemesinden yapılan Voit marka kettlebeller 2 ila 24 kg arasında değişen ağırlıklara sahiptir (Voit, Çin).

Direnç bant lastikleri; doğal kauçuk lateks malzemedden üretilen, uzunluğu 104.14 cm. ve 4 farklı direnç seviyesi olan Sanctband marka kavisli bantlar kullanılmıştır (Sanctband, Malezya).



Şekil 3. 5. Ekipmanlar

3.11. Tutuş Farklılığı ve Tutuş Genişliği Tercihi

Amatör ve profesyonel düzeyde kuvvet çalışanlar “BOR” hareketini sergilerken çeşitli bar tutuşlarını ve genişliklerini tercih ederler. “BOR” hareketinin uygulanmasında kullanılan tutuş farklılıkları şu şekildedir:

- **Pronasyon;** avuç içinin vücuda bakan yüzeyi veya dirsek bükülünce avuç içinin aşağıya baktığı anatomik pozisyonudur.
- **Supinasyon;** pronasyonun tersi olan supinasyon tutuş, önkolun dışarı doğru ve avuç içinin yukarıya baktığı anatomik pozisyonudur (140).



OB pronasyon

OB supinasyon

DB pronasyon

DB supinasyon

Şekil 3. 6. Bar kavrama türleri

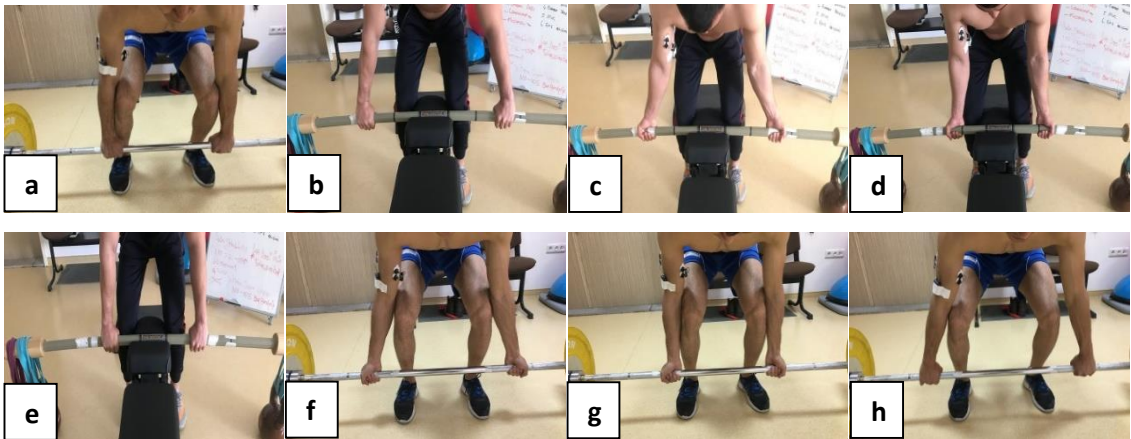
Kuvvet çalışmaları sırasında sıklıkla tercih edilen farklı tutuş genişlikleri bulunmaktadır. Katılımcıların tutuş genişliklerinin belirlenmesinde her iki akromiyon palpe edilerek, ekstremite uzunlukları inç ve santimetre olarak kalibre edilerek, “Baseline” marka şerit mezura kullanılarak ölçülen iki omuz arası biakromial genişlikler %100 (yaygın) ve %150 (geniş) olarak belirlenmiştir (125) (bkz. Resim 3.7).



Şekil 3. 7. İki omuz arası biakromial genişlik ölçümü

“BOR” hareketi uygulanmasında tercih edilen tutuş genişlikleri şu şekildedir:

- **Yaygın genişlik (YG);** her iki akromiyon arasının ölçüldüğü ve bu aralığın %100 olarak değerlendirildiği tutuş genişliğidir.
- **Geniş genişlik (GG);** her iki akromiyon arasının ölçüldüğü ve bu aralığın %150’si alınarak değerlendirilen tutuş genişliğidir (125).



a) DB YG pronasyon tutuş b) DB GG pronasyon tutuş c) DB YG supinasyon tutuş d) DB GG supinasyon tutuş e) OB YG pronasyon tutuş f) OB GG pronasyon tutuş g) OB YG supinasyon tutuş h) OB GG supinasyon tutuş

Şekil 3. 8. Bar genişlik tutuşları

3.12. İstatistiksel Analiz

Araştırma verilerinin homojenliği için gönüllü sayısı 50'den az olduğundan verilerin normal dağılımları "Skewness-Kurtosis" ve "Shapiro Wilks" testleri ile sınanmıştır. Bir gruba ait iki farklı parametreleri arasındaki farklılığı analiz etmek için "Paired Simple T Test" kullanılmıştır. Elde edilen veriler, aritmetik ortalama±standart sapma ($\bar{X}\pm ss$); sıra ortalaması±sıra toplamı (S.O.±S.T.) olarak ifade edilmiştir. Araştırmada anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak belirlenmiştir. Tüm istatistiksel analizler, "IBM SPSS 23.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA)" paket programı kullanılarak yapılmıştır.



4. BULGULAR

Araştırmaya 18-25 yaş arası 17 erkek gönüllü dâhil edilmiştir. Gönüllülerin yaş (yıl), boy uzunluğu (cm), VA (kg), VKİ (kg/cm²), VYO (%) olmak üzere tanımlayıcı özellikleri tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 1. Katılımcılara ait tanımlayıcı bilgiler

	N	\bar{X}	SS
Yaş (yıl)	17	23.06	2.22
Boy (cm)	17	180.65	6.61
VA (kg)	17	79.10	10.21
VYO (%)	17	15.15	3.22
VKİ (kg/m ²)	17	24.18	2.11

Çalışmaya katılan gönüllülerin yaş ortalaması 23.06±2.22 yıl, boy uzunluğu ortalaması 180.65±6.61 cm, VA ortalaması 79.10±10.21 kg, VYO ortalaması %15.15±3.22 ve VKİ ortalaması 24.18±2.11 kg/m² olarak belirlenmiştir.

Farklı direnç ekipmanları ile yapılan kuvvet egzersizlerinin kas aktivitesi üzerine etkisini araştıran bu çalışmadaki verilerin analizine ilişkin yapılan Paired Simple T Testi sonuçlarına ait bulgular aşağıdaki gibidir.

Tablo 4. 2. YG pronasyon tutuşta ekipman farklılığına ait bulgular

		N	\bar{X}	SS	T Testi		
					<i>t</i>	<i>df</i>	<i>p</i>
BB	OB	17	33.265	14.0024	1.256	16	.227
	DB	17	31.129	13.4497			
UT	OB	17	58.759	25.1865	-.010	16	.445
	DB	17	56.800	22.0321			
PD	OB	17	62.853	13.9839	.594	16	.992
	DB	17	62.871	10.8827			
LT	OB	17	45.282	22.3235	2.886	16	.561
	DB	17	44.418	24.4925			
LD	OB	17	64.765	17.0592	3.474	16	.011*
	DB	17	57.924	20.8094			
LG	OB	17	53.876	11.7694	1.253	16	.002*
	DB	17	48.747	10.6926			
MF	OB	17	46.541	9.3364	2.156	16	.445
	DB	17	44.188	7.0305			

***p<0.05**

Tablo 4.2’de görüldüğü gibi, YG pronasyon tutuşta sergilenen “BOR” hareketi ekipman farklılığı değişkenine göre, LD ve LG kasları hariç diğer ölçülen kasların normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$). Ancak, OB bar ekipmanı ile sergilenen BOR hareketi sırasında stabilizatör kaslardan olan LD ve LG kaslarının normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (sırasıyla $t=3.474$; $p<.011/t=1.253$; $p<.002$).

Tablo 4. 3. YG pronasyon tutuş artan fazında ekipman farklılığına ait bulgular

		N	\bar{X}	SS	T Testi		
					<i>t</i>	<i>df</i>	<i>p</i>
BB	OB	17	31.645	13.8187	-1.605	16	.128
	DB	17	27.915	14.5315			
UT	OB	17	65.447	33.3053	1.316	16	.207
	DB	17	58.482	27.1665			
PD	OB	17	62.671	26.6334	-1.089	16	.292
	DB	17	59.359	21.6031			
LT	OB	17	40.471	21.4118	.277	16	.786
	DB	17	39.835	25.5354			
LD	OB	17	61.641	21.7862	-2.098	16	.052
	DB	17	55.629	21.1699			
LG	OB	17	56.165	15.4008	1.385	16	.185
	DB	17	53.041	14.6703			
MF	OB	17	51.476	8.1521	-1.565	16	.137
	DB	17	47.847	10.6716			

$p<0.05$

Tablo 4.3’te YG pronasyon tutuş artan fazında sergilenen “BOR” hareketi ekipman farklılığı değişkenine göre, %MİİK ortalama değerleri matematiksel farklılıklar göstermesine karşın bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmektedir ($p>0.05$).

Tablo 4. 4. YG pronasyon tutuş azalan fazında ekipman farklılığına ait bulgular

		N	\bar{X}	SS	T Testi		
					<i>t</i>	<i>df</i>	<i>p</i>
BB	OB	17	46.471	22.4940	-1.447	16	.167
	DB	17	42.165	21.7781			
UT	OB	17	69.306	38.5678	.978	16	.343
	DB	17	64.265	26.4831			

PD	OB	17	82.653	37.3919	.813	16	.428
	DB	17	85.482	36.3711			
LT	OB	17	60.141	28.4045	.473	16	.643
	DB	17	58.935	31.8983			
LD	OB	17	71.006	21.6721	-1.273	16	.221
	DB	17	65.559	27.7991			
LG	OB	17	50.676	13.7523	2.800	16	.013*
	DB	17	45.700	10.2367			
MF	OB	17	43.753	7.7199	-3.491	16	.003*
	DB	17	38.965	8.6946			

* $p < 0.05$

Tablo 4.4’de görüldüğü gibi, YG pronasyon tutuş azalan fazında sergilenen “BOR” hareketi ekipman farklılığı değişkenine göre, LG ve MF kasları hariç diğer ölçülen kasların normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$). Ancak, OB bar ekipmanı ile sergilenen “BOR” hareketi sırasında stabilizatör kaslar olan LG ve MF kaslarının normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (sırasıyla $t = 2.800$; $p < .013$; $t = -3.491$; $p < .003$).

Tablo 4. 5. OB YG tutuşta pronasyon-supinasyon farklılığına ait bulgular

		N	\bar{X}	SS	T Testi		
					t	df	p
BB	PRO	17	33.265	14.0024	1.022	16	.322
	SUP	17	35.618	13.3469			
UT	PRO	17	58.759	25.1865	-5.094	16	.000*
	SUP	17	44.759	18.7988			
PD	PRO	17	62.853	13.9839	-2.805	16	.013*
	SUP	17	57.400	10.0553			
LT	PRO	17	45.282	22.3235	-3.188	16	.006*
	SUP	17	38.988	18.5376			
LD	PRO	17	64.765	17.0592	4.891	16	.000*
	SUP	17	73.053	21.3329			
LG	PRO	17	53.876	11.7694	-2.886	16	.011*
	SUP	17	51.418	10.4294			
MF	PRO	17	46.541	9.3364	1.152	16	.266
	SUP	17	48.841	6.6018			

* $p < 0.05$

Tablo 4.5'te “BOR” hareketi esnasında OB YG tutuşta sergilenen pronasyon-supinasyon kavrama farklılığı değişkenine göre, BB ve MF kasları hariç diğer ölçülen kasların normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerlerinde istatistiksel olarak anlamlılık tespit edilmiştir ($p < 0.05$). Bu bağlamda, “BOR” hareketi sırasında pronasyon kavrama ile UT, PD, LT ve LG kaslarının; supinasyon kavrama ile stabilizatör kaslarından LG kasının normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (sırasıyla $t = -5.094$; $p < .000/t = -2.805$; $p < .013/t = -3.188$; $p < .006/t = 4.891$; $p < .000/t = -2.886$; $p < .011$).

Tablo 4. 6. DB YG tutuşta pronasyon-supinasyon farklılığına ait bulgular

		N	\bar{X}	SS	T Testi		
					<i>t</i>	<i>df</i>	<i>p</i>
BB	PRO	17	31.129	13.4497	3.207	16	.005*
	SUP	17	35.876	13.1369			
UT	PRO	17	56.800	22.0321	-4.387	16	.000*
	SUP	17	47.659	20.4726			
PD	PRO	17	62.871	10.8827	-2.496	16	.024*
	SUP	17	58.882	11.4891			
LT	PRO	17	44.418	24.4925	-3.178	16	.006*
	SUP	17	39.929	21.6064			
LD	PRO	17	48.747	10.6926	3.653	16	.002*
	SUP	17	66.165	17.4947			
LG	PRO	17	48.747	10.6926	.250	16	.806
	SUP	17	49.200	10.6311			
MF	PRO	17	44.188	7.0305	1.255	16	.227
	SUP	17	45.629	5.8177			

* $p < 0.05$

Tablo 4.6'da görüldüğü gibi, “BOR” hareketi esnasında DB YG tutuşta sergilenen pronasyon-supinasyon kavrama farklılığı değişkenine göre; BB, UT, PD, LT ve LD kasları hariç diğer ölçülen kasların normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$). Ancak “BOR” hareketi sırasında pronasyon kavrama ile UT, PD ve LT kaslarının; supinasyon kavrama ile BB ve LD kaslarının normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (sırasıyla $t = 3.207$; $p < .005/t = -4.387$; $p < .000/t = -2.496$; $p < .024/t = -3.178$; $p < .006/t = 3.653$; $p < .002$).

Tablo 4. 7. OB pronasyonda YG ve GG tutuş farklılığına ait bulgular

		N	\bar{X}	SS	T Testi		
					<i>t</i>	<i>df</i>	<i>p</i>
BB	YG	17	33.265	14.0024	1.493	16	.155
	GG	17	35.338	17.0214			
UT	YG	17	58.759	25.1865	2.385	16	.030*
	GG	17	65.406	26.0893			
PD	YG	17	62.853	13.9839	5.001	16	.000*
	GG	17	70.376	13.3066			
LT	YG	17	45.282	22.3235	3.098	16	.007*
	GG	17	51.459	27.9624			
LD	CG	17	64.765	17.0592	-.329	16	.746
	GG	17	64.171	22.1067			
LG	YG	17	53.876	11.7694	1.793	16	.092
	GG	17	57.382	14.8349			
MF	YG	17	46.541	9.3364	2.211	16	.042*
	GG	17	50.447	8.2181			

* $p < 0.05$

Tablo 4.7’de “BOR” hareketi esnasında OB pronasyon kavramada sergilenen farklı tutuş genişliği değişkenine göre; UT, PD, LT ve MF kasları hariç diğer ölçülen kasların normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerlerinde istatistiksel olarak anlamlılık olmadığı görülmektedir ($p > 0.05$). Ancak OB pronasyon kavrama ile sergilenen “BOR” hareketi sırasında seçilmiş olan UT, PD, LT ve MF kaslarının geniş genişlik lehine normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (sırasıyla $t = 2.385$; $p < .030/t = 5.001$; $p < .000/t = 3.098$; $p < .007/t = 2.211$; $p < .042$).

Tablo 4. 8. DB pronasyonda YG ve GG tutuş farklılığına ait bulgular

		N	\bar{X}	SS	T Testi		
					<i>t</i>	<i>df</i>	<i>p</i>
BB	YG	17	31.129	13.4497	-1.529	16	.146
	GG	17	28.983	15.2543			
UT	YG	17	56.800	22.0321	.163	16	.872
	GG	17	57.082	22.6561			
PD	YG	17	62.871	10.8827	2.919	16	.010
	GG	17	66.971	14.0612			
LT	YG	17	44.418	24.4925	1.961	16	.068
	GG	17	48.241	25.0879			

LD	CG	17	57.924	20.8094	-.620	16	.544
	GG	17	56.371	14.3137			
LG	YG	17	48.747	10.6926	2.940	16	.010*
	GG	17	53.165	11.7004			
MF	YG	17	44.188	7.0305	3.258	16	.005*
	GG	17	47.753	7.4541			

***p<0.05**

Tablo 4.8’de görüldüğü gibi, “*BOR*” hareketi esnasında DB pronasyon kavramada sergilenen farklı tutuş genişliği değişkenine göre, LG ve MF kasları hariç diğer ölçülen kasların normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$). Ancak DB pronasyon kavrama ile sergilenen “*BOR*” hareketi sırasında stabilizatör kaslar olan LG ve MF kaslarının geniş genişlik lehine normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (sırasıyla $t=2.940$; $p<.010$ / $t=3.258$; $p<.005$).

Tablo 4. 9. OB YG pronasyon tutuşta faz farklılığına ait bulgular

		N	\bar{X}	SS	T Testi		
					<i>t</i>	<i>df</i>	<i>p</i>
BB	ART	17	31.645	13.8187	-3.742	16	.002*
	AZA	17	46.471	22.4940			
UT	ART	17	65.447	33.3053	-1.250	16	.229
	AZA	17	69.306	38.5678			
PD	ART	17	62.671	26.6334	-4.692	16	.000*
	AZA	17	82.653	37.3919			
LT	ART	17	40.471	21.4118	-7.146	16	.000*
	AZA	17	60.141	28.4045			
LD	ART	17	61.641	21.7862	-1.795	16	.092
	AZA	17	71.006	21.6721			
LG	ART	17	56.165	15.4008	1.957	16	.068
	AZA	17	50.676	13.7523			
MF	ART	17	51.476	8.1521	5.669	16	.000*
	AZA	17	43.753	7.7199			

***p<0.05**

Tablo 4.9’da “*BOR*” hareketi esnasında OB YG pronasyon kavramada sergilenen faz farklılığı değişkenine göre; BB, PD, LT ve MF kasları hariç diğer ölçülen kasların normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$). Ancak OB YG pronasyon kavrama ile sergilenen “*BOR*” hareketi sırasında BB, PD ve LT kaslarının azalan faz lehine; stabilizatör kas olan MF kası ise artan lehine

normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (sırasıyla $t=-3.742$; $p<.002/t=-4.692$; $p<.000/t=-7.146$; $p<.000/$; $t=5.669$; $p<.000$).

Tablo 4. 10. DB YG pronasyon tutuşta faz farklılığına ait bulgular

		N	\bar{X}	SS	T Testi		
					t	df	p
BB	ART	17	27.915	14.5315	-5.517	16	.000*
	AZA	17	42.165	21.7781			
UT	ART	17	58.482	27.1665	-2.040	16	.058
	AZA	17	64.265	26.4831			
PD	ART	17	59.359	21.6031	-4.697	16	.000*
	AZA	17	85.482	36.3711			
LT	ART	17	39.835	25.5354	-5.397	16	.000*
	AZA	17	58.935	31.8983			
LD	ART	17	55.629	21.1699	-2.617	16	.019*
	AZA	17	65.559	27.7991			
LG	ART	17	53.041	14.6703	2.805	16	.013*
	AZA	17	45.700	10.2367			
MF	ART	17	47.847	10.6716	5.180	16	.000*
	AZA	17	38.965	8.6946			

* $p<0.05$

Tablo 4.10’da görüldüğü gibi, “BOR” hareketi esnasında DB YG pronasyon kavramada sergilenen faz farklılığı değişkenine göre, UT kası hariç diğer ölçülen kasların normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Bu bağlamda, DB YG pronasyon kavrama ile sergilenen “BOR” hareketi sırasında BB, PD, LT ve LG kaslarının azalan faz lehine; LG ve MF kaslarının ise artan lehine normalleştirilmiş %MİİK ortalama değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (sırasıyla $t=-5.517$; $p<.000/t=-4.697$; $p<.000/t=-5.397$; $p<.000/t=-2.617$; $p<.019/t=2.805$; $p<.013/t=5.180$; $p<.000$).

5. TARTIŞMA

Pek çok direnç ekipmanları ile yapılan farklı egzersiz tercihinin kas aktivasyon düzeyini farklılaştırıp farklılaşdırmadığı güncel bir tartışmadır. Bu tartışma, bilimsel toplum tarafından merak edilmesine rağmen uygulamada antrenörler ve sporcular açısından da son derece ilgi duyulan konuların başında gelmektedir. Dahası, milyonları bulan fitness ve egzersiz katılımcısı egzersiz tercihinde bulunurken aynı egzersiz kalıbı için ilgili kasların aktivasyon düzeyini artırma potansiyeli için farklı ekipman tercihlerine yoğun ilgi duymaktadır. Buradan hareketle araştırmada, farklı direnç ekipmanları ile yapılan kuvvet egzersizlerinin kas aktivitesi üzerine etkisi incelenmiştir. Literatürde bugüne kadar “BOR” hareketi ile ilgili birçok çalışmalar yapılmıştır ancak farklı ekipman kullanılarak farklı kavrama türünün, farklı tutuş genişliğinin ve hareketin fazlarının bir tek çalışmada irdelendiği herhangi bir araştırma olmadığı görülmüştür. Araştırmada tüm bu uygulama farklılıkları ile hareketin seçilmiş kaslarda meydana getirdiği yEMG aktivasyon düzeyleri belirlenmeye çalışılmıştır. Elde edilen bulgular neticesinde, YG pronasyon tutuşta farklı ekipman tercihinin kas aktivasyonunda meydana getirdiği değişiklikler incelendiğinde, arka zincir kaslarından LD ve stabilizatör kaslardan olan LG’de OB lehine olmasının yanı sıra YG pronasyon tutuş azalan fazında sergilenen “BOR” hareketi ekipman farklılığında da stabilizatör kaslar olan LG ve MF’de aynı şekilde OB lehine anlamlı düzeyde yüksek olduğu tespit edilmiştir. Diğer kaslar açısından da her iki tutuşta OB lehine matematiksel olarak farklılıklar olmasına rağmen bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Günümüz dünyasında kassal gelişim için, birçok farklı ekipman tercihi ile hareketli zemin ve dinamik yük kullanımının yaygın hale gelmesiyle fonksiyonel antrenman uygulamalarına olan ilginin arttığı bilinmektedir. Ancak literatür incelendiğinde konuyla ilgili daha önce yapılan araştırmaların kafa karıştırıcı sonuçları olduğu belirtilmiştir (23). Bu sonuçlara göre bir yandan dinamik hareketler içeren antrenmanlar yapmanın, spor performansı ve günlük yaşam aktiviteleri için yararlı olan stabilizatör kaslarında yüksek aktivasyona neden olabileceğinin ve onların adaptasyonunu sağlayabileceğinin varsayıldığı (22, 23) görülmüştür. Bu durumu destekleyen çalışmalar incelendiğinde Azar, yaptığı master tez çalışmasında, bench press ve seated overhead press esnasında sabit ve hareketli yüklerin omuz kaslarındaki aktivasyonunun DB bench press sırasında lateral triceps braki (TB) hariç tüm kas gruplarında önemli ölçüde yüksek olduğunu ayrıca DB’ de yüksek kasılma olduğunu

belirtmiştir. Bu yüzden deprem barının daha fazla aktivasyon ve kasılma ürettiğini, omuz sabitleyici kas sistemini geliştirmek için geliştirilmiş bir yöntem olarak sunulabileceğini iddia etmiştir (141). Saeterbakken ve ark. yaptıkları çalışmada, efor seviyeleri eşleştirilmiş, tek taraflı ve iki taraflı yapılan üç farklı row egzersizinde core kas aktivasyonunu karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında erekör spina ve multifidus kaslarının EMG aktivitelerinde genel olarak serbest ağırlık bent-over row egzersizinin machine row egzersizinden büyük olduğunu ortaya koymuşlardır (37). Kim ve ark. knee push-up plus egzersizi sırasında serratus anterior kasının statik stabil ve statik hareketli yüzeylere göre sabit olmayan oskülasyonlu zeminde daha aktif olduğunu raporlamıştır (142).

Diğer yandan tam tersi sonuçlara göre ise, dinamik bir zeminde antrenman yapmanın pik kuvvet çıktısında etkili olmadığı bu yüzden profesyonel sporculara önerilmemesinin ana nedenlerinden biri olduğu belirtilmiştir. Aynı şekilde, Uribe ve ark. yaptıkları çalışmada, hareketli bir yüzey kullanmanın mevcut koşullar altında kas aktivasyonunda herhangi bir değişiklik sağlamadığını belirtirken (143) Kohler ve ark. dinamik yükler veya sabit olmayan yüzeyleri kullanmanın kas aktivasyonuna çok az katkı sağlayacağını söylemiştir (20). Andersen ve ark. dambıl ve direnç bantları (elastik tüp) egzersizlerinin üst ekstremité kaslarında meydana getirdiği aktivasyon farklılığını araştırdığı çalışmada, her iki egzersiz esnasında kaslarda EMG genliğinin arttığını ancak egzersizler arasında EMG aktivitesinde belirgin farklılıklar olmadığını gözlemlemişlerdir (144).

Bizim araştırmada ekipman farklılığından elde edilen bulgular incelendiğinde literatürde belirtilen ‘Dinamik ekipman kullanımı, stabil ekipman kullanımına göre daha faydalıdır.’ varsayımının tersi olarak “BOR” hareketi esnasında dinamik yüklerin kaslarda herhangi bir farklılık meydana getirmedeği söylenebilir. Bunun ana sebeplerinden birincisi, egzersiz esnasında ortaya çıkan kuvvetin, vücudun stabilizasyon dengesinin sağlanması için lokal ve global kaslara eşit şekilde dağılması gösterilebilir. İkinci sebebi olarak ise dinamik ekipman ve yüzeylerin kullanılması, hareket esnasında daha çok psikolojik gerim sağlamaktadır bu da kuvvet egzersizlerine ilgi ve çeşitlilik katabilmektedir (49). Bu araştırmanın sonuçlarından, literatürde konuyla ilgili kafa karıştırıcılığının giderilmesi adına katkılar sağlayacak bulgular elde edilmiştir. Ayrıca literatürde cevaplanmayı bekleyen sorular açısından da bu bulgular son derece değerlidir.

Bu araştırmanın sorunsallarından biri, farklı ekipmanlar kullanılarak farklı kavrama türlerinin uygulandığı “BOR” hareketinin seçilmiş kasların yEMG aktivasyonlarında meydana getirebileceği farklılıkların ortaya konmasıdır. Buna göre,

farklı kavrama türlerinden elde edilen bulgularda, OB YG tutuş pronasyon-supinasyon farklılığı incelendiğinde UT, PD, LT ve LG için pronasyon lehine iken, LD için supinasyon lehine yüksek düzeyde anlamlı farklılık tespit edilmiştir. DB YG tutuş pronasyon-supinasyon farklılığına baktığımızda ise UT, PD ve LT için pronasyon lehine iken BB ve LD için supinasyon lehine yüksek düzeyde anlamlı farklılık gözlemlenmiştir.

Farklı kavrama türleri açısından daha önce yapılan çalışmalar incelendiğinde, Koehler, pull-up egzersizi esnasında pronasyon, supinasyon ve nötr kavrama tutuşların trapezius, BB ve LD kaslarında ortaya çıkardığı EMG aktivasyonunu incelediği çalışmada, değişen çekme kavramalarının omuz kuşağında bulunan kasların aktivasyon seviyelerinde istatistiksel olarak anlamlı olmasa da değişikliklere neden olduğunu göstermiş ve bu değişiklikler ile her seferinde eklenen küçük bir fark, kas gücü kazanımlarında büyük bir farka eşit olabileceğini bu nedenle, supinasyonlu pull-up kavramaların BB'de ve Trapezius'da en büyük kas aktivasyonunu ortaya çıkardığını, nötr ve pronasyonlu kavrama pull-up egzersizlerinin LD'de daha önemli bir kas aktivasyonu ortaya çıkardığını belirtmiştir. Çalışma neticesinde, omuz kuşağı kaslarını genel olarak güçlendirmek isteyen, ancak BB büyümesine vurgu yapan kişilerin daha fazla supinasyonlu kavrama kaldırmalarını; sırt kaslarına daha fazla yüklenme yaparak omuz kuşağında daha çok güç oluşturmak isteyenlerin ise, egzersiz rutinlerinde pronasyon kavramayı tercih etmelerini önermiştir (145). Lusk ve ark. geniş-pronasyon, geniş-supinasyon, dar- pronasyon, ve dar-supinasyon tutuşlarını kıyasladıkları lat pull-down egzersizinde, kavrama genişliğinden bağımsız olarak pronasyon tutuşun LD'yi daha fazla etkilediğini vurgulamışlardır (26). Youdas ve ark. taşınabilir pull-up aletinde vücut ağırlığı direncini kullanarak on üç erkek ve kadın katılımcı ile uyguladığı dört farklı inverted row egzersizi esnasında (her iki ayak zeminde pronasyon tutuş, her iki ayak zeminde supinasyon tutuş, tek ayak zeminde pronasyon tutuş, tek ayak zeminde supinasyon tutuş) omurga stabilizatörlerinin ve omuz kuşağı kaslarının (dokuz farklı kas) aktivasyonunu analiz etmişlerdir. Buna göre, LD kasının supinasyon ve pronasyon çift bacak arasında EMG aktivasyonunda önemli farklılıklar olduğunu ayrıca UT'de pronasyon ve supinasyon tek bacak arasında anlamlılık olduğunu ve BB, LD, PD ve LT kaslarının ise dört farklı egzersiz esnasında en yüksek EMG aktivasyonunu sergilediğini belirtmişlerdir. Çalışma neticesinde dört farklı inverted row egzersizinin LD, UT, LT, BB ve MT kaslarını güçlendirmek için etkili olduğunu belirtmişlerdir (41). Schoenfeld ve ark. vücut ağırlığının yaklaşık %75'ine denk gelen yük ile horizontal abdüksiyon egzersizi (reverse fly machine) sırasında el pozisyonunun posterior omuz kaslarının (posterior

deltoid, middle deltoid, infraspinatus) EMG aktivitesi üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmada, nötr el kavrama tutuşu ile egzersiz yapmanın pronasyon el kavrama tutuşuna kıyasla posterior deltoid ve infraspinatus kaslarının aktivitesini önemli ölçüde artırdığını belirtmişlerdir (146). Dickie ve ark. supinasyon, pronasyon, nötr kavrama ve ip çekme pull-up egzersizleri sırasında omuz-kol-önkol bölgesinden toplam sekiz kasın EMG pik aktivasyonundaki veya normalize edilmiş EMG kas aktivasyonundaki farklılıkları gözlemledikleri çalışmalarında, MT kasında nötr kavramaya göre pronasyon kavramanın EMG pik ve normalize edilmiş aktivasyonunda önemli derecede yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Ancak, pull-up varyanslarının omuz-kol-önkol kompleksinin EMG pik ve normalize edilmiş aktivasyonunun, değişen el oryantasyonlarına rağmen benzer olduğunu, bir başka deyişle, 4 pull-up kavramanın da direnç eğitimi uygulamalarında benzer güç ortaya çıkaracağını belirtmişlerdir (147).

Yapılan çalışmaların ortaya koyduğu sonuçlar itibariyle, pronasyon tutuşun omuz kuşağı kaslarının hem EMG aktivasyonlarındaki artışın sağlanmasında hem de bu kasları güçlendirilmesinde etkili olduğu ortaya konmuştur. Diğer taraftan supinasyon tutuşun ise, kol ve sırt kaslarında etkili olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmada elde edilen bulgular literatürle benzerlik göstermektedir. Bu bağlamda tüm kavrama türlerinde UT, PD ve LT için pronasyon; BB ve LD için ise supinasyon lehine anlamlı sonuçların çıkması literatürde yapılan çalışmalarla paralel sonuçlar ortaya koymuştur.

Literatür ve kuvvet çalışanları açısından hareketin uygulanmasında farklı genişlikteki tutuşların kaslarda meydana getireceği değişimlerin bilinmesi önemlidir. Buradan hareketle bu çalışmada farklı ekipmanlar ile yapılan farklı genişlikteki tutuşların sergilendiği “BOR” hareketinin seçilmiş kasların EMG aktivasyonlarında meydana getirdiği değişimlerden elde edilen bulgulara göre, OB pronasyon YG ve GG tutuş farklılığında UT, PD, LT ve MF kasları için GG lehine anlamlı fark olduğu gözlemlenmiştir. Bir diğer başlık olan DB pronasyon YG ve GG tutuş farklılığı incelendiğinde ise LG ve MF kasları için de GG lehine yüksek düzeyde anlamlı farklılık olduğu söylenebilir. Ancak her iki ekipman arasında herhangi bir farklılık olmadığını bir başka deyişle ekipmanların GG lehine anlamlılık sergilemediği belirtilebilir.

Daha önce yapılan çalışmalar incelendiğinde, Adavam Purath ve ark. yirmi dört genç sporcunun katıldığı, push-up bar ile perfect push-up egzersizi esnasında üç farklı genişlikteki tutuşun [omuz genişlik (OG), dar omuz genişlik (DOG) ve geniş omuz genişlik (GOG)] PM ve TB kaslarında meydana getirdiği EMG aktivitesini araştırdıkları çalışmada, PM kasının EMG aktivitesini OG ve DOG el pozisyonuna göre GOG’da

önemli ölçüde yüksek bulmuşken; buna karşılık, TB'nin aktivitesini, OG ve GOG el pozisyonuna göre DOG el konumunda önemli ölçüde yüksek bulmuşlardır. Ancak push-up bar ile perfect push-up arasında PM ve TB kaslarının EMG aktivitesinde anlamlı fark olmadığını dolayısıyla her iki push-up egzersizi esnasında PM'yi güçlendirmek için GOG el pozisyonu; TB kasını güçlendirmek için ise DOG el pozisyonunun kullanılabileceğini belirtmişlerdir (148). Raizada ve Bagchi, on erkek katılımcının 1MT ile 6 farklı kavrama tutuş sergiledikleri pull-up egzersizi esnasında LD ve BB kaslarının EMG aktivitesini araştırdıkları çalışmada, supinasyon dar kavrama pull-up BB'nin kas aktivasyonunda önemli farklılıklar ortaya koyduğunu; diğer taraftan pronasyon dar kavrama, pronasyon geniş kavrama ve pronasyon aşırı geniş kavrama pull-up egzersizlerinin LD'de önemli fark ortaya çıkardığını özellikle pronasyon geniş kavrama pull-up'larının LD aktivasyonu için daha etkili bir egzersiz olduğunu belirtmişlerdir (149). Hajilou ve ark. on iki erkek katılımcının dahil edildiği iki farklı kuvvet egzersizi (lat pull-down ve row cable) sırasında farklı el genişliği (dar, geniş ve paralel) tutuş pozisyonlarının LD ve Trapezius kasları üzerindeki EMG aktivitelerini araştırdıkları çalışmada, LD kasının lat pull-down egzersizi sırasında, geniş kavrama pozisyonu ile önemli ölçüde fazla EMG aktivitesi oluşturduğunu; Trapezius kaslarının ise, üç el kavrama pozisyonunun hepsinde lat-pull egzersizine kıyasla row cable egzersizi sırasında daha çok aktivite meydana getirdiğini söylemişlerdir. Bu bağlamda, geniş tutuşlu el pozisyonunda lat pull-down hareketinin LD kasının aktivitesini etkileyebileceğini, buna karşılık row cable egzersizinin Trapezius kasını güçlendirmede daha etkili olduğunu gözlemlemişlerdir (150). Kim ve ark. push-up egzersizi sırasında üç farklı genişlikteki tutuş pozisyonlarının [dar (%50), nötr (%100) ve geniş (%150)] omuz ve gövde kaslarında meydana gelen EMG aktivitelerini inceledikleri çalışmada, %50 genişliğinde yapılan egzersizde Pektoralis Minör, Triseps Braki ve İnfraspinatus kas aktivitelerinin daha fazla olduğunu; %50 ve %100 genişlikler ile yapılan push-up sırasında Pektoralis Majör kas aktivitesinin daha yüksek bulunduğunu; %150 genişlikle yapılan push-up egzersizi esnasında Serratus Anterior kas aktivitesinin daha çok olduğunu belirtmişlerdir (151). Mcallister ve ark. upright row egzersizi sırasında kavrama genişliğinin EMG aktivitesi üzerine etkisini inceledikleri çalışmada, geniş kavrama ile Deltoid ve Trapezius aktivitesi artarken buna bağlı olarak daha az BB aktivitesi gözlemlendiğini belirtmişlerdir (125). Signorile ve ark. lat pull-down egzersizi sırasında anterior geniş tutuş el pozisyonunun omuz kasları üzerinde ve LD'de hareketin hem konsantrik hem de eksantrik fazları sırasında diğer el pozisyonlarından daha fazla kas aktivitesi ürettiğini gözlemlemişlerdir (46).

Bu çalışmada elde edilen bulguların literatürde ortaya konan sonuçlarla paralellik gösterdiği söylenebilir. Bir başka deyişle farklı genişlikteki tutuşlardan GG'nin diğer tutuşlara kıyasla omuz, sırt ve stabilizatör kaslar üzerinde anlamlı farklılıklar ortaya koyduğu düşünülebilir.

Bu araştırmada son olarak farklı ekipmanlar ile sergilenen hareketin fazları açısından kasların EMG aktivasyonlarında meydana gelen değişimler gözlemlenmiştir. Buna göre, OB YG pronasyon tutuş faz farklılığında BB, PD ve LT için azalan faz ve MF için artan faz lehine yüksek düzeyde anlamlılık bulunmuştur. DB YG pronasyon tutuş faz farklılığı incelendiğinde BB, PD, LT ve LD için azalan faz ve LG ve MF için ise artan faz lehine yüksek derecede anlamlı bulgular elde edilmiştir.

Konuyla ilgili literatürde daha önce yapılan çalışmalar incelediğinde, Dickie ve ark. supinasyon, pronasyon, nötr kavrama ve ip çekme pull-up egzersizleri sırasında omuz, kol, ön koldan toplam sekiz tane kasın EMG pik aktivasyonundaki veya normalize edilmiş EMG kas aktivasyonundaki farklılıkları gözlemledikleri çalışmada, her pull-up varyasyonunun konsantrik fazlarının Brakioradialis, BB ve PM'de önemli ölçüde yüksek aktivasyon ortaya çıkardığını belirtmişlerdir (147). Dunnick ve ark. Bench Press sırasında 1MT %60 ve %80 ile sabit ve hareketli bir yükün kas aktivasyonu üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmada, kasların tamamının %60 yüke kıyasla %80'de konsantrik faz sırasında önemli ölçüde daha fazla aktivasyon gösterdiğini ve buna istinaden üst vücut kas aktivasyonunun, sabit ve hareketli çalışmalar esnasında farklı olmadığını belirtmişlerdir (13). Signorile ve ark. lat pull-down egzersizi sırasında anterior geniş tutuş el pozisyonunun omuz kasları üzerinde ve LD'de hareketin hem konsantrik hem de eksantrik fazları sırasında diğer el pozisyonlarından daha fazla kas aktivitesi ürettiğini gözlemlemişlerdir (46).

Literatür sonuçlarına göre, üst vücut kaslarının aktivasyonlarında konsantrik faz lehine önemli farklılıklar ortaya çıkmıştır. Ancak bu çalışmada elde edilen bulgularda literatürden farklı olarak özellikle omuz kuşağı ve kol kasları eksantrik faz sırasında; stabilizatör kasları ise artan faz sırasında yüksek aktivasyon göstermiştir. Bu farklılığın sebepleri incelendiğinde, özellikle birçok sporsal ve fiziksel aktivitenin büyük bir bileşeni olan eksantrik kasılmaların, az sayıdaki aktif lif üzerinde aşırı stres ile birlikte çok fazla kas hasarı oluşturduğundan özellikle hipertrofinin yanı sıra maksimal güç üretme ve kas gelişimi bakımından konsantriğe göre kuvvet üretmede daha etkili olduğu söylenebilir. Ayrıca eksantrik kasılmaların yüksek yoğunluğa sahip egzersizler esnasında yorgunluğa karşı daha dirençli olmasından dolayı egzersiz kaynaklı gecikmiş kas ağrısına daha fazla

neden olduğu da bilinmektedir. Buradan hareketle, bu farklılığın literatüre katkısının önemi oldukça büyüktür. Güç ve kondisyon uzmanları, direnç eğitimi programları planlarken bu potansiyel farklılıkları göz önünde bulundurmalıdır. Diğer taraftan fazlar esnasında ekipmanlar arasında herhangi bir farklılık tespit edilmemiştir.

Hareket tercihi olarak “*BOR*” hareketinin literatürde çok az çalışılmış olması, bu araştırmanın önemini daha da artırmaktadır (34). Hareketin farklı varyasyonları ile yapılan çalışmalar incelendiğinde, Burnett ve ark. yaptıkları çalışmada, bent-over row ve good morning egzersizlerinin olympic lifts (snatch ve clean), romanian deadlift ve clean pull deadlift egzersizlerine göre Erector Spinae yüksek aktivasyon ürettiğini belirtmişlerdir (152). Handa ve ark. 1MT’ın %70’i ve üç tekrar ile uyguladıkları beş farklı egzersizin [(upright rowing (UR), bent-over rowing (BR), seated rowing (SR), front lat pull-down (LPf) ve back lat pull-down (LPb)] BB, LD ve Trapezius kaslarında meydana getirdiği EMG aktivasyonlarını karşılaştırdıkları çalışmada, UR egzersizinin BB ve UT’de; BR egzersizinin Upper, Middle ve Lower Trapezius’ta; SR egzersizinin ise LD ve middle trapezius’ta; LPf egzersizinin BB ve LD’de; LPb egzersizinin ise LD kasında çok etkili olduğunu belirtmişlerdir (63). Fenwick ve ark. üç farklı row egzersiz (inverted row, standing bent-over row ve standing 1-armed cable row) esnasında gövde ile kalça kaslarının aktivasyonlarını ölçmeyi amaçladıkları çalışmada, inverted row egzersizinin LD, sırt ve kalça ekstansörlerinde yüksek aktivasyonu sağladığı; standing bent-over row egzersizinin sırt boyunca simetrik olarak fazla aktivasyon ürettiği ancak en fazlasını lomber spinenin ürettiği görülmüştür. Buna ek olarak 1-armed cable row egzersizinin ise gövde kaslarının torsiyon (burulma) kapasitesinde değişiklik meydana getirdiğini belirtmişlerdir (34).

Bu araştırma, literatürle benzer şekilde, “*BOR*” hareketinin arka zincir, omuz kuşağı ve kol kasları için önemli olduğunu belirten sonuçlar ortaya koymuştur.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu araştırmada, farklı ekipman kullanılarak sergilenen “BOR” hareketinin fazları, kavrama ve genişlik türleri esnasında üst vücut kaslarının yanı sıra arka zincir kasları üzerinde pozitif ve niceliksel etki meydana getirdiği görölmüştür. Dolayısıyla bu kasların hareket esnasında daha çok fayda sağlaması adına tüm unsurların harekete aktif olarak katılım göstermesi gerekmektedir. Bu bağlamda tüm kasların hareket esnasında görev alması, hareketin doğru gövde açısı ile postürün nötr pozisyonda sergilenmesi ve uygulanan dış dirençlerin birden fazla kas tarafından dengelenmesi gerektiği bilinmektedir. Bu unsurlarla birlikte omurgada oluşabilecek zorlanmaları minimize edip omurgayı istenmeyen olumsuz durumlara karşı daha az maruz bırakarak hareketin sürdürülebilirliğinde maksimum artışlar görülebileceği söylenebilir.

Bütün bu unsurları göz önünde bulundurup herhangi bir tehlikeye maruz kalmadan “BOR” hareketi akışkanlığını sağlayan bu çalışmanın dikkat çeken sonuçları şu şekildedir:

- Ekipman farklılığı açısından;
OB, YG pronasyon tutuş esnasında ve YG pronasyon tutuş azalan fazında arka zincir kaslarının (LD, LG, MF) aktivasyonunda önemli düzeyde etki göstermiştir.
- Hareketin farklı kavrama türleri açısından;
Hem olimpik hem de deprem bar YG pronasyon tutuşun özellikle omuz bölgesi; supinasyon tutuşun ise kol ve sırt kaslarının aktivasyonunda yüksek düzeyde pozitif etki ortaya koymuştur.
- Hareketin farklı genişlikteki tutuşları açısından;
OB ve DB pronasyonda GG tutuşun diğer tutuşlara kıyasla omuz, sırt ve stabilizatör kasların aktivasyonunda anlamlı farklılıklar ortaya koyduğu söyleyenebilir.
- Hareketin fazları açısından;
Her iki ekipman açısından YG pronasyon tutuş azalan fazın omuz kuşağı ve kol kaslarının aktivasyonunda; artan fazın ise stabilizatör kasların aktivasyonunda önemli artışlar sergilediği tespit edilmiştir. Bu sonuç, bu çalışmayı literatürden farklı kılmaktadır.

Bu çalışmanın önerileri şu şekildedir;

- “BOR” hareketini pronasyon tutuşta sergilemek UT, PD ve LT kas gruplarını daha efektif çalıştırabilir.
- Hareketi supinasyon tutuşta çalışmak BB ve LD kasları için daha etkili olabilir.
- Hareketi GG tutuşta sergilemek omuz, sırt ve stabilizatör kas gruplarının daha güçlü ve verimli çalışmasını sağlayabilir.
- Omuz kuşağı ve kol kaslarının daha kuvvetli ve etkin olması için hareketin azalan fazı tercih edilebilir.
- Hareketin artan fazı stabilizatör kas gruplarını daha etkili çalıştırabilir.
- Farklı ekipmanlar kullanarak ve çeşitli zorluk dereceleri oluşturarak “BOR” hareket varyansları uygulanabilir.
- Stabil olmayan dinamik zeminler tercih edilerek ve yüklenme şiddeti değiştirilerek “BOR” hareket çalışmaları yapılabilir.
- Farklı branş sporları ile uğraşan bireylerin yEMG aktivasyon ölçümleri yapılabilir.
- “BOR” hareketini çalışmak isteyenlerin omurga, kol ve bacak sağlığı bakımından herhangi bir probleminin olmaması gerekir.
- İleride planlanacak çalışmalarda kadın katılımcılar seçilebilir ya da karma grup çalışma desenleri de tercih edilebilir.

KAYNAKLAR

1. Edelburg H. Electromyographic analysis of the back muscles during various back exercises. College of Science and Health, Clinical Exercise Physiology. Doctoral Dissertation, La Crosse; University of Wisconsin, 2017.
2. Carbonnier A, Martinsson N. Examining muscle activation for hang clean and three different trx power exercises: a validation study. Bachelor's Thesis, Biomedicine Athletic Training, Halmstad: Halmstad University, 2012.
3. Lamontagne M. *Application of electromyography in sport medicine. In Rehabilitation of Sports Injuries.* Berlin/Heidelberg, Springer 2001: 31-42.
4. Cram JR. The history of surface electromyography. *App Psychophysiol Biofeedback* 2003, 28(2): 81-91.
5. Yung M, Wells RP. Changes in muscle geometry during forearm pronation and supination and their relationships to EMG cross-correlation measures. *J Electromyogr Kinesiol* 2013, 23(3): 664-72.
6. Earp JE, Stucchi DT, DeMartini JK, Roti MW. Regional surface electromyography of the vastus lateralis during strength and power exercises. *J. Strength and Cond. Res* 2016, 30(6): 1585-91.
7. Massó N, Rey F, Romero D, Gual G, Costa L, Germán A. Surface electromyography applications in the sport. *Apunts Med Esport* 2010, 45(165): 121-30.
8. Escamilla RF, Andrews JR. Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports Med* 2009, 39(7): 569-90.
9. Fleck SJ. Periodized strength training: A critical review. *J. Strength and Cond. Res* 1999, 13(1): 82-9
10. Kraemer WJ, Ratamess NA, French DN. Resistance training for health and performance. *Curr Sports Med Rep* 2002, 1(3): 165-71.
11. Fisher J, Steele J, Bruce-Low S, Smith D. Evidence-based resistance training recommendations. *Med Sport* 2011, 15(3): 147-62.
12. Hass CJ, Feigenbaum MS, Franklin BA. Prescription of resistance training for healthy populations. *Sports Med* 2001, 31(14): 953-64.
13. Dunnick DD, Brown LE, Coburn JW, Lynn SK, Barillas SR. Bench press upper-body muscle activation between stable and unstable loads. *J. Strength and Cond. Res* 2015, 29(12): 3279-83.

14. Miller WM. Assessment of electromyographic activity during a trxo split-squat and traditional split squat. Graduate Faculty, Nutrition and Exercise Science. Doctoral Dissertation, Missouri; Southeast Missouri State University, 2015.
15. Caterisano A, Moss RE, Pellingier TK, Woodruff K, Lewis VC, Booth W, Khadra T. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *J. Strength and Cond. Res* 2002, 16(3): 428-32.
16. Scotten CM. Differences in muscle activation in the lower extremities while performing traditional squats and non-traditional squats. Science in Exercise and Sport, Studies Biophysical. Degree of Master, Idaho; Boise State University, 2010.
17. Schick EE, Coburn JW, Brown LE, Judelson DA, Khamoui AV, Tran TT, Uribe BP. A comparison of muscle activation between a smith machine and free weight bench press. *J. Strength and Cond. Res* 2010, 24(3): 779-84.
18. Egan B, Zierath JR. Exercise metabolism and the molecular regulation of skeletal muscle adaptation. *Cell Metabolism* 2013, 17(2): 162-84.
19. Fuglsang-Frederiksen A, Rønager J. The motor unit firing rate and the power spectrum of emg in humans. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol* 1988, 70(1): 68-72.
20. Kohler JM, Flanagan SP, Whiting WC. Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces. *J. Strength and Cond. Res* 2010, 24(2): 313-21.
21. Pugh GM. A Biomechanical comparison of the front and rear lat pull-down exercise. Science in Exercise and Sport Sciences. Doctoral Dissertation, Gainesville; University of Florida, 2003.
22. Lawrence MA, Leib DJ, Ostrowski SJ, Carlson LA. Nonlinear analysis of an unstable bench press bar path and muscle activation. *J. Strength and Cond. Res* 2017, 31(5): 1206-11.
23. Ostrowski SJ, Carlson LA, Lawrence MA. Effect of an unstable load on primary and stabilizing muscles during the bench press. *J. Strength and Cond. Res* 2017, 31(2): 430-4.
24. Ambike S, Paquet F, Zatsiorsky VM, Latash ML. Factors affecting grip force: anatomy, mechanics, and referent configurations. *Exp Brain Res* 2014, 232(4): 1219-31.
25. Clemons JM, Aaron C. Effect of grip width on the myoelectric activity of the prime movers in the bench press. *J. Strength and Cond. Res* 1997, 11(2): 82-7.

26. Lusk SJ, Hale BD, Russell DM. Grip width and forearm orientation effects on muscle activity during the lat pull-down. *J. Strength and Cond. Res* 2010, 24(7): 1895-900.
27. Spreuwenberg LP, Kraemer WJ, Spiering BA, Volek JS, Hatfield DL, Silvestre R, Dısa L, Hatfield DL, Silvestre R, Vingren JL, Fragala, MS, Kınen KH, Newton RU, Maresh CM, Fleck SJ. Influence of exercise order in a resistance-training exercise session. *J. Strength and Cond. Res* 2006, 20(1): 141-4.
28. Kraemer WJ, Fragala MS. Personalize it: Program design in resistance training. *ACSMs Health Fit J* 2006, 10(4): 7-17.
29. Çınarlı FS, Kafkas ME. Vastus lateralis kasının tahmin edilen hızlı kasılan fibril yüzdesi ve performans skorları arasındaki ilişkinin incelenmesi. *Turkiye Klinikleri J Sports Sci* 2019, 11(2): 82-9.
30. Bulut M. Hipertrofi direnç antrenmanlarında farklı dinlenme aralıklarının antrenman parametreleri üzerindeki etkisi (bench-press). Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Balıkesir: Balıkesir Üniversitesi, 2019.
31. Kafkas ME, Kurt C. Hipertrofi: Rasyonel hücresel mekanizmalar. *Turkiye Klinikleri J Sports Sci* 2019, 11(1): 41-54.
32. Schoenfeld BJ. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. *J. Strength and Cond. Res* 2010, 24(10): 2857-72.
33. Kafkas ME, Demirtaş E, Kafkas A. Anabolik etkiye sahip besin takviyeleri: potansiyel mekanizmalar ve kas gelişimi. *İÜBESBD* 2017, 4(2): 48-56.
34. Fenwick CM, Brown SH, McGill SM. Comparison of different rowing exercises: trunk muscle activation and lumbar spine motion, load, and stiffness. *J. Strength and Cond. Res* 2009, 23(5): 1408-17.
35. Anderson KG, Behm DG. Maintenance of emg activity and loss of force output with instability. *J. Strength and Cond. Res* 2004, 18(3): 637-40.
36. Behm DG, Anderson K, Curnew RS. Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *J. Strength and Cond. Res* 2002, 16(3): 416-22.
37. Saeterbakken A, Andersen V, Brudeseth A, Lund H, Fimland MS. The effect of performing bi-and unilateral row exercises on core muscle activation. *Int J Sports Med* 2015, 94(11): 900-5.
38. Schoenfeld BJ, Grgic J. Does training to failure maximize muscle hypertrophy? *Strength Cond J* 2019, 41(5): 108-13.

39. Sands WA, Wurth JJ, Hewit JK. *Basics of strength and conditioning manual. National Strength and Conditioning Association.* Colorado; Colorado Springs 2012: 26-33.
40. Lehman GJ. The influence of grip width and forearm pronation/supination on upper-body myoelectric activity during the flat bench press. *J. Strength and Cond. Res* 2005, 19(3): 587-91.
41. Youdas JW, Amundson CL, Cicero KS, Hahn JJ, Harezlak DT, Hollman JH. Surface electromyographic activation patterns and elbow joint motion during a pull-up, chin-up, or perfect-pullup rotational exercise. *J. Strength and Cond. Res* 2010, 24(12): 3404-14.
42. Leslie KL, Comfort P. The effect of grip width and hand orientation on muscle activity during pull-ups and the lat pull-down. *Strength Cond J* 2013, 35(1): 75-8.
43. Lehman GJ, Buchan DD, Lundy A, Myers N, Nalborczyk A. Variations in muscle activation levels during traditional latissimus dorsi weight training exercises: An experimental study. *Dynamic Med* 2004, 3(1): 4.
44. Pérez-Castilla A, Jerez-Mayorga D, Martínez-García D, Rodríguez-Perea Á, Chiroso-Ríos LJ, García-Ramos A. Influence of grip width and anthropometric characteristics on the bench press load–velocity relationship. *Int J Sports Physiol Perform* 2020, 15(7): 949-57.
45. Wills R, Signorilo J, Perry A, Tromblay L, Kwiatkowski K. 115 Differences in emg activity due to handgrip position during the lat pulldown. *Med Sci Sports Exerc.* 1994, 26(5): 21.
46. Signorile JE, Zink AJ, Szwed SP. A comparative electromyographical investigation of muscle utilization patterns using various hand positions during the lat pull-down. *J. Strength and Cond. Res* 2002, 16(4): 539-46.
47. Cogley RM, Archambault TA, Fibeger JF, Koverman MM. Comparison of muscle activation using various hand positions during the push-up exercise. *J. Strength and Cond. Res* 2005, 19(3): 628.
48. Garg C. Effects of isotonic (dynamic constant external resistance) eccentric strength training at various speeds on concentric and isometric strength of quadriceps muscle. *Indian journal of PT and OT.* 2009, 3(3): 24-30.
49. Murray B, Kenney WL. Kaslar Bizi Hareket Ettirir. İçinde: *Egzersiz Fizyolojisi Uygulama Kılavuzu*, Bağırhan T (Çeviren). *Practical Guide to Exercise Physiology*, Murray B, Kenney WL. 1. Baskı, Ankara, Spor Yayınevi ve Kitabevi 2016: 3-22

50. Sergeeva K, Tambovtseva R. Differences in activation patterns between eccentric and concentric muscle contractions. In 4th International Conference on Innovations in Sports, Tourism and Instructional Science (ICISTIS). *Atlantis Press* 2019, 7: 240-4.
51. Kızılay F. Farklı tempolarda yapılan direnç egzersizlerinin seçilmiş sitokin, hormon ve kas hasarı parametreleri üzerine etkileri. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Malatya; İnönü Üniversitesi 2018.
52. Vogt M, Hoppeler HH. Eccentric exercise: mechanisms and effects when used as training regime or training adjunct. *J Appl Physiol* 2014, 116(11): 1446-54.
53. Higbie EJ, Cureton KJ, Warren III GL, Prior BM. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area and neural activation. *J Appl Physiol* 1996, 81(5): 2173-81.
54. Atacan B. Özel düzenlenmiş 8 haftalık pliometrik antrenmanın genç erkek futbolcularda güce ve çevikliğe etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Kırıkkale: Kırıkkale Üniversitesi, 2010.
55. Kafkas ME, Yılmaz N. İnsan hareketinin tanımlanması. İçinde: Kafkas ME (editör). *Egzersiz Profesyonelleri İçin Temel Bilimler Kitabı*. Ankara, Spor Yayınevi ve Kitabevi 2019: 14-37.
56. Colliander EB, Tesch PA. Effects of eccentric and concentric muscle actions in resistance training. *Acta Physiologica* 1990, 140(1): 31-9.
57. Farthing JP, Chilibeck PD. The Effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. *Eur J Appl Physiol* 2003, 89(6): 578-86.
58. Hody S, Rogister B, Leprince P, Wang F, Croisier JL. Muscle fatigue experienced during maximal eccentric exercise is predictive of the plasma creatine kinase (CK) response. *Scand J Med Sci Sports* 2011, 23(4): 501-7.
59. Dudley GA, Tesch PA, Miller BJ, Buchanan P. Importance of eccentric actions in performance adaptations to resistance training. *Aviat. Space Environ. Med.* 1991, 62(6): 543-50.
60. Ojasto T, Häkkinen K. Effects of different accentuated eccentric loads on acute neuromuscular, growth hormone, and blood lactate responses during a hypertrophic protocol. *J. Strength and Cond. Res* 2009, 23(3): 946-53.
61. Douglas J, Pearson S, Ross A, McGuigan M. Chronic adaptations to eccentric training: a systematic review. *Sports Med* 2017, 47(5): 917-41.

62. Roig M, O'Brien K, Kirk G, Murray R, McKinnon P, Shadgan B, Reid WD. The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med* 2009, 43(8): 556-68.
63. Handa T, Kato H, Hasegawa S, Okada J, Kato K. Comparative electromyographical investigation of the biceps brachii, latissimus dorsi and trapezius muscles during five pull exercises. *Jpn J Phys Fitness Sports Med* 2005, 54(2): 159-68.
64. Clark MA, Luccet S, Corn RJ. *Essentials of personal fitness training. National Academy of Sports Medicine (NASM)*. Arizona, Lippincott Williams and Wilkins 2008: 209-19.
65. Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, Fredericson M. Core stability exercise principles. *Curr Sports Med Rep* 2008, 7(1): 39-44.
66. Akuthota V, Nadler SF. Core strengthening. *Arch Phys Med Rehabil*.2004, 85: 86-92.
67. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KA. The importance of sensory-motor control in providing core stability. *Sports Med* 2008, 38(11): 893-916.
68. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2005, 13.5: 316-325.
69. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports Med* 2006, 36(3): 189-98.
70. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sports Med.* 2007, 35(7): 1123-30.
71. Takatani A. A correlation among core stability, core strength, core power, and kicking velocity in Division II college soccer athletes. Faculty of the School of Graduate Studies and Research. Master's Thesis, Pennsylvania; California University of Pennsylvania 2012.
72. Başandaç G. Adölesan voleybol oyuncularında ilerleyici gövde stabilizasyon eğitiminin üst ekstremite fonksiyonlarına etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Spor Fizyoterapistliği Anabilim Dalı, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2014.
73. Liemohn WP, Baumgartner TA, Gagnon LH. Measuring core stability. *J. Strength and Cond. Res* 2005, 19(3): 583.

74. Hibbs AE, Thompson KG, French D, Wrigley A, Spears I. Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Med* 2008, 38(12): 995-1008.
75. Comfort P, Pearson SJ, Mather D. An electromyographical comparison of trunk muscle activity during isometric trunk and dynamic strengthening exercises. *J. Strength and Cond. Res* 2011, 25(1): 149-54.
76. Iacono AD, Martone D, Alfieri A, Ayalon M, Buono P. Core stability training program (CSTP) effects on static and dynamic balance abilities. *Gazzetta Medica Ital* 2014, 173(4): 197-206.
77. Chulvi-Medrano I, García-Massó X, Colado JC, Pablos C, De Moraes JA, Fuster MA. Deadlift muscle force and activation under stable and unstable conditions. *J. Strength and Cond. Res* 2010, 24(10): 2723-30.
78. McCurdy KW, George AL, Mike WD, Larry PW, Kim GM. The effects of short-term unilateral and bilateral lower-body resistance training on measures of strength and power. *J. Strength and Cond. Res* 2005, 19(1): 9-15.
79. Scibek JS. The effect of core stabilization training on functional performance in swimming. Master's Thesis. Diss. University of North Carolina at Chapel Hill, 1999.
80. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine part I; Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord* 1992, 5: 383.
81. Willardson JM. Core stability training: applications to sports conditioning programs. *J. Strength and Cond. Res* 2007, 21(3): 979-85.
82. Santana JC, McGill SM, Brown LE. Anterior and posterior serape: The rotational core. *Strength Cond J* 2015, 37(5): 8-13.
83. Özmen T. Relationship between core stability, dynamic balance and jumping performance in soccer players. *Turkish J Sport Exerc* 2016, 18(1): 110-3.
84. Egesoy H, Alptekin A, Yapıcı A. Sporda kor egzersizler. *IntJCES* 2018, 4(1): 10-21.
85. Liemohn WP, Baumgartner TA, Fordham SR, Srivatsan A. Quantifying core stability: a technical report. *J. Strength and Cond. Res* 2010, 24(2): 575-9.
86. Kocahan T, Akınoğlu B, Özkan T. Sporcularda kor kaslarının statik ve dinamik dayanıklılığı arasındaki ilişkinin incelenmesi. *OTJHS* 2017, 2(3): 13-22.
87. Stevens VK, Bouche KG, Mahieu NN, Coorevits PL, Vanderstraeten GG, Danneels L.A. Trunk muscle activity in healthy subjects during bridging stabilization exercises. *BMC Musculoskeletal Disord* 2006, 7(1): 75.

88. Ayhan Ç. Üst Ektremite yaralanmalarında merkezi sütun stabilizasyon yaklaşımının etkinliği. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2011.
89. Bergmark A. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand* 1989, 60 (sup230): 1-54.
90. Retchford TH, Crossley KM, Grimaldi A, Kemp JL, Cowan SM. Can local muscles augment stability in the hip? A narrative literature review. *J Musculoskeletal Neuronal Interact* 2013, 13(1): 1-12.
91. Imai A, Kaneoka K, Okubo Y, Shiina I, Tatsumura M, Izumi S, Shiraki H. Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a stable and unstable surface. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010, 40(6): 369-75.
92. Park HJ, Oh DW, Kim SY. Effects of integrating hip movements into bridge exercises on electromyographic activities of selected trunk muscles in healthy individuals. *Man Ther* 2014, 19(3): 246-51.
93. Yang HS, Lee YS, Jin SA. Effect of evidence-based trunk stability exercises on the thickness of the trunk muscles. *J Phys Ther Sci* 2015, 27(2): 473-5.
94. Faries MD, Greenwood M. Core training: stabilizing the confusion. *Strength Cond J* 2007, 29(2): 10.
95. Gibbons SG, Comerford MJ. Strength versus stability part 1; concepts and terms. *Orthop Division Rev* 2001, 2: 21-7.
96. Comerford MJ, Mottram SL. Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Man Ther* 2001, 6(1): 3-14.
97. Fortin M, Videman T, Gibbons LE, Battie MC. Paraspinal muscle morphology and composition: a 15-yr longitudinal magnetic resonance imaging study. *Med Sci Sports Exerc* 2014, 46(5): 893-901.
98. Schlaeger S, Inhuber S, Rohrmeier A, Dieckmeyer M, Freitag F, Klupp E, Rummeny EJ. Association of paraspinal muscle water-fat MRI-based measurements with isometric strength measurements. *Eur Radiol.* 2019, 29(2): 599-608.
99. Kalichman L, Hodges P, Li L, Guermazi A, Hunter DJ. Changes in paraspinal muscles and their association with low back pain and spinal degeneration: CT study. *Eur Spine J.* 2010, 19(7): 1136-44.

100. Hamlyn N, Behm DG, Young WB. Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities. *J. Strength and Cond. Res* 2007, 21(4): 1108.
101. Storheim K, Holm I, Gunderson R, Brox JI, Bø K. The effect of comprehensive group training on cross-sectional area, density, and strength of paraspinal muscles in patients sick-listed for subacute low back pain. *J Spinal Disord Tech* 2003, 16(3): 271-9.
102. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007, 37(12): 754-62.
103. Dahlqvist JR, Vissing CR, Hedermann G, Thomsen C, Vissing J. Fat replacement of paraspinal muscles with aging in healthy adults. *Med Sci Sports Exerc* 2017, 49(3): 595-601.
104. Colado JC, Pablos C, Chulvi-Medrano I, Garcia-Masso X, Flandez J, Behm DG. The progression of paraspinal muscle recruitment intensity in localized and global strength training exercises is not based on instability alone. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011, 92(11): 1875-83.
105. Dönmez G, Ak E, Ödek U, Özberk N, Korkusuz F. Sporda hareket analizi. *TOTBD Dergisi* 2014, 13: 369–80.
106. Taşdemirci Ç, Kışioğlu Y. Ön kol kaslarında kavrama esnasında oluşan kuvvetin emg sinyalleri ile belirlenmesi ve analizi. *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi* 2017, 5(2): 455-65.
107. Serbest K, Eldoğan O. İskelet kaslarının yapısı ve biyomekaniği. *Akademik Platform Mühendislik ve Fen Bilimleri Dergisi* 2014, 2(3): 41-51.
108. Çelik Y, Pektaş Ö. Filter design to filter emg signals using fast block least mean square. 4th International Symposium on Innovative Technologies in Engineering and Science. Antalya, 2016: 1428-34.
109. Öртеş F, Karabulut D, Arslan, YZ. İnsan kolu protezleri için emg sinyallerinin özneteliklerinin elde edilmesi ve sınıflandırılması. IEEE international conference on industrial engineering and engineering management 2014: 1-7.
110. Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso IA. method for positioning electrodes during surface emg recordings in lower limb muscles. *J. Neurosci. Methods* 2004, 134(1): 37-43.

111. Türker H, Sözen H. Surface electromyography in sports and exercise. *Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research-Publisher: InTech* 2013: 181.
112. Zergeroğlu AM. Farklı diz açıları ve tibia pozisyonlarında yapılan izometrik egzersizin vastus medialis ve rectus femoris kasları üzerine etkisinin emg çalışması ile incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizyoloji Anabilim Dalı, Spor Hekimliği Bilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara; Ankara Üniversitesi, 1997.
113. Eser C. Yüzey emg ölçümleri sırasında kaydedilen mvc (maximum voluntary contraction) ile kuvvet ilişkisinin incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyofizik Programı. Yüksek Lisans Tezi, Ankara; Hacettepe Üniversitesi, 2018.
114. Şaylı Ö, Çotuk HB. Use of entropy, spectral parameters and recurrence quantification analysis for the evaluation of muscle fatigue from surface electromyography. 19th National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT) 2015: 1-3.
115. Disselhorst-Klug C, Schmitz-Rode T, Rau G. Surface electromyography and muscle force: limits in semg-force relationship and new approaches for applications. *Clin Biomech* 2009, 24(3): 225-35.
116. Sözen H. Eliptik Bisiklet, Koşu Bandı ve Bisiklet Egzersizleri Sırasında Kas Aktivasyonlarının Karşılaştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Samsun; Ondokuz Mayıs Üniversitesi 2009.
117. Cerrah AO, Ertan H, Soylu AR. Spor bilimlerinde elektromiyografi kullanımı. *Sportmetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi* 2010, 8(2): 43-9.
118. Çankaya T. İzometrik, konsentrik ve eksentrik kontraksiyonlarla yapılan direnç egzersizleri sonrası toparlanma sürecinde kas hasarı ve emg cevaplarının incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Antrenörlük Eğitimi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Manisa; Abant İzzet Baysal Üniversitesi, 2012.
119. Erdağ D. Arkadan ve önden yarım squat hareketlerinin emg ve kinematik analizlerinin karşılaştırılması. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Beden Eğitimi ve Spor Programı. Doktora Tezi, Lefkoşa; Yakın Doğu Üniversitesi, 2014.
120. Farina D, Merletti R, Stegeman DF. *Biophysics of the generation of emg signals. Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. New York City, IEEE Press 2004: 81-105.

121. Ada N. Yürüme analizinde bacak kaslarının yüzeyel emg ile değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Anatomi Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Edirne: Trakya Üniversitesi, 2015.
122. Gonzalez AM, Ghigiarelli JJ, Sell KM, Shone EW, Kelly CF, Mangine GT. Muscle activation during resistance exercise at 70% and 90% 1repetition maximum in resistance trained men. *Muscle and Nerve* 2017, 56(3): 505-9.
123. Cram JR, Durie M. The history of muscle dysfunction and surface electromyography the basics of surface electromyography. In: Criswell, E (eds). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*, 2th ed. Massachussets, Jones and Bartlett Publishers 2005: 175-89
124. Aktan ME, Göker İ, Akdoğan E, Öztürk B. Design, implementation and performance analysis of a microcontroller based wireless electromyography device. Medical Technologies National Congress 2017: 1-4.
125. McAllister MJ, Schilling BK, Hammond KG, Weiss LW, Farney TM. Effect of grip width on electromyographic activity during the upright row. *J. Strength and Cond. Res* 2013, 27(1): 181-7.
126. American College of Sports Medicine. *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. 10th ed. Philadelphia; Lippincott, Williams and Wilkins 2017.
127. World Health Organization (WHO)
[https://www.who.int/data/gho/data/themes/theme-details/GHO/body-mass-index\(bmi\)](https://www.who.int/data/gho/data/themes/theme-details/GHO/body-mass-index(bmi)) Son erişim tarihi (22 Şubat 2021).
128. Premkumar K. Kas Sistemi. İçinde: *Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı*. Yoldan İ, Özdiñler AR. (Çeviri editörleri). *Anatomy and Physiology*, Premkumar K. 3. Baskı, İstanbul, İstanbul Tıp Kitabevi, 2015: 150-1.
129. Konrad P. *The Abc of emg. A Practical introduction to kinesiological electromyography*. Arizona, Noraxon Inc 2005, 1: 30-5.
130. The SENIAM project (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles). European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. <http://www.seniam.org>. Son erişim tarihi (22 Şubat 2021).
131. Soylu AR. Spor bilimleri için yüzey elektromyografi: Olası hata kaynakları ve bazı teknik detaylar. Tıp Fakültesi, Biyofizik Anabilim Dalı. Ankara; Hacettepe Üniversitesi, 2010: 1-37.
132. Florimond V. *Basics of surface electromyography applied to physical rehabilitation and biomechanics*. Montreal, Canada: Thought Technology Ltd., 2009:14-43

133. Halaki M, Ginn K. Normalization of EMG signals: to normalize or not to normalize and what to normalize to. In: Ganesh RN (eds). *Computational intelligence in electromyography analysis-a perspective on current applications and future challenges*, 1th ed. Rijeka, Published by In Tech, 2012: 175-94.
134. Merletti R, Farina D. *Surface electromyography: physiology, engineering, and applications*. New Jersey, Published by John Wiley & Sons, 2016: 54-273.
135. Boettcher CE, Ginn KA, Cathers I. Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG. *J Orthop Res* 2008, 26(12): 1591-7.
136. McDonald AC, Sonne MWL, Peter J. Keir PJ. Optimized maximum voluntary exertion protocol for normalizing shoulder muscle activity. *Int Biomech*. 2017, 4(1): 9-16.
137. McDonald-Garcia FJ, Grenier SG, McGill SM. Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Phys. Ther.* 2000, 80(6): 564-9.
138. Miller TA. *NSCA's Guide to Tests and Assessments*. Kaliforniya, Human Kinetics 2012: 147-89.
139. Brzycki M. Assessing Strength You can judge 1-RM by formula without trying risky maximum lifts. *Fitness Management* 2000: 34-7.
140. Behnke RS. *Kinetic anatomy*. Kaliforniya, Human Kinetics, 2012: 55-105.
141. Azar JA. Effects of unstable versus stable free weights on surface emg of shoulder musculature in males. The faculty of the College of Health Sciences and Professions. PhD Thesis. Ohio: Ohio University, 2016.
142. Kim SH, Kwon OY, Kim SJ, Park KN, Choung SD, Weon JH. Serratus anterior muscle activation during knee push-up plus exercise performed on static stable, static unstable, and oscillating unstable surfaces in healthy subjects. *Phys Ther Sport* 2014, 15(1): 20-5.
143. Uribe BP, Coburn JW, Brown LE, Judelson DA, Khamoui AV, Nguyen D. Muscle activation when performing the chest press and shoulder press on a stable bench vs. a Swiss ball. *J. Strength and Cond. Res* 2010, 24(4): 1028-33.
144. 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.

145. Koehler JD. How Grip Variation Effects Shoulder Complex Muscle Activation During the Pull-Up. Symposium on Undergraduate Research and Creative Expression (SOURCE) 2020: 867.
146. Schoenfeld B, Sonmez RGT, Kolber MJ, Contreras B, Harris R, Ozen S. Effect of hand position on EMG activity of the posterior shoulder musculature during a horizontal abduction exercise. *J. Strength and Cond. Res* 2013, 27(10): 2644-9.
147. Dickie JA, Faulkner JA, Barnes MJ, Lark SD. Electromyographic analysis of muscle activation during pull-up variations. *J Electromyogr Kinesiol* 2017, 32: 30-6.
148. AdavamPurath F, Raza S, Moiz JA, Mujaddadi A, Bhati P. Activity of shoulder girdle muscles during the perfect push-up and push-up bar exercises using different hand positions in young overhead athletes. *Sport Sci Health* 2020, 16(1): 65-73.
149. Raizada S, Bagchi A. A Comparative electromyographical investigation of latissimus dorsi and biceps brachii using various hand positions in pull ups. *Indian J Public Hlth.* 2019, 10(7): 1625.
150. Hajilou B, Anbarian M, Golparian M. The comparison of the electromyography activities in the latissimus dorsi and trapezius muscles during two types of strength training. *J Practical Studies Biosci Sport* 2017, 5(9): 43-51.
151. Kim YS, Kim DY, Ha MS. Effect of the push-up exercise at different palmar width on muscle activities. *Phys Ther Rehabil Sci J* 2016, 28(2): 446-9.
152. Burnett A, Adam B, Kevin N. Back stress and assistance exercises in weightlifting. *ISBS-Conference Proceedings* 2008, 1(1): 421-4

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ



EK-2. ETİK KURUL ONAYI



EK-2. ETİK KURUL ONAYI (DEVAMI)



EK-2. ETİK KURUL ONAYI (DEVAMI)



EK-3. ARAŞTIRMA İZİN YAZISI



EK-4. BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ ONAM FORMU



EK-4. BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ ONAM FORMU (DEVAMI)

