



**GELENEKSEL VE SÜSPANSİYON TABANLI BULGARIAN SPLIT
SQUAT EGZERSİZİ SIRASINDA GÖVDE POZİSYONUNUN KASSAL
AKTİVASYONLAR ÜZERİNE ETKİSİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Elif AYGÜN POLAT

**DOKTORA TEZİ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

HAZİRAN 2023

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Elif AYGÜN POLAT

13.06.2023

GELENEKSEL VE SÜSPANSİYON TABANLI BULGARIAN SPLIT SQUAT
EGZERSİZİ SIRASINDA GÖVDE POZİSYONUNUN KASSAL AKTİVASYONLAR
ÜZERİNE ETKİSİNİN KARŞILAŞTIRILMASI
(Doktora Tezi)

Elif AYGÜN POLAT

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Haziran 2023

ÖZET

Optimum güç gelişimini sağlamak için uygun aktivasyon tekniklerinin uygulanması ve eğitilmesi büyük önem taşır. Sportif aktiviteler sırasında kritik olan lumbo-pelvik-kalça kompleksi kaslarının aktivasyonlarını arttırarak dize etkiyen gerilim kuvvetlerini en aza indirecek egzersiz varyasyonlarının etkilerinin bilinmesi yaralanmaların önlenmesi açısından son derece önemlidir. Bu çalışmanın amacı geleneksel ve süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizi sırasında kassal aktivasyonları karşılaştırmak ve gövde pozisyonun kassal aktivasyonlar üzerine etkisini incelemektir. Çalışmaya, 18-25 yaş aralığında farklı branşlardan (badminton, boks, flag futbol, futbol, kickbox, masa tenisi, taekwando) 21 kadın sporcu (yaş: $20,3 \pm 2,5$ yıl) dahil edildi. Çalışmaya katılan bireylerin gövde nötralde ve gövde fleksiyonda olmak üzere geleneksel ve süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizleri sırasında gluteus medius (GMed), gluteus maksimus (GMax), vastus lateralis (VL), rektus femoris (RF), vastus medialis (VM), semitendinosus (ST), biceps femoris (BF), erektör spina (ES) kaslarının aktivasyonları yüzeyel EMG ile ölçüldü. Çalışmamızın sonucunda ES dışındaki kas gruplarında egzersizlerin süspansiyon tabanlı yapılması kas aktivasyonlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişikliğe sebep olmazken ($p > 0,05$), GMax, BF, RF kaslarının aktivasyonlarının gövde pozisyonundan etkilendiği, gövde fleksiyonu ile aktivasyonlarının arttığı bulundu ($p < 0,05$). Bu artış GMax ve BF kaslarında her iki zeminde de görülürken, RF kasında yalnızca sert zeminde mevcuttu. Buna karşın ES, ST, VM, VL ve GMed kaslarında gövde pozisyonu ile istatistiksel olarak anlamlı aktivasyon farklılığı saptanmadı ($p > 0,05$). Sonuçlarımız, Bulgarian split squat egzersizinin süspansiyonlu zeminde ve gövde fleksiyon pozisyonunda yapılmasının kas aktivasyonları açısından daha etkili bir strateji olabileceğini düşündürmektedir. Bu özellikle ES, GMax, BF, RF kasları ile ilgilidir. ST, VM, VL ve GMed kas sisteminin aktivasyonlarının en iyi nasıl arttırılabileceğini belirlemek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Bilim Kodu : 1024
Anahtar Kelimeler : Süspansiyon eğitimi, Kas aktivasyonu, Yüzeyel elektromiyografi, Gövde pozisyonu, Bulgarian split squat
Sayfa Adedi : 74
Danışman : Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL

COMPARISON OF THE EFFECT OF TRUNK POSITION ON MUSCLE
ACTIVATIONS DURING TRADITIONAL AND SUSPENSION BASED BULGARIAN
SPLIT SQUAT EXERCISE

(Ph. D. Thesis)

Elif AYGÜN POLAT

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

June 2023

ABSTRACT

It is essential to practice and train appropriate activation techniques to ensure optimum strength development. Knowing the effects of exercise variations that will minimize the tension forces acting on the knee by increasing the activation of the lumbo-pelvic-hip complex muscles, which are critical during sports activities, is extremely important in terms of preventing injuries. The aim of this study is to compare muscular activations during traditional and suspension-based Bulgarian split squat exercise and to examine the effect of trunk position on muscular activations. 21 female athletes (age: 20.3 ± 2.5 years) from different branches (badminton, boxing, flag football, football, kickbox, table tennis, taekwondo) between the ages of 18-25 were included in the study. The activation of the gluteus medius (GMed), gluteus maximus (GMax), vastus lateralis (VL), rektus femoris (RF), vastus medialis (VM), semitendinosus (ST), biceps femoris (BF), erektor spina (ES) muscles of the individuals participating in the study during traditional and suspension-based Bulgarian split squat exercises, in neutral and trunk flexion, was measured by surface EMG. As a result of our study, while suspension-based exercises in muscle groups other than ES did not cause a statistically significant change in muscle activations ($p > 0.05$), it was found that the activations of GMax, BF, RF muscles were affected by trunk position, and their activations increased with trunk flexion ($p < 0.05$). While this increase was seen in GMax and BF muscles on both surfaces, it was only present in RF muscle on hard ground. On the other hand, there was no statistically significant activation difference with trunk position in ES, ST, VM, VL and GMed muscles ($p > 0.05$). Our results suggest that performing Bulgarian split squat exercise on suspended ground and trunk flexion position may be a more effective strategy in terms of muscle activation. This is especially relevant for the ES, GMax, BF, RF muscles. More studies are needed to determine how best to increase the activations of the ST, VM, VL, and GMed musculature.

Science Code : 1024
Key Words : Suspension training, Muscle activation, Surface electromyography,
Trunk position, Bulgarian split squat
Page Number : 74
Supervisor : Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL

TEŞEKKÜR

Lisansüstü eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini titizlikle aktaran, akademik gelişimimde büyük katkıları olan, desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL'e,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, verdiği akademik desteğin yanı sıra her koşulda yanımda olan Sayın Prof. Dr. Nihan KAFA'ya,

Tez verilerimin toplanmasında büyük emeği olan ve ortaya çıkan her türlü sorunda yardımını esirgemeyen sevgili çalışma arkadaşım Sonay GÜRÜHAN'a,

Tezimin gerçekleştirilmesindeki değerli katkı ve desteklerinden dolayı Ankara Büyükşehir Belediyesi Fomget Kadın Futbol Takımı Yardımcı Antrenörü Sayın Kezban GÜLŞEN EŞKİL başta olmak üzere tüm takım oyuncularına,

Aynı süreçlerden geçerken yardımları ve dostluğuyla çalışma hayatımdaki en büyük desteğim, yol arkadaşım Sevim Beyza ÖLMEZ'e,

Beni hayatımın her aşamasında destekleyen, emeğini hiçbir zaman ödeyemeyeceğim sevgili annem Neşe AYGÜN, sevgili babam Cem AYGÜN ve abim Erdem AYGÜN'e,

Bana olan inancı ve sevgisiyle her koşulda yanımda olan sevgili eşim Yusuf POLAT ve varlığı ile bana daima güç veren canım oğlum Uraz POLAT'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Süspansiyon Egzersizleri	5
2.1.1. Tarihçesi.....	5
2.1.2. Süspansiyon sistemine genel bakış	5
2.2. Fonksiyonel Egzersiz Sistemi	7
2.3. Lumbopelvik Kalça Kompleksi	8
2.3.1. Lumbopelvik kalça kompleksi ve yaralanma riski.....	9
2.3.2. Lumbopelvik kalça kompleksi ve süspansiyon sistemi	12
2.4. Elektromyografi (EMG).....	13
2.4.1. Yüzeyel elektromyografi (yEMG)	14
2.4.2. Yüzeyel elektromiyografi kullanımı avantaj ve dezavantajları	15
2.4.3. Yüzeyel elektromiyografi sinyallerini etkileyen faktörler	16
2.4.4. Maksimum istemli izometrik kontraksiyon (MİİK).....	16
2.4.5. Yüzeyel elektromiyografi uygulamaları	17
2.5. Squat Türlerine Göre Kassal Aktivasyonların İncelenmesi	18

	Sayfa
3. GEREÇ VE YÖNTEM	21
3.1. Bireyler.....	21
3.1.1. Çalışmaya dahil edilme kriterleri	21
3.1.2. Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri	21
3.2. Yöntem.....	21
3.3. Değerlendirme Yöntemleri.....	22
3.3.1. Modifiye Borg skalası (MBS).....	22
3.3.2. Kassal aktivasyonun değerlendirilmesi.....	23
3.3.3. Yüzeysel EMG ölçüm yöntemi	23
3.3.4. Maksimum istemli izometrik kontraksiyon (MİİK).....	24
3.3.5. Fonksiyonel egzersiz uygulamaları.....	25
3.3.6. Elektromyografik analiz.....	29
3.4. İstatistiksel Analiz	29
4. BULGULAR	31
4.1. Bireylerin Demografik Bilgileri.....	31
4.2. Her Bir Kas Grubunda Egzersiz Varyasyonlarının Etkilerinin Karşılaştırılması	32
4.2.1. Erektör Spina kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar.....	33
4.2.2. Gluteus Maksimus kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar.....	34
4.2.3. Biseps Femoris kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar.....	36
4.2.4. Semitendinosus kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar.....	38
4.2.5. Vastus Medialis kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar.....	39
4.2.6. Vastus Lateralis kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar.....	40

Sayfa

4.2.7. Rektus Femoris kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar.....	42
4.2.8. Gluteus Medius kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar.....	43
5. TARTIŞMA	47
5.1. Süspansiyon Egzersizlerinin Kassal Aktivasyonlara Etkisi	47
5.2. Gövde Pozisyonunun Kassal Aktivasyonlara Etkisi	52
5.3. Limitasyon.....	54
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	55
KAYNAKLAR	57
EKLER.....	65
EK-1. Etik Komisyon İzni	66
EK-2. Aydınlatılmış Onam Formu	69
EK-3. Değerlendirme Formu	71
EK-4. Görseller İçin İzin Metni	72
ÖZGEÇMİŞ	73

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.1. Katılımcıların demografik verileri.....	31
Çizelge 4.2. Spor branşına göre kişi sayısı	32
Çizelge 4.3. Her bir kas grubu için MİİK değerleri.....	32
Çizelge 4.4. ES kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları	33
Çizelge 4.5. ES kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması	33
Çizelge 4.6. ES kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları.....	34
Çizelge 4.7. ES kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması	34
Çizelge 4.8. GMax kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları	34
Çizelge 4.9. GMax kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması	35
Çizelge 4.10. GMax kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları	35
Çizelge 4.11. GMax kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması	36
Çizelge 4.12. BF kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları.....	36
Çizelge 4.13. BF kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması.....	36
Çizelge 4.14. BF kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları.....	37
Çizelge 4.15. BF kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması	37
Çizelge 4.16. ST kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları.....	38
Çizelge 4.17. ST kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması.....	38
Çizelge 4.18. ST kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları	38
Çizelge 4.19. ST kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması	39
Çizelge 4.20. VM kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları	39

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.21. VM kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması	39
Çizelge 4.22. VM kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları	40
Çizelge 4.23. VM kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması	40
Çizelge 4.24. VL kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları	40
Çizelge 4.25. VL kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması.....	41
Çizelge 4.26. VL kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları	41
Çizelge 4.27. VL kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması	41
Çizelge 4.28. RF kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları.....	42
Çizelge 4.29. RF kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması.....	42
Çizelge 4.30. RF kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları.....	43
Çizelge 4.31. RF kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması	43
Çizelge 4.32. GMed kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları	43
Çizelge 4.33. GMed kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması	44
Çizelge 4.34. GMed kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları	44
Çizelge 4.35. GMed kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması	44

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Yüzeyel EMG kullanım alanları	15
Şekil 4.1. Hasta akış diyagramı	31

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Gövde nötralde geleneksel Bulgarian split squat.....	26
Resim 3.2. Gövde fleksiyonda geleneksel Bulgarian split squat	27
Resim 3.3. Gövde nötralde süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat	28
Resim 3.4. Gövde fleksiyonda süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat.....	29

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Açıklamalar

%	Yüzde
cm	Santimetre (Centimeter)
dk	Dakika
kg	Kilogram
kΩ	Kilo-ohm
m ²	Metrekare
n	Kişi sayısı
p	İstatistiksel yanılma düzeyi
sn	Saniye

Kısaltmalar

Açıklamalar

BF	Biceps femoris
EMG	Elektromiyografi
EO	Eksternal oblik
ES	Erektör Spina
FLEX	Fleksiyon
GBSS	Geleneksel Bulgarian split squat,
GMax	Gluteus maksimus
GMed	Gluteus medius
H/Q	Hamstring-Kuadriseps oranı
LM	Lomber multifidus
LPKK	Lumbopelvik kalça kompleksi
MBS	Modifiye Borg skalası
MİİK	Maksimal istemli izometrik kontraksiyon
NÖTR	Nötral
ÖÇB	Ön çapraz bağ

Kısaltmalar**Açıklamalar**

PFAS	Patella femoral ağrı sendromu
RA	Rektus abdominis
RF	Rektus femoris
SBSS	Süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat
SE	Süspansiyon egzersizleri
SENIAM	European recommendations for surface electromyography
SIAS	Spina iliaca anterior superior
SM	Semimembranosus
ST	Semitendinosus
TRX®	Total resistance exercise
VI	Vastus intermedius
VKİ	Vücut kitle indeksi
VL	Vastus lateralis
VM	Vastus medialis
VML	Vastus medialis longus
VMO	Vastus medialis obliquus
yEMG	Yüzeyel elektromiyografi

1. GİRİŞ

Yaralanma önleme veya yaralanma sonrası rehabilitasyon programlarının en büyük ve en etkili parametresi, uygun bireyselleştirilmiş kuvvet antrenmanıdır. Ancak, izole kas kuvvetlendirmeye odaklanan geleneksel kuvvetlendirme programları, optimal performans ve kuvvet gelişimi için gerekli olan nöromusküler koordinasyonu sağlamada yetersizdir [1]. Birçok kas grubunun sinerji içinde çalıştığı çok düzlemli ve çok eklemlili egzersizleri içeren fonksiyonel egzersizler ise, merkezi sinir sisteminin daha aktif çalışmasına ve iyi stabilizasyon ve güçlü motor paternler geliştirmesine olanak tanıyan koordineli kuvvete dayanır [2, 3].

Süspansiyon egzersizleri (SE), kapalı kinetik zincir egzersizlerini stabil olmayan bir ortamla birleştirerek yüksek düzeyde nöromusküler aktivasyon sağlamayı amaçlayan, bireylerin kendi vücut ağırlıkları ile güvenli bir şekilde çalışmalarını sağlamak için geliştirilmiş fonksiyonel egzersizlerdir [4].

Süspansiyon sistemi ile yapılan antrenman, kişinin kendi vücut ağırlığının direnci ile egzersiz yapmasına olanak sağlar ve uygulanan yüke rağmen osteoartiküler sistemin aşırı yüklenmesini ortadan kaldırmayı amaçlar. Kapalı kinetik zincirde çalışmak, eklemlere etkiyen kesme kuvvetini sınırlamayı ve bu kuvvete direnmeyi mümkün kılar. Bu özelliklerinden dolayı süspansiyon sistemleri son derece güvenlidir [5]. Buna ek olarak, satın alınabilirlik, kurulum ve taşıma kolaylığı, süspansiyon sistemlerini geleneksel egzersiz ekipmanlarından daha avantajlı hale getirir [6].

Süspansiyon eğitiminde eller veya ayaklar genellikle tek bir bağlantı noktası ile desteklenerek süspanse edilirken, vücudun diğer ucu zemin ile temas halindedir [7]. Sistemin sağladığı instabilite, altta tutma yerleri olan ve tek bir bağlantı noktası etrafında dönerek sarkaç görevi gören bir halat sisteminden kaynaklanmaktadır [8]. Süspansiyon egzersizleri vücut pozisyonu ve halatın bağlantı noktası değiştirilerek farklı yoğunluklarda yapılabilir. Rehabilitasyon amaçlı kullanıldığında, vücut ağırlığının düşük bir yüzdesi dahil edilerek stabil taban desteği tercih edilirken, yüksek performanslı çalışmalar için instabilitenin ve vücut ağırlığı yüzdesinin artırılması oldukça zorlayıcı olmaktadır [3].

SE'nin sıklıkla uygulanması ile son yıllarda bu egzersiz yönteminin biyomekanik ve nöromüsküler etkilerine odaklanan çalışmaların sayısı artmıştır. Süspansiyon sistemli vücut ağırlığı egzersizlerinin konvansiyonel egzersizlere göre artmış kas aktivasyonu, omurgaya daha düşük basınç yükü, performans artışı, kalori harcamasında potansiyel artış ve kardiyovasküler iyileşmeler sağladığı bildirilmiştir [2, 5, 7, 9]. SE'nin hem atletik performans hem de rehabilitasyon açısından kuvvet eğitiminde bu denli kıymetli olması ve bu yeni eğitim yönteminin egzersiz sırasındaki spesifik etkilerinin tam olarak bilinmemesi en etkili kuvvet eğitimi konusunda kafa karışıklığı yaratmaktadır.

Lumbopelvik kalça kompleksi (LPKK) kinetik zincirin merkezidir ve atletik harekette kuvvet oluşumu ve transferinden sorumludur. LPKK'nin vücudun geri kalanıyla bağlantısı düşünüldüğünde ekstremitelerin yaralanma riski açısından kritik öneme sahiptir [10]. Bu nedenle bu kasların en etkili şekilde aktivasyonunu sağlayacak egzersiz varyasyonlarının bilinmesi hem optimal performansa ulaşmak hem de yaralanmaları önlemek açısından kritiktir. Bunun yanı sıra klinikte sıklıkla kullanılan egzersizlerde bazı modifikasyonların ya da pozisyonel değişikliklerin kassal aktivasyonları değiştirebileceği bilinmektedir. Özellikle gövde pozisyonu bu açıdan önemli olabilir.

Klinikte Bulgarian split squat egzersizi sıklıkla kullanılsa da varyasyonlarının ve farklı gövde pozisyonunun alt ekstremitte kassal aktivasyonlarını nasıl ve ne ölçüde etkileyeceği açık değildir. Bu nedenle bu çalışmanın amacı geleneksel ve süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizi sırasında kassal aktivasyonları karşılaştırmak ve gövde pozisyonun kassal aktivasyonlar üzerine etkisini incelemektir. Çalışmanın hipotezleri aşağıda belirtilmiştir:

Hipotez 1

H₀: Geleneksel ve süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizi sırasında kassal aktivasyonlar arasında fark yoktur.

H₁: Geleneksel ve süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizi sırasında kassal aktivasyonlar arasında fark vardır.

Hipotez 2

H₀: Geleneksel ve süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizi sırasında gövde pozisyonu kassal aktivasyonları etkilemez.

H₁: Geleneksel ve süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizi sırasında gövde pozisyonu kassal aktivasyonları etkiler.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Süspansiyon Egzersizleri

Süspansiyon eğitimi, kişinin tek bir egzersiz rutininde koordinasyonu, gücü, kuvveti, kor stabiliteyi, dayanıklılığı ve esnekliği geliştirebileceği, aerobik ve direnç eğitiminin birleştirilmesiyle karakterize fonksiyonel bir eğitimidir [11, 12]. Süspansiyon sistemleri kullanılarak yapılan farklı egzersizler ile tüm vücut kuvvetinin artmasının yanı sıra, çoklu düzlemde yapılan hareketler sayesinde birden fazla kas grubunu aynı anda eğitmek ve vücut ağırlığını kullanarak dirençli antrenman yapmak mümkün olmaktadır [13, 14].

2.1.1. Tarihçesi

Son yıllarda popüleritesi artmış olsa da süspansiyon eğitimi aslında askeri personel ve kaya tırmanışçıları tarafından yaşam tarzlarının gerektirdiği zorluklara kendilerini hazır tutmak için bir asırdan fazla bir süredir kullanılmaktadır. Süspansiyon eğitiminin sembolü olan, “Total Resistance Exercise” kelimelerinden oluşan (TRX®), 1990'larda Amerikan Donanması'nın özel deniz – hava – kara kuvvetlerinden olan Navy SEALs'de görev alan Randy Hetrick adlı bir komando, görevini yerine getirirken optimum fiziksel kondisyonda kalmak için fikirler aramaya başladığı zaman doğmuştur. Bu gün artık süspansiyon eğitimi, futbol, basketbol, dövüş sanatları, boks gibi farklı disiplinlerde birçok üst düzey sporcu için egzersiz programlarının temeli haline gelmiştir [15].

2.1.2. Süspansiyon sistemine genel bakış

Süspansiyon sistemleri her ortamda kullanılabilen ve bireylerin kendi vücut ağırlıklarıyla yaralanma riski olmadan çalışabilmeleri amaçlarıyla tasarlanmış bir egzersiz ekipmanıdır.

Süspansiyon eğitiminde eller veya ayaklar genellikle tek bir bağlantı noktası ile desteklenerek süspansiyon edilirken, vücudun diğer ucu zemin ile temas halindedir [7]. Süspansiyon eğitimi bu yönüyle diğer geleneksel egzersizlerden ayrılır. Sistemin sağladığı instabilite, altta tutma yerleri olan ve tek bir bağlantı noktası etrafında dönerek sarkaç görevi gören bir halat sisteminden kaynaklanmaktadır [8]. Tek bir bağlantı noktasına sahip olmak, kullanıcının egzersizleri tam eklem hareket açıklığında ve daha kontrollü yapabilmesini

sağlamasının yanı sıra süspansiyon eğitim ekipmanının kurulumunu ve ayarlanmasını da kolaylaştırır [7].

Süspansiyon egzersizleri, vücut pozisyonu ve halatın bağlantı noktasına göre farklı pozisyonlarda yapılabilir. Kişi ayakta iken, bağlantı noktası kişinin arkasında, önünde, sağ ve sol tarafında olacak şekilde pozisyonlanabilir. Sırtüstü, yüzüstü ve yan yatış pozisyonları da diğer üç temel egzersiz pozisyonunu oluşturur. Uygulanacak egzersizin ya da kişinin gerektirdiği durumlara göre süspansiyon halatının uzunluğu ayarlanarak hareketin kalitesi ve etkinliği sağlanır. Tek ekstremite süspanse edileceği zaman (tek el veya tek ayak) iki ayrı halat kolayca birleştirilerek güvenli bir şekilde kilitlenir. Bu şekilde tek bir bağlantı noktasına bağlı olan halata asılma şekline göre de, tek el (sağ veya sol), çift el, tek ayak (sağ veya sol) ve çift ayak olmak üzere egzersizler çeşitlendirilebilir [3].

Süspansiyon egzersizleri kolaydan zora, karmaşık ve dinamik hareketlere kadar çeşitli konfigürasyonlarda olabilir. Kişi tecrübesiz olsa dahi ekipmana kolaylıkla aşına olabilir ve seviyesine göre bir egzersiz rutini oluşturarak ilerleyebilir. Egzersizler direnç ve/veya stabilite kolayca ayarlanabilecek şekilde düzenlenebilir [15]. Yoğunluk seviyesi kullanıcının tercihlerine göre ayarlanabilir. Rehabilitasyon amaçlı kullanıldığında, vücut ağırlığının düşük bir yüzdesi dahil edilerek stabil taban desteği tercih edilirken, yüksek performanslı çalışmalar için instabilitenin ve vücut ağırlığı yüzdesinin artırılması oldukça zorlayıcı olmaktadır.

Egzersizlerin yoğunluğu, stabilite, vektör direnci ve sarkaç prensipleri olmak üzere 3 temel prensibe dayanır [7].

Stabilite prensibi

Ağırlık merkezine göre destek yüzeyinin boyutu ve konumu egzersizin stabilitesini belirler. Vücudun zeminle temas noktaları azaldıkça vücut ağırlık merkezi destek yüzeyinin dışına doğru kayar ve stabilite azalır. Dikey pozisyonda, egzersizler ayaklar açık pozisyondan ayaklar kapalı pozisyona, çift bacak ayakta duruş pozisyonundan tek bacak ayakta duruş pozisyona geçilerek zorlaştırılabilir. Yatay pozisyondaki egzersizlerde ise yerçekimi çizgisi destek taban yüzeyden yükseldikçe (dikey yönde uzaklaştıkça) hareketlerin stabilitesi azalır [16].

Vektör direnci prensibi

Bu prensibe göre, vücudun zemine göre açısı, egzersizin direncini belirler [7]. Kişi bağlantı noktasına yaklaştıkça diğer bir deyişle vücudun eğimi arttıkça yerçekimi direnci artacağından egzersiz zorlaşırken, kişi bağlantı noktasından uzaklaştıkça vücudun eğimi azalacağından egzersiz kolaylaşır [16].

Sarkaç prensibi

Süspansiyon halatının nötral pozisyonu bağlantı noktasından aşağıya sarktığı dikey pozisyonudur. Horizontal düzlemdeki egzersizlerde halatın nötral pozisyonuna göre başlangıç pozisyonun değiştirilmesi ile egzersizlerin zorluk derecesi ayarlanabilir. Egzersize bağlantı noktasından ileride başlamak, halatının yerçekiminin etkisi ile yapılan hareket yönünde salınımını sağlayarak egzersizi kolaylaştırırken, bağlantı noktasının gerisindeki başlangıç pozisyonu ters yöne salınım sağlayarak yapılan harekete direnç oluşturur [16, 17].

2.2. Fonksiyonel Egzersiz Sistemi

Fonksiyonel eğitim, birden fazla kas grubunun sinerjik katılımıyla gerçekleşen ve bu sayede antrenmanda verimin arttığı bir eğitim sistemidir. İzole kas fonksiyonundan ziyade algılanan hareketin kalitesine odaklanılan bir sistemdir.

Günlük yaşam aktiviteleri sırasında vücut izole kalıplarda hareket etmez. İşlevsel ya da işlevsiz olsun, entegre bir birim olarak hareket eder. Günlük aktivitelerin daha yüksek verimlilikle ve daha düşük yaralanma riskiyle gerçekleştirilmesine yardımcı olan fonksiyonel eğitim, bireysel egzersiz yapılarını oluşturmaya çalışır. Aynı zamanda kassal dengeyi iyileştirerek omurga stabilizasyon sisteminin güçlenmesine yol açar, eklem stabilitesi üzerinde olumlu etkisi vardır. Bu sayede kas-iskelet sistemi yaralanmalarının önlenmesine önemli ölçüde katkıda bulunur. Fonksiyonel eğitim vücudun günlük fiziksel aktivitelerini gerçekleştirme ve bu tür kassal fonksiyonları ezberleme şeklini yeniler ve geliştirir [3]. Stabil olmayan yüzeylerde gerçekleştirilen fonksiyonel antrenman, yaralanma sonrası rehabilitasyon sırasında veya sezon içi antrenman sırasında temel dayanıklılık seviyelerini korumak ve yaralanma insidansını azaltmak için kullanılabilir. Dengesiz vücut pozisyonlarında gerçekleştirilen direnç egzersizlerinin, daha güçlü ve verimli hareket

kalıplarına ve daha az riske dönüşebilecek kor (çekirdek) sisteminin kas gücünü ve kas dayanıklılığını arttırdığı belirtilmiştir [18].

2.3. Lumbopelvik Kalça Kompleksi

Lumbopelvik kalça kompleksi (LPKK) omurga, pelvis ve ilişkili kemik yapılar ve bu yapılara bağlanan kaslardan oluşan silindirik bir yapı olarak tanımlanabilir [19].

Rektus abdominus, iç/dış oblikler, transvers abdominus, erektör spina grubu ve multifidus gibi kaslar, rolleri vücuda stabilite sağlamak olduğu için LPKK'ni tanımlamak için daha yaygın olarak kullanılsa da hamstring kas grubu, kuadriseps femoris, iliopsoas, kalça rotatörleri ve gluteal kaslar da omurga ve pelvise lumbopelvik kalça kompleksi aracılığıyla bağlanır [20]. Kalça abdüktörleri ve eksternal rotatörler alt ekstremitte dizilimi için önemlidir ve bu nedenle tanımlara dahil edilmiştir. Bu kaslar pelvisi korur ve bunu yaparken kuadriseps ve hamstringlerin kuvvet gelişimini optimize eder [21].

LPKK'nin fonksiyonu stabilite ve kuvvet olmak üzere iki kısımda incelenebilir. LPKK kuvveti, kas sisteminin kasılma kuvvetleri üretme yeteneği olarak tanımlanabilir. Kuvvet antrenmanının amacı, fonksiyonu iyileştirmek için kas-iskelet sistemi ve nöromüsküler sistemde yapısal, hormonal, sinirsel veya metabolik değişim elde etmek olmalıdır. LPKK'nin diğer fonksiyonu ise stablitedir [20]. Cortel-Tormo ve arkadaşları, LPKK stabilitesini, motor kontrol sistemi tarafından koordine edilen osteoartiküler ve kas yapılarının, iç veya dış kuvvetlere maruz kaldığında bir pozisyonu veya hareketin yörüngesini kontrol etme veya yeniden kazanma yeteneği olarak tanımlar [22]. Diğer bir deyişle, LPKK stabilitesi statik ve dinamik durumlarda, aktif ve pasif alt sistemler aracılığıyla gerekli denge, nöromüsküler kontrol, gövde ve kalça pozisyonunu sağlama becerisidir.

Stabil bir LPKK'i, vücut aynı anda birden fazla karmaşık hareketten geçtiğinde vücudun nötr bir pozisyonda kalmasını ve sistem boyunca enerji transfer etmesini sağlar. LPKK'inin çok eklemlili dirençli egzersizler sırasında izole egzersizlere kıyasla daha yüksek kas aktivitesi ortaya çıkardığı gösterilmiştir [23].

LPKK, hem üst ekstremitte hem de alt ekstremitte hareketleri için kinetik zincirin merkezidir ve aktivite sırasında enerji üretimi ve transferinden sorumludur. Gövde kas sisteminin,

atletik hareketler sırasında hem üst hem de alt ekstremitte kaslarından önce aktive olduğu tespit edilmiştir. LPKK, etrafında rotasyonun meydana gelebileceği, proksimalden distale kuvvet ve hareket gelişimi ile sonuçlanan uzun bir kaldıraç kolu oluşturan sert bir silindir gibi davranır. Proksimal kas aktivasyonu maksimum olduğunda, kompleks daha stabildir ve distal kas aktivitesi daha kesin ve kontrollüdür. Kinetik zincirin merkezi olması ve tüm hareketlere anatomik bir taban oluşturması bakımından sportif aktivitelerde önemi kritiktir [10]. Kuvvetli ve stabil bir gövde uygun kas aktivasyonu ile distaldeki hareketin kalitesini artırır [24].

2.3.1. Lumbopelvik kalça kompleksi ve yaralanma riski

LPKK'nin vücudun geri kalanıyla bağlantısı düşünüldüğünde ekstremitelerin yaralanma riski açısından kritik öneme sahiptir [10]. LPKK kinetik zincirin merkezidir ve atletik harekette kuvvet oluşumundan sorumludur. Bu nedenle yaralanma önleme ve yaralanma sonrası tedavi programlarında sıklıkla hedeflenir.

Tek bacak çömelme sırasında lumbopelvik yer değiştirmeyi değerlendiren çalışmalarda, hareket sırasında kalça, pelvis ve gövdenin kontrolsüz yer değiştirmesinin alt ekstremitede aşırı kullanım yaralanması açısından risk faktörü olabileceği belirtilmiştir [25, 26]. Çalışmaların bulguları göz önüne alındığında, LPKK disfonksiyonunun kalça adduksiyonu, kalça iç rotasyonu ve dinamik diz valgusu ile sonuçlanan kinematik değişikliklere katkıda bulunduğu görülmektedir.

Gluteal kaslar

Alt ekstremitte yaralanmalarını önleme ve rehabilitasyon programları sıklıkla gluteal kasları hedef almak için farklı zorluk seviyelerinde egzersizler kullanır. Ancak spesifik olarak, rehabilitasyon ve yaralanma önleme programlarından en büyük faydaları elde etmek için klinisyenlerin ve araştırmacıların bu egzersizlerden hangisini uygulaması gerektiği açık değildir. Araştırmacılar, yüksek düzeyde bir kas aktivitesinin kas kuvvetini arttıracığı varsayımını yaygın olarak kabul etmektedirler. Bu nedenle, EMG sıklıkla egzersizler arasındaki kas aktivite seviyesini karşılaştırmak için kullanılır.

Gluteal kas zayıflığı, patellofemoral ağrı sendromu, iliotibial bant friksiyon sendromu, ÖÇB yaralanmaları ve kronik ayak bileği instabilitesi dahil olmak üzere birçok alt ekstremitte

yaralanması ile ilişkilendirilmiştir. Gluteus medius ve maksimusun zayıflığı, eklem yükleme paternlerini ve alt ekstremite kontrolünü etkileyerek alt ekstremite yaralanmasına katkıda bulunabilir. Zayıf alt ekstremite kontrolünün göstergesi kalça iç rotasyonu ve adduksiyonundan kaynaklanan dinamik diz valgusudur. Gluteal kaslar bu olası zararlı hareketlere direnç gösterdiğinden, gluteal kas kuvvetinin ve aktivasyonunun iyileştirilmesi rehabilitasyon ve yaralanma önleme programının kritik bir yönü olabilir. Bu nedenle, klinik popülasyonlarda bu kasları güçlendirmek amacıyla terapötik egzersizlerle gluteal kasları aktive etmenin en etkili yöntemlerini anlamak önemlidir [27].

Kuadriseps femoris

Aktif popülasyonda diz yaralanmaları oldukça yaygındır. Birçok diz yaralanması, artmış diz valgusu, artmış kalça adduksiyonu ve zayıf nöromusküler kontrol gibi risk faktörlerini paylaşır. Kuadriseps femoris, diz ekleminin işlevinde yer alan birincil kas grubudur. Yaralanma sonrası kas gücü, kassal aktivasyon, kas kütlesi ve kas boyutu gibi karakteristik özelliklerinde değişimler meydana gelebilir [28]. Önceki çalışmalarda diz eklemi yaralanmalarından sonra kuadriseps kaslarının zayıflığı ve atrofisi bildirilmiştir [29, 30]. Diz ekleminin işlevini eski haline getirmek için bu kasların yaralanma öncesi durumuna geri dönmesi gerekir.

Kuadriseps femoris kası, rektus femoris (RF), vastus intermedius (VI), vastus lateralis (VL) ve vastus medialis (VM) olmak üzere dört özel kastan oluşur. Ancak VM, morfolojik olarak proksimal vastus medialis longus (VML) ve distal vastus medialis obliquus (VMO) olarak iki parça halinde tanımlanmaktadır [31]. Bu kas grubu normalde diz ekstansörü olarak işlev görse de, her bir kas bileşeninin belirli bir işlevi vardır. RF, kalça eklemi diz eklemine bağlayan ve birincil diz ekstansörü görevi gören biartiküler bir kastır. VM birincil diz ekstansör kasıdır, VMO kası patellanın medial stabilizatörü olarak görev yapar. VMO kası VL kasından daha zayıf olmasına rağmen patellanın lateral deviasyonunu kontrol eder. VM ve VL kasları arasındaki kuvvetlerin dengesizliği, patellar instabilite ile sonuçlanır, hareket disfonksiyonuna neden olur ve patella femoral ağrı sendromunu (PFAS) tetikler. Kuadriseps kasının her bir parçasının harekette belirli bir rolü vardır; bu nedenle fonksiyonel iyileşme için her bir parçasının özelliklerini araştırmak ve aktivasyon sağlayacak en etkili egzersizleri bulmak önemlidir [28].

Hamstringler

Hamstringler, 4 kastan (biceps femoris (BF) uzun ve kısa başı, semimembranosus (SM) ve semitendinosus (ST) kasından oluşan biartiküler bir kas kompleksidir. Bu kas kompleksi hem kalça ekstansiyonundan hem de diz fleksiyonundan sorumludur ve yürüme, koşma, bisiklete binme ve atlama gibi fiziksel aktivitelerde önemli bir rol oynar. Bu nedenle, atletik popülasyonda optimal performans için hamstring kas kuvveti ve gücü kritiktir. Hamstring kaslarının zayıflığı veya kısalığı, kasların farklı bölümleri arasındaki aktivasyon dengesizliği, nöral inhibisyon ve düşük hamstring/kuadriseps (H/Q) kuvvet oranı kalça, diz ve hamstring yaralanmalarına yol açan ana faktörlerdir. Alt ekstremitte yaralanmalarındaki rolü nedeniyle yaralanmaları önlemek adına bu kasın doğru ve yeterli aktivasyonunu sağlamak klinisyenler için kilit nokta olmalıdır.

Hamstring kaslarının her bir parçasının anatomik ve biyomekanik olarak farklı olduğu düşünüldüğünde, egzersizler sırasında farklı aktivasyon profilleri beklenir. Yaralanma önleyici ve yaralanma sonrası kuvvetlendirme programlarını daha etkin bir şekilde yönetebilmek için hamstring kaslarının aktivasyon profillerini bilmek değerlidir. Egzersizler sırasında ilgili kasların ne zaman, ne kadar ve ne düzeyde aktive olduğunun saptanmasının yaralanmaları önlemek, yaralanma sonrası egzersiz programları oluşturmak ve iletirmek açısından önemi büyüktür [32].

Erektör spina

Distal segmentlerin hareketi sırasında sağlam bir temel sağladığı için özellikle sportif aktiviteler sırasında kor (çekirdek) bölgesini kontrol etme yeteneği önemlidir. Gövde ve pelvis kaslarını içeren bu derin kasların, distal hareketlilik sırasında proksimal stabilite sağlamak için ekstremitelerin ana hareketinden önce aktive edildiği bilinmektedir. Bu nedenlerle, çekirdek stabilitesi önemlidir ve yaralanmaların önlenmesi için sporda büyük bir ilgi haline gelmiştir. Jeong ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışma, kor kuvvet antrenmanının, diz valgus ve kalça adduksiyon açılarını azaltarak ve VM/ VL ve H/Q aktivasyon oranını artırarak kesme manevrası sırasında ÖÇB yaralanması ile ilişkili motor kontrol stratejisini ve risk altındaki biyomekanik parametreleri değiştirdiğine dair kanıt sağlamıştır. Bu nedenle, alt ekstremitte dizilimini ve sporla ilgili görevler sırasında optimal

kas aktivasyonları için yaralanma önleme programlarında çekirdek kasları eğitmek düşünülebilir [33].

Erektör spina (ES), ana işlevi gövdeyi dikleştirmek olan derin stabilizasyon sistemi kaslarının en kapsamlı ve hacimlisidir. ES, bir bireyin hareketi için gerekli olan tüm temel ve kritik hareketlere pratik olarak katılır. ES, omurganın tüm derin stabilizasyon sisteminin düzgün çalışmasında önemli bir rol oynar. Otururken veya ayakta dururken statik yüklenme sırasında ve ekstremiteler hareket halindeyken dinamik yüklenme sırasında omurga stabilizasyonuna katılır; üst ve alt ekstremiteler, pelvis ve üst gövde bölgesinden kuvvetlerin ve yükün transferine izin verir [3]. Optimal performansa ulaşmak için bu kasın en etkili şekilde aktivasyonunu sağlamak özellikle atletik popülasyonda oldukça önemlidir.

2.3.2. Lumbopelvik kalça kompleksi ve süspansiyon sistemi

Lumbopelvik kalça kompleksinin özellikle atletik popülasyonda önemi kritiktir. Spora özgü hareketler esnasında vücudun ilgili kısmı hareket ederken diğer vücut kısımların stabilizasyonundan sorumludur. Yapılan çalışmalarda gövde stabilizasyonunun yaralanmalara karşı koruyucu rolü sayesinde sporcularda çevre eklemlerde yaralanma insidansını azalttığı gösterilmiştir. Sporcunun spora özgü hareketler sırasında gövdenin yüksek şiddetli yüklenmelere maruz kalması lumbopelvik kalça kompleksi kassal fonksiyonlarının en etkili şekilde geliştirilmesini gerekli hale getirmektedir [34].

Literatürde stabil yüzeylerde yapılan egzersizlere kıyasla süspansiyon sistemlerinde egzersiz sırasında daha fazla motor ünite işe alınımının sağlandığı, böylece genel kuvveti, gücü, enduransı ve nöromusküler kontrolü arttırdığını destekleyen araştırmalar vardır. Süspansiyon antrenmanlarının ayrıca stabil yüzey antrenmanlarına kıyasla nöromusküler sisteme daha fazla baskı uyguladığı, potansiyel olarak eklem stabilitesini arttırdığı, yaralanma oranlarını azalttığı ve antrenmanda kişiye özgülüğe izin verdiği belirtilmektedir [2].

Geleneksel egzersizlerden farklı olarak süspansiyon sistemi ile eğitimde postüral kontrol ve stabilizasyonu sağlayan gövde unsuru bulunur. Süspansiyon eğitimi sırasında maksimum ölçüde aktive olan en önemli kaslardan biri ES'dır [3]. Geleneksel egzersizlerde lumbopelvik kalça kompleksi aktif olarak egzersize dahil değilken, süspansiyon eğitiminde

vücut ağırlık merkezinin sürekli yer değiştirmesi egzersizler sırasında vücut düzgünlüğünü korumayı, denge ve stabilizasyonu sağlamayı gerektirir. Bu da lumbopelvik kalça kompleksi kaslarının aktif olarak egzersize katılmasıyla mümkün olur. Süspansiyon eğitimi ile tüm hareketlerin temelini oluşturan lumbopelvik kalça kompleksi kaslarının stabilizasyonunu sağlamak ve egzersizler sırasında bu kasların salınımına direnç göstermesi fonksiyonel performans açısından da oldukça önemlidir [17].

Dinamikleri nedeniyle, kişi süspansiyon antrenmanı uyguladığında, tek bir antrenmanda kor stabilitesini, dayanıklılığı, koordinasyonu, esnekliği, kuvveti ve gücü geliştirme imkanına sahiptir. Süspansiyon antrenmanlarının mottosu her zaman “all core, all the time” olmuştur ve bu sistemle yapılan egzersizlerin kor kaslarında diğer egzersiz sistemlerine göre daha yüksek aktivasyon açığa çıkardığı için bu sloganın gerçeğe uygun olduğu yapılan çalışmalarla da kanıtlanmıştır [15]. Harris ve arkadaşları tarafından yayınlanan bir çalışmada süspansiyon tabanlı egzersizler sırasında geleneksel egzersizlere kıyasla çekirdek kas aktivasyonunda artış olduğu gösterilmiştir [13]. Bunun yanı sıra, instabil bir ortamda egzersizleri yapmak, tüm vücut stabilitesinde bozulmalar yaratarak somatosensoriyel, vestibüler ve görsel sistemler için de ek bir zorluk yaratır. Egzersizlerin kararsız doğası kasların ko-kontraksiyon aktivitesini artırır ve bu kararsızlığı azaltmak için antagonist kasların rolü artar [35].

Tüm bu özellikler, süspansiyon sistemlerini antrenman, spora dönüş ve rehabilitasyon programlarında vazgeçilmez yapmasının yanı sıra, en işlevsel ve yaygın olarak kullanılan instabil ekipmanlardan biri haline getirmiştir.

2.4. Elektromyografi (EMG)

Elektromiyografi (EMG), kas lifi zarlarının durumundaki fizyolojik değişikliklerle oluşan myoelektrik sinyallerin büyütülmesi, kaydedilmesi ve analiz edilmesi ile ilgili deneysel bir tekniktir [36]. Kas kasılması sırasında, farklı motor ünitelerce üretilen aksiyon potansiyellerini ve bu sayede kas aktivasyonlarını ölçmeye yarar [14].

Aksiyon potansiyellerini kaydetmek için intramuskuler ve yüzeysel olmak üzere iki tip EMG kullanılabilir. İntramuskuler elektromiyografi, kas aktivitesinin kasın içinden kaydedilmesine izin verir ve böylece kas hakkında lokal bilgi sağlarken, yüzeysel

elektromiyografi (yEMG) analiz edilen kasın kasılması sırasındaki global aktiviteyi ölçer [37]. Bununla birlikte yEMG minimum riskle uygulanabilen non-invaziv bir yöntem olması sebebiyle kas aktivasyonlarını ölçmek için en sık kullanılan yöntemdir [38].

Elektrot tipinin seçimi ise büyük ölçüde araştırma türüne bağlıdır. Tek bir elektrot tipi tüm olası gereksinimleri karşılayamaz. Kinezyolojik çalışmalarda invaziv olmayan karakterlerinden dolayı çoğu zaman yüzey elektrotları kullanılır. Bu durum kullanım kolaylığı sağlasa da sadece yüzey kaslarının ölçümü mümkün olabilmektedir. İğne elektrot kullanımı ise daha derin kasların değerlendirilmesi için kaçınılmazdır.

EMG'nin yararları aşağıdaki şekilde sıralanabilir;

- EMG, doğrudan kas içine "bakmaya" izin verir.
- Kas performansının değerlendirilmesini sağlar.
- Ameliyat öncesi/sonrası karar vermede yardımcı olur.
- Tedavi ve eğitim programlarının etkisini belgeler.
- Hastaların kaslarını "bulmasına" ve çalıştırmasına yardımcı olur.
- Spor aktivitelerinin iyileştirilmesine dair analizlere izin verir.
- Ergonomik çalışmalarda kas tepkisini ortaya çıkarır [36].

2.4.1. Yüzeyel elektromyografi (yEMG)

Kas kasılması esnasında aktif olan motor ünite aksiyon potansiyellerinin cilt yüzeyine yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla non-invaziv olarak kayıt altına alınmasıyla yEMG sinyalleri oluşur [39].

Temel biyomekanik ve fizyolojik çalışmalar bağlamında yEMG, dinamik eylemlerde kas aktivitesinin incelenmesi, bir hareketin biyomekaniği, yürüyüş analizi, kas yorgunluğu ve spor performansı gibi farklı konularda bir ölçüm aracı olarak kullanılmaktadır [14, 36]. Kimi zaman kinezyolojik EMG olarak da adlandırılan yEMG, belirli bir egzersiz veya eylem sırasında, analiz edilen kasların aktivasyon düzeyinin belirlenmesinde, bir kasın hangi anlarda aktif olduğunu saptamada, karşılaştırmada ve kaslar arası koordinasyon düzeyini incelemekte kullanılan bir tekniktir [14, 40].



Şekil 2.1. Yüzeyel EMG kullanım alanları [36]

2.4.2. Yüzeyel elektromiyografi kullanımı avantaj ve dezavantajları

Yüzeyel EMG, kullanılan elektrotların özelliklerinden dolayı, bireye herhangi bir rahatsızlık vermeden, minimal risk ile non-invaziv şekilde, farklı kasların fonksiyonlarını ve performanslarını aynı anda incelememizi sağlar. Kolay uygulanabilir ve güvenli bir yöntemdir. Ayrıca, farklı kayıtlarda elde edilen verilerin tekrarlanabilirliğini sağlar. Bu sayede cerrahi ya da yaralanma öncesi/sonrası yol göstericidir.

Diğer taraftan, yEMG sırasında elde edilen kayıt kas kuvveti hakkında kesin bilgi veremediği gibi kasın sadece küçük bir kısmını temsil eder. Bu durum da geniş ve kompleks olan nöromuskuler sistem hakkında bilgimizi limitli kılar. Diğer bir dezavantaj ise, bazı dinamik eylemler sırasında, analiz edilen kasın hacminde değişiklik olabileceği gerçeğidir. Elektroda göre kasın göreceli pozisyonundaki bir değişiklik, elektrot ve kas arasında aynı uzaysal ilişkinin korunmadığı anlamına gelir ki bu da kaydedilen sinyalin yoğunluğunu etkiler [40, 41].

2.4.3. Yüzeyel elektromiyografi sinyallerini etkileyen faktörler

EMG sinyali, kas membranından elektrotlara kadar, şeklini ve özelliklerini değiştiren çeşitli eksternal faktörden etkilenebilir. Bu faktörler temel olarak şu şekilde gruplandırılabilir:

1. Doku karakteristikleri: İnsan vücudu iyi iletken olmasına rağmen dokunun tipine, kalınlığına fizyolojik değişikliklere ve sıcaklık farkına göre EMG sinyallerinin iletimi değişir. Bu durum bireyden bireye farklılık yaratacağı gibi kimi zaman aynı bireyin tekrarlı ölçümünde dahi verilerin farklılık göstermesine sebep olabilir.
2. Fizyolojik cross talk (çapraz gürültü): Komşu kaslar, yerel elektrot bölgesi tarafından kaydedilen önemli miktarda EMG sinyali oluşturabilir. Çoğu zaman genel sinyal içeriğinin %10-15'ini aşmaz veya hiç mevcut değildir.
3. Kas gövdesi ve elektrot yerleşimi arası geometride değişiklikler: Asıl Sinyal kaynağı ile sinyalin algılama yeri arasındaki herhangi bir mesafe değişikliği, okunan EMG değerini değiştirebilir. Dinamik hareketler sırasında eksternal basınç kaynaklı da olabilen doğal bir durumdur.
4. Eksternal Gürültü: Çok gürültülü elektrik ortamlarında EMG ölçümü yapılırken özel dikkat gösterilmelidir. En zorlu olanı, tipik olarak diğer harici cihazların yanlış topraklanmasından kaynaklanan güç uşultusunun doğrudan etkisidir.
5. Elektrot ve amplifikatörler: Elektrotların seçimi/kalitesi ve dahili amplifikatör gürültüsü, EMG içeriğine sinyal ekleyebilir. Bu faktörlerin çoğunun, ölçüm öncesi doğru bir hazırlık süreci ve laboratuvar koşullarının düzenlenmesi ile en aza indirilmesi veya kontrol edilmesi sağlanabilir [36].

2.4.4. Maksimum istemli izometrik kontraksiyon (MİİK)

Elektrotlar tarafından tespit edilen yEMG sinyalinin voltaj potansiyeli, bireyler arasında ve bireyin kendi içinde zamanla değişen çok çeşitli faktörlere bağlıdır. Bu nedenle, ölçümler arasındaki genlik değişkenlerini karşılaştırırken normalizasyon gereklidir. Bu sayede yEMG herkes için ortak olan bir ölçeğe dönüştürülmüş olacaktır [38]. EMG çalışmalarında kassal aktivasyon düzeylerinin normalizasyonu için kullanılan en yaygın yöntem maksimum istemli izometrik kontraksiyon (MİİK) yüzdesidir [36].

Bir kas egzersiz anında MİİK sırasındaki aktivasyonunun %-0-20 düzeyinde kasılırsa o egzersiz düşük şiddetli, %21-40 arası kasılırsa orta şiddetli, %41-60 arası kasılırsa yüksek şiddetli, %60 ve üzeri kasılırsa çok yüksek şiddetli egzersiz olarak sınıflandırılmaktadır. Normalizasyon sayesinde kassal aktivasyon açısından bireyler arası karşılaştırma yapılabildiği gibi egzersizler arası karşılaştırma yapmak da mümkündür [42].

2.4.5. Yüzeysel elektromiyografi uygulamaları

EMG'nin en önemli rolü, herhangi bir aktivitede nöromüsküler aktivasyonu objektif olarak değerlendirebilmesidir. Ancak tek başına EMG verileri neden sorusunu yanıtlamaz. Temel olarak EMG'nin ele alabileceği ve kesin olarak cevap verebileceği 5 soru kategorisi vardır:

1. Kas aktif mi?
 2. Kas daha az ya da daha çok aktif mi?
 3. Kas ne zaman aktif?
 4. Kas ne kadar aktif?
 5. Kasta yorgunluk oluştu mu?
1. Kas aktif mi?: Egzersiz veya herhangi bir eylem sırasında ham EMG sinyallerine bakılarak bu sorunun cevabını vermek mümkündür. Düzenli koşullarda sağlıklı ve iyi organize olmuş bir kasta, dinlenme sırasında aktivasyon oluşmaz. Eğer aktivasyon oluşturmaya devam ediyorsa aktif kas spazmı, refleks kaynaklı hipertonus, eklem instabilitesi veya davranışsal yanlış kullanım göstergesi olabilir.
 2. Kas daha az ya da daha çok aktif mi?: Bu soruya cevap verebilmek için en az bir karşılaştırma grubuna ihtiyaç vardır. Örnek olarak sol-sağ ekstremiteler kas aktivasyonları veya tedavi öncesi sonrası aktivasyon düzeylerinin karşılaştırılması verilebilir.
 3. Kas ne zaman aktif?: Bir kasın ne zaman aktif olduğunu tanımlayan belirli eşik kriterlerine dayanarak belirli bir hareket sırasında veya diğer kaslarla karşılaştırmalı olarak bir kasın zamansal özellikleri hesaplanabilir. Bu analiz türü normalizasyon gerektirmediği için kişisel EMG ölçümlerinde yardımcı bir analiz stratejisidir.
 4. Kas ne kadar aktif?: Belirli bir egzersiz veya eğitim sırasında belirli bir kasın o pozisyonu korumak için ne kadar çaba harcadığı diğer bir deyişle ne kadar aktif olduğu EMG ile analiz edilebilir. Bu tür bir değerlendirme, tedavi ve eğitim etkisini anlamak için önemlidir.

5. Kasta yorgunluk oluştu mu?: Yorgunluk, kas eğitimi için çok önemli bir kontrol parametresi olarak dşnlmelidir. EMG ölçümlerinde, statik submaksimal kasılmalar boyunca hem genlik hem de frekans tabanlı analiz parametrelerinde kas yorgunluğuna bağlı değişiklikler meydana gelir. Motor nitelerin devreye alınması nedeniyle, genlikte artış, toplam güç spektrumunun ortalama frekansında ise azalma ortaya çıkar [36].

Yüzeyel EMG uygulamalarının kullanımı kassal performans ve fonksiyonel değerlendirme amaçlı olarak fizyoterapi ve rehabilitasyon alanında oldukça yaygındır. Egzersiz sırasında kasın ne zaman ve ne kadar aktif olduğunu ayrıntılı bir şekilde göstermesinin yanı sıra farklı egzersizler sırasında kassal aktivasyonları karşılaştırma imkanı da sunması yüzeyel EMG uygulamalarını klinik açıdan önemli kılar [43]. Süspansiyon sistemli vücut ağırlığı egzersizlerinin geleneksel egzersizlere göre artmış kas aktivasyonu, omurgaya daha düşük basınç yükü, performans artışı, kalori harcamasında potansiyel artış ve kardiyovasküler iyileşmeler sağladığı bildirilmiştir [2, 5, 7, 9]. Atletik performansta bu denli kıymetli olan bu eğitim sisteminin klinikte sıklıkla kullanılan egzersizler sırasında kassal aktivasyonları nasıl etkileyeceği net değildir. Egzersizler sırasında bazı modifikasyonlar ve pozisyonel değişikliklerin hem kassal aktivasyonları arttırabileceği hem de atletik popülasyonda sık görülen yaralanmaların önüne geçebileceği bilinmektedir. Özellikle gövde pozisyonu bu açıdan önemli olabilir.

2.5. Squat Türlerine Göre Kassal Aktivasyonların İncelenmesi

Squat (melme), alt ekstremite kas kuvvetini, hipertrofisini ve gücünü ortaya çıkarmak için klinikte en yaygın kullanılan egzersizlerden biridir. Kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin eşzamanlı fleksiyon-ekstansiyonundan oluşur. Egzersiz sırasında st gövdeyi dolayısıyla tüm hareketi stabilize eden kor kaslarının önemli rolü vardır. Özellikle, lumbopelvik kalça kompleksi egzersizin hem gidiş hem de dönüş fazında güçlü bir şekilde aktive edilir. Günlük yaşam aktivitelerinin çoğu aynı anda birkaç kas grubunun koordineli kasılmasını gerektirdiğinden ve squat egzersizi de tek bir harekette birden fazla kas grubunu etkili bir şekilde çalıştırabilen nadir egzersizlerden biri olduğundan, bireyin hedefleri ister spora özgü isterse yaşam kalitesini arttırmak olsun, squat fonksiyonel ve verimli ağırlık taşıma egzersizlerinden biridir [44, 45].

Squat egzersizi, çömelme derinliğine, ayak pozisyonuna, eksternal ağırlığa, halter pozisyonuna, egzersizin yapıldığı yüzeyin stabilitesine ve vücut pozisyonuna bağlı olarak çok sayıda varyasyonda gerçekleştirilebilir. Literatürde çok sayıda biyomekanik çalışma, squat egzersizinin manipüle edici özelliklerinin kas aktivasyonu üzerine etkilerini araştırmıştır [46]. Gullet ve arkadaşları halter pozisyonuna göre squatın iki varyasyonu olan front squat ve back squat egzersizleri sırasında RF, VL, VM, BF, ST, ES kaslarının aktivasyonunu değerlendirdikleri çalışmalarında kassal aktivasyon açısından her iki egzersizin benzer olduğunu ancak front squat egzersizinin back squata göre diz ekleminde daha düşük kompresif kuvvet ve daha düşük diz ekstansör momenti oluşturduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle front squat egzersizinin menisküs yırtıkları gibi diz problemleri olan bireyler ve uzun süreli eklem sağlığı için back squat egzersizine göre daha avantajlı olabileceği sonucuna varmışlardır [45]. Contreras ve arkadaşları front, full ve paralel squat egzersizleri sırasında GMax, BF ve VL kaslarının EMG aktivitelerini karşılaştırdıkları çalışmalarında egzersizlerin kassal aktivasyon açısından benzer olduklarını ancak önceki çalışmaların sonuçlarını da göz önünde bulundurarak diz eklem biyomekanisi açısından yeterli ayak bileği ve kalça mobilitesi olan bireylerde paralel squat yerine tam eklem hareket açıklığındaki deep squatın tercih edilebileceğini belirtmişlerdir [47]. Aspe ve arkadaşları, overhead ve back squat egzersizleri sırasında anterior deltoid, RA, eksternal oblik (EO), ES, GMax, VL, BF ve lateral gastrocnemius kaslarının EMG aktivitesini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda overhead squat egzersizinde eksantrik faz sırasında ön gövde kaslarında (RA ve EO) önemli ölçüde daha yüksek aktivasyon kaydedildiği belirtilmiştir. Buna karşılık, back squat egzersizinde konsantrik faz sırasında arka gövde (ES) ve tüm alt ekstremité kaslarında önemli ölçüde daha yüksek aktivasyon görülmüştür [46].

Sporda en sık görülen yaralanmalardan biri olan ÖÇB yaralanmasını takiben, bireyler kuadriseps kas kuvvetinde kayıp yaşarlar. Azalan fonksiyon, fiziksel aktiviteye dönüşü geciktirir ve yeniden yaralanma olasılığını artırır. Rehabilitasyonun hedefleri, cerrahi onarımı korurken eklem efüzyonunu azaltmak, kuadriseps/hamstring kas kuvvetini restore etmek, eklem hareket açıklığını iletirmek ve alt ekstremité nöromusküler fonksiyonunu kazanmak etrafında oluşturulur [48]. Kuadriseps kas kuvvetini yeniden kazanmak için optimal bir egzersiz rejimi tasarlamak çok önemlidir.

Tek taraflı ağırlık taşıma egzersizleri sportif performansı arttırmasının yanı sıra hem yaralanmayı önleme hem de rehabilitasyon amaçlı alt ekstremité dirençli eğitim

programlarına yaygın olarak entegre edilir. Bu egzersizler çoklu eklemleri içerir, büyük kas gruplarını hedefler ve alt ekstremité kuvvetini, stabilitesini ve dengesini geliştirmek için kullanılabilir. İki taraflı egzersizlere göre tek taraflı ağırlık taşıma egzersizleri günlük aktiviteler için daha fonksiyonel ve spora özgü olarak değerlendirilebilir.[49] Tek bacak squat egzersizinin ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrası simetrik hareketin restorasyonu için yeterince yüksek kuadriseps aktivasyonu seviyeleri ortaya çıkardığı gösterilmiştir. Bunun yanı sıra orta derecede (~ 40°) gövde fleksiyonu ile yapılan tek bacak squat egzersizinin, ÖÇB üzerine etkiyen yükleri en aza indirebileceğı belirtilmiştir [50].

Klinikte en sık kullanılan tek taraflı ağırlık taşıma egzersizlerinden Bulgarian split squat, split squat ve single leg squat egzersizleri sırasında VL, BF, GMax ve GMed kaslarının EMG aktivitesinin değerlendirildiğı bir çalışmada VL ve GMax kaslarında egzersizler sırasında benzer aktivasyonlar görülürken BF kasındaki aktivasyon Bulgarian split squat egzersizi sırasında diğer egzersizlere göre anlamlı ölçüde yüksek bulunmuştur. Gözlenen yüksek hamstring koaktivasyonu ÖÇB yüklemesini azaltacağından, ÖÇB yaralanması veya ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrası rehabilitasyon sırasında özellikle Bulgarian split squat egzersizi tercih edilebilir [49].

Tüm bu bilgiler ışığında bu tez çalışması Bulgarian split squat egzersizinin süspansiyonlu sistemde yapılmasının normal zemine kıyasla kassal aktivasyonlarda farklılık oluşturup oluşturmadığını ve gövde pozisyonunun kassal aktivasyonları etkileyip etkilemediğini belirlemek için planlanmıştır. Bu sayede kişiye özgü en etkili rehabilitasyon programının uygulanması mümkün olacaktır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Geleneksel ve süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizi sırasında gövde pozisyonunun kassal aktivasyonlar üzerine etkisinin incelendiği bu tez çalışması, Temmuz-Eylül 2022 tarihleri arasında Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Sporcu Sağlığı ünitesinde gerçekleştirildi. Çalışmaya 07.12.2021 tarihli 2021-1133 araştırma numarası ile Gazi Üniversitesi Etik Komisyonunun izni alınarak başlandı (Ek-1).

3.1. Bireyler

Çalışmaya, 18-25 yaş aralığında farklı branşlardan (badminton, boks, flag futbol, futbol, kickbox, masa tenisi, taekwando) 21 kadın sporcu dahil edildi.

3.1.1. Çalışmaya dahil edilme kriterleri

- 18-25 yaş aralığında olmak
- Kendi branşında lisanslı sporcu olmak
- En az iki yıldır spor yapıyor olmak
- Seçilen egzersizleri düzgün yapabiliyor olmak

3.1.2. Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri

- Son 1 yılda alt ekstremit ve gövdede egzersizleri yapmaya engel olacak herhangi bir kas iskelet sistemi yaralanma geçmişi olmak
- Alt ekstremit cerrahi geçmişi olmak
- Egzersizler esnasında alt ekstremit ve gövdede ağrı hissedilmesi
- Vücut kütle indeksinin $24,9 \text{ kg/m}^2$ 'den büyük olması
- Sistemik, nörolojik ve/veya kognitif herhangi bir problemi olması

3.2. Yöntem

Çalışmaya katılan bireyler çalışma ile ilgili bilgilendirilerek, bireylere çalışmaya katılmaya gönüllü olduklarına dair “Aydınlatılmış Onam Formu” (Ek-2) imzalatıldı.

Çalışmaya dahil edilen tüm bireylerin yaşı, dominant ekstremitesi, boy uzunluğu, vücut ağırlığı, vücut kitle indeksi, spor branşı, kaç yıldır bu sporla ilgilendiği, profesyonellik düzeyi, herhangi bir yaralanma geçirip geçirmediği, özgeçmiş ve soygeçmiş bilgileri alınarak ölçüm öncesinde kaydedildi.

Dominant ekstremita, bireylerin topa vurmak için tercih ettikleri ekstremita olarak belirlendi [51]. Bireyler, ölçüm gününden önceki farklı bir günde video yoluyla egzersizler ve çalışma prosedürü hakkında bilgilendirilerek, bireylerin egzersizlere aşinalık kazanmaları sağlandı.

Geleneksel ve süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizleri sırasındaki kas aktivasyonu yüzeysel EMG ile ölçüldü. Ölçüm gününde egzersizler randomize bir şekilde gerçekleştirildi. Bireylerden her egzersiz için 3 başarılı tekrar yapmaları istendi ve her tekrar arasında 30 sn süresince dinlenmeleri sağlandı. Ayrıca her egzersizden önce yorgunluk düzeyi değerlendirmesi için Borg yorgunluk skalası kullanıldı.

3.3. Değerlendirme Yöntemleri

3.3.1. Modifiye Borg skalası (MBS)

Fiziksel egzersiz sırasında harcanan çabayı ölçen Borg skalası, 1970 yılında Borg tarafından geliştirilmiştir [52]. Derecelerine göre dispne şiddetini belirten on maddeden oluşan ölçek [53], sıklıkla efor dispne derecesini ve istirahat dispne derecesini değerlendirmek amacıyla kullanılır [52].

Yapılan çalışmalarda MBS'nin istirahat ve efor dispne derecesinin tanımlanmasında güvenilir bir ölçek olduğu belirtilmiştir. Bunun yanı sıra, solunum sayısı ve solunum fonksiyon testleri ile ilişkili bulunmuştur [54, 55]. Grant ve arkadaşları, sağlıklı kişilerde egzersiz sırasında oluşan dispneyi ölçtükleri çalışmalarında, kişilerin solunum sayıları ve MBS dispne skorlarının ilişkili olduğunu ve MBS'nin egzersiz sırasında ortaya çıkan değişikliklere duyarlı olduğunu belirtmişlerdir [55].

Bu çalışmada, egzersizler sırasında oluşabilecek yorgunluğun kişilerin performansını dolayısıyla da çalışma sonuçlarını olumsuz etkilemesinin önüne geçmek amacıyla MBS kullanılmıştır. Egzersiz öncesinde kişilerin yorgunluk düzeyi sorgulanarak MBS'ye göre 1 ve daha düşük düzeyler belirtildiğinde ölçümlere başlanmıştır [32].

3.3.2. Kassal aktivasyonun değerlendirilmesi

Kaslardan gelen sinyallerin ölçümünde 8 kanallı wireless yüzeyel elektromiyografi (yEMG) cihazı (EMG Noraxon MiniDTS system (Noraxon, USA, Inc, Scottsdale, AZ)) kullanıldı. Çalışmaya katılan bireylerin gövde nötralde ve gövde fleksiyonda olmak üzere geleneksel ve süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizleri sırasında gluteus medius (GMed), gluteus maksimus (GMax), vastus lateralis (VL), rektus femoris (RF), vastus medialis (VM), semitendinosus (ST), biceps femoris (BF), erektör spina (ES) kaslarının aktivasyonları ölçüldü. Ölçümler yalnızca dominant ekstremiteden yapıldı.

Egzersizlere başlamadan önce, egzersizler sırasındaki elektromiyografik sinyalleri normalize etmek amacıyla her kasın üç tekrarlı maksimum istemli izometrik kontraksiyon (MİİK) düzeyleri kaydedildi. Ardından egzersizler sırasındaki kas aktivasyon düzeyleri ölçüldü.

3.3.3. Yüzeyel EMG ölçüm yöntemi

EMG'yi uygulamak ve güvenilir veriler elde etmek için hem kas aktivasyonunu kaydetmeden önceki aşamada hem de elektromiyografik sinyali kaydederken SENIAM (Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles) protokolü izlendi [56]. Bu protokole göre gümüş/gümüş klorürden (Ag/AgCl) elektrotlar (Noraxon Dual EMG Electrode, U.S.A) kullanıldı. Elektrotlar arasındaki mesafenin 2 cm olmasına dikkat edildi. Elektrot yerleştirilecek alan tıraş edilerek, deri pembeleşinceye kadar zımparalandı ve deri direnci 2 kΩ'un altında olduğu ölçülüp ardından elektrotlar yerleştirildi. Elektrotları yerleştirmeden önce deri alkolle temizlendi ve buharlaşması beklendi. Elektrotu yerleştirmeden önce derinin kuru olup olmadığı kontrol edilerek, elektrotlar kas lifleri yönünde yerleştirildi. Elektrotlar, SENIAM (European Recommendations for Surface Electromyography) kurallarına göre, GMed, GMax, VL, RF, VM, ST, BF, ES kaslarına yerleştirildi. GMed kası için crista iliaca ile trochanter majörün arasındaki hattın 1/2'sine, GMax kası için, sakral vertebra ve trochanter majörün arasındaki hattın 1/2'sine, ST kası için iskiyal tüberisitas ile tibianın medial kondili arasındaki hattın 1/2'sine, BF kası için iskiyal tüberisitas ile tibianın lateral kondili arasındaki hattın 1/2'sine, VM kası için spina iliaca anterior superior ile diz eklem boşluğu arasındaki hattın %80'ine, VL kası için spina iliaca anterior superior ile patella laterali arasındaki hattın 2/3'üne, RF kası için spina iliaca

anterior superior ile patella üst yüzeyi arasındaki hattın 1/2'sine ve ES kası için 1. lumbal vertebranın spinöz prosesinin 2 parmak laterale yerleştirildi.

Elektrot yerleşiminin ardından amplifikatörler çift taraflı bant yapıştırılarak kablolarında gerginlik oluşturmayacak şekilde deriye yerleştirildi ve elastik bant aracılığıyla sabitlendi. Son olarak elektromiyografik sinyal bağlantıları kontrol edildi.

Elektromiyografik sinyalin kayıt aşamasına başlamadan önce, sinyalleri normalize etmek amacıyla analiz edilecek her bir kasın maksimum istemli izometrik kasılma (MİİK) düzeyleri kaydedildi.

3.3.4. Maksimum istemli izometrik kontraksiyon (MİİK)

Bireylerden ölçüme başlamadan önce 8 dk submaksimal hızda yürüme bandında ısınmaları istendi.

GMed kası için MİİK ölçümü test edilmeyen bacağın üzerinde yan yatış pozisyonunda iken yapıldı. Ayak bileği ekleminin hemen üzerine pozisyonlanan ayarlanabilir esnemez kemere karşı kişiden maksimum efor ile bacağını abdüksiyona getirmesi istendi. GMax kası için MİİK ölçümü yüzüstü yatış pozisyonunda diz 90° fleksiyonda iken yapıldı. Uyluk distaline yerleştirilen kemere karşı kişiden maksimum efor ile kalça ekstansiyonu yapması istendi [57].

Kuadriseps kas grubu için MİİK ölçümü oturur pozisyonda diz 90° fleksiyonda iken yapıldı. Tibia distaline yerleştirilen kemere karşı dizini ekstansiyona getirmek için kişiden maksimum efor göstermesi istendi [49]. Hamstring kas grubu için MİİK ölçümü yüzüstü pozisyonda diz 45° fleksiyonda yapıldı. Ayak bileği arkasına yerleştirilen kemere karşı kişiden maksimum efor ile dizini fleksiyona getirmesi istendi. ES kası için MİİK ölçümü Biering-Sorenson testi pozisyonunda yapıldı. Kişiden pelvis kalça ve dizler yataкта kalacak şekilde üst gövdesini yataktan sarkıtarak verilen gövde distalinden verilen manuel dirence karşı maksimum gövde ekstansiyonu yapması istendi [58]. Ölçümler her tekrar 5 saniye sürecek şekilde 3 tekrarlı yapıldı. Tekrarlar arası 1 dk süresince dinlenme verildi. Ölçüm sırasında katılımcılar maksimum efor göstermeleri için sözel olarak motive edildi. MİİK ölçümü sonrası katılımcılara 5 dakika süresince dinlenme verildi.

3.3.5. Fonksiyonel egzersiz uygulamaları

Ölçüm gününde katılımcılardan, gövde nötralde geleneksel Bulgarian split squat, gövde fleksiyonda geleneksel Bulgarian split squat, gövde nötralde süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat, gövde fleksiyonda süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizlerini 3 tekrar olacak şekilde yapmaları istendi. Egzersizlerin randomizasyonu rastgele sayı seçilerek yapıldı. [59].

Egzersizlerin gidiş, bekleme ve dönüş fazları video kamera ile kaydedildi. Her bir faz 5 saniye olacak şekilde metronom (60 atım/dk) kullanılarak işitsel geri bildirim verildi. Egzersizler 5 saniye gidiş, 2 saniye bekleme ve 5 saniye dönüş olmak üzere toplam 12 saniye sürdü ve 3 tekrarlı yapıldı. Yorgunluk oluşumunu en aza indirmek için tekrarlar arası 30 sn ve egzersizler arası 2dk süresince dinlenme verildi. Kişilerin yorgunluk düzeyini sorgulamak amacıyla egzersizlerden hemen önce Borg yorgunluk skalası uygulandı. Skalaya göre 1 ve daha düşük düzeyde yorgunluk belirtildiğinde diğer egzersize başlandı. Egzersizler sırasında GMed, GMax, VL, RF, VM, ST, BF, ES kaslarının yüzeysel EMG ile aktivasyon düzeyleri kaydedildi. Ayrıca egzersiz sırasında hareketteki olası bozulmaların çalışma sonuçlarını etkilemesini önlemek amacıyla eşzamanlı video kaydı alındı.

Gövde nötralde ve fleksiyonda geleneksel Bulgarian split squat

Katılımcılardan dominant ayak önde diğeri vücudun arkasında; ayak ucu banka dayalı olacak şekilde; eller göğüste çaprazlanmış, baş gövde nötral pozisyonunu koruyarak dik durmaları istendi [35]. İki ayak arası mesafe sağ ve sol spina iliaca anterior superior (SIAS) arası mesafenin %75'i alınarak her katılımcı için standardize edildi. Bank yüksekliğinin standardizasyonu için tibia uzunluğu referans alındı. Katılımcıların medial eklem aralığından medial malleole kadar olan mesafeleri ölçülerek bank yüksekliği belirlendi [49]. Dominant olmayan bacak yaklaşık 90° tibiofemoral fleksiyon ve hafif femoraasetabular hiperekstansiyonda arkadaki banka yerleştirildi. Adım uzunluğu standardizasyonu için kişilerin bacak uzunluğu referans alındı. SIAS ve medial malleol arası uzunluk ölçülerek dominant bacak bank arası mesafe belirlendi [60].

Gövde nötralde geleneksel Bulgarian split squat egzersizi için, katılımcılar egzersiz boyunca gövde nötral pozisyonunu koruyarak egzersizin gidiş fazında arkadaki diz yere değene kadar

(yaklaşık $100-110^{\circ}$ diz fleksiyonu) alçalarak dönüş fazında öndeki bacağın tam ekstansiyona gelmesiyle başlangıç pozisyonuna döndüler [49].



Resim 3.1. Gövde nötralde geleneksel Bulgarian split squat

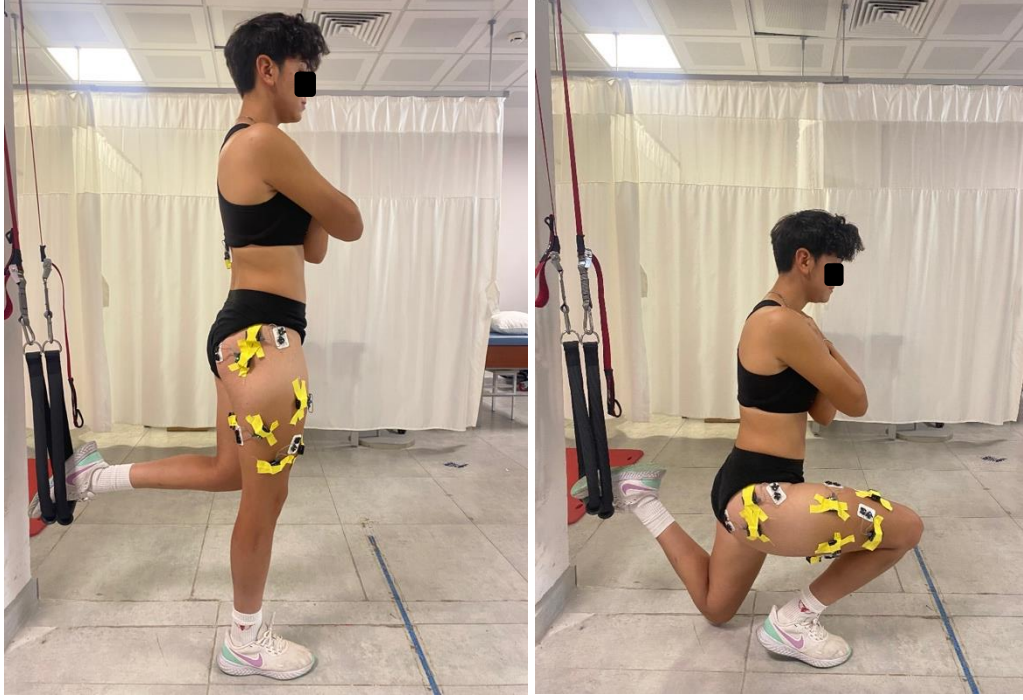
Gövde fleksiyonda geleneksel Bulgarian split squat egzersizi için ise, her bir katılımcı için 40° gövde fleksiyonu gonyometre ile ölçülerek belirlendi. Dikey bir bar yardımıyla omuz ekleminin hemen önünde sınır belirlenerek kişilerin sınırı geçmeyecek şekilde gövde fleksiyonu yapması istendi [61]. Kişiler egzersiz boyunca gövde fleksiyon pozisyonunu koruyarak egzersizin gidiş fazında arkadaki diz yere değene kadar (yaklaşık $100-110^{\circ}$ diz fleksiyonu) alçalarak dönüş fazında konsentrik öndeki bacağın tam ekstansiyona gelmesiyle başlangıç pozisyonuna döndüler.



Resim 3.2. Gövde fleksiyonda geleneksel Bulgarian split squat

Katılımcılardan dominant ayak önde diğeri vücudun arkasında; ayak ucu halatlar yardımıyla süspanse edilmiş pozisyonda olacak şekilde; eller göğüste çaprazlanmış, baş gövde nötral pozisyonunu koruyarak dik durmaları istendi. Süspansiyon cihazının halatları, geleneksel Bulgarian split squat egzersizi sırasında kullanılan bank ile aynı yükseklikte olacak şekilde; tibia uzunluğu ölçülerek ayarlandı. İki ayak arası mesafe spina iliaca anterior superiorlar arası mesafenin %75'i alınarak her katılımcı için standardize edildi. Dominant olmayan bacak yaklaşık 90° tibiofemoral fleksiyon ve hafif femoraasetabular hiperekstansiyonda halata yerleştirildi. Adım uzunluğu standardizasyonu için kişilerin bacak uzunluğu referans alındı. SIAS ve medial malleol arası uzunluk ölçülerek dominat bacak halat arası mesafe belirlendi.

Gövde nötralde süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizi için, katılımcılar egzersiz boyunca gövde nötral pozisyonunu koruyarak egzersizin gidiş fazında arkadaki diz yere değene kadar (yaklaşık 100-110° diz fleksiyonu) alçalarak dönüş fazında öndeki bacağın tam ekstansiyona gelmesiyle başlangıç pozisyonuna döndüler.



Resim 3.3. Gövde nötralde süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat

Gövde fleksiyonda süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizi için ise, her bir katılımcı için 40° gövde fleksiyonu gonyometre ile ölçülerek belirlendi. Dikey bir bar yardımıyla omuz ekleminin hemen önünde sınır belirlenerek kişilerin sınırı geçmeyecek şekilde gövde fleksiyonu yapması istendi. Kişiler egzersiz boyunca gövde fleksiyon pozisyonunu koruyarak egzersizin gidiş fazında arkadaki diz yere değene kadar (yaklaşık $100-110^{\circ}$ diz fleksiyonu) alçalarak dönüş fazında öndeki bacağın tam ekstansiyona gelmesiyle başlangıç pozisyonuna döndüler.



Resim 3.4. Gövde fleksiyonda süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat

3.3.6. Elektromyografik analiz

EMG sinyalleri Noraxon Myoresearch programı (Noraxon, Scottsdale, USA) kullanılarak analiz edildi. Dinamik hareketler sırasında oluşan hareket artefaktının temizlenebilmesi için 20 Hz “highpass” filtresi seçildi. Kesit alma işlemi uygulanarak ham verilerin belirlenen bir kısmı analiz ortamına aktarıldı. Sinyaller kök ortalama kareleri (Root Mean Square, RMS) alınarak doğrusallaştırıldı.

MİİK sinyallerinden yapılan 3 tekrarın ortalaması alındı ve egzersizler sırasındaki kas aktivasyon seviyeleri MİİK değerlerine bölünerek normalize edildi. EMG ölçümü sırasında eş zamanlı video kamera (Logitech Web Camera C500, Morger, Switzerland) kullanıldı. Video kamera görüntüleri incelenerek egzersizlerin konsentrik, izometrik ve eksentrik fazları işaretlendi. Egzersizlerin analizinde konsentrik ve eksentrik fazlarının ortalama kas aktivasyonları %MİİK olarak istatistiksel analiz için kullanıldı.

3.4. İstatistiksel Analiz

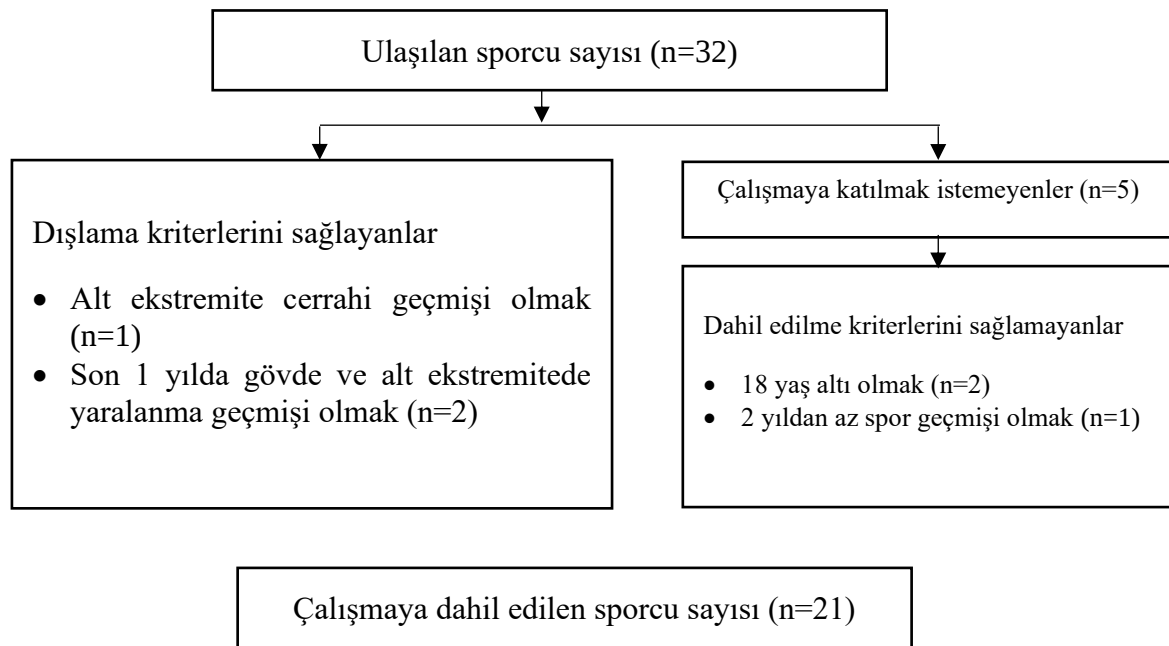
Analizler “Statistical Package for Social Sciences” (SPSS) Versiyon 22.0 (SPSS inc., Chicago, IL, ABD) programı kullanılarak gerçekleştirildi. Tanımlayıcı istatistikler sürekli değişkenler için ortalama ve standart sapma, kesikli değişkenler için ise frekans ve % olarak

ifade edildi. Her bir kas grubunda egzersizin gidiş ve dönüş fazındaki aktivasyonlar gövde pozisyonu (FLEX vs NÖTR) ve zemin (GBSS vs SBSS) grupları arasında karşılaştırıldı. Karşılaştırmalarda genelleştirilmiş tahmin eşitlikleri yöntemi kullanıldı. Her bir tekrarlı karşılaştırma için post hoc güç hesaplandı. Tüm analizlerde istatistiksel anlamlılık eşik değeri $p<0.05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Bireylerin Demografik Bilgileri

Katılımcıların yaş ortalaması $20,3 \pm 2,5$ yıl, ortalama BMI değerleri $21,2 \pm 2,0$ ve ortalama spor yılı $5,9 \pm 2,4$ idi. En sık yapılan spor branşı futboldu ($n=9$, 42,9%). Katılımcıların 17'si (81%) sağ , 4'ü (19%) sol dominant olarak kaydedildi. Katılımcıların demografik verileri Çizelge 4.1'de, spor branşına göre kişi sayısı Çizelge 4.2'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Hasta akış diyagramı

Çizelge 4.1. Katılımcıların demografik verileri

	n	Min.	Max.	Ortalama $\pm$ SS
Yaş (yıl)	21	18,0	25,0	20,3 $\pm$ 2,5
Boy (cm)	21	153,0	175,0	165,9 $\pm$ 0,5
Vücut ağırlığı (kg)	21	51,0	70,0	58,5 $\pm$ 5,7
VKI (kg/m ²)	21	18,2	25,2	21,2 $\pm$ 2,0
Sporla geçmişi (yıl)	21	3,0	10,0	5,9 $\pm$ 2,4

n: Kişi Sayısı; VKI: Vücut Kütle İndeksi, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.2. Spor branşına göre katılımcıların frekans ve yüzdeleri

	Frekans	Yüzde
Badminton	2	9,5
Boks	1	4,8
Flag futbol	6	28,6
Futbol	9	42,9
Kickbox	1	4,8
Masa tenisi	1	4,8
Taekwando	1	4,8

4.2. Her Bir Kas Grubunda Egzersiz Varyasyonlarının Etkilerinin Karşılaştırılması

Çizelge 4.3. Her bir kas grubu için MİİK değerleri

	n	Min.	Max.	Ortalama±SS
ES_MİİK	21	81	366	209,4±72,6
GMax_ MİİK	21	96	313	178,4±63,8
Gmed_ MİİK	21	26	531	237,2±135,0
VM_MİİK	21	61	681	289,1±196,8
VL_ MİİK	21	83	336	181,5±66,8
RF_ MİİK	21	74	400	223,2±87,2
BF_ MİİK	21	136	789	350,2±171,6
ST_ MİİK	21	207	624	362,0±107,8

n: Kişi Sayısı; MİİK: Maksimal İstemli İzometrik Kontraksiyon, ES: Erektör Spina, Gmax: Gluteus Maksimus, Gmed: Gluteus Medius, VM: Vastus Medialis, VL: Vastus Lateralis, RF: Rektus Femoris, BF: Biceps Femoris, ST: Semitendinosus.

4.2.1. Erektör Spina kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar

Çizelge 4.4. ES kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama $\pm$ SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	35,14 $\pm$ 2,78	29,69	40,59
	NÖTR	29,95 $\pm$ 2,78	24,50	35,40
SBSS	FLEX	36,45 $\pm$ 2,78	31,00	41,90
	NÖTR	37,81 $\pm$ 2,78	32,36	43,26

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.5. ES kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	5,18	3,93	,187	-2,51	12,89
	SBSS*FLEX	-1,30	3,93	,739	-9,01	6,39
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	-7,85 ^b	3,93	,046	-15,56	-,15
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	-1,36	3,93	,729	-9,06	6,34

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyonda Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata.

Çizelge 4.5'ten de anlaşılabacağı üzere ES kasında egzersizin gidiş fazında gövde nötralde GBSS egzersizi sırasındaki aktivasyon, gövde nötralde SBSS egzersizi sırasındaki aktivasyondan anlamlı biçimde daha düşüktü. Diğer karşılaştırmalarda anlamlı fark saptanmadı.

Çizelge 4.6. ES kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama±SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	45,97±3,20	39,69	52,26
	NÖTR	38,07±3,20	31,78	44,35
SBSS	FLEX	48,94±3,20	42,66	55,22
	NÖTR	45,30±3,20	39,02	51,58

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.7. ES kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	7,90	4,53	,081	-,97	16,79
	SBSS*FLEX	-2,96	4,53	,513	-11,84	5,91
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	-7,23	4,53	,110	-16,12	1,64
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	3,63	4,53	,422	-5,24	12,52

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata.

Çizelge 4.7’den de anlaşılacağı üzere ES kasında egzersizin dönüş fazında elde edilen aktivasyonlar açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı.

4.2.2. Gluteus Maksimus kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar

Çizelge 4.8. GMax kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama±SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	21,32±1,58	18,22	24,43
	NÖTR	16,25±1,58	13,14	19,36
SBSS	FLEX	21,07±1,58	17,96	24,17
	NÖTR	16,23±1,58	13,13	19,34

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.9. GMax kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	5,07 ^b	2,24	,024	,67	9,46
	SBSS*FLEX	,25	2,24	,910	-4,13	4,64
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	,01	2,24	,994	-4,37	4,40
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	4,83 ^b	2,24	,031	,44	9,22

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata.

Çizelge 4.9'dan da anlaşılacağı üzere GMax kasında egzersizin gidiş fazında gövde fleksiyonda GBSS egzersizi sırasında elde edilen kontraksiyonlar gövde nötralde GBSS egzersizi sırasında elde edilen kassal aktivasyonlardan anlamlı biçimde daha yüksekti. Benzer biçimde gövde fleksiyonda SBSS egzersizi sırasında elde edilen kassal aktivasyonlar gövde nötralde SBSS egzersizi sırasında elde edilen kassal aktivasyonlardan anlamlı biçimde daha yüksekti. Diğer grup karşılaştırmalarında anlamlı fark gözlenmedi.

Çizelge 4.10. GMax kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama±SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	46,41±2,93	40,66	52,17
	NÖTR	39,23±2,93	33,48	44,98
SBSS	FLEX	48,74±2,93	42,99	54,49
	NÖTR	41,97±2,93	36,22	47,73

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.11. GMax kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	7,18	4,15	,084	-,95	15,31
	SBSS*FLEX	-2,32	4,15	,575	-10,46	5,81
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	-2,74	4,15	,509	-10,87	5,39
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	6,76	4,15	,103	-1,36	14,90

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata.

Çizelge 4.11’den de anlaşılabacağı üzere, GMax kasında egzersizin dönüş fazı sırasında elde edilen kassal aktivasyonlar açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı.

4.2.3. Biseps Femoris kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar

Çizelge 4.12. BF kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama±SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	20,98±1,89	17,27	24,69
	NÖTR	14,46±1,89	10,75	18,18
SBSS	FLEX	23,09±1,89	19,38	26,80
	NÖTR	15,96±1,89	12,25	19,68

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.13. BF kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	6,5 ^b	2,67	,015	1,26	11,76
	SBSS*FLEX	-2,11	2,67	,430	-7,36	3,13
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	-1,50	2,67	,575	-6,75	3,74
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	7,12 ^b	2,67	,008	1,87	12,37

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata.

Çizelge 4.13'den de anlaşılacağı üzere BF kasında egzersizin gidiş fazında gövde fleksiyonda GBSS egzersizi sırasında elde edilen kontraksiyonlar gövde nötralde GBSS egzersizi sırasında elde edilen kassal aktivasyonlardan anlamlı biçimde daha yüksekti. Benzer biçimde gövde fleksiyonda SBSS egzersizi sırasında elde edilen kassal aktivasyonlar gövde nötralde SBSS egzersizi sırasında elde edilen kassal aktivasyonlardan anlamlı biçimde daha yüksekti. Diğer grup karşılaştırmalarında anlamlı fark gözlenmedi.

Çizelge 4.14. BF kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama $\pm$ SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	29,47 $\pm$ 2,54	24,49	34,45
	NÖTR	19,40 $\pm$ 2,54	14,42	24,37
SBSS	FLEX	31,99 $\pm$ 2,54	27,01	36,97
	NÖTR	22,78 $\pm$ 2,54	17,80	27,76

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.15. BF kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	10,07 ^b	3,59	,005	3,03	17,11
	SBSS*FLEX	-2,52	3,59	,483	-9,56	4,51
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	-3,38	3,59	,346	-10,42	3,65
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	9,21 ^b	3,59	,010	2,16	16,25

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata.

Çizelge 4.15'ten de anlaşılacağı üzere BF kasında egzersizin dönüş fazında gövde fleksiyonda GBSS egzersizi sırasında elde edilen kassal aktivasyonlar gövde nötralde GBSS egzersizi sırasında elde edilen aktivasyonlardan anlamlı biçimde daha yüksekti. Benzer biçimde gövde fleksiyonda SBSS egzersizi sırasında elde edilen kassal aktivasyonlar gövde nötralde SBSS egzersizi sırasında elde edilen kassal aktivasyonlardan anlamlı biçimde daha yüksekti. Diğer grup karşılaştırmalarında anlamlı fark gözlenmedi.

4.2.4. Semitendinosus kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar

Çizelge 4.16. ST kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama $\pm$ SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	31,35 $\pm$ 3,68	24,13	38,58
	NÖTR	41,00 $\pm$ 3,68	33,78	48,22
SBSS	FLEX	26,86 $\pm$ 3,68	19,64	34,08
	NÖTR	33,66 $\pm$ 3,68	26,44	40,88

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.17. ST kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	-9,64	5,21	,064	-19,86	,56
	SBSS*FLEX	4,49	5,21	,389	-5,72	14,70
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	7,34	5,21	,159	-2,87	17,55
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	-6,79	5,21	,192	-17,01	3,41

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata.

Çizelge 4.17'den de anlaşılabacağı üzere ST kasında egzersizin gidiş fazında elde edilen aktivasyonlar açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı.

Çizelge 4.18. ST kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama $\pm$ SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	27,12 $\pm$ 3,16	20,92	33,32
	NÖTR	33,25 $\pm$ 3,16	27,05	39,45
SBSS	FLEX	21,59 $\pm$ 3,16	15,39	27,79
	NÖTR	30,30 $\pm$ 3,16	24,10	36,49

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.19. ST kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	-6,13	4,47	,170	-14,89	2,63
	SBSS*FLEX	5,52	4,47	,216	-3,23	14,29
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	2,95	4,47	,509	-5,81	11,72
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	-8,70	4,47	,052	-17,46	,06

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata.

Çizelge 4.19'dan da anlaşılabacağı üzere ST kasında egzersizin dönüş fazında elde edilen aktivasyonlar açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı.

4.2.5. Vastus Medialis kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar

Çizelge 4.20. VM kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama±SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	187,28±33,68	121,26	253,30
	NÖTR	176,30±33,68	110,28	242,32
SBSS	FLEX	207,54±33,68	141,52	273,56
	NÖTR	188,85±33,68	122,83	254,87

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.21. VM kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	10,97	47,63	,818	-82,39	104,34
	SBSS*FLEX	-20,26	47,63	,671	-113,63	73,10
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	-12,54	47,63	,792	-105,90	80,82
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	18,69	47,63	,695	-74,66	112,06

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata.

Çizelge 4.21'den de anlaşılabacağı üzere VM kasında egzersizin gidiş fazında elde edilen aktivasyonlar açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı.

Çizelge 4.22. VM kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama $\pm$ SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	122,19 $\pm$ 22,82	77,46	166,92
	NÖTR	120,47 $\pm$ 22,82	75,74	165,20
SBSS	FLEX	139,69 $\pm$ 22,82	94,96	184,42
	NÖTR	117,57 $\pm$ 22,82	72,84	162,30

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.23. VM kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	1,72	32,27	,957	-61,53	64,98
	SBSS*FLEX	-17,49	32,27	,588	-80,75	45,76
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	2,89	32,27	,928	-60,36	66,15
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	22,11	32,27	,493	-41,14	85,37

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata.

Çizelge 4.23'ten de anlaşılabacağı üzere VM kasında egzersizin dönüş fazında elde edilen aktivasyonlar açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı.

4.2.6. Vastus Lateralis kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar

Çizelge 4.24. VL kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama $\pm$ SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	78,90 $\pm$ 10,13	59,03	98,76
	NÖTR	104,71 $\pm$ 10,13	84,84	124,58
SBSS	FLEX	75,17 $\pm$ 10,13	55,30	95,03
	NÖTR	88,81 $\pm$ 10,13	68,94	108,67

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.25. VL kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	SS*NÖTR	-25,81	14,33	,072	-53,90	2,28
	SSS*FLEX	3,73	14,33	,795	-24,36	31,82
GBSS*NÖTR	SSS*NÖTR	15,90	14,33	,267	-12,19	43,99
SBSS*FLEX	SSS*NÖTR	-13,64	14,33	,341	-41,73	14,45

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata.

Çizelge 4.25'ten de anlaşılacağı üzere VL kasında egzersizin gidiş fazında elde edilen aktivasyonlar açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı.

Çizelge 4.26. VL kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama±SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	116,26±10,41	95,85	136,66
	NÖTR	133,01±10,41	112,61	153,42
SBSS	FLEX	110,06±10,41	89,65	130,46
	NÖTR	126,25±10,41	105,85	146,66

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.27. VL kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Lower	Upper
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	-16,75	14,72	,255	-45,61	12,10
	SBSS*FLEX	6,19	14,72	,674	-22,65	35,05
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	6,75	14,72	,646	-22,09	35,61
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	-16,19	14,72	,271	-45,04	12,66

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata.

Çizelge 4.27'den de anlaşılacağı üzere VL kasında egzersizin dönüş fazında elde edilen aktivasyonlar açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı.

4.2.7. Rektus Femoris kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar

Çizelge 4.28. RF kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama $\pm$ SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	52,22 $\pm$ 7,35	37,80	66,64
	NÖTR	75,91 $\pm$ 7,35	61,49	90,33
SBSS	FLEX	51,00 $\pm$ 7,35	36,58	65,42
	NÖTR	68,02 $\pm$ 7,35	53,60	82,44

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.29. RF kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	-23,69 ^b	10,40	,023	-44,08	-3,29
	SBSS*FLEX	1,22	10,40	,906	-19,16	21,61
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	7,88	10,40	,448	-12,50	28,27
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	-17,02	10,40	,102	-37,41	3,36

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata.

Çizelge 4.29' dan da anlaşılacağı üzere RF kasında egzersizin gidiş fazında gövde fleksiyonda GBSS egzersizi sırasında elde edilen kassal aktivasyonlar gövde nötralde GBSS egzersizi sırasında elde edilen aktivasyonlardan anlamlı biçimde daha yüksekti.

Çizelge 4.30. RF kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama $\pm$ SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	80,75 $\pm$ 9,81	61,52	99,98
	NÖTR	106,22 $\pm$ 9,81	86,99	125,45
SBSS	FLEX	79,64 $\pm$ 9,81	60,41	98,87
	NÖTR	94,96 $\pm$ 9,81	75,73	114,19

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma.

Çizelge 4.31. RF kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	-25,46	13,87	,066	-52,66	1,72
	SBSS*FLEX	1,10	13,87	,937	-26,09	28,30
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	11,25	13,87	,417	-15,94	38,45
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	-15,31	13,87	,270	-42,51	11,87

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata.

Çizelge 4.31'den de anlaşılabacağı üzere RF kasında egzersizin dönüş fazında elde edilen aktivasyonlar açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı.

4.2.8. Gluteus Medius kası için egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ortalama aktivasyonlar

Çizelge 4.32. GMed kası için egzersizin gidiş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama $\pm$ SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	27,26 $\pm$ 5,75	15,98	38,54
	NÖTR	31,08 $\pm$ 5,75	19,80	42,36
SBSS	FLEX	26,49 $\pm$ 5,75	15,21	37,77
	NÖTR	29,96 $\pm$ 5,75	18,68	41,24

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma

Çizelge 4.33. GMed kası için egzersizin gidiş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	-3,82	8,13	,639	-19,77	12,13
	SBSS*FLEX	,76	8,13	,925	-15,18	16,71
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	1,11	8,13	,891	-14,83	17,06
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	-3,47	8,13	,670	-19,42	12,48

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata

Çizelge 4.33'ten de anlaşılacağı üzere GMed kasında egzersizin gidiş fazında elde edilen aktivasyonlar açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı.

Çizelge 4.34. GMed kası için egzersizin dönüş fazı ortalama aktivasyonları

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama±SS %MİİK	95% GA	
			Min.	Max.
GBSS	FLEX	42,76±11,71	19,79	65,72
	NÖTR	44,84±11,71	21,88	67,81
SBSS	FLEX	47,15±11,71	24,18	70,11
	NÖTR	46,13±11,71	23,16	69,10

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SS: Standart Sapma

Çizelge 4.35. GMed kası için egzersizin dönüş fazı egzersiz zemini ve gövde pozisyonuna göre ikili karşılaştırması

Zemin	Gövde Pozisyonu	Ortalama Fark	SH	p	95% GA	
					Min.	Max.
GBSS*FLEX	GBSS*NÖTR	-2,08	16,57	,900	-34,56	30,39
	SBSS*FLEX	-4,38	16,57	,791	-36,86	28,09
GBSS*NÖTR	SBSS*NÖTR	-1,28	16,57	,938	-33,76	31,19
SBSS*FLEX	SBSS*NÖTR	1,01	16,57	,951	-31,46	33,49

GBSS: Geleneksel Bulgarian Split Squat, SBSS: Süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat, FLEX: Fleksiyon, NÖTR: Nötral, GA: Güven Aralığı, SH: Standart Hata

Çizelge 4.35'ten de anlaşılacağı üzere GMed kasında egzersizin dönüş fazında elde edilen aktivasyonlar açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı.

5. TARTIŞMA

Geleneksel ve süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizi sırasında gövde pozisyonunun kassal aktivasyonlar üzerine etkisinin incelendiği bu tez çalışmasında, gövde nötralde ve gövde fleksiyonda olmak üzere geleneksel ve süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizleri sırasında, gluteus medius (GMed), gluteus maksimus (GMax), vastus lateralis (VL), rektus femoris (RF), vastus medialis (VM), semitendinosus (ST), biseps femoris (BF), erektör spina (ES) kaslarının aktivasyonları ölçüldü. Çalışmamızın sonucunda egzersizlerin süspansiyon tabanlı yapılması ES kassal aktivasyonunda anlamlı artışa sebep olurken diğer kas gruplarında aktivasyonları etkilemedi. GMax, BF, RF kaslarının aktivasyonlarının ise gövde pozisyonundan etkilendiği, gövde fleksiyonu ile aktivasyonlarının arttığı bulundu. Bu artış GMax ve BF kaslarında her iki zeminde de görülürken, RF kasında yalnızca sert zeminde mevcuttu. Buna karşın ES, ST, VM, VL ve GMed kaslarında gövde pozisyonu aktivasyonları etkilemedi.

5.1. Süspansiyon Egzersizlerinin Kassal Aktivasyonlara Etkisi

SE bireylerin kendi vücut ağırlıklarıyla güvenli bir şekilde çalışabilmeleri amacıyla tasarlanmış, kapalı kinetik zincir egzersizlerinin stabil olmayan ortam ile birleştiği yüksek düzeyde nöromusküler aktivasyon sağlamayı hedefleyen, fonksiyonel egzersizler olarak tanımlanmaktadır [4].

Süspansiyon sistemi ile eğitim, kişinin kendi vücut ağırlığının direnci ile egzersiz yapmasına olanak sağlar [9] ve uygulanan yüke rağmen osteoartiküler sistemin aşırı yüklenmesini ortadan kaldırmayı amaçlar. Kapalı kinetik zincirde çalışmak, eklemlere etki eden kesme kuvvetini sınırlamayı ve bu kuvvete karşı koymayı mümkün kılar. Bu özellikleri sebebiyle süspansiyon sistemleri son derece güvenlidir [5]. Bunun yanı sıra uygun fiyat, kurulum ve taşıma kolaylığı da süspansiyon sistemlerini geleneksel egzersiz ekipmanlarından daha cazip kılmaktadır [6].

SE'nin sıklıkla kullanılmaya başlanmasıyla birlikte son yıllarda bu egzersiz metodunun biyomekanik ve nöromusküler etkilerine odaklanan çalışma sayısı artmıştır. Yapılan çalışmalar incelendiğinde süspansiyon tabanlı egzersizlerin geleneksel egzersizlere kıyasla kas gruplarının çoğunda aktivasyonu arttırsa da belirli kaslarda aktivasyon farklılığı

oluşturmadığı görülmektedir. Çalışmamızda egzersizlerin süspansiyon tabanlı yapılmasının ES kassal aktivasyonunu arttırırken, diğer kas gruplarında geleneksel egzersizlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşturmadığı sonucuna varılmıştır. Bu sonuç bir çok faktöre bağlı olarak ortaya çıkmış olabilir. İlk olarak, süspansiyon sisteminin yoğunluk seviyesi yüksek düzeyde nöromuskuler aktivasyon oluşturmak için yeterli büyüklükte olmayabilir. Farklı süspansiyon cihazlarının kullanımı ve vücut pozisyonu da kassal aktivasyonlar üzerinde kritik olan ve çalışmamızı diğer çalışmalarla karşılaştırmayı güçleştiren bir diğer faktördür. Buna karşılık, Calatayud ve arkadaşları içlerinde TRX sisteminin de yer aldığı 4 farklı süspansiyon sistemi ile yapılan push-up egzersizlerinin 7 farklı kasta oluşturduğu EMG aktivasyon düzeylerini incelemişlerdir. Çalışmaya 29 erkek üniversite öğrenci katılmıştır. Katılımcılar, push up egzersizini TRX halatı da içlerinde olan 4 farklı süspansiyon sistemini kullanarak ve ayrıca standart şekilde hiçbir ekipman kullanmadan gerçekleştirmişlerdir. Dizayn tipi ayırt edilmeksizin tüm süspansiyon sistemleri, özellikle lumbopelvik kalça kompleksine ait rektus abdominis yüksek aktivasyonu için oldukça etkili bulunmuştur. Stabil durum sadece deltoid kası üzerinde yüksek aktivasyon oluşturmuştur. Bu araştırmanın sonuçları, maksimum lumbopelvik kalça kompleksi aktivasyonunun süspansiyon sistemleri ile meydana geldiğini göstermiştir [8]. Ancak çalışmamızdaki katılımcıların sağlıklı profesyonel sporcular olması sonuçlarımızı yorumlamayı sınırlandırmaktadır. Sporcular fonksiyonel ve morfolojik olarak sporcu olmayanlar ve sağlıklı bireylere göre farklılık göstermektedir. Kas sistemleri daha gelişmiş ve spora özgü görevler için eğitilmiştir. Bu kişilerde spora özgü hareketler sırasında gövdenin yüksek şiddetli yüklenmelere maruz kalması lumbopelvik kalça kompleksi kassal fonksiyonlarının üst düzeyde aktif olması anlamına gelmektedir. Bu farklılıklar, süspansiyon tabanlı egzersizler sırasında kas aktivasyon paternlerinde değişikliklere neden olabilir. Dolayısıyla fiziksel olarak inaktif ve/veya rekreasyonel olarak aktif bireylerin ya da alt ekstremité kas zayıflığı olan bireylerin Bulgarian split squat egzersizinin çeşitli varyasyonlarını gerçekleştirirken daha fazla miktarda kas aktivasyonu sergileyebileceği düşünülebilir. Nitekim literatüre bakıldığında da bu varsayımımıza benzer sonuçlar içeren çalışmalar olduğunu görmekteyiz. Krause ve arkadaşları standart lunge ve süspanse edilmiş lunge egzersizi sırasında kalça ve uyluk çevresi kas aktivasyonlarını değerlendirmişlerdir. Bu amaçla çalışmaya 30 sağlıklı birey (15 kadın 15 erkek) dahil edilmiştir. Kassal aktivasyonların EMG ile değerlendirildiği çalışmada, süspanse edilmiş lunge egzersizinin geleneksel lunge egzersizine göre hamstring, GMax, Gmed ve adduktor longus kaslarında önemli ölçüde daha yüksek aktivasyon sağladığı, ancak rektus femoriste anlamlı bir

değişiklik bulunmadığı belirtilmiştir. Rektus femoris'in birincil rolünün, kalça ve pelvisin abduksiyon, adduksiyon ve rotasyonel hareketlerini stabilize etmek yerine kalça fleksiyon ve diz ekstansiyon hareketlerinin kontrolü olduğunu ve kalça ve dizdeki hareketi (fleksiyon ve ekstansiyon) kontrol etmek için her iki durumda da benzer şekilde çalıştığını, oysa diğer kasların kalça ve pelvisi stabilize etmek için süspanse edilmiş lunge egzersizinde daha yüksek aktivasyon gerektirdiği sonucuna varmışlardır [62]. Benzer şekilde Miller ve arkadaşları da geleneksel ve süspansiyon tabanlı split squat egzersizi sırasında RF ve GMax kaslarının myoelektrik aktivitesini incelemişlerdir. Myoelektrik aktivite EMG kullanılarak değerlendirilmiştir. 19 rekreasyonel aktif bireyin (10 kadın 9 erkek) katıldığı çalışmada cinsiyetler arasında ve RF kassal aktivasyonunda bir fark bulunmazken, süspansiyon tabanlı split squat egzersizi sırasında GMax kassal aktivasyonunda anlamlı ölçüde artma görülmüştür. GMax kassal aktivasyonundaki bu artışın pelvik stabilitenin yanı sıra tibiofemoral eklem stabilitesini koruma gerekliliğinin bir sonucu olabileceğini belirtmişlerdir [63]. Atkins ve arkadaşları ise, 18 erkek elit genç yüzücüde yaptıkları çalışmada süspansiyon, unstabil zemin (swiss ball) ve sert zeminde yapılan statik 'plank' egzersizi sırasında ES, EO ve RA kaslarının nöromuskuler aktivasyonunu karşılaştırmışlardır. Kassal aktivasyon yüzeyel elektromyografi (yEMG) ile değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda yalnızca RA aktivasyonu süspansiyonda yapılan plank sırasında sert zemin ve swiss ball üzerinde yapılan plank egzersizine göre anlamlı ölçüde yüksek bulunmuştur. ES kassal aktivasyonunda 3 durum arasında anlamlı fark bulunmazken, EO kassal aktivasyonunda sert zeminde diğer durumlara göre daha yüksek aktivasyon bulunmuştur [64]. Buna karşılık Bryne ve arkadaşları 21 üniversite öğrencisi (10 kadın, 11 erkek) üzerinde yaptıkları çalışmada, plank egzersizinin varyasyonları esnasında, RA, EO, RF ve serratus anterior kaslarının aktivasyonlarını incelemişlerdir. Kas aktivasyonlarının yEMG ile kaydedildiği çalışmada standart plank ve TRX süspansiyon halatı ile 3 farklı şekilde (kollar halatta, ayaklar halatta, kollar ve ayaklar halatta) uygulanan plank egzersizi esnasında abdominal kas aktivasyonları, TRX halatı ile yapılan her 3 egzersizde de standart plank egzersizine kıyasla yüksek bulunmuştur. Çalışmanın sonuçları, TRX süspansiyon sisteminde sunulan instabilitenin, abdominal kas aktivasyon seviyelerinde belirgin düzeyde artış sağladığını ortaya koymuştur. RF ve serratus anterior kaslarında da belirgin sonuçlar kaydedilmesine rağmen, abdominal kaslarda oluşan aktivasyon farkı kadar büyük bir fark gözlenmemiştir [9].

Genel olarak süspansiyon tabanlı egzersizlerin geleneksel egzersizlere göre daha yüksek kassal aktivasyon sağladığı, daha yüksek kassal aktivasyonun da daha fazla kuvvetlendirme etkisi oluşturduğu ve performans artışına da daha fazla katkısı olduğu düşünülmektedir [63, 65]. Snarr ve arkadaşları push up egzersizinin süspansiyonda ve standart zeminde pektoralis major, deltoid ön parçası ve triseps braki kaslarının aktivasyonu üzerine etkisini incelemişlerdir. 21 sağlıklı erkek dahil ettikleri çalışmalarında her 3 kas için de süspanse edilmiş push up egzersizi sırasında standart zeminde yapılan push up egzersizine göre istatistiksel olarak anlamlı artmış aktivasyon elde etmişlerdir [66]. Benzer şekilde Luk ve arkadaşları da 43 sağlıklı erkek üzerinde yaptıkları çalışmada, supine bridge ve prone bridge egzersizlerinin varyasyonları sırasında RA, Lomber multifidus (LM), ES, RF, GMax ve BF kaslarının aktivasyonlarını incelemişlerdir. Kas aktivasyonları stabil zeminde prone bridge, stabil zeminde supine bridge, ayaklar süspansiyonda prone bridge, ayaklar süspansiyonda supine bridge, eller süspansiyonda prone bridge, eller süspansiyonda supine bridge olmak üzere 6 durumda değerlendirilmiştir. Bu çalışmada, ayaklar süspansiyonda supine bridge egzersizinin eller süspansiyonda ve stabil zeminde supine bridge egzersizlerine göre RA, RF, ES, LM ve BF kaslarında daha yüksek aktivasyon sağladığı belirtilmiştir. Stabil zemin ile karşılaştırıldığında eller süspansiyonda supine bridge egzersizi sırasında RF, torakal ES, ve BF kaslarının aktivasyonu daha yüksek bulunmuştur. Ayaklar süspansiyonda supine bridge egzersizinde eller süspansiyonda ve stabil zemin supine bridge egzersizine göre daha düşük GMax aktivasyonu bulunmuştur [67]. Harris ve arkadaşları 25 kişiyi (16 erkek, 9 kadın) dahil ettikleri çalışmada, süspansiyonda ve stabil zeminde yapılan 4 farklı egzersiz sırasında pektoralis majör, deltoid orta parçası, serratus anterior, oblikler, RA, GMax, ES, trapez orta parçası ve rhomboid kas aktivasyonlarını değerlendirmişlerdir. Kas aktivasyonları süspansiyonda ve stabil zeminde bridge, push-up, inverted row, plank olmak üzere 4 farklı egzersiz sırasında değerlendirilmiştir. Çalışmada süspansiyon sırasındaki tüm egzersizlerde en az bir kasta standart zemin egzersizlerine göre anlamlı artmış aktivasyon bulunmuştur. Süspanse edilmiş egzersizlerin standart zemin egzersizlerine göre kas aktivasyonlarını anlamlı ölçüde arttırdığı sonucuna varılmıştır [13].

Biz de çalışmamızın sonucunda atletik popülasyonda egzersizlerin süspansiyon tabanlı yapılmasının ES kassal aktivasyonunda istatistiksel olarak anlamlı artışa sebep olduğunu ortaya koyduk. Geleneksel egzersizlerden farklı olarak süspansiyon eğitiminde vücut ağırlık merkezinin sürekli yer değiştirmesi egzersizler sırasında postüral kontrol, denge ve stabilizasyonu sağlamayı gerektirir. Bu da derin stabilizasyon kaslarının aktif olarak

egzersize katılmasıyla mümkün olur. Derin stabilizasyon kaslarının en kapsamlısı ve hacimlisi olan ES kassal aktivasyonunda artış bu şekilde açıklanabilir. Yapılan pek çok çalışmada da görüldüğü üzere seçilen egzersize göre de kassal aktivasyon cevapları değişebilmektedir. Aguilera-Castells ve arkadaşları 20 sağlıklı fiziksel aktif erkek üniversite öğrencisinde yaptıkları çalışmada Bulgarian squat egzersizinin 5 varyasyonu sırasında (geleneksel Bulgarian squat, süspansiyon tabanlı Bulgarian squat, süspansiyon tabanlı Bulgarian squat-BOSU, süspansiyon tabanlı Bulgarian squat -Vibro30, süspansiyon tabanlı Bulgarian squat -Vibro40) alt ekstremitte kassal aktivasyonlarını değerlendirmişlerdir. RF, BF, GMed, VM, VL ve arka bacak RF kas aktivasyonlarının değerlendirildiği çalışmada süspansiyon tabanlı ve geleneksel Bulgarian squat egzersizleri sırasında kassal aktivasyonlarda anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Süspansiyon tabanlı Bulgarian squat sırasında arka bacadaki instabilite, ön bacağın aktivasyonunda bir artışa neden olmadığı ancak vertikal yer reaksiyon kuvvetlerini arttırdığı belirtilmiştir. Bunun yanı sıra ön bacak için instabil yüzeylerin veya vibrasyon plakalarının kullanımının süspansiyon egzersizleri sırasında kassal aktivasyonları arttırmak için faydalı olabileceğini belirtmişlerdir [35].

Çalışmamızın sonucunda egzersizlerin süspansiyon tabanlı yapılmasının ES dışındaki kas gruplarının aktivasyonunda akut bir etkiye sebep olmaması bu eğitimin kronik etkilerini göz ardı edebileceğimiz anlamına gelmemelidir. Gaedtke ve arkadaşları, süspansiyon eğitiminin genç popülasyonda denge ve kuvvet parametreleri üzerindeki olumlu etkilerine dayanarak, bu tür bir eğitimin sağlıklı yetişkinler için de uygulanabilir olup olmadığını değerlendirmek üzere yaptıkları çalışmalarında 11 sağlıklı yetişkin üzerinde uyguladıkları 12 haftalık süspansiyon eğitiminin tüm katılımcılarda olumlu sonuçlar ortaya çıkardığını ve katılımcıların en yaygın kazanımının güç göstergelerinde olduğunu belirtmişlerdir [68]. Yetişkin popülasyon dışında süspansiyon eğitiminin çocukların güç üretme becerilerinde ve fonksiyonel hareket skorlarında artış sağladığı da son yıllarda yapılan çalışmalarda gösterilmiştir [69].

Süspansiyon eğitimleri, stabil olmayan doğası gereği sağladığı yüksek düzey propriyoseptif uyarı sayesinde rehabilitasyon ve yaralanmaları önleme programlarının yanı sıra, atletik popülasyonda, hız, güç ve fonksiyonel performans göstergelerinde sağladığı artış sebebiyle antrenman programlarına da mutlaka dahil edilmelidir.

Sonuç olarak kassal aktivasyonlar açısından süspansiyon egzersizlerinin etkinliğini değerlendirmek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğu görülmektedir. Katılımcı popülasyonu, farklı süspansiyon cihazlarının kullanımı ve vücut pozisyonu da kassal aktivasyonlar üzerinde kritiktir. Tüm bu faktörler göz önünde bulundurularak optimal performans için hedefe yönelik olarak geleneksel ve süspansiyon egzersizleri, instabiliteyi artıran ek yöntemler de dahil edilerek kombine kullanılabilir. Bu sayede bireye özgü nöromusküler kontrol ve motor cevapları artıran nitelikte eğitim planlanması mümkün olacaktır.

5.2. Gövde Pozisyonunun Kassal Aktivasyonlara Etkisi

Uygun egzersiz reçetesi, yaralanmaları önleyici veya yaralanma sonrası rehabilitasyon programlarının ayrılmaz bir parçası olarak bireyin özel ihtiyaçlarını ele alarak kas-iskelet fonksiyonundaki iyileştirmeleri kolaylaştırabilir. Bu amaçla, fonksiyonel vücut ağırlığı ile yapılan egzersizler alt ekstremitelerde kassal kuvvet artışı için tercih edilen egzersiz modu olarak önemli miktarda ilgi görmüştür. Vücut ağırlığı ile yapılan egzersizlerin popüleritesi, aynı anda birden fazla kas grubunu çalıştırırken, günlük yaşam aktivitelerini yakından simüle etmelerinden kaynaklanmaktadır. Klinik önemine rağmen squat (çömelme), lunge (hamle) gibi egzersizler ve varyasyonları ile ilişkili kas tepkileri hakkında çok az şey bilinmektedir. Örneğin hamle egzersizindeki varyasyonların alt ekstremitelerde kas gruplarının hareketlerini değiştirebileceği öne sürülmüştür [70]. Örneğin hamle egzersizi, adım mesafesi veya gövdenin pozisyonu değiştirilerek modifiye edilebilir. Egzersiz sırasında gövde pozisyonunun değiştirilmesinin, destek yüzeyine göre ağırlık merkezinin konumunu kaydırarak alt ekstremitelerde mekaniğini etkileyeceği düşünülmektedir [71].

Çalışmamızda GMax, BF, RF kaslarının aktivasyonlarının gövde pozisyonundan etkilendiği, gövde fleksiyonu ile aktivasyonlarının arttığı bulundu. Bu sebeple, gerek atletik performans gerek rehabilitasyon amaçlı fonksiyonel egzersizler sırasında daha yüksek kassal aktivasyon sağlamak için gövde fleksiyonu tercih edilebilir.

Literatürde gövde pozisyonunun çeşitli görevler sırasında diz eklem biyomekaniğini modüle ettiğine dair güçlü kanıtlar vardır. Statik ayakta durma pozisyonları sırasında gövde fleksiyonundaki artışın hamstring kas aktivasyonunu ve posterior çekme kuvvetlerini arttırdığı gösterilmiştir [72]. Hamstring kuvvetleri ÖCB gerilimini azalttığından [73], gövde

fleksiyon pozisyonu hamstring kas kuvvetlerini değiştirerek ÖÇB gerilimini hafifletmede kritik olabilir. Kulas ve ark. tek bacak squat sırasında gövde pozisyonunun ön çapraz bağ üzerine etkileyen kuvvet ve gerilimler üzerine etkisini değerlendirmek amaçlı yaptıkları çalışmalarında orta derecede gövde fleksiyonu ($\sim 40^\circ$) ile yapılan tek bacak squatın ön çapraz bağa etkileyen yükleri en aza indirebileceğini göstermişlerdir. Çalışmada $\sim 40^\circ$ gibi orta derece gövde fleksiyonu ile tek bacak çömelmenin minimum öne gövde fleksiyonu olan $\sim 15^\circ$ ile çöelmeye kıyasla ÖÇB kuvvetlerini ve gerilimlerini etkili bir şekilde azalttığı belirtilmiştir. Kalça fleksiyon açısındaki eşzamanlı artış nedeniyle, gövde pozisyonunun ÖÇB kuvvetlerini ve gerilimlerini etkileme mekanizması, biartiküler kas kuvvet modülasyonu (hamstringlerin uzaması ve rektus femorisin kısılması) yoluyla olmuştur [50].

Önerdiğimiz hipotezle uyumlu olarak, gövde fleksiyonda Bulgarian split squat egzersizinin GMax, BF, RF kaslarının aktivasyonunu gövde nötralde Bulgarian split squat egzersizine kıyasla arttırdığı bulundu. Buna karşın ES, ST, VMO, VLO ve GMed kaslarında gövde pozisyonu ile istatistiksel olarak anlamlı aktivasyon farklılığı saptanmadı.

Çalışmamıza benzer şekilde, Farrokhi ve ark. öne hamle egzersizi sırasında çeşitli gövde pozisyonlarının lateral gastroknemius, VL, GMax ve BF kaslarının aktivasyonlarına etkisini incelemişlerdir. 10 sağlıklı yetişkinin katıldığı çalışmada öne hamle egzersizi sırasında gövde fleksiyon pozisyonunun GMax ve BF kaslarının aktivasyon düzeyinde artış sağlarken lateral gastroknemius ve VL kaslarında anlamlı bir değişikliğe sebep olmadığı gösterilmiştir [74]. Benzer şekilde Bezerra ve ark., üç farklı hamle egzersizi (statik lunge, step-forwarding lunge, and walking lunge) sırasında iki farklı gövde pozisyonunda (nötral ve fleksiyon) alt lomber ES, GMax, BF ve RF aktivasyonunu karşılaştırmışlardır. 20 antrene kadın bireyin katıldığı çalışmada gövdeyi öne eğimli bir pozisyonda konumlandırmanın daha fazla alt lomber ES aktivasyonu sağladığı sonucuna varılmıştır. Bunun yanı sıra dinamik hamle varyasyonlarının statik hamleye göre GMax aktivasyonunu arttırdığı gösterilmiştir. Uyluk kaslarının aktivasyonlarının ise gövde ve egzersiz varyasyonlarından etkilenmediği belirtilmiştir [75].

Krause ve ark. çift bacak çömelme ve tek bacak yana kayarak çömelme egzersizleri sırasında farklı gövde pozisyonlarının kalça kas aktivasyonlarına etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında fleksiyonda gövde pozisyonu, dik gövde pozisyonunda yapılan benzer egzersizlere göre önemli ölçüde daha fazla BF EMG aktivitesi ortaya koyduğu gösterilmiştir.

Ancak bizim sonuçlarımızdan farklı olarak GMax, GMed, RF ve adduktor longus kaslarının aktivasyonunda benzer egzersizler sırasında gövde fleksiyonunun anlamlı fark oluşturmadığını belirtmişlerdir [76].

Optimum güç gelişimini sağlamak için uygun aktivasyon tekniklerinin uygulanması ve eğitilmesi büyük önem taşır. Sportif aktiviteler sırasında kritik olan lumbopelvik kalça kompleksi kaslarının aktivasyonlarını arttırarak dize etkiyen gerilim kuvvetlerini en aza indirecek egzersiz varyasyonlarının etkilerinin bilinmesi yaralanmaların önlenmesi açısından son derece önemlidir. Sonuçlarımız, Bulgarian split squat egzersizi sırasında gövde fleksiyonu ile eğitimin kas aktivasyonları açısından daha etkili bir strateji olabileceğini düşündürmektedir. Bu özellikle GMax, BF, RF kasları ile ilgilidir. ES, ST, VM, VL ve GMed kas sisteminin aktivasyonlarının en iyi nasıl arttırılabileceğini belirlemek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

5.3. Limitasyon

Çalışmamıza dahil edilen sporcuların branşlarının homojen olmaması ve menstrual döngülerinin sorgulanmaması çalışmamızın limitasyonlarıdır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda 18-25 yaş aralığında toplam 21 kadın sporcu değerlendirildi. Geleneksel ve süspansiyon tabanlı Bulgarian split squat egzersizleri sırasında gluteus medius, gluteus maksimus, vastus lateralis, rektus femoris, vastus medialis, semitendinosus, biceps femoris ve erektör spina kaslarının kas aktivasyon düzeyleri ölçülerek gövde pozisyonunun bu aktivasyonlara etkisi incelendi ve H₁ hipotezleri kabul edildi. Ortaya çıkan sonuçlar ve önerilerimiz aşağıda belirtilmiştir.

Bulgarian split squat egzersizinin süspansiyon tabanlı yapılması ES kassal aktivasyonunda geleneksel egzersizlere göre istatistiksel olarak anlamlı artışa sebep olurken diğer kas gruplarında aktivasyonları etkilemedi.

Optimal performans ve antrenman çeşitliliği sağlamak için sporun ve sporcunun kondisyon hedeflerine ve güç taleplerine bağlı olarak, geleneksel egzersizler, süspansiyon egzersizleri ve instabiliteyi arttırıcı ek yöntemlerin kombine kullanımı önerilebilir.

Bulgarian split squat egzersizi sırasında GMax, BF, RF kaslarının aktivasyonlarının gövde pozisyonundan etkilendiği, gövde fleksiyonu ile aktivasyonlarının arttığı bulundu. Bu artış GMax ve BF kaslarında her iki zeminde de görülürken, RF kasında yalnızca sert zeminde mevcuttu. ES, ST, VM, VL ve GMed kaslarında gövde pozisyonu ile istatistiksel olarak anlamlı aktivasyon farklılığı saptanmadı.

Bulgarian split squat egzersizi sırasında gövde fleksiyonu ile eğitim kas aktivasyonları açısından daha etkili bir strateji olabilir. Özellikle hedef kas grubu GMax, BF, RF olduğunda kuvvet ve endurans gelişimi açısından egzersizler sırasında gövde fleksiyonu eklenebilir. ES, ST, VM, VL ve GMed kas sisteminin aktivasyonlarının en iyi nasıl arttırılacağını belirlemek için ise daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. DiStefano, L. J., DiStefano, M. J., Frank, B. S., Clark, M. A., and Padua, D. A. (2013). Comparison of integrated and isolated training on performance measures and neuromuscular control. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(4), 1083-1090.
2. Jordan, S. L., Brinkman, B., Harris, S., Cole, T., and Ortiz, A. (2022). Core musculature co-contraction during suspension training exercises. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 30, 82-88.
3. Pastucha, D., Filipcikova, R., Bezdictkova, M., Blazkova, Z., Oborna, I., Brezinova, J., and Bajorek, J. (2012). Clinical anatomy aspects of functional 3D training--case study. *Biomedical Papers of the Medical Faculty of the University Palacky, Olomouc, Czech Republic*, 156(1), 63-69.
4. Fitness Anywhere, L. L. C. (2013). *TRX Suspension Training Course User's Guide*. San Francisco: Fitness Anywhere LLC, 15-28.
5. Nowak, A., Morawiec, M., Gabrys, T., Nowak, Z., Szmatlan-Gabryś, U., and Salcman, V. (2020). Effectiveness of resistance training with the use of a suspension system in patients after myocardial infarction. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(15), 5419.
6. Mok, N. W., Yeung, E. W., Cho, J. C., Hui, S. C., Liu, K. C., and Pang, C. H. (2015). Core muscle activity during suspension exercises. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(2), 189-194.
7. Bettendorf, B. (2010). *TRX suspension training bodyweight exercises: scientific foundations and practical applications*. San Francisco: Fitness Anywhere Inc, 1-5.
8. Calatayud, J., Borreani, S., Colado, J. C., Martín, F. F., Rogers, M. E., Behm, D. G., and Andersen, L. L. (2014). Muscle activation during push-ups with different suspension training systems. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(3), 502.
9. Byrne, J. M., Bishop, N. S., Caines, A. M., Crane, K. A., Feaver, A. M., and Pearcey, G. E. (2014). Effect of using a suspension training system on muscle activation during the performance of a front plank exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(11), 3049-3055.
10. Zambarano, E. (2019). *Relationship between Lumbo-pelvic-hip complex muscle activation and lower limb biomechanics during functional tasks before and after fatigue*. Master's Thesis, The University of Toledo, Ohio, USA, 27-34.
11. Gidu, D. V., and Oltean, A. (2017). Body positions, procedures and principles in TRX training: Theoretical considerations. *Scientific Bulletin" Mircea cel Batran" Naval Academy*, 20(1), 554.
12. Dolati, M., Ghazalian, F., and Abednatanzi, H. (2017). The effect of a period of TRX training on lipid profile and body composition in overweight women. *International Journal of Sports Science*, 7, 151-158.

13. Harris, S., Ruffin, E., Brewer, W., and Ortiz, A. (2017). Muscle activation patterns during suspension training exercises. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(1), 42.
14. Castells, J. A. (2021). *Acute effects of suspension training and other perturbative sources on lower limb strength tasks*. Doctoral Dissertation, Universitat Ramon Llull, Barcelona, 119-122.
15. Monje Morales, A. (2018). *Suspension training as an exercise method*. Satakunta University of Applied Sciences, Pori, Finlandiya, 2-5.
16. Melrose, D., and Dawes, J. (2015). Resistance characteristics of the TRX™ suspension training system at different angles and distances from the hanging point. *Journal of Athletic Enhancement*, 4(1), 2-5.
17. Çavlan, P. (2017). *Süspansiyon egzersiz programının denge ve fiziksel performans üzerine etkileri*. Master's Thesis, Eastern Mediterranean University, Gazimağusa, Kuzey Kıbrıs, 12-17.
18. Fitzgerald, G. K., Axe, M. J., and Snyder-Mackler, L. (2000). The efficacy of perturbation training in nonoperative anterior cruciate ligament rehabilitation programs for physically active individuals. *Physical Therapy*, 80(2), 128-140.
19. Rosemeyer, J. R., Hayes, B. T., Switzler, C. L., and Hicks-Little, C. A. (2015). Effects of core-musculature fatigue on maximal shoulder strength. *Journal of Sport Rehabilitation*, 24(4), 384-390.
20. Jacobson, J. S. (2020). *Shoulder muscle activation before and after a lumbopelvic-hip complex fatigue protocol*. Doctoral Dissertation, The University of Toledo, Ohio, USA, 36-43.
21. Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., and Davis, I. M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 926-934.
22. Cortell-Tormo, J. M., García-Jaén, M., Chulvi-Medrano, I., Hernández-Sánchez, S., Lucas-Cuevas, Á. G., and Tortosa-Martínez, J. (2017). Influence of scapular position on the core musculature activation in the prone plank exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 31(8), 2255-2262.
23. Saeterbakken, A., Andersen, V., Brudeseth, A., Lund, H., and Fimland, M. S. (2015). The effect of performing bi-and unilateral row exercises on core muscle activation. *International Journal of Sports Medicine*, 94(11), 900-905.
24. Sciascia, A., Thigpen, C., Namdari, S., and Baldwin, K. (2012). Kinetic chain abnormalities in the athletic shoulder. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 20(1), 16-21.
25. Verrelst, R., De Clercq, D., Vanrenterghem, J., Willems, T., Palmans, T., and Witvrouw, E. (2014). The role of proximal dynamic joint stability in the development of exertional medial tibial pain: A prospective study. *British Journal of Sports Medicine*, 48(5), 388-393.

26. Verrelst, R., De Clercq, D., Willems, T. M., Roosen, P., and Witrouw, E. (2014). Contralateral risk factors associated with exertional medial tibial pain in women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(8), 1546-1553.
27. Distefano, L. J., Blackburn, J. T., Marshall, S. W., and Padua, D. A. (2009). Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(7), 532-540.
28. Cheon, S., Lee, J. H., Jun, H. P., An, Y. W., and Chang, E. (2020). Acute effects of open kinetic chain exercise versus those of closed kinetic chain exercise on quadriceps muscle thickness in healthy adults. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(13), 4669.
29. Chmielewski, T. L., Stackhouse, S., Axe, M. J., and Snyder-Mackler, L. (2004). A prospective analysis of incidence and severity of quadriceps inhibition in a consecutive sample of 100 patients with complete acute anterior cruciate ligament rupture. *Journal of Orthopaedic Research*, 22(5), 925-930.
30. Lynch, A. D., Logerstedt, D. S., Axe, M. J., and Snyder-Mackler, L. (2012). Quadriceps activation failure after anterior cruciate ligament rupture is not mediated by knee joint effusion. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(6), 502-510.
31. Rajput, H. B., Rajani, S. J., and Vaniya, V. H. (2017). Variation in morphometry of vastus medialis muscle. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 11(9), AC01-AC04.
32. Guruhan, S., Kafa, N., Ecemis, Z. B., and Guzel, N. A. (2021). Muscle activation differences during eccentric hamstring exercises. *Sports Health*, 13(2), 181-186.
33. Jeong, J., Choi, D. H., and Shin, C. S. (2021). Core strength training can alter neuromuscular and biomechanical risk factors for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 49(1), 183-192.
34. Başandaç, G. (2014). *Adölesan voleybol oyuncularında ilerleyici gövde stabilizasyon eğitiminin üst ekstremite fonksiyonlarına etkisi*. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 20-24.
35. Aguilera-Castells, J., Buscà, B., Morales, J., Solana-Tramunt, M., Fort-Vanmeerhaeghe, A., Rey-Abella, F., and Peña, J. (2019). Muscle activity of Bulgarian squat. effects of additional vibration, suspension and unstable surface. *Plos One*, 14(8), 0221710.
36. Konrad, P. (2014). *The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography 2005*. Arizona: Noraxon U.S.A, Inc, 6-15.
37. Kamavuako, E. N., Rosenvang, J. C., Horup, R., Jensen, W., Farina, D., and Englehart, K. B. (2013). Surface versus untargeted intramuscular EMG based classification of simultaneous and dynamically changing movements. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(6), 992-998.

38. Day, S. (2002). *Important factors in surface EMG measurement*. California: Bortec Biomedical Ltd Publishers, 1-17.
39. Long, C. L. (2004). *Pattern recognition using surface electromyography of the anterior temporalis and masseter muscles*. Doctoral Dissertation, University of British Columbia, Canada, 7-9.
40. Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L., and Germán, A. (2010). Surface electromyography applications in the sport. *Apunts Sports Medicine*, 45(165), 121-130.
41. Demir, Ç. (2021). *Kayan platformda yapılan fonksiyonel egzersizlerin uyluk kas aktivasyonu ve alt ekstremité düzgünlüğüne etkisi*. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, 22-27.
42. DiGiovine, N. M., Jobe, F. W., Pink, M., and Perry, J. (1992). An electromyographic analysis of the upper extremity in pitching. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1(1), 15-25.
43. Disselhorst-Klug, C., Schmitz-Rode, T., and Rau, G. (2009). Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG–force relationship and new approaches for applications. *Clinical Biomechanics*, 24(3), 225-235.
44. Coratella, G., Tornatore, G., Caccavale, F., Longo, S., Esposito, F., and Cè, E. (2021). The activation of gluteal, thigh, and lower back muscles in different squat variations performed by competitive bodybuilders: implications for resistance training. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(2), 772.
45. Gullett, J. C., Tillman, M. D., Gutierrez, G. M., and Chow, J. W. (2009). A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(1), 284-292.
46. Aspe, R. R., and Swinton, P. A. (2014). Electromyographic and kinetic comparison of the back squat and overhead squat. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(10), 2827-2836.
47. Contreras, B., Vigotsky, A. D., Schoenfeld, B. J., Beardsley, C., and Cronin, J. (2016). A comparison of gluteus maximus, biceps femoris, and vastus lateralis electromyography amplitude in the parallel, full, and front squat variations in resistance-trained females. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(1), 16-22.
48. Badawy, C. R., Jan, K., Beck, E. C., Fleet, N., Taylor, J., Ford, K., and Waterman, B. R. (2022). Contemporary principles for postoperative rehabilitation and return to sport for athletes undergoing anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, 4(1), e103-e113.
49. Mausehund, L., Skard, A. E., and Krosshaug, T. (2019). Muscle activation in unilateral barbell exercises: Implications for strength training and rehabilitation. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 33, 85-94.

50. McCurdy, K., O'Kelley, E., Kutz, M., Langford, G., Ernest, J., and Torres, M. (2010). Comparison of lower extremity EMG between the 2-leg squat and modified single-leg squat in female athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 19(1), 57-70.
51. Borg, G. A. V. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 14(5), 377-381
52. Burdon, J. G. W., Juniper, E. F., Killian, K. J., Hargreave, F. E., and Campbell, E. J. M. (1982). The perception of breathlessness in asthma. *American Review of Respiratory Disease*, 126(5), 825-828.
53. Yapucu Güneş, Ü., Kara, D., ve Erbağcı, A. (2012). Dispne yakınması olan hastalarda farklı dispne ölçeklerinin karşılaştırılması. *Dokuz Eylül Üniversitesi Hemşirelik Yüksekokulu Elektronik Dergisi*, 5(2), 65-71.
54. Grant, S., Aitchison, T., Henderson, E., Christie, J., Zare, S., Mc Murray, J., and Dargie, H. (1999). A comparison of the reproducibility and the sensitivity to change of visual analogue scales, Borg scales, and Likert scales in normal subjects during submaximal exercise. *Chest*, 116(5), 1208-1217.
55. Merletti, R., and Hermens, H. (2000). Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(10), 283-286.
56. Hislop, H., Avers, D., and Brown, M. (2013). *Daniels and Worthingham's muscle Testing-E-Book: Techniques of manual examination and performance testing*. New York: Elsevier Health Sciences, 203-210.
57. Zebis, M. K., Skotte, J., Andersen, C. H., Mortensen, P., Petersen, H. H., Viskær, T. C., and Andersen, L. L. (2013). Kettlebell swing targets semitendinosus and supine leg curl targets biceps femoris: An EMG study with rehabilitation implications. *British Journal of Sports Medicine*, 47(18), 1192-1198.
58. Boren, K., Conrey, C., Le Coguic, J., Paprocki, L., Voight, M., and Robinson, T. K. (2011). Electromyographic analysis of gluteus medius and gluteus maximus during rehabilitation exercises. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(3), 206.
59. Boudreau, S. N., Dwyer, M. K., Mattacola, C. G., Lattermann, C., Uhl, T. L., and McKeon, J. M. (2009). Hip-muscle activation during the lunge, single-leg squat, and step-up-and-over exercises. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18(1), 91-103.
60. Knoll, M. G., Davidge, M., Wraspir, C., and Korak, J. A. (2019). Comparisons of single leg squat variations on lower limb muscle activation and center of pressure alterations. *International Journal of Exercise Science*, 12(1), 950.
61. Krause, D. A., Elliott, J. J., Fraboni, D. F., McWilliams, T. J., Rebhan, R. L., and Hollman, J. H. (2018). Electromyography of the hip and thigh muscles during two variations of the lunge exercise: A cross-sectional study. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(2), 137.

62. Miller, W. M., Barnes, J. T., Sofo, S. S., and Waggoner, J. D. (2019). Comparison of myoelectric activity during a suspension-based and traditional split squat. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 33(12), 3236-3241.
63. Atkins, S. J., Bentley, I., Brooks, D., Burrows, M. P., Hurst, H. T., and Sinclair, J. K. (2015). Electromyographic response of global abdominal stabilizers in response to stable-and unstable-base isometric exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(6), 1609-1615.
64. Ayotte, N. W., Stetts, D. M., Keenan, G., and Greenway, E. H. (2007). Electromyographical analysis of selected lower extremity muscles during 5 unilateral weight-bearing exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(2), 48-55.
65. Snarr, R. L., and Esco, M. R. (2013). Electromyographic comparison of traditional and suspension push-ups. *Journal of Human Kinetics*, 39(1), 75-83.
66. Luk, J. T., Kwok, F. K., Ho, I. M., and Wong, D. P. (2021). Acute responses of core muscle activity during bridge exercises on the floor vs. the suspension system. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(11), 5908.
67. Gaedtke, A., and Morat, T. (2015). TRX suspension training: A new functional training approach for older adults—development, training control and feasibility. *International Journal of Exercise Science*, 8(3), 224-233.
68. Marta, C., Alves, A. R., Casanova, N., Neiva, H. P., Marinho, D. A., Izquierdo, M., and Marques, M. C. (2022). Suspension vs. Plyometric Training in Children's Explosive Strength. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 36(2), 433-440.
69. Flanagan, S. P., Wang, M. Y., Greendale, G. A., Azen, S. P., and Salem, G. J. (2004). Biomechanical attributes of lunging activities for older adults. *Journal of Strength and Conditioning Research/National Strength & Conditioning Association*, 18(3), 599.
70. Mathiyakom, W., McNitt-Gray, J. L., Requejo, P., and Costa, K. (2005). Modifying center of mass trajectory during sit-to-stand tasks redistributes the mechanical demand across the lower extremity joints. *Clinical Biomechanics*, 20(1), 105-111.
71. Ohkoshi, Y., Yasuda, K., Kaneda, K., Wada, T., and Yamanaka, M. (1991). Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position. *The American Journal of Sports Medicine*, 19(6), 605-611.
72. Li, G., Rudy, T. W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C. B., and Woo, S. Y. (1999). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 395-400.
73. Farrokhi, S., Pollard, C. D., Souza, R. B., Chen, Y. J., Reischl, S., and Powers, C. M. (2008). Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(7), 403-409.

74. Bezerra, E. D. S., Diefenthaler, F., Nunes, J. P., Sakugawa, R. L., Heberle, I., Moura, B. M., and Paoli, A. (2021). Influence of trunk position during three lunge exercises on muscular activation in trained women. *International Journal of Exercise Science*, 14(1), 202-210.
75. Krause, D. A., and Hollman, J. H. (2020). Electromyographic analysis of hip muscle activation during a single limb squat lateral slide exercise. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 15(5), 755-762.

EKLER

EK-1. Etik Komisyon İzni

Evrak Tarih ve Sayısı: 14.12.2021-E.237520



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü

Sayı : E-14574941-199-237520
Konu : Elif AYGÜN POLAT-Etik
Komisyon Onayı

14.12.2021

Sayın Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölüm Başkanlığı - Öğretim Üyesi

Enstitümüz Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı doktora programı öğrencisi Elif AYGÜN POLAT'ın etik komisyon başvurusu ile ilgili olarak Üniversitemiz Etik Komisyonunun cevabi yazısı ekte gönderilmektedir.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof. Dr. Aysel BERKKAN
Enstitü Müdürü V.

DAĞITIM

Gereği:
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne Fizyoterapi
ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Başkanlığına

Bilgi:
Sayın Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL

Belge Doğrulama Kodu :BSRC7RC4YZ

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Takip Adresi : <https://belgedogrulama.gazi.edu.tr/belgedogrulama.aspx>

Tunus Cad. No:35 Kat: 3 ve 4 P.K. 06540 Çankaya/ANKARA
Tel:0 (312) 202 33 87 Faks:0 (312) 202 82 20
e-Posta : saglikb@gazi.edu.tr İnternet Adresi : <http://saglikb.gazi.edu.tr/>
Kep Adresi: gazimuniversitesi@ihis01.kep.tr

Bilgi için :Rabia Demirel
Memur
Telefon No:03122023254



Bu belge,güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-1. (devam) Etik Komisyon İzni

Evrak Tarih ve Sayısı: 13.12.2021-E.235510



**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Etik Komisyonu**

Sayı : E-77082166-302.08.01-236142
Konu : Bilimsel ve Eğitim Amaçlı

13.12.2021

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi Rehabilitasyon Anabilim Dalı Doktora Öğrencisi Elif AYGÜN POLAT'ın, Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL'in danışmanlığında yürüttüğü "Geleneksel ve Süspansiyon Tabanlı Bulgarian Split Squat Egzersizi Sırasında Gövde Pozisyonunun Kasal Aktivasyonlar Üzerine Etkisinin Karşılaştırılması" adlı tez çalışması ile ilgili konu Komisyonumuzun 07.12.2021 tarih ve 19 sayılı toplantısında görüşülmüş olup,

İlgilinin çalışmasının, yapılması planlanan yerlerden izin alınması koşuluyla yapılmasında etik açıdan bir sakınca bulunmadığına oybirliği ile karar verilmiş ve karara ilişkin imza listesi ekte gönderilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Araştırma Kod No: 2021 -1133

Prof. Dr. İsmail KARAKAYA
Komisyon Başkanı

Ek: 1 Liste

DAĞITIM

Gereği:

Sayın Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL

Bilgi:

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne

Belge Doğrulama Kodu :BSEC78C1B3

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Takip Adresi : <https://belgedogrulama.gazi.edu.tr/belgedogrulama.aspx>

Emniyet Mahallesi Bandırma Caddesi No :6/1 06560 Yenimahalle/ANKARA
Tel:0 (312) 202 20 57 - 0 (312) 2... Faks:0 (312) 202 38 76
İnternet Adresi :<http://etikkomisyon.gazi.edu.tr/>
Kep Adresi: gazunivarsitesi@hs01.kep.tr

Bilgi için :Ersen BOŞNAK
Genel Evrak Sorumlusu
Telefon No:03122022666



Bu belge,güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-1. (devam) Etik Komisyon İzni

~~Evrak Tarih ve Sayısı: 13.12.2021-E.236749~~

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
ETİK KOMİSYONU KATILIM LİSTESİ**

TOPLANTI TARİHİ : 07/12/2021		TOPLANTI SAYISI : 19	
ADI – SOYADI		İMZA	
Prof. Dr. İsmail KARAKAYA BAŞKAN			
Prof.Dr.Kemal ÖZTEMEL BAŞKAN YRD.			
Prof.Dr.C.Haluk BODUR			
Prof.Dr.Seçil ÖZKAN			
Prof.Dr.Cevriye TEMEL GENCER			
Prof.Dr.İsmet YÜKSEL			
Prof.Dr.Aymelek GÖNENÇ			
Prof.Dr.Gülay BAYRAMOĞLU			
Prof.Dr.Makbule GEZMEN KARADAĞ			
Prof.Dr.Zehra GÖÇMEN BAYKARA			
Doç.Dr.İlyas OKUR			
Doç.Dr.Nihan KAFA			
Doç.Dr.Melek Gülşah ŞAHİN			

Bu belge,güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-2. Aydınlatılmış Onam Formu

GAZİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KOMİSYONU FORM-2

Rev-3
19.12.2017T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
ETİK KOMİSYONU

KATILIMCILAR İÇİN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Sizi, Gazi Üniversitesi Etik Komisyonu'ndan tarih / sayı ile izin alınan* ve Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL danışmanlığında öğrenci Uzm. Fzt. Elif AYGÜN POLAT tarafından yürütülen "Geleneksel ve Süspansiyon Tabanlı Bulgarian Split Squat Egzersizi Sırasında Gövde Pozisyonunun Kasal Aktivasyonlar Üzerine Etkisinin Karşılaştırılması" başlıklı araştırmaya davet ediyoruz. Bu çalışmaya katılmak tamamen gönüllülük esasına dayanmaktadır. Çalışmaya katılmama veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmadan çıkma hakkına sahipsiniz. Bu çalışmaya katılmanız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Çalışmaya katıldığınız için size bir ödeme yapılmayacaktır. Çalışmadan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacak olup kişisel bilgileriniz gizli tutulacaktır.

*Gazi Üniversitesi Etik Komisyon izini alındıktan sonra doldurularak kullanılacaktır.

Araştırmanın Amacı	Bu çalışmanın amacı, geleneksel ve süspansiyon tabanlı Bulgarian Split Squat egzersizinin farklı gövde pozisyonlarında etkinliğinin değerlendirilmesidir.
Araştırmanın Yöntemi	Araştırma Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Sporcu Sağlığı ünitesinde yürütülecek olup, değerlendirme için geldiğinizde öncelikli olarak yaş, boy, kilo gibi genel özellikleriniz kaydedilecektir. Testten önceki ayı bir günde egzersizler video kullanılarak öğretilecektir. Test gününde uyluk ve kalça çevresi kaslarınıza elektrotlar yerleştirilecektir. Öncelikle kas kuvvetinizi ölçmeye yönelik izokinetik cihazı ile bir test uygulanacaktır. Sonrasında 5 dk koşu bandında yürümeniz ve sırası ile önceden öğretilmiş olan egzersizleri 3 tekrar olacak şekilde yapmanız istenecektir. Her tekrar arasında 30 sn dinlenmeniz istenecektir. Her egzersizden önce 10 maddelik bir anket doldurmanız istenecektir. Test sırasında olası herhangi bir hatayı engellemek için eş zamanlı görüntü kaydı alınacaktır. Ölçümler ve uygulama sırasında rahatsızlık hissedeceğiniz bir durumla karşılaşmayacaksınız. Uygulamalar ve ölçümler hiçbir şekilde girişimsel bir işlem içermemektedir.
Araştırmanın Öngörülen Süresi (Başlama ve Bitiş Tarihi)	15.01.2022-15.03-2022
Araştırmaya Katılması Beklenen Katılımcı/Gönüllü Sayısı	30
Araştırmanın Yapılacağı Yerler	Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Sporcu Sağlığı Ünitesi
Görüntü ve/veya ses kaydı alınacak mı?	Evet ☒ Hayır ☐

Tablo katılımcıların anlayabileceği biçimde, akademik dil kullanılmadan yazılacaktır.

KATILIMCI BEYANI

Yukarıda amacı ve içeriği belirtilen bu araştırma ile ilgili bilgiler tarafıma aktarıldı. Bu bilgilerden sonra araştırmaya katılımcı olarak davet edildim. Bu çalışmaya katılmayı kabul ettiğim takdirde gerek araştırma yürütülürken gerekse yayımlandığında kimliğimin gizli tutulacağı konusunda güvence aldım. Bana ait verilerin kullanımına izin veriyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin dikkatle korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi. Araştırmanın yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden çekilebilirim. Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana herhangi bir ödeme yapılmayacaktır. Araştırma ile ilgili bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış

EK-2. (devam) Aydınlatılmış Onam Formu

GAZİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KOMİSYONU FORM-2

Rev-3
19.12.2017

bulunmaktayım. Bu çalışmaya hiçbir baskı altında kalmadan kendi bireysel onayım ile katılıyorum. İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Araştırma yürütücüsü (Tez çalışmalarında Danışman tarafından imzalanacaktır.)

Adı ve Soyadı	Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL	Tarih ve İmza
Adres ve telefonu	Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Emek mah. Bişkek Cad. 6. Cad. (eski 81. sokak) No:2 06490 Çankaya/ANKARA 03122162621	

Katılımcı

Adı ve Soyadı		Tarih ve İmza
Adres ve telefonu		

Velayet veya Vesayet Altındaki Katılımcılar için Veli/Vasi

Adı ve Soyadı		Tarih ve İmza
Adres ve telefonu		

EK-3. Değerlendirme Formu

DEĞERLENDİRME FORMU**Adı- Soyadı:****Eğitim durumu:****Yaş:****Mesleği:****Kilo:****Yaralanma/operasyon geçmişi:****Boy:****Kronik hastalık:****BMI:****Borg Skoru:****Dominant taraf:****Antropometrik Ölçüm:**

- Tüberisitas tibia-yer mesafesi:

Spor branşı:

- SIAS-medial malleol mesafesi:

Profesyonellik düzeyi:**Sporla ilgilendiği süre (yıl) :**

EK-4. Görseller İçin İzin Metni

23.10.2022

GÖRSELLER İÇİN İZİN METNİ

Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL danışmanlığında yapılan Uzm. Fzt. Elif AYGÜN POLAT'ın hazırladığı ‘‘Geleneksel ve Süspansiyon Tabanlı Bulgarian Split Squat Egzersizi Sırasında Gövde Pozisyonunun Kassal Aktivasyonlar Üzerine Etkisinin Karşılaştırılması’’ adlı tez çalışması dahilinde, yapılan testler sırasında çekilen fotoğraflarımın tez çalışmasında ve tezden üretilecek makalelerde kullanılmasına izin veriyorum.

Şevval Bağcı

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : AYGÜN POLAT, Elif
Uyruğu : T.C.

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet Yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Anabilim Dalı	2017
Lisans	Başkent Üniversitesi / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü	2013
Lise	Samsun Atatürk Anadolu Lisesi	2007

İş Deneyimi Yılı	Yer	Görev
2016-halen	Gazi Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2013-2015	Özel Kuantum Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Merkezi	Fizyoterapist

Yabancı Dili

İngilizce

Yayınlar

- Polat Y., Aygun Polat E., Karatay G.M., Esmer M., Akaras E., Kafa N., Best N., Guzel N.A. (2023). Effects of Decompression Surgery on Pelvic Movements in Patients with Degenerative Lumbar Stenosis. *Phys Med Rehab Kuror*, 33: 1–6. doi:10.1055/a-2121-3402.
- Aygun Polat E., Guzel N. (2023). The Effect of Suspension Exercises on Muscular Activities: A Narrative Review. *Journal of Adnan Menderes University Health Sciences Faculty*, 7(2); 410-415. doi.org/10.46237/amusbfd.1180275.

3. Zorlular A., Aygun Polat E., Kafa N., Atalay Guzel N. (2022). The Relationship Between Trunk Muscle Strength and Pelvic Oscillation in Asymptomatic Physically Inactive Adults. *Turkish Journal of Physiotherapy and Rehabilitation*, 33(3):31-37. doi: 10.21653/tjpr.998024.
4. Aygun Polat E., Güzel N. A., Kafa N. (2021). Reliability, validity and cross-cultural adaptation of the turkish version of the physical activity questionnaire for adolescents. *Turkish Journal of Physiotherapy and Rehabilitation*, 32(2), 132-140.
5. Çobanoğlu G., Suner Keklik S., Zorlular A., Aygün Polat E., Akaras E., Gökdoğan Ç. M. (2019). The Relationship Between Scapular and Core Muscle Endurance In Professional Athletes. *Annals of Medical Research*, 26(7), 1295-1300.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..