



**ANTİ-HAREKET EGZERSİZ UYGULAMALARININ
KAS AKTİVASYONU VE SEÇİLMİŞ BAZI
PERFORMANS PARAMETRELERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

Fahri Safa ÇINARLI

BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. M. Emin KAFKAS**

Doktora Tezi – 2021

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

**ANTİ-HAREKET EGZERSİZ UYGULAMALARININ KAS AKTİVASYONU
VE SEÇİLMİŞ BAZI PERFORMANS PARAMETRELERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

Fahri Safa ÇINARLI

**Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. M. Emin KAFKAS**

Bu Araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
Tarafından 2020/2000 Proje numarası ile desteklenmiştir.

MALATYA

2021

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vi
ABSTRACT.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ.....	x
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Morfolojik Açıdan Merkezi Sütun (Core) Bölgesinin Tanımlanması	4
2.2 İnsan Hareketi Açısından Merkezi Sütun (Core) Bölgesinin Önemi	6
2.3. Merkezi Sütun (Core) Bölgesinin Fonksiyonelliği ve Kontrol Mekanizmaları	7
2.4. Merkezi Sütun (Core) Bölgesi ve Solunum Fonksiyonu	11
2.5. Merkezi Sütun (Core) Bölgesi ve Bel Ağrısı İlişkisi	13
2.6. Merkezi Sütun (Core) Egzersiz Yaklaşımları	14
2.7. Merkezi Sütun (Core) Bölgesi Kasları Aktivasyon Düzeyi.....	16
2.8. Merkezi Sütun (Core) Bölgesi Egzersiz Yaklaşımı: Anti-Hareket Felsefesi	17
2.9. Anti-Hareket Egzersiz Yaklaşımının Rasyonel Mekanizmaları	19
3. MATERYAL VE METOT	21
3.1. Çalışmanın Dizaynı.....	21
3.2. Katılımcılar	21
3.3. Antropometrik Değerlendirme.....	22
3.4. Vücut Kompozisyonu Ölçümleri	23
3.5. İzometrik Gövde Dayanıklılık Testleri	23
3.5.1. Gövde Fleksör Dayanıklılık Testi.....	23
3.5.2. Gövde Ekstansör Dayanıklılık Testi	24
3.5.3. Yüzüstü Plank Dayanıklılık Testi	25
3.5.4. Sağ – Sol Plank Dayanıklılık Testi	25
3.6. Saha Performans Testleri	26
3.6.1. Aktif Dikey Sıçrama	27
3.6.2. Durarak Uzun Atlama	27
3.6.3. 20 metre Doğrusal Sprint.....	28
3.6.4. Çeviklik.....	28

3.7. Yüzeysel Elektromiyografi Ölçümleri	29
3.7.1. Elektrotların Anatomik Konumları.....	30
3.7.2. Maksimal İstemli Kasılma Ölçümleri.....	31
3.7.3. Sinyal İşleme Süreci	33
3.8. Egzersiz Prosedürü	34
3.8.1. Anti-Hareket Egzersiz Programı.....	35
3.8.2. Dinamik Hareket Egzersiz Programı	36
3.9. İstatiksel Analiz	37
4. BULGULAR.....	38
5. TARTIŞMA	51
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	60
KAYNAKLAR	62
EKLER.....	78
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	78
EK-2. ETİK KURUL ONAYI.....	79
EK-3. FAKÜLTE İZİN YAZISI	82
EK-4. BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ ONAM FORMU.....	83

TEŞEKKÜR

Bu tezin gerçekleştirilmesinde, öncelikle bilgi güçtür felsefesini, güncellenen bilgi güçtür olarak aktaran ve bütün kuğular beyazdır genellemesinin tek bir siyah kuğu görünene kadar geçerli olabileceği farkındalığını kazandıran kıymetli danışmanım Prof. Dr. M. Emin KAFKAS' a,

Kas aktivasyon ölçümlerinin sağlıklı bir şekilde yürütülmesinde yardımlarını esirgemeyen, ayrıca sayısız konuda ufkumu açan ve her zaman destek olan kıymetli hocam Doç. Dr. A. Ruhi SOYLU' ya,

Karmaşık veri analizi sürecinde değerli bilgilerini esirgmeden paylaşan ve desteğini sürekli olarak hissettiğim kıymetli hocam Doç. Dr. Özkan IŞIK' a,

Araştırmanın planlama evresinde ve sonraki süreçlerinde bilimsel görüşlerini aktaran ve eşsiz katkıları sunan kıymetli hocalarım Dr. Öğrt. Üye. Tülay YILDIRIM ve Doç. Dr. Serkan DÜZ' e en içten dileklerle şükranlarımı sunarım.

Ölçüm prosedürleri ve veri toplama aşamasında yardımlarını esirgemeyen Öğrt. Gör. Nurkan YILMAZ, Arş. Gör. Özgür EKEN, Iğın Ali COŞKUN ve Süleyman MERCAN'a

Araştırmaya gönüllü olarak katılan ve samimiyet göstererek en zor zamanlarda devamlılık sağlayan çok kıymetli öğrenci arkadaşlarıma,

TDK-2000/2020 proje numarası ile araştırmada kullanılan sarf ve demirbaş malzemelerin teminini sağlayan İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne teşekkür ederim.

Sonsuz sevgi ve anlayış göstererek her zaman destek olan sevgili anneme, babama ve kardeşime gönülden teşekkür ederim.

Fazlasıyla desteğini hissettiğim, varlığıyla huzur bulduğum sevdiğim ve eşim Hatice Sena ÇINARLI' ya çok teşekkür ederim.

ÖZET

Anti-Hareket Egzersiz Uygulamalarının Kas Aktivasyonu ve Seçilmiş Bazı Performans Parametreleri Üzerine Etkisi

Amaç: Anti-hareket uygulamalarının omurga korunumunu sağlayabileceği ifade edilmesine rağmen, kassal aktivasyon kalıpları ve performans testleri açısından etkileri bilinmemektedir. Bu nedenle araştırmanın amacı; anti-hareket egzersiz uygulamalarının kas aktivasyonu, gövde dayanıklılığı ve seçilmiş bazı performans parametreleri üzerine etkisinin incelenmesidir.

Materyal ve Metot: Araştırmaya, toplam 36 erkek katılımcı dâhil edildi. Katılımcılar, anti-hareket, dinamik hareket veya kontrol grubu olarak üç farklı gruba randomize yöntem ile ayrıldı ve 12 birimden (6 hafta X 2 gün) oluşan antrenman sürecine dâhil edildi. Antrenmanlar öncesi ve sonrasında uygulanan gövde dayanıklılık testi süreleri, saha performans test skorları, medyan frekansı ve kas aktivasyon değerlerinin karşılaştırılmasında iki yönlü tekrarlı ölçümlerde varyans analizi kullanıldı.

Bulgular: Antrenman uygulamalarından sonra, motor ünite katılım ihtiyacı açısından fleksör ve ekstansör grup kasların tamamında anti-hareket lehine daha büyük değişim görüldü ($d= 0.72$ ve 1.78 arasında; $p<0.001$). Yorgunluk için medyan frekans değerleri incelendiğinde, fleksör kaslarda anti-hareket lehine, ekstansör kaslarda ise her iki egzersiz grubunda benzer etkilere rastlandı. 20 m sprint performansının zamana bağlı değişim değerlerinde anti-hareket grup lehine anlamlı değişim tespit edildi ($d=1.30$; $p<0.05$). Tüm gövde dayanıklılık test skorlarının zamana bağlı değişim değerlerinde, her iki egzersiz grubunda da istatistiksel olarak anlamlı farklar vardı ($p<0.001$).

Sonuç: Motor ünite katılımındaki azalmanın, hareketin verimliliği ve enerji tüketimi açısından önemli bir stratejisi olduğu düşünülmektedir. Anti-hareket lehine değişen bu azalmanın, derin kasların antrene edilmesi ile ilişkili olabileceği ifade edilebilir. Fonksiyonel performans skorları ve merkezi bölge antrenmanları arasındaki etkileşimin anlaşılmasında ise, doğru yapılandırılmış daha fazla bilimsel araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Anti-hareket, elektromiyografi, izometrik, yorgunluk.

ABSTRACT

The Effect of Anti-Movement Exercise Practices on Muscle Activation and Some Selected Performance Parameters

Aim: Although it is stated that the anti-movement practices can protect the spine, their effects are unknown in terms of muscular activation patterns and performance tests. Therefore, the aim of this study is to examine the effects of anti-movement exercise practices on muscle activation, trunk endurance and some selected performance parameters.

Material and Method: A total of 36 male participants were included in the study. Participants were randomly assigned to groups as anti-movement, dynamic movement, and control and included in the training process consisting of 12 units (6 weeks x 2 days). Trunk endurance test times, field-performance test scores, median frequency and muscle activation values applied before and after training were evaluated using two-way repeated analysis of variance.

Results: After training sessions, a greater change in favor of anti-movement was observed in all of the flexor and extensor group muscles in terms of the need for motor unit participation (between $d = 0.72$ and 1.78 ; $p < 0.001$). When the median frequency values were examined for fatigue, similar effects were found in favor of anti-movement in the flexor muscles and in both exercise groups in the extensor muscles. A significant change was detected in favor of the anti-movement group in the time-dependent change values of 20 m sprint performance ($d = 1.30$; $p < 0.05$). There were statistically significant differences in favor of both exercise groups in the time-dependent values of all trunk endurance test scores ($p < 0.001$).

Conclusion: The reduction in motor unit recruitment is considered to be an important strategy in terms of efficiency of the movement and energy consumption. It can be stated that this decrease, which changes in favor of anti-movement, may be related to the training of deep muscles. It can be said that proper structured scientific studies are needed to understand the interaction between functional performance scores and core training.

Key Words: Anti-Movement, electromyography, fatigue, isometric.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ADS	: Aktif Dikey Sıçrama
AG	: Anti-Hareket Egzersiz Grubu
DG	: Dinamik Hareket Egzersiz Grubu
DUA	: Durarak Uzun Atlama
EB	: Etki Büyüklüğü
EMG	: Elektromiyografi
EO	: Eksternal Oblik
Hz	: Hertz
İO	: İnternal Oblik
KG	: Kontrol Grubu
LES	: Lomber Erektor Spina
MF	: Medyan Frekansı
MULT	: Multifidus
MVC	: Maksimal İstemli Kasılma
RA	: Rektus Abdominis
RMS	: Karekök Ortalaması
SIAS	: Spina İliaka Anterior Superior
SS	: Standard Sapma
TES	: Torasik Erektor Spina
\bar{X}	: Ortalama

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 2.1. Panjabi' nin spinal stabilite alt sistemleri.....	4
Şekil 2.2. Fonksiyonel merkezi sütun stabilizasyonu için birbirleriyle etkileşimde bulunan bileşenler ve rolleri.....	6
Şekil 2.3. Serape etki mekanizmasına dâhil olan kaslar	9
Şekil 2.4. Merkezi entegrasyonu sağlayan kasların anatomik pozisyonları	12
Şekil 3.1. Araştırmanın deneysel dizaynı	22
Şekil 3.2. Gövde fleksör dayanıklılık test pozisyonu	24
Şekil 3.3. Gövde ekstansör dayanıklılık test pozisyonu	25
Şekil 3.4. Yüzüstü plank dayanıklılık test pozisyonu.....	25
Şekil 3.5 Yan plank dayanıklılık test pozisyonu	26
Şekil 3.6. Aktif dikey sıçrama performansı	27
Şekil 3.7. Durarak uzun atlama performansı	28
Şekil 3.8. 20 m doğrusal sprint performansı.....	28
Şekil 3.9. T-çeviklik testi performansı	29
Şekil 3.10. Yüzeysel elektromyografi ölçümlerinde kullanılan ekipmanlar.....	30
Şekil 3.11. Egzersizlerde kullanılan ekipmanlar	35
Şekil 4.1. Fleksör dayanıklılık testi sırasındaki % MVC değişim düzeyleri.....	39
Şekil 4.2. Ekstansör dayanıklılık testi sırasındaki % MVC değişim düzeyleri	41
Şekil 4.3. Fleksör dayanıklılık testi sırasındaki MF değişim düzeyleri.....	43
Şekil 4.4. Ekstansör dayanıklılık testi sırasındaki MF değişim düzeyleri.....	45
Şekil 4.5. Saha performans test sürelerinin değişim düzeyleri.....	47
Şekil 4.6. Gövde dayanıklılık test sürelerinin değişim düzeyleri	49

TABLULAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa No
Tablo 3.1. Elektrotların anatomik yerleşim noktaları	30
Tablo 3.2. Maksimal istemli kasılma ölçüm pozisyonları	32
Tablo 3.3. Anti-hareket egzersiz grubuna ait detaylandırılmış program	36
Tablo 3.4. Dinamik hareket egzersiz grubuna ait detaylandırılmış program	37
Tablo 4.1. Katılımcılara ait tanımlayıcı bilgiler.....	38
Tablo 4.2. Gövde fleksör kas dayanıklılığı testine ilişkin % MVC değerlerinin karşılaştırılması	38
Tablo 4.3. Gövde ekstansör kas dayanıklılığı testine ilişkin % MVC değerlerinin karşılaştırılması	40
Tablo 4.4. Gövde fleksör kas dayanıklılığı testine ilişkin yorgunluk değerlerinin karşılaştırılması	42
Tablo 4.5. Gövde ekstansör kas dayanıklılığı testine ilişkin yorgunluk değerlerinin karşılaştırılması	44
Tablo 4.6. Saha performans testlerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması	46
Tablo 4.7. Gövde dayanıklılığı testlerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması	48

1. GİRİŞ

Merkezi bölge kuvvet ve stabilizasyon stratejisine yönelik uygulamalar, sağlıklı yaşam seviyesinin elde edilmesinde ve atletik performans gelişiminde antrenman programlarına dâhil edilmektedir. Özellikle üst düzey seviyede sporculara yönelik dinamik merkezi bölge egzersiz uygulamalarına rastlamak mümkündür (1). Bunun yanında, pek çok zaman geleneksel core antrenman prosedürlerinin, dinamik bükülme hareketlerden meydana geldiği bilinmektedir. Antrenman programlarında çoğunlukla yer alan dinamik hareket kalıplarının avantajlarının yanında, özellikle torakolomber bölge açısından dezavantajlı sonuçları da olabilir. Geleneksel eğilme ve bükülme hareketlerinin omurgada protrüzyon veya herniye sebep olabileceği ifade edilmektedir (2, 3). Omurga disklerine yük bindiren hareketler sırasında, eklem içinde minimal iç direnç ve pasif yapılarda minimal basınç görülmektedir. Bu hareketlerin yüksek tekrarlarla uygulanması, lomber omurga yaralanma riskini arttırmaktadır (4, 5). Egzersize katılan bireyler açısından özellikle yeni başlayanlarda bedensel farkındalık ve hareketin doğru sergilenmesi noktasında kinestetik sorunlar yaşanabilir. Bu bağlamda, hassas lomber omurganın, istenilmeyen baskılara maruz kalması yaralanma riskinin artmasına sebep olabilir (6). Bahsedilen negatif olasılıklara rağmen, dinamik core egzersiz uygulamalarının organizmanın ihtiyaç duyduğu kuvvet ve stabilizasyon kazanımının sağlanmasında son derece etkili olduğu ifade edilmektedir (7).

Core egzersizlerin amacı nöromusküler koordinasyonu geliştirerek motor sistemin uyarılmasını sağlamaktır. Bunu yaparken aktivasyon yoğunluğu açısından etkili olmak, alışılmışın dışındaki durumlara karşı en kısa sürede tepki gösterebilmek ve koordineli kas kalıpları oluşturabilmek gibi temel hedeflerin gerçekleştirilmesi gerekmektedir (8). Ancak eğilme, bükülme ve rotasyon hareketleri sırasında omurganın güvenli aralıklarının dışına çıkılması durumunda nötral bölge kaybolmakta ve riskli hareket kalıplarıyla karşılaşılma olasılığı artmaktadır (9). Nötral bölge terimi Panjabi tarafından terminolojik olarak literatüre eklenmiştir (10). Nötral bölge; hareketin ideal fizyolojik aralığı ve lomber kontrolünü ifade etmektedir. Bu noktada nötral bölge fikrinden yola çıkılarak dizayn edilen anti-hareket uygulamaları, omurganın herhangi bir ekseninde (sagittal, frontal, transvers) hareket etmesine sebep olabilecek bir dış kuvvete karşı direnebilmeyi ifade etmektedir. Bu antrenman modelinde amaç, momenti meydana getirirken hareketten kaçınabilmektir. McGill, anti-hareket uygulamalarını,

hareketin varlığından ziyade core bölge açısından harekete direnç gösterebilme veya hareketin önlenmesi yönünde moment kuvveti oluşturabilme becerisi olarak tanımlamaktadır (11). Hareket ve moment birbirlerinden bağımsızdır ve anti-hareketin açıklanabilmesinde kullanılacak ifadelerdir. Örneğin gövde ekstansiyon hareketi omurganın geriye doğru bükülmesini ifade ederken, gövde ekstansiyon momenti hareket olmaksızın gövdenin anterior bölgesinde meydana gelen momentten bahsetmektedir. Anti-hareket uygulamaları, gövdenin dış kuvvet tarafından zorlandığı yönelimlerin zıttı olabilecek terimlerle ifade edilebilir. Bu açıdan anti-hareket kalıpları aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir (12).

Anti-fleksiyon; sagittal ekseninde gövdenin fleksiyonuna karşı direnebilecek olan ekstansör kas gruplarının aktif olduğu uygulamalardır. Bunlar; transversospinalis, iliocostal, spinalis ve long dorsal kaslarıdır.

Anti-ekstansiyon; sagittal ekseninde gövdenin ekstansiyonuna karşı direnebilecek olan fleksör kas gruplarının aktif olduğu uygulamalardır. Bunlar; rektus abdominis ve oblik kaslarıdır.

Anti-lateral fleksiyon; frontal ekseninde gövdenin bükülmesini engelleyen kasların aktif olduğu uygulamalardır. Bunlar; quadratus lumborum ve oblik kaslarıdır.

Anti-rotasyon; gövdenin transvers ekseninde dönmesini engelleyen, hareketin karşı tarafında konumlanmış kasların aktif olduğu uygulamalardır. Bahsedilen bu kaslarda kontralateral fonksiyon bulunmaktadır. Bunlar; eksternal oblik, transversospinalis ve iliopsoas kaslarıdır.

Araştırma Sorusunun Önemi

Geleneksel merkezi bölge egzersiz yaklaşımının, stabilizasyon ve kuvvet unsurları üzerindeki pozitif etkileri hakkında görüş birliği vardır. Ancak uygulama stratejisinde, mekanik gerimin özellikleri (dinamik veya izometrik) farklılık gösterebilmektedir. Spinal gerginliğin daha fazla gelişmesini sağlayabilecek izometrik egzersiz uygulamalarının, gövde dayanıklılığı ve atletik performans unsurları üzerinde nasıl bir etkiye sahip olacağı incelenebilir. Ayrıca organizmanın korunumu açısından hem performansın artırılmasına hem de omurgada meydana gelebilecek yüklerin azaltılmasına yönelik uygulamalara ihtiyaç duyulduğu düşünülmektedir. Teorik olarak nötral hareket stratejisine göre, anti-hareket uygulamaları omurganın korunumunu sağlamaktadır. Diğer taraftan, anti-hareket egzersiz kalıpları verimlilik ilkesi açısından uygulama etkinliğinde soru işaretleri barındırmaktadır. Tüm bu gerekçeler ışığında,

merkezi bölge antrenman konseptinin somut verilere dayanarak yorumlanabilmesini sağlayacak, zaman ve grup etkisinin incelendiği anti-hareket egzersiz yaklaşımının araştırılması gerektiği düşünülmektedir.

Araştırmanın Amacı ve Özgün Değeri

Literatürde, anti-hareket uygulamalarının gövde dayanıklılık süresi, atletik performans değerleri ve kassal aktivasyon parametreleri üzerine etkisini inceleyen bilimsel bir araştırmaya bugüne kadar rastlanmadı. Standardize edilmiş dinamik merkezi sütun egzersizleri ile anti-hareket egzersiz uygulamalarının, seçilen bazı kasların aktivasyon düzeyleri ve katılımcıların sportif performansları üzerine etki düzeylerinin belirlenmesi, literatüre katkı sağlama potansiyeli açısından oldukça önemlidir. Bu bağlamda araştırmanın amacı, anti-hareket egzersiz uygulamalarının kas aktivasyonu ve bazı seçilmiş saha performans test skorları üzerine etkisinin incelenmesidir.

Araştırmanın Hipotezleri

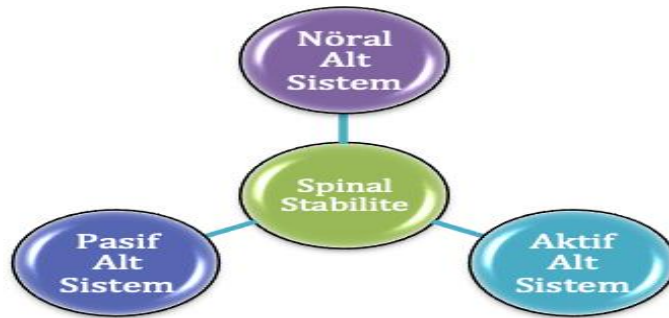
- Egzersiz grupları ve kontrol grubunda gövde dayanıklılık testleri açısından fark vardır,
- Egzersiz grupları ve kontrol grubunda saha performans test skorları açısından fark vardır,
- Fleksör ve ekstansör dayanıklılık testleri sırasında ihtiyaç duyulan motor ünite gerekliliğinde azalmalar meydana gelir,
- Medyan frekans değerlerinde, gecikmiş kas yorgunluk tolerasyonu gelişir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Morfolojik Açıdan Merkezi Sütun (Core) Bölgesinin Tanımlanması

Lumbopelvik-kalça kompleksi olarak da adlandırılan "core", kaslarla çevrili 3 boyutlu anatomik bir kutu olarak tanımlanmaktadır (13). Anatomik açıdan üstte diyafram, ön ve yan kısımlarda abdominal ve oblik kaslar, arkada paraspinal ve gluteal kaslar, aşağıda ise pelvik taban ve kalça kemeri yer almaktadır. Tam sarılı bir pozisyona sahip olan merkezi sütun (core bölge) kasları, gövde ve omurgada korse benzeri bir stabilizasyon etkisi meydana getirmektedir (14).

Merkezi sütun, stabilite ve mobilite sırasında sürekli birbirleriyle etkileşimde bulunan farklı görev ve özelliklere sahip yapıları barındırmaktadır. Panjabi modeli olarak ifade edilen bu yapılar, üç alt sistemi içeren core stabilizasyon mekanizmalarını açıklamaktadır. Bu yapılar, aktif alt sistem (kaslar), pasif alt sistem (eklemler ve yumuşak dokular) ve nöral alt sistemden (sinirsel iletim) meydana gelmektedir (15). Pasif alt sistem, omurlar, omurlar arası diskler, bağlar ve eklem kapsülleri gibi statik dokuların yanı sıra kasların pasif özelliklerini içermektedir. Bu statik dokuların birincil işlevi, gerilme kuvvetleri arttıkça ve harekete karşı mekanik direnç üretildikçe son hareket aralığında stabilize olmak ve ayrıca mekanik alıcılar aracılığıyla mekanoreseptörler gibi özelleşmiş alt sistemlere konum ve yük bilgilerini iletmektir. Aktif alt sistem, merkezi bölge kas sisteminden oluşmaktadır. Bu sistem, omurgaya ve proksimal apendiküler iskelete dinamik stabilizasyon sağlarken, nöral kontrol alt sistemine hareket bilgisi göndermektedir. Nöral alt sistem, merkezi bölge stabilitesinin üretilmesi ve sürdürülmesi için gerekli olan sinyallerin geldiği ve gönderildiği merkezdir (16). Stabilitenin korunabilmesi ve hareketin sağlanabilmesi için bu sistemlerden hiç birisi diğerinden ayrı hareket edemez veya çalışamaz (17).

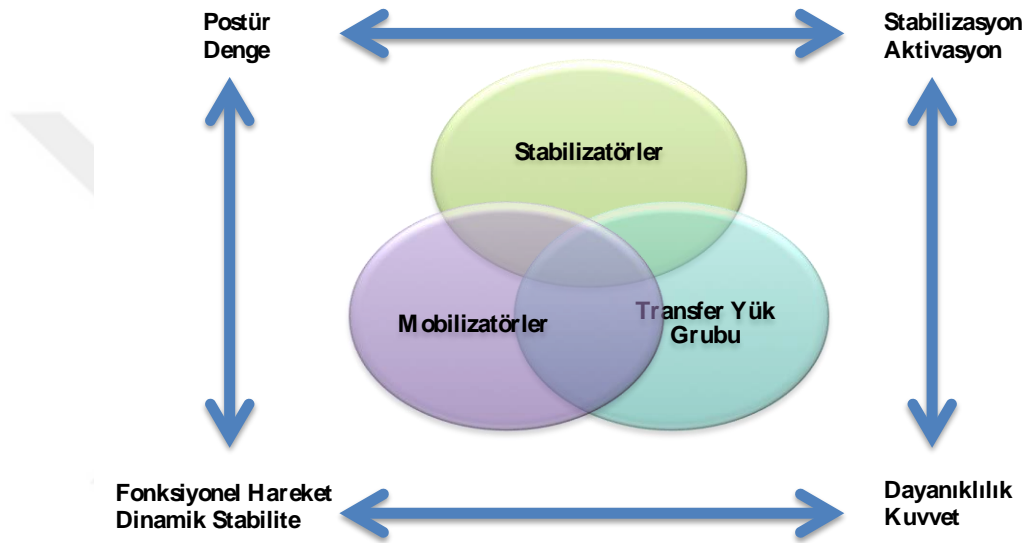


Şekil 2.1. Panjabi' nin spinal stabilite alt sistemleri (15).

Genel olarak merkezi sütun kaslar, kinetik zincir kuvvetlerinin ekstremitelere aktarıldığı merkez noktalarda konumlanmaktadır. Bu kaslardan transversus abdominis, lomber multifidus ve quadratus lumborum kaslarının fitness ve sağlık profesyonelleri için en kritik kaslar olduğu düşünülmektedir (18). Merkezi sütun kaslarının postural gerekliliğini inceleyen Crisco ve Panjabi, kas katılımı olmaksızın, günlük aktivite ve sporla ilişkili yüklerin çok altında, sadece 88 Newton (yaklaşık 9 kg) sıkıştırma kuvvetinde omurga burkulmasının meydana geldiğini göstererek, dinamik core stabilizasyonda kasların kritik bir role sahip olduğunu ifade etmişlerdir (19). Merkezi bölgeyi çevreleyen kas sistemi, özellikle rehabilitasyon ve yaralanma önleme programlarında birinci odak noktası olarak çalışılmaktadır (14). Bu kaslar, morfolojik yapılarına ve anatomik konumlarına göre farklı işlevler göstermektedir. Bu bağlamda literatürde çeşitli sınıflandırma sistemleri bulunmaktadır. Merkezi sütunda bulunan kaslar açısından ilk sınıflandırma sistemleri lokal stabilizatörler ve global mobilizatörler olarak isimlendirilmiştir (20). Bu sınıflandırma sistemine göre lokal stabilizatör kaslar, hareketi kontrol etmek ve statik stabilizasyonu sürdürmek için eksantrik olarak işlev gören, omurların üzerinde veya yakınında bağlantıları bulunan monoartiküler derin kaslardır. Global mobilizatör kaslar ise, gövdeyi ekstremitelere bağlayan, hareket ve güç için büyük torklar üretmek üzere konsantrik olarak işlev gören biartiküler yüzeysel kaslardır (1). Kasları temel olarak birbirinden ayıran bu sınıflandırma sistemi, antrenman biliminde halen kabul edilmekte ve antrenmanların dizayn edilmesinde dikkate alınmaktadır. Ancak spor bilimciler daha kompleks ve detaylandırılmış yapıların olabileceğini düşünerek farklı bir sınıflandırma sistemi olduğunu ifade etmişlerdir. Bu sisteme göre lokal stabilizatörlerde değişiklik olmazken, global kaslar için stabilizatör (internal-eksternal oblik, spinalis) ve mobilizatör (rektus abdominis, iliocostalis) eklemeleri yapılmıştır. Global stabilizatörler hareketin kontrolünde eksantrik kuvvet üretirken, global mobilizatör rolündeki kaslar hareket açıklığı boyunca konsantrik hızlanma sağlamakta ve özellikle sagittal ekseninde amortisör görevi görmektedir (21). Lokal kaslar özelinde global kaslara göre farklılaşan başka bir sınıflandırmada ise global kaslar mobilizatör ve transfer yük grubu kategorilerine ayrılmaktadır (22).

Transfer yük grubu, kinetik zincir boyunca ekstremiteler ve merkezi bölge arasındaki kuvvet ve momentumu aktaran aksiyel-ependiküler bağlantıları olan kasları (gluteus maximus, gluteus medius, kalça adduktörleri, rektus femoris, iliopsoas, trapezius, latissimus dorsi, deltoid, pektoralis majör) temsil etmektedir (22). Transfer

yük grubu kasları merkezden uzakta konumlanmasına rağmen, merkez bölgeyi sertleştiren ve kinetik zincir boyunca kuvvet aktaran fasyal bağlantılara sahiptir. Bu kaslar, üst ekstremiteleri pektoral kuşağa ve alt ekstremiteleri pelvik kuşağa bağlayarak, fonksiyonel faaliyetlerin gerçekleştirilmesi sırasında kinetik zincir yoluyla kuvvetleri aktarmaktadır (23). Literatürde farklı kategorilere göre basitten daha karmaşığa doğru sınıflandırılan tüm sistemlerin bütünsel bir işlevi yerine getirdiği ifade edilmektedir (14). Üstlendikleri farklı görevlere göre isimlendirilen bu yapıların temelde bağımsız olmadığından bahsedilebilir.



Şekil 2.2. Fonksiyonel merkezi sütun stabilizasyonu için birbirleriyle etkileşimde bulunan bileşenler ve rolleri (14).

2.2 İnsan Hareketi Açısından Merkezi Sütun (Core) Bölgesinin Önemi

Omurgalı canlılar, yaşamlarını sürdürebilmek için ritmik hareketlere ihtiyaç duymaktadır. Bu hareketler çiğneme, nefes alma ve genel primitif hareket kalıpları olarak ifade edilebilir. İnsanlar yürüme, koşma ve yüzme gibi lokomotor hareketleri uygularken, ritmik motor kalıplar üretmektedir (24). Locomotor hareket kontrol mekanizması olan merkezi sinir sistemi, hareket kalıbı için gerekli olan aktivasyon sürecini düzenleyerek kasları hazırlamakta ve tüm merkezi kas sistemini stabilize etmektedir (25). Pasif insan omurgası dengesiz olduğu için, gövde kaslarının aktivitesi sayesinde stabilizasyon sağlanmaktadır. Bu kaslar, merkezi stabilizasyon yaklaşımında stabiliteyi sağlamak için özel olarak tasarlanmış, anatomik ve fonksiyonel özelliklere sahip ayrı bir kas grubu olarak değerlendirilmektedir (26). Merkezi bölge, organizma açısından elektrik santrali veya güç merkezi olarak isimlendirilmektedir (27).

Dolayısıyla ritmik hareketlerin meydana gelmesi sürecinde, mekanik başlangıç noktası olarak kabul edilebilir. Ekstremit hareketlerinin başlamasından önce pelvik kuşağın ve lomber omurganın refleksif olarak stabilize edildiği bilinmektedir. Araştırmacılar, derin katman kas gruplarının herhangi bir uzuv hareketinden önce kasıldığını tespit etmişlerdir (28). Transversus abdominis kasının herhangi bir omuz hareketinden yaklaşık 30 milisaniye ve bacak hareketinden 110 milisaniye önce aktive olduğu ifade edilmektedir (29). Merkezi bölge, insan yaşamının sürdürülebilmesindeki en temel ihtiyaç olan solunum kinematiği açısından etkili bir mekanizmadır. Merkezi bölge stabilizatörlerinden olan ve aynı zamanda solunumda görev alan diyafram, bu birlikteliğin en somut örneği olabilir (30). Literatürde solunum egzersizleri, merkezi bölge stabilizasyonu ve atletik performans arasındaki ilişkiler incelenerek, merkezi sütunun önemi araştırılmaktadır. Merkezi sütun kapasitesinin, postural dizilim parametrelerini de etkilediği ifade edilmektedir (31). Sportif performans açısından en çok araştırılan başlıklardan bir tanesi yaralanma önleme egzersizleridir. Atletik performansın geliştirilmesi ve yaralanma önleme stratejileri arasında merkezi sütun egzersiz uygulamaları gösterilebilir (32). Merkezi sütun fonksiyonelliğinin veya morfolojik özelliklerinin, denge ve vücut hareketleri ile birlikte genel sağlığı da etkileyebileceği ifade edilmektedir (33). İnsan yaşamında pek çok farklı etkin fonksiyonu barındıran merkezi sütun bölgesi, spesifik olarak tek bir görev üstlenmekten ziyade bütünsel formda organizmaya hizmet etmektedir. Bu sebeple, merkezi sütun bölgesi insan organizması için holistik bakış açısıyla incelenebilir.

2.3. Merkezi Sütun (Core) Bölgesinin Fonksiyonelliği ve Kontrol Mekanizmaları

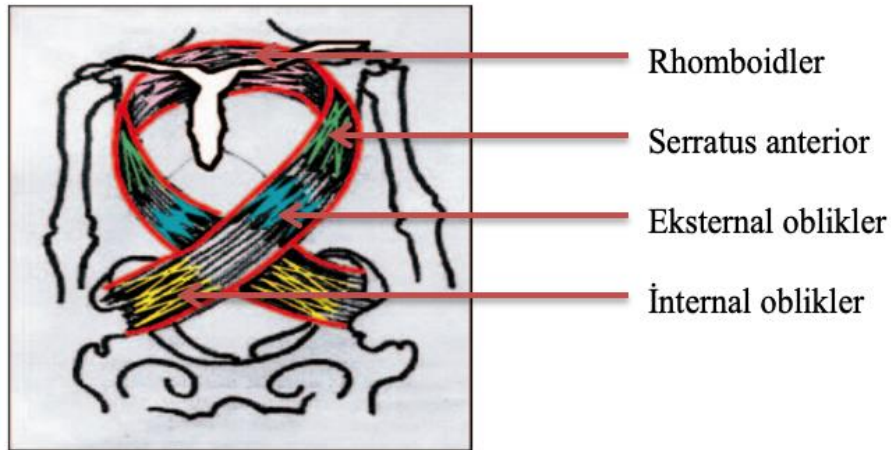
Merkezi sütun, distal ekstremiteler tarafından üretilen kuvvetlere ve beklenen veya beklenmedik durumlara karşı bir yanıt oluşturarak gövdeyi kontrol edebilir (34). Merkez bölgede bulunan proksimal segmentler, distal eklemlerde uygun kuvvetin geliştirilmesinde ve eklemlerdeki iç yükleri en aza indiren kemik pozisyonlarının sağlanmasında anahtar rol oynamaktadır (35). Distal segment hareketlerinde (atma, vurma, koşma vb.) distal mobilite için proksimal stabilite sağlamaktadır. Merkezi sütunun önceden sezilen hareket kalıplarına özgü stabilizasyon süreci, hareketin sergilenmesinden önce aktive olan kaslarla sürdürülmektedir (15). Bu süreç, herhangi bir uzuv hareketinden kaynaklanan stabilite dalgalanmalarına karşı, proksimal stabilizatörlerin uzuv agonistinden önce kasılması ile ifade edilerek açıklanmaktadır

(36). Bu postural düzenlemeler, vücudun proksimal stabilite ve distal mobilitesi arasındaki entegrasyonu sağlamaktadır. Distal eklemlerin korunması ve hareket ettirilmesinde, kuvvet üretimi proksimalden distale doğru gerçekleşmektedir (35). Bitişik segmentlerin etkileşimli anları olarak ifade edilen bu fenomen, bir kırbacın distal maksimum sumasyon kuvveti sağlamasına veya distal ucun hassasiyetle kontrol edilmesine benzetilebilir (37). Bu süreci deneysel olarak açıklayan bir araştırmada, piyanistlerin tuş vuruşu sırasındaki omuz, dirsek ve el bileği açılmal hızlarının, omuzdan el bileğine doğru sumasyon etkisiyle hareket ettiği ifade edilmiştir. Araştırmada dirsek ekstansiyon hızının, omuz ekstansiyon hızı zirveye ulaşmadan hemen önce gelişmeye başladığı ve omuz ekstansiyon hızı sona erdiğinde de zirveye ulaştığı tespit edilmiştir. Benzer şekilde, bilek fleksiyon hızının, dirsek hızı zirveye ulaştığında başladığı ve dirsek ekstansiyon hızı sona erdiğinde de en yüksek bilek hızının meydana geldiği görülmüştür (38). Bu mekanik aktarımın bir kısmı, Newton'un üçüncü yasası olan momentum ve enerjinin korunumu ile açıklanabilir. Bir proksimal segmentteki torkun ters çevrilmesinin, bağlantılı bir distal segmentte, karşı tork artışına neden olacağı ifade edilmektedir (39). Dolayısıyla merkezi sütun açısından proksimal stabilite yeterliliği, planlanan veya anlık gelişen durumlara karşı distal mobilite becerisini biyomekanik olarak etkilemektedir.

Spinal stabilizasyonda, nöromusküler bağlantıların ve diğer katkı mekanizmalarının önemli görevler üstlendikleri söylenebilir. Nöral kontrol alt sistem, hem pasif hem de aktif alt sistemlerde bulunan özel mekanoreseptörlerden bilgi almaktadır. Merkezi sinir sistemi, hem geri bildirim yaparak hem de motor kontrol mekanizmalarını düzenleyerek hareketi ve stabiliteyi kontrol etmektedir (40). Ligament veya eklem kapsülünün uzamasıyla merkezi sinir sistemine gelen geri bildirim bilgisi, spinal stabilitenin sürdürülmesinde ihtiyaç duyulan kas aktivasyon düzeylerinin ayarlanmasını sağlamaktadır (23). Spinal stabilizasyonun duysal motor kontrolü, neredeyse gövdenin tüm kasları arasındaki ortak etkileşimle sağlanmasına rağmen, postural stabilitenin korunmasında dört ana kas grubundan bahsedilmektedir. Bu kaslar; (1) omurga segmentlerini doğrudan stabilize eden lokal, paravertebral kaslar, (2) omurgada meydana gelen kuvvetleri en aza indirmek için dış yükleri dengeleyen global, çok segmentli, paravertebral kaslar, (3) abdominal kavitede basıncın düzenlenmesine katkıda bulunan ve böylece omurganın global stabilizasyonunu sağlayan kaslar, (4) sırtın fasyal kısmında basıncın düzenlenmesine katkıda bulunan kaslar olarak ifade edilmektedir (36). Stabilizasyonun sağlanmasında özellikle transversus abdominis

etkisinden bahsedilebilir. Bu kasın kasılması ile karın içi basınç ve torakolomber fasya gerginliğinde artış meydana gelmektedir (35). Torakolomber fasya, vücudun alt ve üst ekstremitelerini birbirine bağlayan önemli bir yapıdır. Bu fasyanın çevrelediği internal oblik, eksternal oblik ve transversus abdominis birlikteliği lomber omurgada korse etkisinin ortaya çıkmasını sağlamaktadır (41).

Merkezi sütun stabilizasyonu spinal sertlik (stiffness) seviyesiyle de doğrudan bağlantılıdır. Spinal sertliğe, stabilizasyonun korunması, yaralanmalardan kaçınma ve etkili kuvvet aktarımının oluşması için ihtiyaç duyulmaktadır (42). Spinal sertlik, proksimal stabilite sağlayarak distal mobilite ve uzuvların hızını geliştirmekte, omurganın yükü kaldırabilmesi için gerekli olan kaslılığı aktive etmekte, ağrı ve doku bozulmalarına sebep olan eklemlerdeki mikro hareketleri engelleyecek sertliği oluşturmada ve güçlü abdominal duvar yapısıyla özellikle temas sporlarında avantaj sağlamaktadır (43). Tüm bu unsurlar temelde “Serape Etkisi” olarak isimlendirilen yapının içinde yer almaktadır (44). Bu etki mekanizması, Meksika yerlileri tarafından giyilen renkli atkı benzeri bir battaniyeye benzetildiği için bu isim verilmiştir (45). Serape etkisinin çapraz tasarımı, omuz ve karşı taraftaki kalça arasında mükemmel bir kuvvet üretim mekanizması sağlamaktadır. Omuzlar ve kalçalar zıt yönlerde döndürülerek, gövdenin ventral kas sistemi diyagonal bir modelde önceden gerilmektedir. Bu diyagonal ön gerilme, "serape etkisi" olarak adlandırılmıştır (46). Serape etki mekanizması, rhomboidler, serratus anterior, eksternal oblik ve internal oblik kaslarından meydana gelmektedir (45).



Şekil 2.3. Serape etki mekanizmasına dâhil olan kaslar (46).

Literatürde core antrenman uygulamalarında hedeflenen lokal-global kas birlikteliğinin, denge performansı ve dinamik postural kontrol üzerinde pozitif etkiye

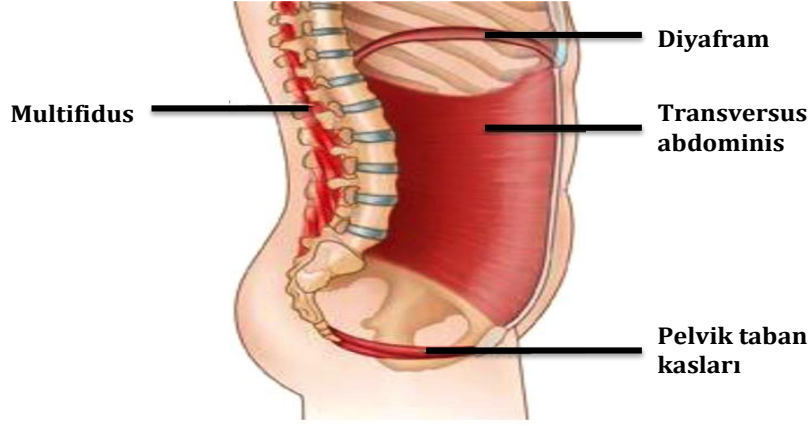
sahip olduğunu gösteren araştırmalar vardır (47, 48). Bu bağlamda, stabilizasyonun sağlanması ve motor kontrolün doğru uygulanmasında lokal ve global kas birlikteliğinden bahsedilebilir. Bergmark, merkezi bölge kaslarını, lomber vertebraya bağlantısı olan, inter segmental hareketleri etkileyen lokal kaslar ve kalçaya-pelvis bağlantısı olan omurganın doğru konumlanmasına aynı zamanda hareketin sergilenmesine katkı sağlayan global kaslar olarak sınıflandırmıştır. Bu kasların yeterli stabilite ve mobilite özellikleri ile denge performansı arasında ilişki olabileceğini de ifade etmiştir (20). Bu ilişkinin rasyonel sebebi, lokal kaslar fonksiyonunu yerine getiremediğinde değişen stabilite durumlarına karşı global kasların kompanzasyonundan dolayı hareketlerin etkisiz olacağıdır. Çünkü değişen durumlara karşı anlık pozisyonlanma görevini lokal kaslardan ziyade global kasların üstlenmesi, hareketin kalitesinde negatif etkiye sebep olabilecektir (49). Dinamik eylemler sırasında ise dengenin korunması ve segmentlerde doğru pozisyonlanmanın sağlanması çok daha karmaşık bir süreçtir. Kas hareketlerinin, doğru zamanda ve doğru kuvvet kombinasyonu ile tam olarak koordine edilmesi gerekmektedir. Bu koordineli eylem, sinerjist olarak hareket eden kas grupları içinde meydana gelmekte ayrıca agonist - antagonist kaslar arasındaki uyumdan da etkilenmektedir (50). Özellikle motor kontrol sürecinde kaslar arasındaki uyum açısından, temel duyuşsal strateji gerekliliğinden yani propriyosepsiyondan bahsedilebilir. Gandevia ve ark. propriyosepsiyonun, eklemlerin pozisyonunda, kas kasılmasının zamanlamasında ve kuvvet üretme sürecinde, son olarak efor - iş yükünün tespitinde görev alan üç temel hisle ilgili olduğunu belirtmiştir (51). Uzun hareketleri sırasında vücudun total dengesinin korunması için omurganın kas kontrolünün öneminden bahsedilebilir. Dengenin korunabilmesi için uygun kas tepkilerinin oluşmasında spinal refleks, beyin sapı dengesi ve bilişsel programlama süreçlerinin rol aldığı ifade edilmektedir (52). Bu üç unsurun kombinasyonu ile vücut, atma, koşma ve vurma gibi eylemlerin sebep olduğu denge problemleriyle başa çıkabilmektedir (34).

Core yaklaşımı açısından stabilizasyon ve kuvvet arasındaki farklar pek çok araştırmada detaylı olarak açıklanamamıştır (1). Bu durum anlamsal problemlere yol açarak, terminolojik eksikliğin genele yayılmasına sebep olmuştur. Terimsel bilgi eksikliği, antrenman dizaynını da doğrudan etkileyerek amaçlanan gelişimde belirsizliğe yol açmıştır. Literatürde birbirlerinden tamamen bağımsız bu iki terimin bazı tanımlamaları mevcuttur. Panjabi core stabiliteyi, entegrasyonu sağlanmış pasif spinal sütun, aktif spinal kaslar ve nöral kontrol yapılarının, intervertebral hareket

aralığını güvenli bir sınır içinde tutabilmesi olarak değerlendirmektedir (10). Kibler, sportif açıdan core stabilizasyonu, bütünleşik atletik aktivitelerde terminal segmente optimum seviyede güç transferi ve hareketin kontrolünü sağlamak için gövdenin pelvis üzerindeki konumunu kontrol etme yeteneği olarak tanımlamaktadır (35). Core kuvvet ise abdominal kavite içinde basınç oluşturabilme ve kasılabilir kuvvet üretme becerisi olarak ifade edilmektedir (8). Dahası core kuvvet, lomber omurga boyunca ihtiyaç duyulan kas kontrolünün sağlandığı fonksiyonel stabiliteyi sürdürme becerisi olarak tanımlanmaktadır (41). Mevcut tanımlamalar, core kuvvet ve stabilite kavramlarının birbirlerinden bağımsız özelliklere sahip olduğunu göstermektedir. Literatürde core stabilite, kuvvet ve dayanıklılık arasındaki ilişkiyi inceleyen bir araştırmada, tüm bu unsurların büyük ölçüde bağımsız olduğu ve geliştirebilmek için farklı antrenman metotlarına ihtiyaç duyulduğu ifade edilmiştir (53). Core stabilite ve kuvvet eksikliğinin, yanlış teknik kullanımına yol açarak atletlerin yaralanmalarına sebep olabileceği ifade edilmektedir (54). Dolayısıyla bütüncül bir egzersiz yaklaşımında, merkezi sütun tek bir kategoride değerlendirilmemeli ve dizayn edilen antrenman uygulamaları hedeflenen bileşene uygun olmalıdır.

2.4. Merkezi Sütun (Core) Bölgesi ve Solunum Fonksiyonu

Merkezi sütun için tanımlanan alt sistemlerden herhangi bir tanesinde meydana gelen fonksiyon bozuklukları, postural rahatsızlıklara veya spinal sorunlara yol açmaktadır (15). Bu sistemin, pelvik taban, transversus abdominis, diyafram ve multifidusun entegrasyonuna bağlı olduğu düşünülmektedir (55). Dolayısıyla, sistem içinde yer alan solunum mekanizmaları sağlıklı değilse, başka hiçbir hareket modelinin doğru çalışmayacağı ifade edilmiştir (56). Anatomik açıdan inspiratuar ve ekspiratuar kaslar, solunum ve core stabilizasyonda görev almaktadır. Solunum ve postürün birbiri üzerindeki etkisini inceleyen bir araştırmada, lokal core stabilizatörlere uygulanan solunum antrenman programı sonrasında torasik ve lomber bölgede postural iyileşmeler görülmüştür (57). Başka bir araştırmada ise, yüksek yoğunluklu koşu sırasında bozulan core stabilizasyon sürecinin, inspiratuar kas fonksiyonundan etkilendiği tespit edilmiştir (58).



Şekil 2.4. Merkezi entegrasyonu sağlayan kasların anatomik pozisyonları (59).

Core kas yapısının çatısını oluşturan diyafram, karın içi basınç modülasyonuna katkıda bulunan ve omurga stabilitesinde görev alan önemli bir kastır (60, 61). Temel inspiratuar kas olan diyaframın, solunum dışı aktiviteler olarak ifade edilen egzersizler (biceps curl vb.) sırasında da aktif olduğu tespit edilmiştir (62). Özellikle alt sırt ağrısı olan hastalarda, anormal diyafram pozisyonunun, hastalığın etiyolojisine katkıda bulunabileceği ifade edilmektedir (25). Tüm bu kanıta dayalı sonuçlar, solunum ve merkezi bölge arasındaki derin etkileşimi göstermektedir. Bu etkileşim sürecinde bazı durumlarda öncelik sıralaması açısından farklılıklar meydana gelebilmektedir (63). Omurga stabilitesi ve solunum ihtiyacının aynı zamanda aktif olduğu durumlarda (nötral pozisyonda tekrarlı yapılan işler gibi) dokuların güvenliğinin sağlanması için solunuma, stabilizasyon unsurlarından daha fazla öncelik verilmektedir. Bu süreç, stabilizasyon ve mobilizasyonda görev alan kasların geçici olarak gerginliklerinin azaltılmasıyla gelişen, düşük seviye motor sistem uygunluğuna yol açmaktadır (55). Bir araştırmada, solunum ihtiyacı arttığında, diyaframın postural aktivite seviyesinde azalmalar görülmüştür (64). Bu durum, postural kontrolün azalmasına ve spinal yapılarda meydana gelebilecek yaralanma riskinin artmasına sebep olabilecektir. Ancak, optimal solunum kalıplarıyla, diyaframın postural stabilizasyon kapasitesinde artış görülebileceği, buna bağlı olarak da daha uzun ve yoğun sürede aktivitenin devam ettirilebileceği ifade edilmektedir (55). Diyaframatik solunum olarak isimlendirilen doğru nefes tekniklerinin, yaşam standardını ve atletik performans unsurlarını doğrudan etkileyebileceği söylenebilir.

2.5. Merkezi Sütun (Core) Bölgesi ve Bel Ağrısı İlişkisi

Bel ağrısı, fizyoterapistler ve diğer sağlık profesyonellerinin günlük klinik uygulamalarında karşılaştıkları en büyük sağlık problemlerinden bir tanesidir. Bel ağrısı etiyolojik olarak tam anlamıyla açıklanamamasına rağmen, fiziksel ve psikososyal faktörlerin probleme katkı sağlayabileceği ifade edilmektedir (65). Spesifik olmayan bel ağrısı, bilinen bir patolojiyle (enfeksiyon, tümör, osteoporoz, kırık, yapısal deformite, enflamatuar bozukluk, radiküler sendrom vb.) ilişkisi bulunmayan, idiyopatik bir rahatsızlık olarak tanımlanmaktadır (66). Epidemiyolojik açıdan incelendiğinde, nüfusun yaklaşık % 84' ünün yaşamları boyunca en bir kez karşılaştığı, % 23' ünün kronik olarak sürekli sahip olduğu ve % 11-12'sinin ise bu problem sebebiyle engelli olarak değerlendirildiği ifade edilmektedir (67).

Literatürde bel ağrısına sahip olanların sağlıklılarla karşılaştırıldığında, merkezi bölge kas aktivitesi açısından farklılık gösterdiği ve bel ağrısının zayıf lomber stabilite ile yakından ilişkili olduğu rapor edilmiştir (68, 69). Merkezi bölge instabilitesi ve bel ağrısı arasında yapısal olarak ilişki olduğu düşünülmektedir. Tüm lokal stabilizatör ve global mobilizatör core kasları, herhangi bir ekstremitte hareketinden önce aktif olmaktadır. Ancak bel ağrısına sahip hastalarda, üst ve alt ekstremitte hareketlerinden önce beklenen transversus abdominus katılımında ve gövde kaslarının refleks tepkilerinde gecikmeler görülebilmektedir (14). Benzer şekilde, bel ağrısı olanlarda, alt ekstremiteden omurgaya güç aktarımı sağlayan kalça ekstansörlerinde de gecikmiş ateşleme oranlarına rastlamak mümkündür (70). Merkezi bölgenin bütünselliği içinde yer alan kasların dengesiz bir yapıya sahip olması, istenmeyen spinal gerginliğe yol açabilir (71). Bu durum meydana geldiğinde ise, bozulmuş nöromusküler kontrole bağlı olarak bel ağrısı gelişebilir (34). Gövde kaslarında meydana gelen gecikmiş ateşleme ve nöromusküler dengesizliklerin, bel ağrısıyla ilişkili olduğu söylenebilir. Bu problemin tedavisine yönelik uygulamalarda, merkezi bölge stabilizasyon stratejisine rastlamak mümkündür. Klinik araştırmalarda, core kaslara yönelik egzersiz uygulamalarının gövde stabilizasyonuna katkı sağlayabileceği ve bel ağrısının kısa - uzun vadeli semptomlarını azaltabileceği ifade edilmektedir (72). Ayrıca, bir meta-analiz çalışmasında, bel ağrısının azaltılması ve fiziksel fonksiyonun geliştirilmesinde core stabilite egzersizlerinin, uygulanan diğer egzersizlerden daha üstün etkiye sahip olduğu tespit edilmiştir (73).

2.6. Merkezi Sütun (Core) Egzersiz Yaklaşımları

Geçmiş yıllarda yalnızca sırt ağrısı gibi problemlerde kullanılan core stabilizasyon egzersizleri, çeyrek yüzyıldan fazla bir zamandır fitness ve egzersiz profesyonelleri tarafından atletik performans gelişiminde uygulanmaktadır (74). Egzersiz planlaması yapılırken, antrenmanın içeriği katılımcının özelliklerine ve ihtiyaçlarına göre şekillenmelidir. Planlamada öncelikle hasta veya sporcu grup ayrımı yapılmalı ve antrenman içerikleri bu bakış açısıyla dizayn edilmelidir. Çünkü, sportif performans veya günlük yaşam aktivitelerinde gerekli olan en düşük kuvvet eşiği ile gövdeyi stabilize etmek için terapötik uygulamalar alan hastaların kullandığı yöntemler farklılık gösterecektir (75).

Antrenmanın planlamasında, bireysellik ilkesi dikkate alınarak, bireylerin segmentel uygunluk düzeylerinin belirlenmesi ve eksikliklerin tespit edilmesi gerekmektedir (76). Bu bağlamda genellikle vücudun güç hatlarının değerlendirildiği, izometrik gövde dayanıklılık testleri kullanılmaktadır. Bu testlerin pek çoğu geçerlilik-güvenilirlik seviyelerine sahip, merkezi bölge yeterliliğini değerlendiren klinik testler olarak tanımlanabilir (77). Mekik veya ters mekik gibi yalnızca bir bölge hakkında sınırlı bilgi veren testler yerine, tüm kinetik zinciri kapsayan fonksiyonel testlerin kullanılması, merkezi bölge kaslarının birlikteliği hakkında daha kapsamlı bilgi sahibi olunmasını sağlayacaktır (27). Merkezi bölge gelişimi açısından planlanan egzersizler uygulama zemini, kullanılan dış direnç, ilave ağırlık veya eklem hareket açıklığı gibi değişken unsurlara göre şekillenmektedir. Her bir uygulamanın spinal stabilizasyon ve mobilizasyon üzerinde farklı etkileri olabilir (1). Bu yüzden planlamadaki en büyük sorunsallardan bir tanesinin antrenmana nasıl başlanacağına belirlenmesi olduğu düşünülmektedir. Literatürde pek çok deneysel araştırmada, herhangi bir uzun hareketinden önce vertebraya bağlantısı olan lokal kasların, temel taşıyıcı veya agonist kaslardan daha önce aktif olduğu görülmüştür (29). Bu yüzden, özellikle atletik performansta optimal başarı sergilenmesi için lokal stabilizasyon yeterliliğinden bahsedilebilir. Anatomik olarak spinal kolona yakın olan lokal kaslar, daha kısa kuvvet kollarına sahiptir. Dolayısıyla minimal hareketleri etkileyerek global kaslardan önce aktiviteye dâhil olmaktadır. Bu sebeple, antrenman planlamasında birincil basamak lumbopelvik bölgeyi stabilize etme stratejisi olarak, lokal sistemi etkinleştirme süreci olabilir (27). Core egzersiz programlarına, kas uzunluklarının ve mevcut kas dengesizliklerinin restorasyonu ile başlanması gerektiği de ifade edilmektedir. Bu durumun rasyonelitesi ise doğru hareket kalıbının sergilenmesinde yeterli kas

uzunluğuna ve esnekliğine ihtiyaç duyulmasıdır (78). Genel anlamda merkezi bölge antrenman planlamasında, abdominal, sırt, kalça fleksör ve ekstansör kaslarına yönelik hareketlerin bulunması, sabit veya sabit olmayan zemin uygulamalarına yer verilmesi ve tüm hareketlerin izometrik ve dinamik olarak çalışılması gerektiği de ifade edilmektedir (79). Merkezi bölge egzersizleri temelde statik ve dinamik antrenman yaklaşımları olarak ikiye ayrılabilir. Statik antrenmanlar, hareket etmeyen bir kuvvete karşı direnç gösterilmesi veya izometrik kasılma sırasında hareketin sürdürülmesi olarak ifade edilebilir. Dinamik antrenmanlar ise, konsantrik-eksantrik kas kuvvetinin olduğu ve hareketin belirli bir sürede devam ettiği uygulamalar olarak tanımlanabilir. İki egzersiz yaklaşımının etkisini karşılaştıran bir araştırmada, her iki uygulamanın da spinal stabilite becerisini geliştirdiği, ancak spora özel performans üzerinde anlamlı etkiye sahip olmadığı tespit edilmiştir (80).

Merkezi bölge egzersiz uygulamalarında progresyon süreci belirli bir sistematığe göre dizayn edilebilir. Basitten karmaşığa doğru bir akış izleyen bu süreç, düzeltici egzersiz uygulamalarından başlayarak, daha karmaşık, çok eklemli ve çok eksenli komplike hareket kalıplarına doğru sürdürülebilir (11). Sagital düzlemde planlanan hareketler, sırasıyla frontal ve transvers düzlemlerde uygulanabilir (27). Spinal stabilitenin daha kolay sağlandığı sabit zemin egzersizlerinden sonra aynı hareketler sabit olmayan zeminlerde uygulanabilir (81). Ayrıca merkezi bölge stabilitesi için kas dayanıklılığı geliştirici uygulamalara, kas kuvvetinden önce başlanması ve ilerleyen aşamalarda kuvvet gelişimine odaklanması gerektiği ifade edilmektedir (8). Merkezi sütün egzersiz yaklaşımlarının, st ekstremitte yaralanmalarını engelleme ve atletik performansı geliştirme etkisinden bahsedilmektedir (82). Dahası bel ağrısı temelli komplikasyonların azaltılması amacıyla uygulanan merkezi bölge egzersizlerinin diğer uygulamalardan daha etkili olduğu ifade edilmektedir (83). Spinal stabilizasyonun sağlanmasında solunum kaslarının da görevi vardır. Bu yüzden lokal stabilizatörlerin nöromüsküler kontrol seviyelerini geliştirmede abdominal hallowing ve bracing egzersizleri de sıklıkla uygulanmaktadır (84, 85). Egzersiz uygulamaları açısından ihtiyaç duyulan atletik performans parametrelerini geliştirmeye yönelik farklı yaklaşımlar bulunmaktadır. Bu bağlamda, spinal stabilite ve kuvvet antrenman uygulamalarının, çeşitli atletik performans unsurları üzerindeki etkilerini inceleyen araştırmalar vardır (86, 87). Ancak merkezi bölge uygulamalarının tek başına ve doğrudan atletik performansı geliştirebileceği konusunda kesin bir yargıya varılamayacağı düşünülmektedir (88). Bu sebeple merkezi bölge egzersiz uygulamaları

ve atletik performans parametrelerinin incelendiği daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulduğu söylenebilir.

2.7. Merkezi Sütun (Core) Bölgesi Kasları Aktivasyon Düzeyi

Egzersizler, kas aktivasyon büyüklüğüne ve harekete dâhil olan motor ünitelerin miktarına bağlı olarak tercih edilebilir. Spor bilimlerinde, core stabilite veya core gücünü etkileme potansiyeli açısından, kasların elektromiyografi (EMG) kalıpları önemsenmektedir (1). Kuvvet, dayanıklılık ve stabilite gereklilikleri için kasların üretmesi gereken alt aktivasyon eşiğinin değiştiği düşünülmektedir (89). Örneğin, multifidus gibi tonik tip I özellik gösteren kasların stabilizasyon sürecinde maksimal istemli kasılmanın (MVC) yaklaşık % 25'i kadar aktive olduğu, ancak kuvvet gelişimi için ise en az % 60 aktivasyona sahip olması gerektiği ifade edilmektedir (90, 91). Dolayısıyla, kas uyarılma düzeyinin, hedeflenen gelişimin elde edilmesinde dikkate alınması gereken bir parametre olduğu söylenebilir. EMG sinyallerinin büyüklükleri milivolt veya maksimal istemli kasılmanın yüzdesi olarak gösterilmekte ve büyük EMG aktivitesinin nöromüsküler sistemi daha fazla zorlayacağı dolayısıyla kuvvet gelişimi için pozitif etkilere sahip olacağı ifade edilmektedir (92). Özellikle stabilizasyonun sağlanmasında lokal ve global kasların aktivasyon büyüklüğü ve zamanlaması farklılık göstermektedir. Zamanlama açısından lokal kaslar herhangi bir segmental hareket öncesinde global kaslardan daha önce aktive olmaktadır (28). Bu bağlamda spinal stabilizasyon egzersizlerinin, transversus abdominis kasının ateşlenme süresini kısalttığına yönelik klinik araştırmalar yapılmıştır (93). Stabilizasyon açısından bu durum pozitif bir etki meydana getirmekte ve hareketin verimliliği artmaktadır. Çünkü, lokal kas aktivasyonu genel olarak karın içi basıncı artırarak stabilizasyonun sağlanmasına yardımcı olurken, global kaslar vücudun merkezinde hizalanmayı bozabilecek dış kuvvetlere karşı direnç uygulanmasında görev almaktadır (94). Aktivasyon büyüklüğünün, katılımcı grubun özelliklerine, sağlıklı olma durumuna veya fiziksel uygunluk seviyelerine bağlı olarak değişiklik gösterebileceği düşünülmektedir. Gövde kas aktivasyon kalıplarının, cinsiyet farklılığı etkisi açısından incelendiği bir araştırmada, kadınların gövde stabilizasyon stratejisinde erkeklere göre global kaslarını daha fazla kullandığı ifade edilmiştir. Araştırmada iniş hareketlerinde erkeklerin lokal olarak değerlendirilen transversus abdominis ve internal oblik kaslarını kadınlardan daha fazla aktive ettikleri tespit edilmiştir (95). Sonuç, kadınların global ve lokal kas aktivasyon düzeylerinin benzer olmasının, aslında denge açısından negatif bir etki

meydana getirebileceği şeklinde yorumlanabilir. Bu durumun rasyonalitesi ise, lokal kaslar gerektiği kadar aktive olmadığında, kompanzasyon görevini global kasların üstlenmesi olarak açıklanabilmektedir (49). Global kas kompanzasyon süreci, spinal stabilizasyon için negatif bir geri-bildirim süreci olarak değerlendirilebilir. Gövde kasları açısından aktivasyon parametreleri arasında değerlendirilen antagonist koaktivasyon unsurlarının, bel ağrısı ve yaralanmayla ilişkili olabileceği ifade edilmektedir (96). Bu bağlamda, lokal gövde kaslarının koaktivasyon büyüklüklerinin artması ile spinal stabilite gelişmekte ve fonksiyonel aktivitelerin gerçekleştirilmesi sırasında yüksek dış dirence maruz kalan omurga yapılarının korunması sağlanmaktadır (97). Böylece, bel ağrısı oluşma riski azaltılırken, atletik performans seviyesi iyileştirilebilir. Postural hizalanma ve stabilizasyon sürecinin yönetilmesinde anterior – posterior aktivasyon oranlarının da dikkate alınması gerekmektedir. Nötral omurga hizalamasının korunmasında, gövde ekstansörleri için EMG sinyal genliğinin, gövde fleksörlerinden daha büyük olması gerektiği ifade edilmektedir (98). Literatürde bir derleme çalışmasında, 6 farklı merkezi bölge kası açısından çeşitli hareket kalıplarında değerlendirilen aktivasyon düzeyleri incelenmiştir. Araştırma sonuçlarına göre, serbest ağırlıklar sırasında en büyük aktivasyon rektus abdominis, eksternal oblik ve erektor spina kaslarında görülürken, spinal stabilizasyon egzersizlerinde en büyük aktivasyon internal oblik kasında ve son olarak geleneksel egzersizler için ise multifidus kasında en büyük aktivasyon görülmüştür (13). Spesifik hareket kalıpları sırasında kas aktivasyon değerlerinin incelendiği pek çok deneysel araştırma yürütülmektedir. Bu araştırmalarda, merkezi sütun açısından lokal, global kas aktivasyon büyüklükleri ve koaktivasyon süreçleri incelenerek optimal egzersiz stratejilerinin belirlenmesi amaçlanmaktadır. Bu bakış açısıyla, egzersizlere dâhil edilen hareketlerin planlanmasında aktivasyon kalıpları önemli bir yer tutmaktadır.

2.8. Merkezi Sütun (Core) Bölgesi Egzersiz Yaklaşımı: Anti-Hareket Felsefesi

Spor bilimlerinde, merkezi bölge antrenmanlarının, sağlık ve performans üzerindeki pozitif etkileri anlaşıldıkça, egzersiz profesyonelleri tarafından daha spesifik yaklaşımlar geliştirilmektedir. Merkezi bölge stabilizasyon ve kuvvet gelişimine yönelik antrenman uygulamalarında pek çok zaman öncelikli strateji olarak performans gelişimine odaklanılmaktadır. Ancak, omurganın korunumu ve güvenli aralık farkındalığının daha fazla önemsenmesi gerektiği ifade edilmektedir (99). Omurga, kas

ve gövde ligamentleriyle bağlantısı olan, beş farklı bölgeye ayrılan bir kemik yapıdır. En önemli görevi beyinden çıkan sinirlerin geçtiği omuriliği korumaktır. Ancak bunun yanında spinal stabilizasyon, dış kuvvetlere karşı direnç gösterme ve vücudu destekleme unsurlarından da sorumludur (100). Hareket açısından merkezi bölgenin fonksiyonelliği incelendiğinde, torasik ve lomber kısımların yapısal özelliklerinden bahsedilebilir. Torasik bölge servikal omurganın alt kısmından lomber omurganın başladığı yere kadar olan kısımdır (T1-T12). Lomber omurga ise, torasik omurganın alt kısmından sakrumun başladığı yere kadar olan kısımdır (L1-L5). Lomber omurga, en fazla yüke maruz kalan bölge olduğu için anatomik olarak en geniş, kalın ve derin özellik gösteren vertebralara sahiptir (101). Her bir vertebra arasında omurganın yaklaşık % 20-30 uzunluğuna karşılık gelen intervertebral diskler vardır. Bu diskler, dış kuvvetleri tamponlama, darbenin neden olduğu stresi azaltma, ağırlık dağılımını ayarlama, omurların hareketini sağlama ve besinlerin omuriliğe geçişine izin verme gibi çok önemli fonksiyonları yerine getirmektedir (102). Omurgada, sürekli eğilme bükülme hareketlerinden kaynaklanan fitiklaşma meydana geldiği, deneysel olarak tespit edilmiştir (2, 99). Pek çok egzersiz katılımcısı, tekrarlı omurga fleksiyonunun, abdominal bölgeyi geliştirici özelliğine inanmaktadır. Ancak, merkezi bölge fleksör kaslarının nadiren eğilme-bükülme görevine katkı sağladıkları ve asıl fonksiyonlarının herhangi bir hareketin sonlandırılması aşamasında durdurucu veya stabilizatör rolünde oldukları ifade edilmektedir (11). Bu rasyonalite sebebiyle, özellikle spor bilimlerinde omurga biyomekaniği ile ilgili araştırmalar yapan egzersiz bilimciler tarafından geleneksel dinamik merkezi bölge egzersizlerine alternatif güvenli metotlar geliştirilmiştir. Bu bağlamda, omurganın korunumunu ve kasların birincil işlevlerini yerine getiren hareket kalıplarının uygulandığı anti-hareket yaklaşımı ortaya çıkmıştır. Anti-hareket uygulamaları etiyolojik açıdan incelendiğinde, omurganın korunumunun sağlandığı ve disk fitiklaşmasının engellendiği egzersiz kalıplarına duyulan ihtiyaçlardan dolayı geliştirildiği ifade edilebilir (103). Epistemolojik olarak ise, hareket etmeme ve aynı zamanda harekete direnç gösterme yaklaşımıyla açıklanabilir. Çünkü, anti-hareket uygulamaları sırasında vücut bir hareketi sergilemekten ziyade, dış bir yüke veya yer çekimine karşı nötral omurga pozisyonunu koruyarak direnç göstermektedir. Nötral aralık (zone) terimi, Panjabi tarafından terminolojik olarak literatüre eklenmiştir (10). Nötral aralık; hareketin ideal fizyolojik aralığını, yani eklem hareketliliğinde minimum iç direncin olduğu ve lomber kontrolün sağlandığı pozisyonu ifade etmektedir. Anti-hareket felsefesinde, omurga herhangi bir dış dirence karşı güvenli

aralığın dışına çıkmadan (nötral aralık) stabilizasyon sağlayarak direnç göstermekte ve moment uygulamaktadır. Kinetik momentler, bükülme hareketleri gibi intervertebral disklerin fibrokartilajını zorlamamaktadır (104). Bu sayede fitikleşme riski azalmakta ve antrenmandan elde edilen verim artmaktadır.

2.9. Anti-Hareket Egzersiz Yaklaşımının Rasyonel Mekanizmaları

Güvenli hareket tercihi, egzersiz katılımcıları ve profesyonelleri tarafından, birincil düzeyde önemsenmesi gereken bir unsurdur (1). Merkezi bölge anti-hareket egzersiz uygulamaları, omurganın nötral aralığının korunduğu ve disklerin çok tekrarlı yıpranma etkilerinden bağımsız bir özellik göstermektedir. Literatürde, optimal merkezi bölge antrenman tasarımının, spora özel hareket kalıplarının sergilendiği ve omurganın doğal aralıkta tutulduğu egzersizleri içermesi gerektiği vurgulanmıştır (105). Atletik performans gelişimine yönelik merkezi bölge egzersizleri, omurganın güvenli aralığının dışına çıktığı ve torakolomber bölge açısından eğilme, bükülme ve rotasyona yönelik, omurgayı zorlayıcı uygulamalar içermektedir (11). Ancak yüksek lokal/global kas katılım oranı düşünüldüğünde, lomber bölgeyi stabilize etmek için yüzüstü ve sırtüstü bütüncül olarak kasları aktive eden anti-hareket uygulamalarının tercih edilebileceği ifade edilmektedir (13). Bu egzersiz stratejisinde, tek bir kas veya kas grubuna yönelik çalışmalardan kaçınıldığı için, merkezi bölge stabilizasyon gelişimi optimal seviyede sağlanabilmektedir (106). Uygulama mekaniğinden dolayı, geniş bir kullanıcı aralığına sahip olabilir. Özellikle geçmişte lomber bölge problemi yaşayan hastaların merkezi bölge kuvvetlendirme egzersizlerinde, spesifik olarak programa eklenebilir (4). Dahası, aktif sporcularda performans gelişimi için ve yaşa bağlı olarak gelişen denge kaybının azaltılmasında da anti-hareket uygulamaları kullanılabilir (107).

Anti-hareket mekanizması genel olarak 4 kategoride incelenmektedir (12). Her bir kategorinin uygulama stratejisi ve rasyonelitesi arasında uyum söz konusudur. Anti-ekstansiyon, gövdenin anterior kısmını hedefleyen ve dış ekstansiyon kuvvetine karşı direnç gösteren uygulamalara verilen isimdir. Mekik gibi egzersizler temelde rektus abdominis kasını aktive ederken, obliklerde çok az bir etkiye sahiptir (108). Artmış rektus abdominis aktivasyonu ve inhibe olmuş oblik kaslarının dezavantajı ise rektus abdominis tek başına yeterli gücü üretememesi ve aksiyel rotasyonu engelleyememesi olabilir (109). Çok fazla tekrar edilen abdominal antrenmanlar, abdominal kasların stabilite becerisini düşürebilmektedir (110). Ancak anti-ekstansiyon sırasında, omurga hiperekstansiyonuna karşı abdominal kaslar daha güçlü ko-kontraksiyon göstermekte ve

gövdeyi nötral aralıkta tutmaktadır. Anti-fleksiyon, gövdenin posterior kısmını hedefleyen ve dış fleksiyon kuvvetine karşı direnç gösteren uygulamalara verilen isimdir. Bu egzersizler sırasında, gluteal ve hamstring kaslarının kasılmasıyla sakroiliak eklem stabilize olurken, merkezi sütunda sertliği sağlayan erektor spina kaslarında bir gerim üretilmektedir (111). Anti-rotasyon, gövdenin transvers kısmını hedefleyen ve dönme kuvvetine karşı yönde direnç gösteren uygulamalara verilen isimdir. Pek çok bel probleminin L5-S1 seviyesinde, omurga ve pelvis arasındaki rotasyon hareketini sınırlandırma becerisine sahip olmayan abdominal kas kontrolünden kaynaklandığı söylenebilir (112, 113). Tüm lomber omurga açıklığı ve her bir segmentteki rotasyon derecesi belirli bir aralıkla sınırlandırmıştır (114). Transvers ekseninde uygulanan egzersizler muhtemelen açının artmasına sebep olabilecektir. Ancak, anti-rotasyonal egzersiz uygulamaları ile vertebralar güvenli aralıkta tutulabilecektir. Anti-lateral fleksiyon, gövdenin lateral kısmını hedefleyen ve dış lateral fleksiyon kuvvetine karşı direnç gösteren uygulamalara verilen isimdir. Bu egzersizin temel amacı, vücudu frontal ekseninde stabilize etme becerisidir. Pelvik ve merkezi sütun kasları, lateral bükülmeye karşı birlikte çalışmaktadır. Lateral sistem eksikliğinin kinetik zincir boyunca aşağı yönlü etkileri görülebilmektedir. Özellikle ön çapraz bağ yaralanmaları ile ilişkili olduğu da ifade edilmektedir (115). Bahsedilen tüm kategorilerin ortak noktası, anti-hareket egzersizleri sırasında merkezi sütun bölgesinin birincil fonksiyonunun gerçekleştiriliyor olmasıdır. Merkezi sütun bölgesi açısından bu fonksiyon, hareketlerin kontrol altında tutulması ve denetlenmesidir (11).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Çalışmanın Dizayını

Araştırma, İnönü Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan izin alındıktan sonra (karar numarası: 2019/101, EK 2) Helsinki Deklarasyonuna uygun olarak yürütüldü. Araştırmaya dâhil edilecek katılımcı sayısının belirlenmesinde G-power (3.1.9.3) güç analiz programı kullanıldı. Tip I hata (α) 0.05, güç ($1-\beta$) 0.80 ve etki büyüklüğü 0.30 olarak analiz edildiğinde, araştırmaya en az 30 katılımcının dâhil edilmesi gerektiği tespit edildi. Yapılan güç analizi sonrasında araştırmaya, İnönü Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi öğrencisi olan toplam 39 erkek katılımcı dâhil edildi. Araştırma, İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklendi (TDK 2020-2000).

3.2. Katılımcılar

Katılımcılar, araştırmaya dâhil edilmeden önce Spor Bilimleri Fakültesi Dekanlığı'ndan resmi izin alındı (EK 3). Araştırmanın amacı ve olası riskleri anlatıldıktan sonra gönüllü olanlara gönüllü onam formları imzalatıldı (EK 4). Araştırmanın örnekleme, okul veya kulüp takımlarında müsabık sporcu olarak yer almış veya aktif olarak egzersiz yapan katılımcılardan oluşturuldu. Araştırmaya dâhil edilen katılımcılar, anti-hareket egzersiz grubu (AG), dinamik hareket egzersiz grubu (DG) veya kontrol gruplarına (KG) rastgele yöntemle atandılar. Rastgele atama, gruplar arasındaki birey sayısını dengeleyen blok rastgeleleştirme yöntemi kullanılarak uygulandı (116). Buna göre, her bir gruba 13 katılımcı dâhil edildi ve toplamda 39 katılımcı ile çalışma başlatıldı.

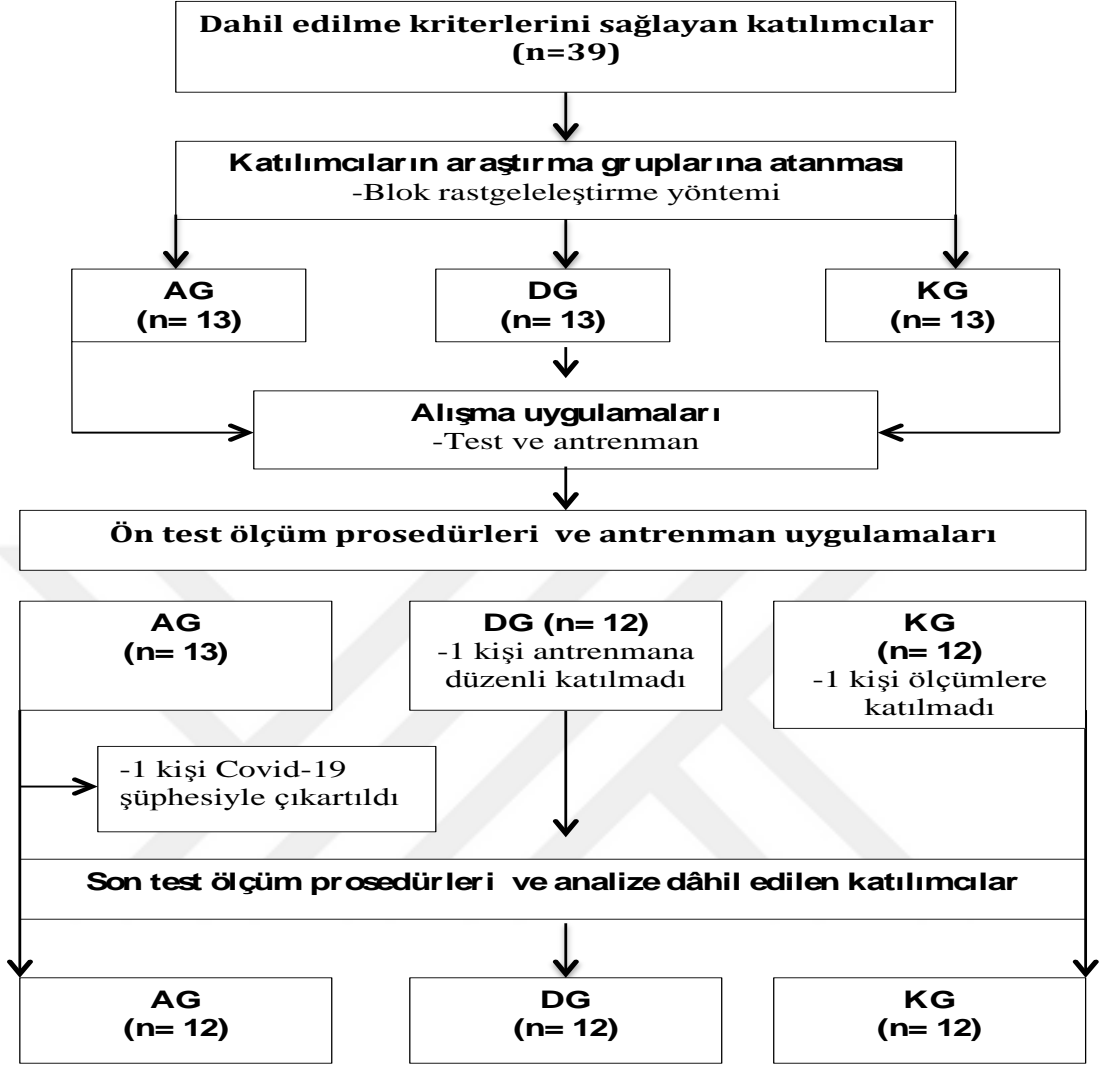
Katılımcıların araştırmaya dâhil edilme kriterleri;

- En az 2 yıldır egzersiz yapıyor olmak,
- Son 6 aydır herhangi bir kas-iskelet rahatsızlığı yaşamamış olmak,
- Herhangi bir kalp-solunum rahatsızlığına sahip olmamak,
- 18-24 yaş aralığında olmak şeklinde belirlendi.

Katılımcıların araştırmadan çıkarılma kriterleri;

- Test veya egzersiz uygulamaları sırasında fiziksel veya fizyolojik bir rahatsızlık yaşamak,
- Özellikle merkezi sütunda ve bel bölgesinde ağrı hissetmek,

- Test veya egzersiz uygulamalarına yeterli ve düzenli katılım sağlamamak,



Şekil 3.1. Araştırmanın deneysel dizaynı

3.3. Antropometrik Değerlendirme

Antropometrik ölçüm prosedürleri Uluslararası Kinantropometri Geliştirme Topluluğu ve Amerikan Spor Hekimliği Derneği ölçüm ve standartları doğrultusunda uygulandı. Ön test ve son test ölçümleri aynı araştırmacı tarafından yapıldı. Değerlendirme öncesi katılımcılara detaylı bilgi verildi.

Ölçüm öncesinde katılımcılara,

- Sabah en az 8 saatlik uyku ve boş mide ile gelinmesi,
- Uyarıcı veya yatıştırıcı etken madde içeren herhangi bir ürün kullanılmaması,
- En az 48 saat öncesinden egzersizlerin sonlandırılması konusunda bilgilendirmeler yapıldı.

3.4. Vücut Kompozisyonu Ölçümleri

Tüm ölçüm prosedürleri minimal kıyafet ve ayakkabısız olarak uygulandı. Katılımcıların uzunluk ölçümleri, 0.1 cm hassaslığında taşınabilir stadyometre (Seca Ltd., Bonn, Almanya) ile baş frankfort düzlemindeyken, vücut dik ve ağırlık iki ayağa eşit şekilde dağılmış pozisyonda ölçüldü. Vücut ağırlıkları ve vücut yağ oranı ölçümleri, 270 kg kapasiteye ve 100 gr hassasiyete sahip vücut analiz cihazı ile ölçüldü (Tanita SC-330S, Amsterdam, Hollanda). Elde edilen uzunluk ve vücut ağırlığı değerleri hesaplanarak beden kütle indeksi kg/m^2 cinsinden tespit edildi.

3.5. İzometrik Gövde Dayanıklılık Testleri

Egzersiz uygulamalarının torakolomber kas dayanıklılığı üzerindeki etkisini değerlendirebilmek için katılımcıların ön (ventral), arka (dorsal) ve yan (lateral) güç hatlarına yönelik testler yapıldı. Bu testler, McGill ve ark. tarafından özel ekipman gerektirmeyen, güvenilirlik katsayısı 0.93'e eşit veya daha büyük olarak belirlenen standart prosedürler kullanılarak uygulandı (117). Ölçüm sıralaması gövde fleksör, ekstansör, yüzüstü plank ve sağ-sol plank testleri olarak belirlendi. Katılımcılara ait gövde dayanıklılık testleri İnönü Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, Egzersiz Fiziyojisi ve Sportif Performans Laboratuvarı'nda uygulandı. Ölçümler sırasında en iyi performansın sergilenebilmesi için resmî ön ölçümlerden iki hafta önce katılımcıların testlere alışmaları sağlandı. Alışma seansında testin amaçlarına yönelik bilgilendirme yapıldı ve ölçüm sırasında olması gereken standart postural pozisyonlar tanıtıldı. Daha sonra her bir katılımcıdan maksimum çaba göstermeden testleri bir süre uygulamaları istendi.

3.5.1. Gövde Fleksör Dayanıklılık Testi

Katılımcıların, abdominal oblik ve rektus abdominis kas dayanıklılığının değerlendirilmesi için gövde fleksör dayanıklılık testi uygulandı. Araştırmada, 60° ile karşılaştırıldığında daha düşük varyansa ve daha yüksek güvenilirliğe sahip olan 45° gövde fleksör açısı tercih edildi. Bu açı için mekanik olarak kuvvet kolunun uzamasıyla hedef kasların yorgunluk sürelerinin daha doğru analiz edilebileceği ifade edilmektedir (118). Katılımcı yumuşak test sehпасına oturdu ve üst gövdesi sehpadan 45° fleksiyon yapacak şekilde bir desteğe yaslandı. Ayak tabanları sehpayaya temas edecek şekilde dururken, kalçalar ve dizler 90° açıyla büküldü. Test sırasında destek için katılımcının ayaklarına bir kemer bağlandı. Katılımcının elleri çapraz olacak şekilde omuzlarda

konumlandırıldı. Katılımcıya test boyunca bu pozisyonu mümkün olduğunca uzun süre koruması talimatı verildi. Testin süresi, üst vücut desteği katılımcıdan 10 cm geriye çekildiğinde başladı. Katılımcının üst gövde açısı test süresince gonyometre kullanılarak kontrol edildi ve açı 45°'nin altına düştüğünde test sonlandırıldı. Test süresi saniye olarak kaydedildi. (118).



Şekil 3.2. Gövde fleksör dayanıklılık test pozisyonu

3.5.2. Gövde Ekstansör Dayanıklılık Testi

Katılımcıların, sırt ekstansör kaslarının (erektor spina ve multifidus) dayanıklılık performanslarını ölçmek amacıyla Biering-Sorensen tarafından tasarlanan gövde ekstansör dayanıklılık testi uygulandı (119). Katılımcı, yumuşak test sehpasının üst kenarına spina iliaca anterior superioru temas edecek şekilde yüzüstü konumlandırıldı. Katılımcının sehpa sabitlenmesi için pelvis, dizler ve ayak bilekleri kemerle sabitlendi. Pozisyonlanma sırasında yorgunluk oluşmaması için sehpanın ilerisine ve yaklaşık 25 cm altına katılımcının destek alabileceği bir kutu yerleştirildi. Katılımcı, ellerini ters omuzlarda konumlandığında test başladı ve test boyunca düz horizontal pozisyonu mümkün olduğunca koruması talimatı verildi. Katılımcının gövde açısı test süresince gonyometre kullanılarak kontrol edildi ve açı yatay hattan 10° saptığında test sonlandırıldı. Test süresi saniye olarak kaydedildi (120).



Şekil 3.3. Gövde ekstansör dayanıklılık test pozisyonu

3.5.3. Yüzüstü Plank Dayanıklılık Testi

Bu test, anterior ve lateral merkezi sütun kas dayanıklılığının değerlendirilmesi için uygulandı. Katılımcıya, ayak bilekleri yaklaşık 90° dorsifleksiyonda, pelvis ve omurganın nötral pozisyonda kalması talimatı verildi. Vücut ağırlığının ayak parmakları ve ön kollar tarafından desteklendiği yüzüstü bir pozisyonda test başladı. Test boyunca düz horizontal pozisyonu mümkün olduğunca koruması talimatı verildi. Katılımcı gövdesini horizontal hattın 5 cm yukarisına veya aşağısına hareket ettirdiğinde test sonlandırıldı ve süre saniye olarak kaydedildi (121).



Şekil 3.4. Yüzüstü plank dayanıklılık test pozisyonu

3.5.4. Sağ – Sol Plank Dayanıklılık Testi

McGill ve ark. tarafından tanımlanan yan köprü egzersizi, quadratus lumborum ve anterolateral gövde duvarı kaslarını değerlendirmek için kullanıldı (117). Test katılımcının dominant tarafı için (yazı yazdığı taraf) daha sonra karşıt tarafı için değerlendirildi. Dirsek ve ön kol kullanılarak üst gövde desteklendi. Destek alınan

kolun kontralateral tarafındaki bacak ipsilateral tarafındaki bacağın önünde konumlandırıldı (tandem pozisyonu). Dirsek ve ayaklar vücudu desteklerken kalça zeminden kaldırıldı ve baştan ayağa kadar düz bir çizgi oluşturuldu ve test boyunca bu pozisyonu mümkün olduğunca koruması talimatı verildi. Diğer el destek omzuna yerleştirildi. Katılımcı sırtını düz tutamadığında, kalçası zemine yaklaştığında veya düz çizgi bozulduğunda test sonlandırıldı ve süre saniye olarak kaydedildi. 5-7 dakika dinlendikten sonra katılımcının dominant olmayan tarafı test edildi (122).



Şekil 3.5 Yan plank dayanıklılık test pozisyonu

3.6. Saha Performans Testleri

Core egzersiz uygulamalarının spesifik performans skorları üzerinde pozitif etkiye sahip olduğu ifade edilmektedir (80). Bu nedenle, araştırmada planlanan egzersiz uygulamalarının biyomotor performans parametreleri üzerindeki etkisinin değerlendirilmesinde patlayıcı kuvvet temelli bazı test prosedürleri incelendi. Katılımcılara ait saha performans testleri İnönü Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi çok amaçlı spor salonunda ölçüldü. Tüm patlayıcı kuvvet testleri aynı gün içerisinde ve organizma açısından uyarıcı en yüksek olandan düşük olana doğru uygulandı. Test sıralaması; aktif dikey sıçrama, durarak uzun atlama, 20 m sprint koşusu ve T-çeviklik testi olarak gerçekleştirildi. Katılımcılara testten önce, 3-5 dakikalık hafif koşu ve koşu sonrası sıçrama ve sprintle ilişkili kaslara yönelik dinamik hareketler dahil olmak üzere, bireysel ısınma için 10-15 dakika süre tanındı (123). Testin güvenilirliği ve en doğru sonucun elde edilebilmesi için her test 3 kez tekrar edildi ve en iyi skor değerlendirme için kaydedildi (124). Her bir testin tekrarları arasında 3 dakika ve her test arasında ise 10 dakikalık pasif dinlenmeler uygulandı. Katılımcılar, tüm testler sırasında yüksek sesle sözlü olarak teşvik edildi.

3.6.1. Aktif Dikey Sıçrama

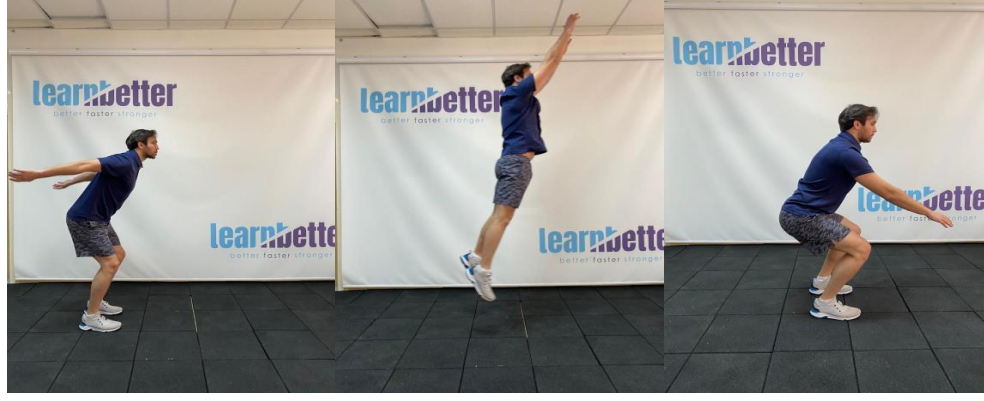
Bu test, vertikal ekseninde vücut ağırlık merkezinin aldığı yolun yerden yüksekliğinin değerlendirilmesi için uygulandı. Ağırlık merkezinin yerden yüksekliğinin tahmin edilmesinde havada kalma süresi kullanıldı. Test, ayakta duruş pozisyonundan, çömelme ve çok hızlı maksimum yüksekliğe sıçrama şeklinde uygulandı. İniş ve çıkış fazları arasında gözle görülür bir duraklama olmaksızın sürekli bir hareket olarak yapıldı (125). Sıçrama performansı, ellerin bel ile teması kesilmeden ve yukarı çıkış fazında bacaklar tam ekstansiyonda olacak şekilde zemin matı kullanılarak değerlendirildi ve yükseklik santimetre olarak kaydedildi (Smart Jump; Fusion Sport, Coopers Plains, Avustralya).



Şekil 3.6. Aktif dikey sıçrama performansı

3.6.2. Durarak Uzun Atlama

Bu test, horizontal ekseninde patlayıcı kuvvetin değerlendirilmesi için uygulandı. Literatürde durarak uzun atlama testi sırasında, yüksek performans sağlanması açısından, dış odaklanmanın öneminden bahsedilmiştir. (126). Bu sebeple, katılımcılara test sırasında en yüksek performansı sergileyebilecekleri talimatlar verildi. Ölçüm sürecinin pratik ve hızlı olması için şerit metre kullanılarak zemin belirli noktalardan işaretlendi. Uzun atlama skoru, başlangıç çizgisi ve düşüş sonrası topuğun değdiği nokta arasındaki mesafe olarak değerlendirildi. Katılımcılara hazır olduklarında başlamaları ve kollarının kuvvet almak için salınım yapacak şekilde kullanmaları talimatı verildi. Testin doğruluğu açısından, düşüş sonrası topukların kalkmaması ve her iki ayağın da aynı hizada olması için bilgilendirmeler yapıldı. Elde edilen mesafe santimetre olarak kaydedildi (127).



Şekil 3.7. Durarak uzun atlama performansı

3.6.3. 20 metre Doğrusal Sprint

Bu test, doğrusal koşu performansının değerlendirilmesi için uygulandı. Sprint performansının doğrusal hat üzerinde uygulanabilmesini kolaylaştırmak için test parkuru düz bir çizgi üzerine kuruldu. Mümkün olan en kısa sürede 20 metrelik mesafenin tamamlanmasının amaçlandığı sprint koşu performansı, iki kapılı fotosel sistemi kullanılarak değerlendirildi (128). Katılımcılar, başlangıç çizgisinin 0.3 m gerisinden başlayacak şekilde pozisyonlarını aldılar ve hazır hissettikleri anda koşmaya başlayarak ilk kapıdan geçtiler. Katılımcılar 20 metrelik parkurun sonundaki ikinci kapıdan geçtikleri anda test sonlandırıldı ve süre saniye olarak kaydedildi (Smart Speed; Fusion Sport, Coopers Plains, Avustralya).

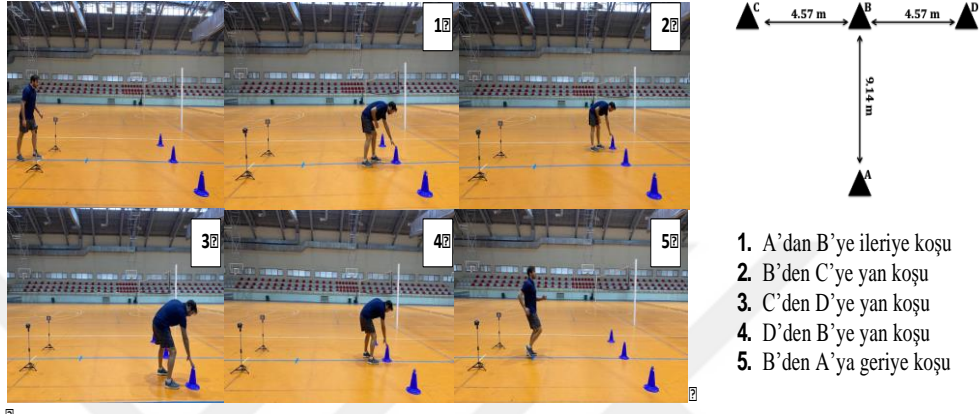


Şekil 3.8. 20 m doğrusal sprint performansı

3.6.4. Çeviklik

Bu test, farklı yönlerde yer değiştirme becerisinin değerlendirilmesi için uygulandı. Literatürde T-çeviklik testinin, doğrusal koşu performansından ayrılan özellikleriyle çeviklik performansı değerlendirilmesinde kullanılacak bağımsız

testlerden bir tanesi olduğu ifade edilmiştir (129). Test parkuru standart mesafelere uygun olarak kuruldu ve Semenick tarafından oluşturulan protokol kullanılarak uygulandı (130). Mümkün olan en kısa sürede belirlenen mesafenin tamamlanmasının amaçlandığı çeviklik performansı, bir kapılı fotosel sistemi kullanılarak değerlendirildi ve süre saniye olarak kaydedildi (Smart Speed; Fusion Sport, Coopers Plains, Avustralya).



Şekil 3.9. T-çeviklik testi performansı

3.7. Yüzeysel Elektromiyografi Ölçümleri

Egzersiz uygulamalarının torakolomber bölge kas aktivasyonu üzerindeki etkisinin değerlendirilebilmesi için izometrik gövde fleksör ve ekstansör dayanıklılık testleri sırasında elektromiyografi ölçümleri yapıldı. Torakolomber bölge açısından anterior grubun analizinde rektus abdominis (RA), eksternal oblik (EO) ve internal oblik (İO) kasları, posterior grubun analizinde ise torasik erektor spina (TES), lomber erektor spina (LES) ve multifidus (MULT) kasları incelendi. İşlenmemiş EMG sinyalleri, 8 kanallı kablosuz telemetri sistem (Noraxon Desktop DTS) kullanılarak 1500 hertz (Hz) örnekleme hızında toplandı ve MyoMuscle MR 3.10 klinik uygulama yazılımı ile analiz edildi (Noraxon Telemetry, Noraxon USA, Scottsdale, Arizona). Ölçümlerde, kablosuz yüzeysel Ag/AgCl bipolar elektrotlar kullanıldı (Noraxon, USA, Scottsdale, Arizona). Elektrot yerleşiminden önce, cilt empedans değerlerini azaltmak için (<10 k Ω) tıraşlama, peçete ile zımpara ve izopropil alkollü bezlerle temizleme işlemi uygulandı (131). Deri yüzeyi hazırlandıktan sonra ilgili kasa paralel konumlanan, çapı 1 cm ve elektrotlar arası 2 cm mesafesi olan yüzeysel bipolar elektrotlar yerleştirildi (132).





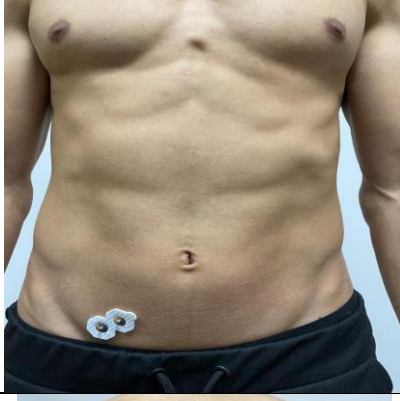
Şekil 3.10. Yüzeysel elektromyografi ölçümlerinde kullanılan ekipmanlar

3.7.1. Elektrotların Anatomik Konumları

Elektrot yerleşimleri, SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle) standartları ve tavsiyeleri doğrultusunda katılımcıların sağ tarafına uygulandı (133). Elektrotların yerleşim yerleriyle ilgili anatomik bölgeler Tablo 3.1’de detaylı olarak gösterildi.

Tablo 3.1. Elektrotların anatomik yerleşim noktaları

	Rectus Abdominis: Göbek deliğinin 2 cm latereline yerleştirildi (84).
	Eksternal Oblik: Göbek deliğinin 1 cm inferior - 14 cm lateralinde, kostanın en alt seviyesi ile pubis arasındaki bölgeye denk gelen alana 45° açı olacak şekilde yerleştirildi (134).



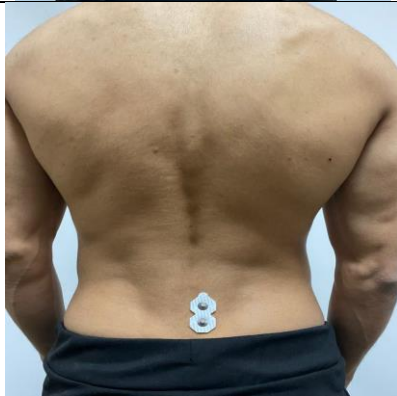
İnternal Oblik: Spina iliaca anterior superiorun en belirgin noktasının 2 cm inferomedialine yerleştirildi (134).



Torasik Erektor Spina: T9 seviyesinde spinal çıkıntının 5 cm lateraline yerleştirildi (135).



Lomber Erektor Spina: L3 seviyesinde spinal çıkıntının 3 cm lateraline yerleştirildi (136).



Multifidus: L4-L5 spinal çıkıntıların arasındaki seviyenin 2 cm lateraline yerleştirildi (137).

3.7.2. Maksimal İstemli Kasılma Ölçümleri

Gövde fleksör ve ekstansör dayanıklılık testleri sırasında elde edilen işlenmemiş EMG sinyallerinin normalleştirilmesi için, dayanıklılık testlerinden önce maksimal

istemli kasılma (MVC) ölçümleri gerçekleştirildi. İncelenen tüm kaslarda maksimum nöral aktivasyonun sağlanması koşuluyla, MVC değerlerinin kullanılmasının EMG verilerini normalleştirmede oldukça güvenilir bir yöntem olduğu ifade edilmektedir (135). Ölçümler, hedeflenen kas veya kas gruplarına yönelik farklı pozisyonlarda 3 tekrarlı ve 5 saniye süren maksimum izometrik kasılmalarla gerçekleştirildi (138). MVC testlerinde direnç, araştırmacılar tarafından manuel olarak uygulandı. MVC sırasında kullanılan yöntemler Tablo 3.2’de detaylı olarak gösterildi.

Tablo 3.2. Maksimal istemli kasılma ölçüm pozisyonları

	<p>Rektus Abdominis: Katılımcının kalçası ve dizleri 90° fleksiyonda ve ayaklar kemerle bağlıyken, ekstansiyon yönüne doğru omuzlara direnç uygulandı ve katılımcıdan gövde fleksiyonunu koruması istendi (139).</p>
	<p>Eksternal Oblik: Katılımcı dizleri bükülü ve ayakları sabitlenmiş şekilde yan yatarken, frontal ekseninde yukarı doğru kalkma eğilimi gösterdiği sırada, göğüs ve kollara manuel olarak direnç uygulandı (135).</p>
	<p>İnternal Oblik: Katılımcı yan köprü pozisyonundayken, pelvis üzerine aşağı doğru maksimum direnç uygulandı ve katılımcıdan yan köprü pozisyonunu koruması istendi (106).</p>



Torasik Erektor Spina: Katılımcı, yüzüstü pozisyonda ve spina iliaka anterior superior (SIAS) hizasında sedyenin kenarında pozisyonunu aldıktan sonra omuzlarına gövde fleksiyonu yönünde direnç uygulandı ve katılımcıdan Sorensen pozisyonunu koruması istendi (135).



Lomber Erektor Spina: Katılımcı, SIAS hizasından itibaren gövdesi kemer ile sabitlenerek sedye üzerinde yüzüstü pozisyonda ve dizler 90° fleksiyondayken popliteal bölgeden aşağı yönde direnç uygulandı ve katılımcıdan başlangıç pozisyonunu koruması istendi (135).

Multifidus: Katılımcı, SIAS hizasından itibaren gövdesi kemer ile sabitlenerek sedye üzerinde yüzüstü pozisyonda ve dizler 90° fleksiyondayken popliteal bölgeden aşağı yönde direnç uygulandı ve katılımcıdan başlangıç pozisyonunu koruması istendi (135).

3.7.3. Sinyal İşleme Süreci

Gövde fleksör ve ekstansör dayanıklılık testlerinin ilk 5 ve 45. saniyeleri arasında elde edilen işlenmemiş EMG sinyalleri, görsel inceleme ve hatalı sinyal eliminasyonundan sonra iki farklı değerlendirme başlığı altında analiz edildi. Birinci inceleme başlığı, normalleştirilmiş sinyal değeri olarak belirlendi. Bu işlem için öncelikle işlenmemiş sinyal, 20-500 Hz yüksek geçiren Butterworth filtreden geçirildi ve ardından sırasıyla hareket hata reddi (artefact rejection) ve sinyal yumuşatma (smoothing) için 100 ms'lik bir zaman penceresi ve karelerin ortalamasının karekökü (RMS) yöntemiyle filtrelendi. Filtrelenmiş sinyaller en yüksek MVC değerlerine bölünerek yüzde cinsinden yorumlandı (140). İkinci inceleme başlığı, zamana bağlı

olarak gelişen kas yorgunluğunun belirlenebilmesi için oluşturuldu. Bu işlem için işlenmemiş sinyal, 20 Hz yüksek geçiren Butterworth filtreden geçirildikten sonra medyan frekans (MF) hesaplaması yapıldı. MF, yorgunluğa bağlı olarak düşüş gösteren ve güç spektral yoğunluk fonksiyonunu iki eşit yarıya bölen frekans değeridir (141). Analiz sonucunda elde edilen eğim (slope) ve y kesim noktası (intercept) değerleri kullanılarak median frekansı Hz olarak analiz edildi ($y = mx + b$, $m = \text{slope}$ ve $b = \text{intercept}$).

3.8. Egzersiz Prosedürü

Araştırma, alışma fazı (iki hafta) ve egzersiz uygulamaları (altı hafta) olmak üzere toplam sekiz haftada tamamlandı. Katılımcıların vücut kompozisyonu, gövde dayanıklılığı ve saha performans test skorları değerlendirilmeden önce alışma seansı başlatıldı. Egzersiz ve ölçüm uygulamalarından önce tüm katılımcıların dâhil olduğu iki hafta ve toplamda dört birimden oluşan alışma uygulamaları gerçekleştirildi. Bu fazın amacı, core gelişim açısından istenilen etkinin meydana getirilmesinde ana hareket modellerinin doğru bir şekilde öğrenilmesiydi (142). Bu faz sırasında, belirlenen hareket kalıpları egzersiz hacminin % 50'si ile gerçekleştirildi (143). Sınırlandırılmış bu yüklenmenin amacı, alışma fazından kaynaklı organizmada performansı pozitif yönde etkileyebilecek bir gelişimin meydana gelmemesiydi (144). Alışma fazından yaklaşık dört hafta sonra, 12 birimden (iki gün x altı hafta) oluşan egzersiz uygulamaları gerçekleştirildi. Dünya çapında meydana gelen Covid-19 pandemi sürecinden dolayı, iki egzersiz grubunun da son dört birim uygulamaları senkron olarak uzaktan yönetildi. Egzersiz programları dört bloğa ayrıldı ve 30-34 dakikada tamamlandı. Gruplar açısından gerginlik altında kalan sürenin standardizasyonunda, anti-hareket uygulamaları 30 sn (izometrik) ve dinamik hareket uygulamaları ise metronom kullanılarak (45 bpm) 30 sn'de 12 tekrar olacak şekilde planlandı. Bununla birlikte her seansın sonunda, çok amaçlı anlamına gelen "OMNI-" ve direnç egzersiz ölçeği anlamına gelen "RES" kısaltmalarının birleştirilmesiyle oluşan "OMNI-RES" ölçeği uygulandı (145). Literatürde bu ölçeğin, özellikle direnç bantlarıyla uygulanan egzersizler açısından güvenilir sınıf içi korelasyon katsayısına ($ICC = 0.72-0.76$) sahip olduğu ifade edilmektedir (146). Bu ölçek, egzersiz gruplarının progresif süreçlerini değerlendirmek ve egzersizin genel efor algısını kontrol etmek için kullanıldı (147). Egzersize dâhil edilen hareketlerin uygulama sıralaması, altı hafta boyunca her iki grup açısından da belirli bir sistematığe göre dizayn edildi. Özellikle frontal ve transvers

düzlem hareketlerinde, omurga üzerinde baskı meydana geldiği ve kas aktivasyonunun dramatik bir şekilde arttığı ifade edilmektedir (148). Bu sebeple, egzersiz grupları açısından hareket sıralaması sagittal, frontal ve transvers düzlem olarak belirlendi.



Şekil 3.11. Egzersizlerde kullanılan ekipmanlar (soldan sağa askı sistem, pink bant, amber bant ve stabilite topu)

3.8.1. Anti-Hareket Egzersiz Programı

Egzersiz programına, merkezi bölgenin bütünsel olarak aktif olabileceği ve tüm eksenlerde uygulanan izometrik hareket kalıpları dâhil edildi. Hareket etmekten ziyade dış kuvvete karşı direnç gösterilmesi amaçlandı (11). İlk üç haftada uygulanan hareketlerin birim zorluklarının, egzersizin aşamalı artan yüklenme ilkesine (progresif) göre dizayn edilmesi gerektiği düşünülerek ikinci 3 haftalık periyotta farklı ekipman ve hareket kalıpları tercih edildi (149). AG egzersizlerinde, standardizasyonun sağlanabilmesi için direnç bantları kullanıldı (Sanctband, Sanctuary Health, Perak, Malezya). Birinci üç haftalık periyotta (1-6. birim), hafif direnç egzersiz bandı kullanıldı (pink - % 100 uzamada 70.60 Newton). İkinci üç haftalık periyotta (7-12. birim) ise orta direnç egzersiz bandı kullanıldı (amber - % 100 uzamada 101.98 Newton) ve plank pozisyonlarının zorlaştırılması için askı sistem egzersiz aparatları programa dahil edildi (TRX; Fitness Anywhere, Inc., San Francisco, CA, ABD). Egzersizin tüm sezonlarına ait süreler, hareket kalıpları ve uygulamalarına yönelik detaylı bilgi Tablo 3.3'te gösterildi.

Tablo 3.3. Anti-hareket egzersiz grubuna ait detaylandırılmış program

1. evre	2. evre		3. evre		4. evre
	1-6. Birim	7-12. Birim	1-6. Birim	7-12. Birim	
	Anti-Ekstansiyon Anterior Pallof Hold Pink Band (2x30sn)	Anti-Ekstansiyon Anterior Pallof Hold Amber Band (2x30sn)	Anti-Ekstansiyon Prone Plank (2x30 sn)	Anti-Ekstansiyon Suspended Prone Plank (2x30 sn)	
Isınma Evresi -2-3 dakika hafif tempo koşu, -eklemlerin ısındırılmasına yönelik 3-5 hareket -dinamik germe	Anti-Fleksiyon Posterior Pallof Hold Pink Band (2x30sn)	Anti-Fleksiyon Posterior Pallof Hold Amber Band (2x30sn)	Anti-Fleksiyon Supine Plank (2x30 sn)	Anti-Fleksiyon Suspended Supine Plank (2x30 sn)	Soğuma Evresi -Statik germe
	Anti-Lateral Fleksiyon Side Plank Band Row Pink band (2x30sn)	Anti-Lateral Fleksiyon Side Plank Band Row Amber Band (2x30sn)	Anti-Lateral Fleksiyon Lateral Plank (2x30 sn)	Anti-Lateral Fleksiyon Suspended Lateral Plank (2x30 sn)	
	Anti-Rotasyon Supine Lying Pallof Hold Pink Band (2x30sn)	Anti-Rotasyon Supine Lying Pallof Hold Amber Band (2x30sn)	Anti-Rotasyon Pallof Hold Pink Band (2x30sn)	Anti-Rotasyon Pallof Hold Amber Band (2x30sn)	
Toplam Zaman: 4-5 dakika	Toplam Zaman: 11-12 dk, hareketler arası dinlenme 1 dk, yoğunluk (çalışma:dinlenme) 1/1. OMNI-RES: 6-7	Toplam Zaman: 11-12 dk, hareketler arası dinlenme 1 dk, yoğunluk (çalışma:dinlenme) 1/1. OMNI-RES: 7-8	Toplam Zaman: 11-12 dk, hareketler arası dinlenme 1 dk, yoğunluk (çalışma:dinlenme) 1/1. OMNI-RES: 6-7	Toplam Zaman: 11-12 dk, hareketler arası dinlenme 1 dk, yoğunluk (çalışma:dinlenme) 1/1. OMNI-RES: 7-8	Toplam Zaman: 4-5 dakika

3.8.2. Dinamik Hareket Egzersiz Programı

Torakolomber bölge açısından eğilme-bükülme egzersizleri olarak değerlendirilen bazı dinamik hareket kalıpları uygulandı. Bu egzersizler sırasında lomber bölge yaralanmalarının önlenmesi için güvenli aralık olarak tanımlanan sınırlar hakkında detaylı bilgiler verildi. İlk üç haftada uygulanan hareketlerin birim zorluklarının, egzersizin aşamalı artan yüklenme ilkesine (progresif) göre dizayn edilmesi gerektiği düşünülerek ikinci 3 haftalık periyotta farklı ekipman ve hareket kalıpları tercih edildi (149). Birinci 3 haftalık periyotta (1-6. birim), 1. seviye olarak tanımlanan daha kolay egzersizler uygulandı. İkinci üç haftalık periyotta (7-12. birim) ise hareketlerin zorlaştırılması için 2. seviye olarak tanımlanan daha zor egzersizler uygulandı. Ayrıca bazı hareketlerin zorluğunu arttırmak için programa stabilite topları dâhil edildi (TheraBand, The Hygenic Corporation, Akron, Ohio, ABD). Egzersizin tüm sezonlarına ait süreler, hareket kalıpları ve uygulamalarına yönelik detaylı bilgi Tablo 3.4'te gösterildi.

Tablo 3.4. Dinamik hareket egzersiz grubuna ait detaylandırılmış program

1. evre	2. evre		3. evre		4. evre
	1-6. Birim	7-12. Birim	1-6. Birim	7-12. Birim	
Isınma Evresi -2-3 dakika hafif tempo koşu, -eklemlerin ısındırılmasına yönelik 3-5 hareket -dinamik germe	Anterior Grup Sit up (2x12)	Anterior Grup Leg Raises (2x12)	Anterior Grup Jack Knife Seviye 1 (2x12)	Anterior Grup Jack knife Seviye 2 (2x12)	Soğuma Evresi -Statik germe
	Posterior Grup Straight Bridge (2x12)	Posterior Grup Swiss Ball Bridge (2x12)	Posterior Grup Back Extension (2x12)	Posterior Grup Swiss Ball Reverse Extension (2x12)	
	Lateral Fleksiyon Side Plank Hip Dips (2x12)	Lateral Fleksiyon Swiss Ball Side Crunch (2x12)	Lateral Fleksiyon Oblique V Up Seviye 1 (2x12)	Lateral Fleksiyon Oblique V Up Seviye 2 (2x12)	
	Rotasyonel Hareket Russian Twist Seviye 1 (2x12)	Rotasyonel Hareket Russian Twist Seviye 2 (2x12)	Rotasyonel Hareket Windshield Wiper Seviye 1 (2x12)	Rotasyonel Hareket Windshield Wiper Seviye 2 (2x12)	
Toplam Zaman: 4-5 dakika	Toplam Zaman: 11-12 dk, hareketler arası dinlenme 1 dk, yoğunluk (çalışma:dinlenme) 1/1. OMNI-RES: 6-7	Toplam Zaman: 11-12 dk, hareketler arası dinlenme 1 dk, yoğunluk (çalışma:dinlenme) 1/1. OMNI-RES: 7-8	Toplam Zaman: 11-12 dk, hareketler arası dinlenme 1 dk, yoğunluk (çalışma:dinlenme) 1/1. OMNI-RES: 6-7	Toplam Zaman: 11-12 dk, hareketler arası dinlenme 1 dk, yoğunluk (çalışma:dinlenme) 1/1. OMNI-RES: 7-8	Toplam Zaman: 4-5 dakika

3.9. İstatiksel Analiz

Elde edilen verinin analizinde IBM SPSS 23 yazılım programı kullanıldı. Verilerin tanımlayıcı istatistikleri ortalama, standart sapma, yüzde değişim ve etki büyüklüğü olarak gösterildi. Verilerin normalliği Shapiro-Wilk testi ve varyansların homojenliği Levene testi ile doğrulandı. Gövde dayanıklılık süreleri, performans puanları ve kas aktivasyon değerlerindeki farklılıkları ölçmek için iki yönlü [3 grup (AG - DG - KG) x 2 zaman (ilk test - son testi)] tekrarlanan ölçümlerde varyans analizi (Two-way repeated measures ANOVA) testleri kullanıldı. Grup etkisinde anlamlılığın hangi gruplar arasında olduğunun belirlenmesinde Tukey HSD testi kullanıldı. Egzersiz uygulamalarına göre zamanlar açısından yüzde değişimler "% $\Delta = (\text{son test} - \text{ön test}) / \text{ilk test} * 100$ " formülü kullanılarak hesaplandı. Etki büyüklüğü (EB) Cohen'in sınıflamasına göre, son test ve ilk test ortalamaları arasındaki farkın ilk test ortalamasının standart sapma değerine bölünmesiyle hesaplandı ve "d" olarak gösterildi. EB değerleri; <0.2 önemsiz etki, 0.2-0.49 küçük etki, 0.5-0.79 orta etki ve >0.8 büyük etki olarak sınıflandırıldı (150). Güven aralığı %95 olarak seçildi ve p<0.05' in altındaki değerler istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Araştırmada kas aktivasyon parametreleri, saha performans testleri ve gövde dayanıklılık skorlarına ait bulgular, tablo ve şekil olarak gösterildi. Katılımcılara ait tanımlayıcı istatistik bilgileri Tablo 4.1’ de verildi.

Tablo 4.1. Katılımcılara ait tanımlayıcı bilgiler

GRUPLAR	YAŞ (yıl)		UZUNLUK (cm)		VA (kg)		BKİ (kg/m ²)		VYO (%)	
	\bar{X}	S. S.	\bar{X}	S. S.	\bar{X}	S. S.	\bar{X}	S. S.	\bar{X}	S. S.
AG (N=12)	22.66	1.37	180.75	6.87	73.30	11.21	22.39	2.78	13.00	3.88
DG (N=12)	22.58	1.08	176.58	4.66	77.55	9.00	24.03	4.14	16.66	3.35
KG (N=12)	22.25	.96	177.83	5.79	74.76	8.07	23.61	2.12	14.12	3.51

AG: Anti-Hareket Egzersiz Grubu; DG: Dinamik Hareket Egzersiz Grubu; KG: Kontrol Grubu; VA: Vücut Ağırlığı; BKİ: Beden Kütle İndeksi; VYO: Vücut Yağ Oranı; \bar{X} : Ortalama; S.S.: Standard Sapma

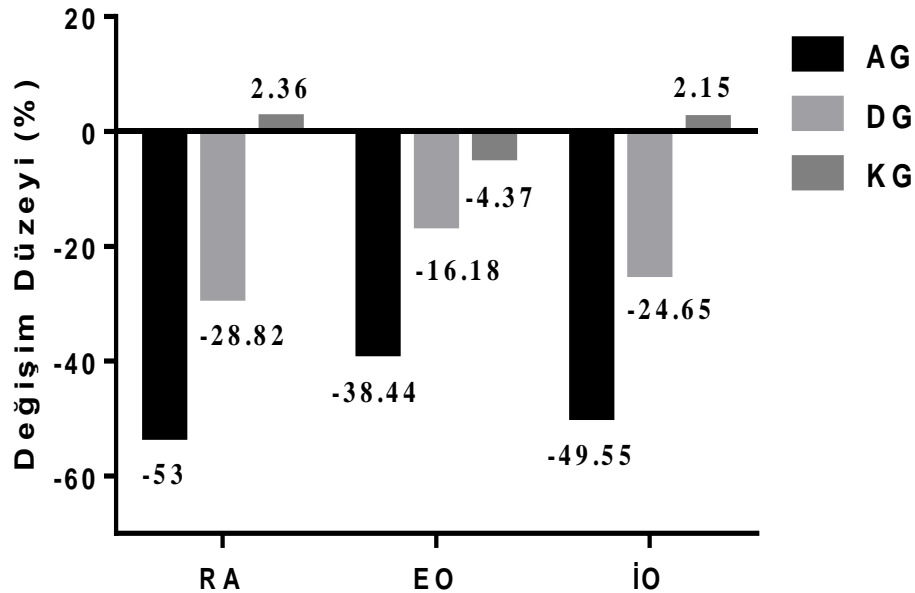
Tablo 4.2. Gövde fleksör kas dayanıklılığı testine ilişkin % MVC değerlerinin karşılaştırılması

Değişkenler	Ön Test	Son Test	Toplam	%Δ	EB	Ana Etki (Zaman)	Etkileşim (Zaman x Grup)	Ana Etki (Grup)	Grup Post hoc	
	$\bar{X} \pm$ S.S.	$\bar{X} \pm$ S.S.	$\bar{X} \pm$ S.S.							
RA (%MVC)	AG (n=12)	36.19± 26.51	17.01± 9.66	26.6± 18.09	-53.00	-0.72				
	DG (n=12)	31.30± 22.02	22.28± 15.14	26.79± 18.58	-28.82	-0.41	F=21.208 p=.001**	F=8.265 p=.001**	F=.057 p=.944	-
	KG (n=12)	28.38± 15.10	29.05± 14.04	28.72± 14.57	2.36	0.04				
	Toplam (n=36)	31.95± 21.34	22.78± 13.72							
EO (%MVC)	AG (n=12)	38.06± 8.22	23.43± 8.54	30.75± 8.38	-38.44	-1.78				
	DG (n=12)	37.57± 18.42	31.49± 19.54	34.53± 18.98	-16.18	-0.33	F=41.901 p=.001**	F=10.604 p=.001**	F=1.332 p=.278	-
	KG (n=12)	40.96± 14.86	39.17± 13.32	40.07± 14.09	-4.37	-0.12				
	Toplam (n=36)	38.86± 14.12	31.36± 15.53							
İO (%MVC)	AG (n=12)	39.03± 17.78	19.69± 8.62	29.36± 13.20	-49.55	-1.09				p=.045 (AG> KG);
	DG (n=12)	33.43± 18.12	25.19± 16.33	29.31± 17.23	-24.65	-0.45	F=21.958 p=.001**	F=9.692; p=.001**	F=4.192 p=.024*	p=.044 (DG> KG)
	KG (n=12)	47.08± 24.24	48.09± 22.94	47.59± 23.59	2.15	0.04				
	Toplam (n=36)	39.84± 20.48	30.99± 20.69							

*p<0.05; **p<0.01;

AG: Anti-Hareket Egzersiz Grubu; DG: Dinamik Hareket Egzersiz Grubu; KG: Kontrol Grubu; RA: Rektus Abdominis; EO: Eksternal Oblik; İO: İnternal Oblik; % MVC: Normalleştirilmiş Kas Aktivasyon Değeri; \bar{X} : Ortalama; S.S.: Standard Sapma; EB: Etki Büyüklüğü

Tablo 4.2 incelendiğinde, normalleştirilmiş % MVC değerleri açısından fleksör gövde kas dayanıklılık testinden elde edilen ön test ve son test ortalamalarının zamana göre istatistiksel olarak farklılık gösterdiği tespit edildi ($p < 0.01$). RA kası için AG ön test ve son test ortalama değişim değerleri orta düzey etki ($d = -0.72$), DG düşük düzey etki ($d = -0.41$) ve KG önemsiz düzey etki ($d = 0.04$) olarak tespit edildi ($F_{(1,33)} = 21.208$; $p < 0.01$). EO kası için AG ön test ve son test ortalama değişim değerleri yüksek düzey etki ($d = -1.78$), DG düşük düzey etki ($d = -0.33$) ve KG önemsiz düzey etki ($d = -0.12$) olarak tespit edildi ($F_{(1,33)} = 41.901$; $p < 0.01$). İO kası için AG ön test ve son test ortalama değişim değerleri yüksek düzey etki ($d = -1.09$), DG orta düzey etki ($d = -0.45$) ve KG önemsiz düzey etki ($d = 0.04$) olarak tespit edildi ($F_{(1,33)} = 21.958$; $p < 0.01$). RA ve EO kaslarının egzersiz gruplarına göre istatistiksel olarak fark göstermediği ($p > 0.05$), buna karşın İO kası için egzersiz gruplarına göre anlamlı farklılığa sahip olduğu görüldü ($F_{(2,33)} = 4.192$; $p = 0.024$). Yapılan post-hoc analizi sonucunda egzersiz uygulamalarının KG' na göre anlamlı farklılığa sahip olduğu görüldü ($p < 0.05$). Son olarak, egzersiz uygulamaları ve ölçüm zamanları arasında RA ($F_{(2,33)} = 8.265$), EO ($F_{(2,33)} = 10.604$) ve İO ($F_{(2,33)} = 9.692$) kaslarına ilişkin etkileşimin istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edildi ($p < 0.01$). Ölçüm zamanlarına göre (ön test ve son test) tüm kaslara ait değişim yüzdesi Şekil 4.1'de gösterildi.



Şekil 4.1. Fleksör dayanıklılık testi sırasındaki % MVC değişim düzeyleri

Motor ünite gerekliliği açısından ölçüm zamanlarına göre farkların değişim yüzdesini gösteren Şekil 4.1 incelendiğinde, AG için RA kasının % -53, EO kasının %

-38.44 ve İO kasının ise % -49.55 olarak değiştiği, DG için RA kasının % -28.82, EO kasının % -16.18 ve İO kasının ise % -24.65 olarak değiştiği tespit edildi. KG’nda ise tüm kasların % -4.37 ile % 2.36 arasında değiştiği görüldü. Bu sonuçlara göre, egzersiz uygulamaları sonrasında kuvvet kazanımına bağlı olarak tüm kaslar için ihtiyaç duyulan aktivasyon değerlerindeki azalma olasılığının, anti-hareket grubunda daha yüksek olduğu söylenebilir.

Tablo 4.3. Gövde ekstansör kas dayanıklılığı testine ilişkin % MVC değerlerinin karşılaştırılması

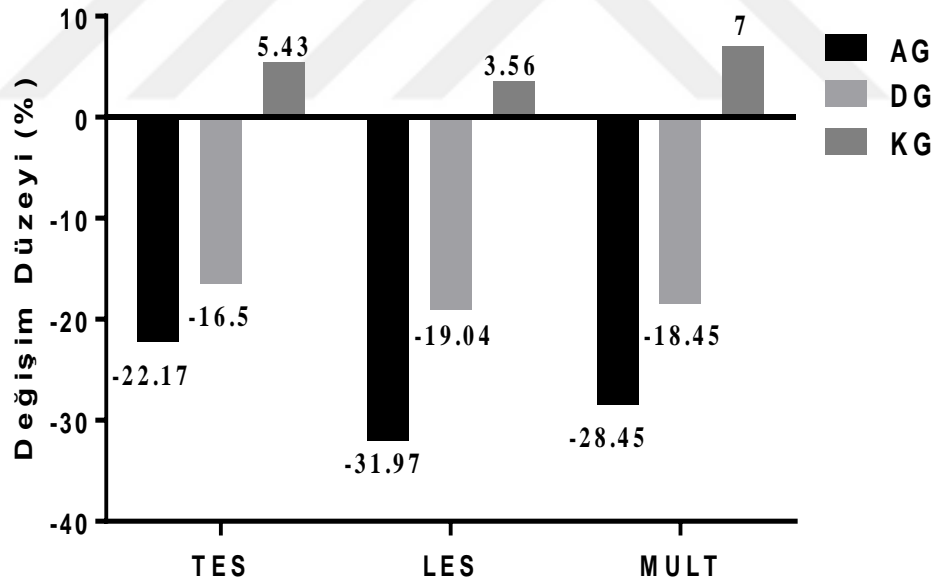
Değişkenler	Ön Test	Son Test	Toplam	%Δ	EB	Ana Etki (Zaman)	Etkileşim (Zaman x Grup)	Ana Etki (Grup)	Grup Post hoc	
	$\bar{X} \pm$ S.S.	$\bar{X} \pm$ S.S.	$\bar{X} \pm$ S.S.							
TES (%MVC)	AG (n=12)	21.70± 5.90	16.89± 5.02	19.30± 5.46	-22.17	-0.82	F=12.763 p=.001**	F=7.681 p=.002**	F=.691 p=.508	-
	DG (n=12)	18.91± 6.36	15.79± 5.49	17.35± 5.93	-16.50	-0.49				
	KG (n=12)	20.44± 11.63	21.55± 10.12	21.00± 10.88	5.43	0.10				
	Toplam (n=36)	20.35± 8.21	18.08± 7.48							
LES (%MVC)	AG (n=12)	31.97± 7.31	21.75± 4.38	26.86± 5.85	-31.97	-1.40	F=34.895 p=.001**	F=17.052 p=.001**	F=5.531 p=.008**	p=.007 (DG>KG)
	DG (n=12)	26.42± 6.91	21.39± 5.51	23.91± 6.21	-19.04	-0.73				
	KG (n=12)	32.33± 9.44	33.48± 8.23	32.91± 8.84	3.56	0.12				
	Toplam (n=36)	30.24± 8.21	25.54± 8.32							
MULT (%MVC)	AG (n=12)	32.55± 9.17	23.29± 5.86	27.92± 7.52	-28.45	-1.01	F=31.468 p=.001**	F=20.413 p=.001**	F=1.360 p=.271	-
	DG (n=12)	28.08± 8.10	22.90± 6.91	25.49± 7.51	-18.45	-0.64				
	KG (n=12)	29.71± 8.87	31.79± 9.18	30.75± 9.03	7.00	0.23				
	Toplam (n=36)	30.11± 8.68	25.99± 8.34							

*p<0.05; **p<0.01;

AG: Anti-Hareket Egzersiz Grubu; DG: Dinamik Hareket Egzersiz Grubu; KG: Kontrol Grubu; TES: Torasik Erektor Spina; LES: Lomber Erektor Spina; MULT: Multifidus; % MVC: Normalleştirilmiş Kas Aktivasyon Değeri; \bar{X} : Ortalama; S.S.: Standard Sapma; EB: Etki Büyüklüğü

Tablo 4.3 incelendiğinde, normalleştirilmiş % MVC değerleri açısından ekstansör gövde kas dayanıklılık testinden elde edilen ön test ve son test ortalamalarının zamana göre istatistiksel olarak farklılık gösterdiği tespit edildi (p<0.01). TES kası için

AG ön test ve son test ortalama değişim değerleri yüksek düzey etki ($d = -0.82$), DG düşük düzey etki ($d = -0.49$) ve KG önemsiz düzey etki ($d = 0.10$) olarak tespit edildi ($F_{(1,33)}=12.763$; $p < 0.01$). LES kası için AG ön test ve son test ortalama değişim değerleri yüksek düzey etki ($d = -1.40$), DG orta düzey etki ($d = -0.73$) ve KG önemsiz düzey etki ($d = 0.12$) olarak tespit edildi ($F_{(1,33)}=34.895$; $p < 0.01$). MULT kası için AG ön test ve son test ortalama değişim değerleri yüksek düzey etki ($d = -1.01$), DG orta düzey etki ($d = -0.64$) ve KG düşük düzey etki ($d = 0.23$) olarak tespit edildi ($F_{(1,33)}=31.468$; $p < 0.01$). TES ve MULT kasları için egzersiz gruplarına göre istatistiksel olarak fark göstermediği ($p > 0.05$), buna karşın LES kası için egzersiz gruplarına göre anlamlı farklılığa sahip olduğu görüldü ($F_{(2,33)}=5.531$; $p = 0.008$). Yapılan post-hoc analizi sonucunda DG uygulamalarının KG' na göre anlamlı farklılığa sahip olduğu görüldü ($p = 0.007$). Son olarak, egzersiz uygulamaları ve ölçüm zamanları arasında TES ($F_{(2,33)}=7.681$), LES ($F_{(2,33)}=17.052$) ve MULT ($F_{(2,33)}=20.413$) kaslarına ilişkin etkileşimin istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edildi ($p < 0.01$). Ölçüm zamanlarına göre (ön test ve son test) tüm kaslara ait değişim düzeyi Şekil 4.2'de gösterildi.



Şekil 4.2. Ekstansör dayanıklılık testi sırasındaki % MVC değişim düzeyleri

Motor ünite gerekliliği açısından ölçüm zamanlarına göre farkların değişim yüzdelerini gösteren Şekil 4.2 incelendiğinde, AG için TES kasının % -22.17, LES kasının % -31.97 ve MULT kasının ise % -28.45 olarak değiştiiği, DG için TES kasının % -16.5, LES kasının % -19.04 ve MULT kasının ise % -18.45 olarak değiştiiği tespit edildi. KG'nda ise tüm kasların % 3.56 ile % 7 arasında değiştiiği görüldü. Bu sonuçlara

göre, egzersiz uygulamaları sonrasında kuvvet kazanımına bağlı olarak tüm kaslar için ihtiyaç duyulan aktivasyon değerlerindeki azalma olasılığının, anti-hareket grubunda daha yüksek olduğu söylenebilir.

Tablo 4.4. Gövde fleksör kas dayanıklılığı testine ilişkin yorgunluk değerlerinin karşılaştırılması

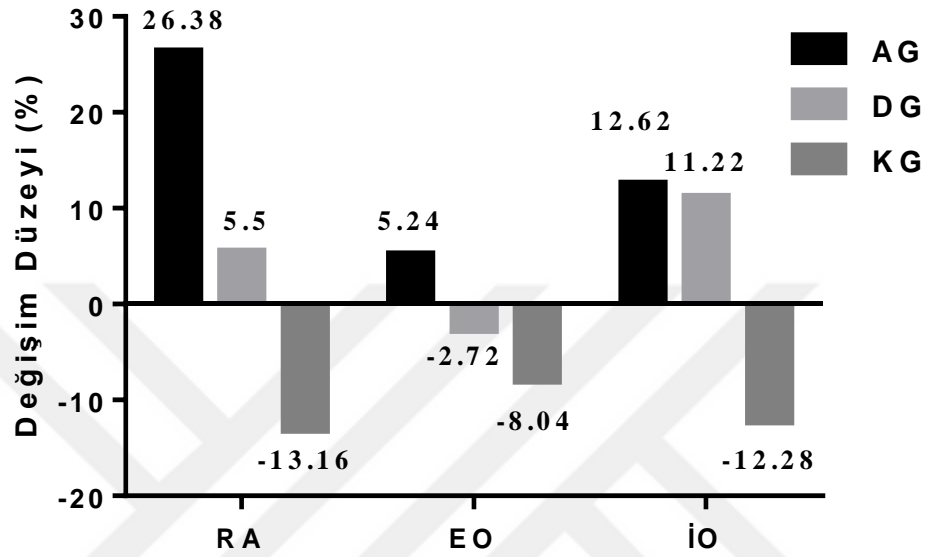
Değişkenler	Ön Test	Son Test	Toplam	%Δ	EB	Ana Etki (Zaman)	Etkileşim (Zaman x Grup)	Ana Etki (Grup)	Grup Post hoc	
	$\bar{X} \pm$ S.S.	$\bar{X} \pm$ S.S.	$\bar{X} \pm$ S.S.							
RA (Hz)	AG (n=12)	52.85± 18.04	66.79± 20.57	59.82± 19.31	26.38	0.77				
	DG (n=12)	60.20± 13.37	63.51± 16.73	61.86± 15.05	5.50	0.25	F=1.273 p=.267	F=3.542 p=.040*	F=3.964 p=.029*	p=.036 (DG>KG)
	KG (n=12)	50.07± 15.10	43.48± 17.75	46.78± 16.43	-13.16	-0.44				
	Toplam (n=36)	54.37± 15.78	57.93± 20.71							
EO (Hz)	AG (n=12)	38.53± 4.65	40.55± 5.72	39.54± 5.19	5.24	0.43				
	DG (n=12)	40.80± 6.93	39.69± 3.38	40.25± 5.16	-2.72	-0.16	F=.624 p=.435	F=2.282 p=.118	F=.077 p=.926	-
	KG (n=12)	41.81± 6.23	38.45± 6.14	40.13± 6.19	-8.04	-0.54				
	Toplam (n=36)	40.38± 6.00	39.56± 5.15							
İO (Hz)	AG (n=12)	39.55± 9.84	44.54± 10.01	42.05± 9.93	12.62	0.51				
	DG (n=12)	39.39± 7.75	43.81± 8.16	41.60± 7.96	11.22	0.57	F=2.805 p=.103	F=13.292 p=.001**	F=.809 p=.454	-
	KG (n=12)	40.40± 8.59	35.44± 10.00	37.92± 9.30	-12.28	-0.58				
	Toplam (n=36)	39.78± 8.52	41.26± 10.07							

*p<0.05; **p<0.01;

AG: Anti-Hareket Egzersiz Grubu; DG: Dinamik Hareket Egzersiz Grubu; KG: Kontrol Grubu; RA: Rektus Abdominis; EO: Eksternal Oblik; İO: İnternal Oblik; \bar{X} : Ortalama; S.S.: Standard Sapma; EB: Etki Büyüklüğü

Tablo 4.4 incelendiğinde, medyan frekans değerleri açısından fleksör gövde kas dayanıklılık testinden elde edilen ön test ve son test ortalamalarının zamana göre istatistiksel olarak farklılık göstermediği tespit edildi (p>0.05). EO ve İO kasları için egzersiz gruplarına göre istatistiksel olarak fark göstermediği (p>0.05), buna karşın RA kası için egzersiz gruplarına göre anlamlı farklılığa sahip olduğu görüldü (F_(2,33)=3.964; p=0.029). Yapılan post-hoc analizi sonucunda DG uygulamalarının KG' na göre

anlamli farklılığa sahip olduğu görüldü ($p=0.036$). Son olarak, egzersiz uygulamaları ve ölçüm zamanları arasında RA ($F_{(2,33)}=3.542$; $p=0.040$) ve İO ($F_{(2,33)}=13.292$; $p=0.001$) kaslarına ilişkin etkileşimin istatistiksel olarak anlamlı olduğu, ancak EO kası açısından anlamlı farklılık olmadığı tespit edildi ($F_{(2,33)}=2.282$; $p=0.118$). Ölçüm zamanlarına göre (ön test ve son test) tüm kaslara ait değişim düzeyi Şekil 4.3'te gösterildi.



Şekil 4.3. Fleksör dayanıklılık testi sırasındaki MF değişim düzeyleri

Medyan frekans değerleri açısından ölçüm zamanlarına göre farkların değişim yüzdelerini gösteren Şekil 4.3 incelendiğinde, AG için RA kasının % 26.38, EO kasının % 5.24 ve İO kasının ise % 12.62 olarak değiştii, DG için RA kasının % 5.5, EO kasının % -2.72 ve İO kasının ise % 11.22 olarak değiştii tespit edildi. KG'nda ise tüm fleksör kasların medyan frekans değerlerinin % -13.16 ile % -8.02 arasında ve negatif yönde değiştii görüldü. Bu sonuçlara göre, egzersiz uygulamaları sonrasında zamana bağlı değişim gösteren medyan frekans değerlerindeki artış olasılığının, RA ve EO açısından anti-hareket grubunda daha yüksek, İO açısından ise her iki egzersiz grubunda benzer etkiye sahip olduğu söylenebilir.

Tablo 4.5. Gövde ekstansör kas dayanıklılığı testine ilişkin yorgunluk değerlerinin karşılaştırılması

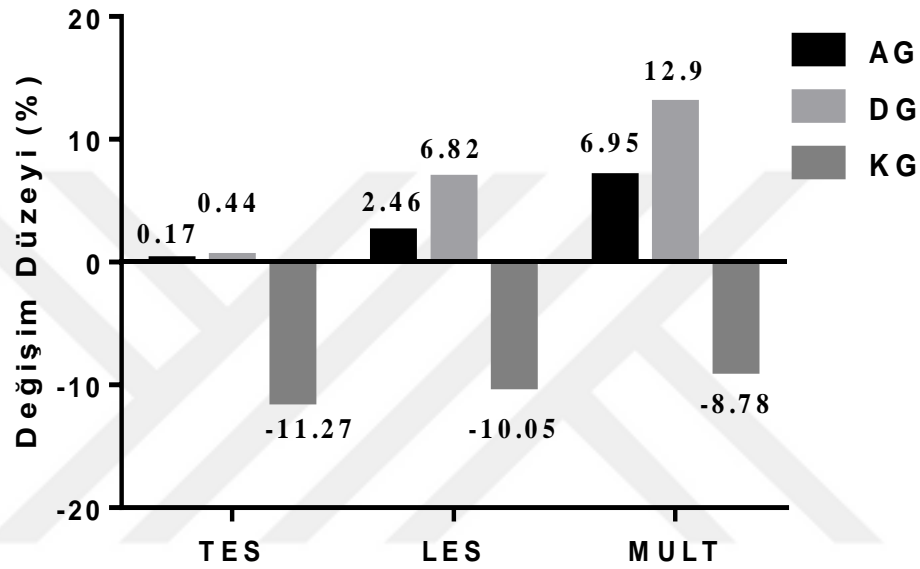
Değişkenler	Ön Test	Son Test	Toplam	%Δ	EB	Ana Etki (Zaman)	Etkileşim (Zaman x Grup)	Ana Etki (Grup)	Grup Post hoc	
	$\bar{X} \pm$ S.S.	$\bar{X} \pm$ S.S.	$\bar{X} \pm$ S.S.							
TES (Hz)	AG (n=12)	59.90± 5.00	60.00± 7.81	59.95± 6.41	0.17	0.02				
	DG (n=12)	61.90± 6.43	62.17± 7.73	62.04± 7.08	0.44	0.04	F=3.136 p=.086	F=3.689 p=.036*	F=2.116 p=.137	-
	KG (n=12)	59.69± 7.57	52.96± 10.82	56.33± 9.20	-11.27	-0.89				
	Toplam (n=36)	60.50± 6.31	58.38± 9.52							
LES (Hz)	AG (n=12)	74.87± 8.94	76.71± 17.63	75.79± 13.29	2.46	0.21				
	DG (n=12)	82.85± 16.67	88.50± 15.69	85.68± 16.18	6.82	0.34	F=.003 p=.960	F=2.506 p=.097	F=4.953 p=.013*	p=.010 (DG> KG)
	KG (n=12)	69.93± 16.61	62.90± 21.44	66.42± 19.03	-10.05	-0.42				
	Toplam (n=36)	75.88± 15.11	76.00± 20.79							
MULT (Hz)	AG (n=12)	91.16± 14.75	97.50± 13.33	94.33± 14.04	6.95	0.43				
	DG (n=12)	92.14± 23.76	104.03± 22.80	98.09± 23.28	12.90	0.50	F=3.123 p=.086	F=5.879 p=.007**	F=7.509 p=.002**	p=.011 (AG> KG) p=.003 (DG> KG)
	KG (n=12)	72.82± 23.64	66.43± 25.69	69.63± 24.67	-8.78	-0.27				
	Toplam (n=36)	85.37± 22.42	89.32± 25.69							

*p<0.05; **p<0.01;

AG: Anti-Hareket Egzersiz Grubu; DG: Dinamik Hareket Egzersiz Grubu; KG: Kontrol Grubu; TES: Torasik Erektor Spina; LES: Lomber Erektor Spina; MULT: Multifidus; \bar{X} : Ortalama; S.S.: Standard Sapma; EB: Etki Büyüklüğü

Tablo 4.5 incelendiğinde, medyan frekans değerleri açısından ekstansör gövde kas dayanıklılık testinden elde edilen ön test ve son test ortalamalarının zamana göre istatistiksel olarak farklılık göstermediği tespit edildi (p>0.05). TES kası için egzersiz gruplarına göre istatistiksel olarak fark göstermediği (p>0.05), buna karşın LES (F_(2,33)=4.953; p=0.013) ve MULT (F_(2,33)=7.509; p=0.002) kasları için egzersiz gruplarına göre anlamlı farklılığa sahip olduğu görüldü. Yapılan post-hoc analizi sonucunda LES kası açısından dinamik hareket uygulamalarının KG' na göre anlamlı

farklılığa sahip olduğu görüldü ($p=0.010$). Dahası, MULT kası açısından iki egzersiz uygulamasının da KG' na göre anlamlı farklılığa sahip olduğu görüldü ($p<0.05$). Son olarak, egzersiz uygulamaları ve ölçüm zamanları arasında TES ($F_{(2,33)}=3.689$; $p=0.036$) ve MULT ($F_{(2,33)}=5.879$; $p=0.007$) kaslarına ilişkin etkileşimin istatistiksel olarak anlamlı olduğu, ancak LES kası açısından anlamlı farklılık olmadığı tespit edildi ($F_{(2,33)}=2.506$; $p=0.097$). Ölçüm zamanlarına göre (ön test ve son test) tüm kaslara ait değişim düzeyi Şekil 4.4'te gösterildi.



Şekil 4.4. Ekstansör dayanıklılık testi sırasındaki MF değişim düzeyleri

Medyan frekans değerleri açısından ölçüm zamanlarına göre farkların değişim yüzdelerini gösteren Şekil 4.4 incelendiğinde, AG için TES kasının % 0.17, LES kasının % 2.46 ve MULT kasının ise % 6.95 olarak değiştiği, DG için TES kasının % 0.44, LES kasının % 6.82 ve MULT kasının ise % 12.9 olarak artış gösterdiği tespit edildi. KG'nda ise tüm ekstansör kasların medyan frekans değerlerinin % -11.27 ile % -8.78 arasında ve negatif yönde değiştiği görüldü. Bu sonuçlara göre, egzersiz uygulamaları sonrasında zamana bağlı değişim gösteren medyan frekansları değerlerindeki artış olasılığının, ekstansör kaslar açısından her iki egzersiz grubunda benzer etkiye sahip olduğu söylenebilir.

Tablo 4.6. Saha performans testlerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

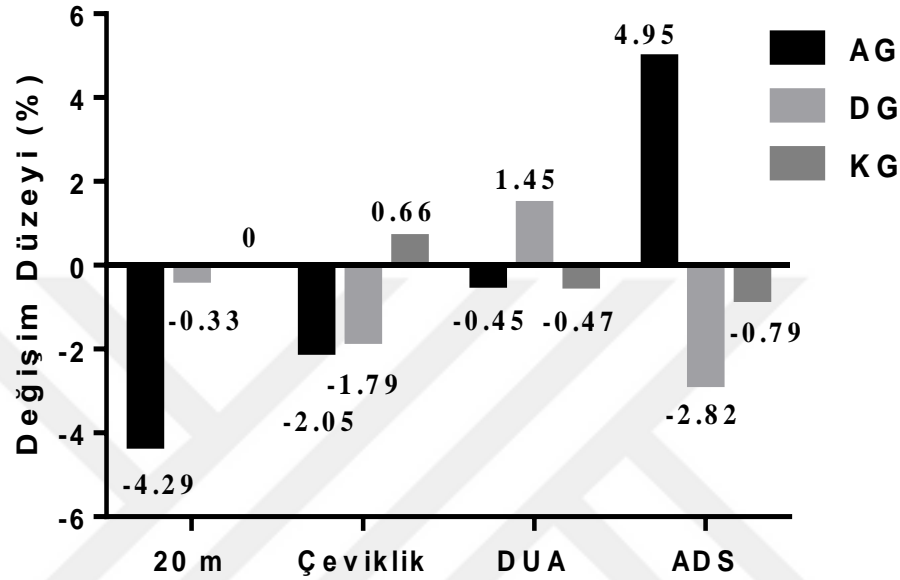
Değişkenler	Ön Test $\bar{X} \pm$ S.S.	Son Test $\bar{X} \pm$ S.S.	Toplam $\bar{X} \pm$ S.S.	%Δ	ES	Ana Etki (Zaman)	Etkileşim (Zaman x Grup)	Ana Etki (Grup)	Grup Post hoc	
20 m Sprint Süresi (sn)	AG (n=12)	3.03± .10	2.90± .10	2.97± .10	-4.29	-1.30	F=10.360 p=.003**	F=11.903 p=.001**	F=.564 p=.574	-
	DG (n=12)	3.01± .15	3.00± .16	3.01± .16	-0.33	-0.07				
	KG (n=12)	3.00± .08	3.00± .07	3.00± .08	0.00	0.00				
	Toplam (n=36)	3.01± .11	2.97± .13							
Çeviklik Süresi (sn)	AG (n=12)	10.23± .61	10.02± .56	10.13± .59	-2.05	-0.34	F=3.314 p=.078	F=2.410 p=.105	F=2.025 p=.148	-
	DG (n=12)	10.59± .78	10.40± 1.00	10.50± .89	-1.79	-0.24				
	KG (n=12)	10.68± .72	10.75± .74	10.72± .73	0.66	0.10				
	Toplam (n=36)	10.50± .71	10.39± .82							
DUA Mesafesi (cm)	AG (n=12)	2.21± .22	2.20± .19	2.21± .21	-0.45	-0.05	F=.019 p=.891	F=.430 p=.654	F=.996 p=.380	-
	DG (n=12)	2.07± .20	2.10± .23	2.09± .22	1.45	0.15				
	KG (n=12)	2.13± .20	2.12± .19	2.13± .20	-0.47	-0.05				
	Toplam (n=36)	2.14± .21	2.14± .20							
ADS Yüksekliği (cm)	AG (n=12)	37.15± 4.88	38.99± 6.26	38.07± 5.57	4.95	0.38	F=.168 p=.684	F=6.332 p=.005**	F=.104 p=.902	-
	DG (n=12)	38.60± 5.98	37.51± 5.08	38.06± 5.53	-2.82	-0.18				
	KG (n=12)	39.03± 4.32	38.72± 4.12	38.88± 4.22	-0.79	-0.07				
	Toplam (n=36)	38.26± 5.02	38.40± 5.12							

*p<0.05; **p<0.01;

AG: Anti-Hareket Egzersiz Grubu; DG: Dinamik Hareket Egzersiz Grubu; KG: Kontrol Grubu; DUA: Durarak Uzun Atlama; ADS: Aktif Dikey Sıçrama; \bar{X} : Ortalama; S.S.: Standard Sapma; EB: Etki Büyüklüğü

Tablo 4.6 incelendiğinde, 20 m sprint koşu süresinde elde edilen ön test ve son test ortalamalarının zamana göre istatistiksel olarak farklılık gösterdiği tespit edildi (p<0.01). 20 m sprint koşu süresinde AG ön test ve son test ortalama değişim değerleri yüksek düzey etki (d= -1.30), DG önemsiz düzey etki (d= -0.07) ve KG önemsiz düzey etki (d= 0.00) olarak tespit edildi. Diğer saha performans testlerinin ön test ve son test ortalamalarının zamana göre istatistiksel olarak farklılık göstermediği görüldü (p>0.05). Ek olarak, saha performans testlerinin egzersiz gruplarına göre istatistiksel olarak fark

göstermediği tespit edildi ($p>0.05$). Son olarak, egzersiz uygulamaları ve ölçüm zamanları arasında 20 m sprint süresi ($F_{(2,33)}=11.903$) ve aktif dikey sıçrama yüksekliğine ($F_{(2,33)}=6.332$) ilişkin etkileşimin istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edildi ($p<0.01$). Ölçüm zamanlarına göre (ön test ve son test) tüm saha performans sürelerinin değişim düzeyi Şekil 4.5'te gösterildi.



Şekil 4.5. Saha performans test sürelerinin değişim düzeyleri

Performans testleri açısından ölçüm zamanlarına göre farkların değişim yüzdelerini gösteren Şekil 4.5 incelendiğinde, AG için 20 m sprint süresinin % -4.29, çeviklik süresinin % -2.05, ADS yüksekliğinin % -0.45 ve DUA mesafesinin % 4.95 olarak değiştiği, DG için 20 m sprint süresinin % -0.33, çeviklik süresinin % -1.79, ADS yüksekliğinin % 1.45 ve DUA mesafesinin ise % -2.82 olarak değiştiği tespit edildi. KG'nda ise tüm performans değerlerinin % -0.79 ile % -0.66 arasında değiştiği görüldü. Bu sonuçlara göre, egzersiz uygulamaları sonrasında kuvvet gelişimine bağlı olarak değişen doğrusal koşu ve çeviklik sürelerindeki azalma olasılığının ve dikey sıçrama yüksekliğindeki artma olasılığının, anti-hareket grubunda daha yüksek olduğu söylenebilir.

Tablo 4.7. Gövde dayanıklılığı testlerine ilişkin değerlerin karşılaştırılması

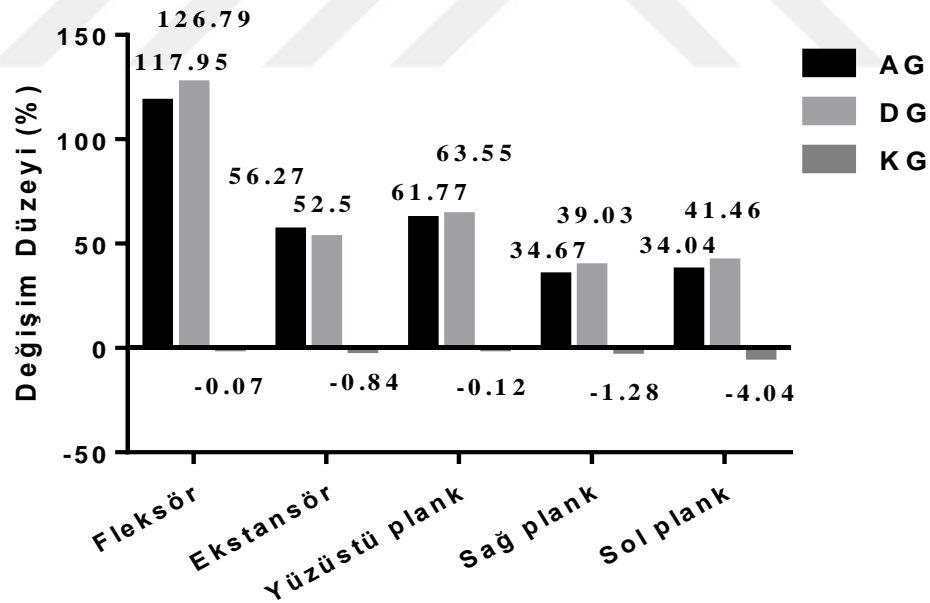
Değişkenler	Ön Test	Son Test	Toplam	%Δ	ES	Ana Etki (Zaman)	Etkileşim (Zaman x Grup)	Ana Etki (Grup)	Grup Post hoc	
	$\bar{X} \pm$ S.S.	$\bar{X} \pm$ S.S.	$\bar{X} \pm$ S.S.							
Fleksör Gövde Testi (sn)	AG (n=12)	63.16± 15.99	137.66± 57.01	100.41± 36.50	117.95	4.66	F=40.747 p=.001*	F=10.668 p=001**	F=3.448 p=.044*	p=.034 (DG>KG)
	DG (n=12)	75.25± 30.23	170.66± 91.99	122.96± 61.11	126.79	3.16				
	KG (n=12)	75.38± 42.01	75.33± 37.95	75.36± 39.98	-0.07	0.00				
	Toplam (n=36)	71.26± 30.92	127.88± 75.71							
Ekstansör Gövde Testi (sn)	AG (n=12)	95.83± 39.84	149.75± 38.24	122.79± 39.04	56.27	1.35	F=76.071 p=.001**	F=19.921 p=001**	F=2.861 p=.071	-
	DG (n=12)	100.00± 28.85	152.50± 41.45	126.25± 35.15	52.50	1.82				
	KG (n=12)	97.48± 29.90	96.66± 27.89	97.07± 28.90	-0.84	-0.03				
	Toplam (n=36)	97.77± 32.32	132.97± 43.85							
Yüzüstü Plank Testi (sn)	AG (n=12)	71.91± 24.43	116.33± 32.13	94.12± 28.28	61.77	1.82	F=96.892 p=.001**	F=24.572 p=.001**	F=1.946 p=.159	-
	DG (n=12)	77.75± 25.60	127.16± 44.53	102.46± 35.07	63.55	1.93				
	KG (n=12)	76.67± 37.54	76.58± 36.00	76.63± 36.77	-0.12	0.00				
	Toplam (n=36)	75.44± 29.03	106.69± 42.91							
Sağ Plank Testi (sn)	AG (n=12)	66.83± 23.99	90.00± 25.34	78.42± 24.67	34.67	0.97	F=30.144 p=.001**	F=8.389; p=.001**	F=1.684 p=.201	-
	DG (n=12)	59.16± 14.12	82.25± 22.82	70.71± 18.47	39.03	1.64				
	KG (n=12)	65.54± 13.48	64.70± 13.96	65.12± 13.72	-1.28	-0.06				
	Toplam (n=36)	63.84± 17.67	78.98± 23.28							
Sol Plank Testi (sn)	AG (n=12)	68.41± 20.72	93.75± 29.49	81.08± 25.11	37.04	1.22	F=50.983 p=.001**	F=17.620 p=.001**	F=.882 p=.424	-
	DG (n=12)	62.50± 15.48	88.41± 28.02	75.46± 21.75	41.46	1.67				
	KG (n=12)	70.25± 24.08	67.41± 20.99	68.83± 22.54	-4.04	-0.12				
	Toplam (n=36)	67.05± 20.09	83.19± 28.13							

*p<0.05; **p<0.01;

AG: Anti-Hareket Egzersiz Grubu; DG: Dinamik Hareket Egzersiz Grubu; KG: Kontrol Grubu; \bar{X} : Ortalama; S.S.: Standard Sapma; EB: Etki Büyüklüğü

Tablo 4.7 incelendiğinde, fleksör gövde dayanıklılık testinden elde edilen ön test ve son test ortalamalarının zamana göre istatistiksel olarak farklılık gösterdiği tespit edildi (p<0.01). Fleksör dayanıklılık süresi için AG ön test ve son test ortalama değişim değerleri yüksek düzey etki (d= 4.66), DG yüksek düzey etki (d= 3.16) ve KG önemsiz düzey etki (d= 0.00) olarak tespit edildi (F_(1,33)=40.747; p<0.01). Ekstansör dayanıklılık süresi için AG ön test ve son test ortalama değişim değerleri yüksek düzey etki (d= 1.35), DG yüksek düzey etki (d= 1.82) ve KG önemsiz düzey etki (d= -0.03) olarak tespit edildi (F_(1,33)=76.071; p<0.01). Yüzüstü plank süresi için AG ön test ve son test ortalama değişim değerleri yüksek düzey etki (d= 1.82), DG yüksek düzey etki (d=

1.93) ve KG önemsiz düzey etki ($d= 0.00$) olarak tespit edildi ($F_{(1,33)}=96.892$; $p<0.01$). Sağ plank süresi için AG ön test ve son test ortalama değişim değerleri yüksek düzey etki ($d= 0.97$), DG yüksek düzey etki ($d= 1.64$) ve KG önemsiz düzey etki ($d= -0.06$) olarak tespit edildi ($F_{(1,33)}=30.144$; $p<0.01$). Sol plank süresi için AG ön test ve son test ortalama değişim değerleri yüksek düzey etki ($d= 1.22$), DG yüksek düzey etki ($d= 1.67$) ve KG önemsiz düzey etki ($d= -0.12$) olarak tespit edildi ($F_{(1,33)}=50.983$; $p<0.01$). Fleksör dayanıklılık süresinin egzersiz gruplarına göre anlamlı farklılığa sahip olduğu ($F_{(2,33)}=3.448$; $p =0.044$), buna karşın diğer gövde dayanıklılık test sürelerinin egzersiz gruplarına göre istatistiksel olarak fark göstermediği tespit edildi ($p>0.05$). Yapılan post-hoc analizi sonucunda dinamik hareket uygulamalarının KG' na göre anlamlı farklılığa sahip olduğu görüldü ($p=0.034$). Son olarak, egzersiz uygulamaları ve ölçüm zamanları arasında fleksör ($F_{(2,33)}=10.668$), ekstansör ($F_{(2,33)}=19.921$), yüzüstü plank ($F_{(2,33)}=24.572$), sağ plank ($F_{(2,33)}=8.389$) ve sol plank ($F_{(2,33)}=17.620$) sürelerine ilişkin etkileşimin istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edildi ($p<0.01$). Ölçüm zamanlarına göre (ön test ve son test) tüm gövde dayanıklılık sürelerinin değişim düzeyi Şekil 4.6' da gösterildi.



Şekil 4.6. Gövde dayanıklılık test sürelerinin değişim düzeyleri

Gövde dayanıklılık testleri açısından ölçüm zamanlarına göre farkların değişim yüzdelerini gösteren Şekil 4.6 incelendiğinde, AG için fleksör gövde süresinin % 117.95, ekstansör gövde süresinin % 56.27, yüz üstü plank süresinin % 61.77, sağ plank

süresinin % 34.67 ve sol plank süresinin % 34.04 olarak değiştiği, DG için fleksör gövde süresinin % 126.79, ekstansör gövde süresinin % 52.5, yüz üstü plank süresinin % 63.55, sağ plank süresinin % 39.03 ve sol plank süresinin ise % 41.46 olarak artış gösterdiği tespit edildi. KG'nda ise tüm performans değerlerinin % -4.04 ile % -0.07 arasında negatif yönde değiştiği görüldü. Bu sonuçlara göre, egzersiz uygulamaları sonrasında merkezi sütun kuvvet gelişimine bağlı olarak değişen gövde dayanıklılık test sürelerindeki artma olasılığının, anti-hareket ve dinamik hareket gruplarında benzer olduğu söylenebilir.



5. TARTIŞMA

Antrenman uygulamalarının, organizmada meydana getirdiği uyarım ve değişim süreçleri farklılık göstermektedir. Bu araştırmada, anti-hareket ve dinamik hareket egzersiz uygulamalarının gövde dayanıklılık test süreleri, kas aktivasyon parametreleri ve saha performans test skorları üzerindeki etkilerinin incelenmesi amaçlandı. Elde edilen bulgular, fleksör ve ekstansör gövde dayanıklılık testleri sırasında ihtiyaç duyulan motor ünite katılımında düşüş olasılığının, AG lehine daha yüksek ve gövde dayanıklılık test sürelerindeki artış olasılığının ise her iki egzersiz grubunda da benzer seviyede olduğunu gösterdi. Saha performans test skorlarında, özellikle 20 m sprint süresinde AG lehine sonuçlar görüldü. Yorgunluk parametreleri açısından medyan frekans değerlerinde fleksör grup kaslarından RA ve EO kaslarında AG lehine, İO kasında ise her iki egzersiz grubunda benzer etki görüldü. Ekstansör grup kaslarından LES ve MULT için her iki egzersiz grubunda benzer bulgular tespit edildi. Bununla birlikte yorgunluğun belirlenmesinde incelenen MF değerlerinde, zamana bağlı değişim açısından her iki egzersiz grubunda da istatistiksel olarak anlamlılığa rastlanmadı.

Araştırmada, egzersiz uygulamaları sonrası standart zaman aralığında (5 ve 45. sn) ölçülen normalleştirilmiş % MVC sinyal genliklerinde görülen niceliksel azalmanın, birden fazla faktöre bağlı olarak gerçekleştiği düşünülmektedir. Aktivasyon değerlerinde görülen azalma eğiliminin, motor öğrenmeyi sağlayan motor ünite senkronizasyonu ile ilişki olabileceği ifade edilmektedir (151). Oliveira ve Gonçaves, bilek fleksör kaslarına yönelik uygulanan 8 haftalık dayanıklılık antrenmanı sonrasında, EMG genlik değerlerinde azalma olduğunu ve bu azalmanın da motor öğrenme ve kuvvet çıktısındaki gelişimden kaynaklanabileceğini ifade etmişlerdir (152). Başka bir araştırmada, 10 seanstan oluşan kürek antrenman uygulamasının, metabolik enerji tüketimi ve kas aktivasyon parametreleri üzerindeki etkileri incelenmiş ve son ölçümde, vastus lateralis ve biceps braki kaslarının aktivasyon düzeylerinin azaldığı tespit edilmiştir. Araştırmada aynı zamanda antrenman uygulamalarının, uzuvları koordine ve kontrol etmek için gereken mevcut mekanik işi azaltarak enerji tasarrufu sağladığı bunun sonucu olarak da kas aktivasyon düzeyinin azalabileceği ifade edilmiştir (153). Seidel ve ark. motor öğrenmenin, statik denge uygulamaları sırasında tibialis anterior kasının EMG aktivitesini yaklaşık % 30 azalttığını tespit etmişlerdir (154). Motor öğrenme stratejisi ile birlikte metabolik verimlilik sağlanarak aktivasyon değerlerinde azalma görülebilmektedir (155). Sinyal genlik değerlerinde görülen azalma ile ilgili

diğer bir olası açıklama ise kasın ihtiyaç duyduğu motor ünite katılım mekanizmasıdır. Yüzeysel olarak tespit edilen EMG sinyalleri ve motor ünite aktivasyonu arasında ilişki olabileceğinden bahsedilmiştir (156). Çalışmalarda genellikle aşamalı artan bir submaksimal yük sırasında EMG sinyal genliklerinde aksiyon potansiyeline bağlı olarak artış görülmektedir (157, 158). Genlikte meydana gelen artış değerinin, motor ünite katılım oranı açısından yorumlanabilir bir parametre olduğu ifade edilmektedir (159). Düşük ve yüksek direnç antrenman uygulamalarında, yüksek direnç sırasında quadriceps ve hamstring kaslarının daha yüksek EMG aktivitesi ürettiği tespit edilmiştir (160). Dış kuvvetin artmasıyla, kaslar tarafından hareketin sürdürülebilmesi için kompanzasyon sağlanmakta ve sinyal değerlerinde artışlar görülebilmektedir. Motor ünite katılımı, istemli kas kasılmasıyla artan gücün sürdürülebilmesinde, aynı ve ek motor ünitelerin ardışık aktivasyonu olarak tanımlanabilmektedir (161). Bu noktada “Henneman veya Boyut Prensibinden” bahsedilebilir. Kedilerin ventral köklerinden kayıt alarak motor akson uçların genliklerinin ölçüldüğü araştırmada, motor akson çapının, iletim hızının ve motor nöron hücre boyutunun fonksiyonel eşikle arttığı sonucuna varılmıştır (162). Bu prensibe göre, kas başlangıçta aktive edildiğinde, ateşlenecek ilk motor ünitelerin küçük boyutlu ve zayıf gerginlik derecesine sahip birimler olduğu, ihtiyaca yönelik artan kas kasılma gücü ile aşamalı olarak daha büyük ünitelerin katılım gösterdiği düşünülmektedir (163). Sıçanlarda plantaris kaslarının izometrik ve izotonik tetani uyarılarına karşı tepki mekanizmalarını inceleyen bir araştırmada, boyut prensibinin yalnızca basit bir kontrol sistemi olmadığı, aynı zamanda en iyi mekanik ve enerjik performans stratejisi olduğu ifade edilmiştir (164). Carpinelli’ye göre maksimum 60 sn izometrik olarak bir ağırlığı tutan kişinin ilk 10 sn’ de daha az motor ünite katılımının meydana geleceği, ancak sürenin ilerlemesiyle birlikte daha fazla sayıda motor ünite katılımının sağlanacağı ifade edilmektedir (165). Literatürde detaylı olarak bahsedilen kasın mekanik davranışı incelendiğinde, antrenman uygulamalarından sonra, aynı sürede daha az aktivasyon genliğinin görülmesinin mekanik olarak boyut prensibi ile ilişkilendirilebileceği düşünülmektedir. Bu araştırmada, antrenman uygulamalarından sonra daha büyük kuvvet üretme kapasitesine sahip motor ünitelerin aktiviteye katılım gerekliliğinde azalma yönünde bulgular elde edildi. Bu bağlamda, yorgunluğun artmasıyla birlikte EMG sinyal genliğinin artabileceği ve bu artışın kuvvet üretiminin sürdürülebilmesi için motor ünite havuzundan ihtiyaç duyulan yüksek eşikli fibril katılımıyla ilişkili olduğu da ifade edilmektedir (166, 167). Antrenmanın etkisiyle ilgili olarak, ulusal seviye yelken

sporcularının ve haftada 3 gün rekreatif egzersiz yapan katılımcıların dahil edildiği bir çalışmada, izometrik yorgunluk test süresinde (% 40 daha uzun) ve RMS değerlerinde, yelken sporcularının lehine sonuçlar görülmüştür. Aynı test sırasında sporcuların RMS değerlerinin kontrol grubuna göre daha az arttığı tespit edilmiştir. Elde edilen bulguların rasyonel açıklamasında ise sporcuların yeni motor ünite katılımını geciktirebilme ve mevcut aktif kas fibrillerinin kuvvet üretimindeki azalmaları erteleme becerisinden bahsedilmiştir (168). Dahası sağlıklı kişilerde uygulanan nöromusküler kontrol temelli antrenman yaklaşımlarının, kas katılım modellerini değiştirebileceği ifade edilmiştir (169). Bu çalışmada elde edilen bulgular, ön test ve son test ölçümlerinde aynı prosedürün uygulandığı gövde fleksör (yaklaşık % -38 ile % -53 arasında) ve ekstansör (yaklaşık % -22 ile % -32 arasında) dayanıklılık testleri sırasında genlik değerlerinin, anti-hareket uygulamaları lehine azaldığını göstermektedir. Anti-hareket uygulamalarında, tek bir kas grubunun izole olarak çalıştırılmasından ziyade, merkezi bölgenin bütünsel gelişimi amaçlanmaktadır (11). Sonuçlar, amaçlanan stratejinin aktivasyon kalıpları açısından etkili olduğunu göstermektedir. Özellikle lokal ve derin kasların eksite olmasıyla, lokal-global birliktelik daha uyumlu hale gelebilmekte ve ölçülebilen yüzeysel kasların ürettikleri genlik derecesinde azalmalar görülebilmektedir. Nötral bölge yaklaşımıyla omurgada güvenli aralığın dışına çıkılmadan, merkezi bölge kaslarına yönelik aktivasyonunun sağlanması ve antrene edilmesiyle, ihtiyaç duyulan motor ünite katılım oranının azaltılabileceği ve özellikle izometrik uygulamaların süresinin arttırılabileceği düşünülmektedir.

MF değerinin, yorgunluğun tespitinde kullanılabilecek bir yöntem olduğundan ve sonucun yorgunluğa bağlı olarak değişen pH seviyesiyle ilişkili olabileceğinden bahsedilmektedir (170). Sarkolemmadaki H⁺ birikimi ve yorgunluğun elektrofizyolojik bağıntılarının incelendiği bir araştırmada, yorgunluğa bağlı olarak azalan pH seviyesi ile azalan MF değerleri arasında ilişki olduğu tespit edilmiştir (171). Farelerde yavaş kasılan fibril özelliği gösteren soleus ve hızlı kasılan fibril özelliği gösteren ekstansör digitorum longus kaslarının yorgunluğa bağlı olarak yüzeysel EMG sinyallerinin incelendiği başka bir araştırmada, kaslar arasında zamansal farklılıklar olmasına rağmen her iki fibrilde de yorgunluğa bağlı olarak MF değerlerinde azalma görülmüştür (172). Literatürde pek çok araştırmada, zamana bağlı olarak gelişen yorgunluğun MF üzerindeki etkisinin azalma yönünde olduğu tespit edilmiştir (173, 174). Yorgunluğa bağlı olarak RMS değerindeki artmanın ve MF değerindeki azalmanın arkasındaki rasyonalite, azalan iletim hızına bağlı olarak EMG sinyalinin spektrumunda daha düşük

frekanslara doğru sıkıştırılması olarak ifade edilmektedir (170). Araştırmada, zamana göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmamasına rağmen, aynı sürede daha yüksek MF değerlerinin görülmesinin, teorik ve pratik açıdan literatürü destekleyen bir bulgu olduğu düşünülmektedir. Her iki egzersiz grubunda da abdominal ve oblik kaslar açısından tespit edilen MF değerlerindeki artış (AG = % 5.24 ile % 26.38 ve DG = % 5.50 ile % 11.22 arasında), antrenmanın yorgunluğu geciktirme etkisini doğrulamaktadır. Araştırmada, gövde fleksör kaslarının zamana bağlı olarak değişen yorgunluk değerlendirmesinde 45° gövde fleksör testi kullanıldı. Literatürde bu test pozisyonunun abdominal oblik ve rektus abdominis kaslarını aktive ederek yorgunluğu ölçebileceği ifade edilmektedir (108, 175). Egzersizin MF değerleri üzerindeki etkisi incelendiğinde, özellikle merkezi bölge global kaslarda (RA için $d = 0.77$ ve EO için $d = 0.43$) anti-hareket grubu lehine daha fazla gelişim görüldü. Ancak bu gelişimin arkasındaki rasyonalitenin, antrene olan ve kuvvetlenen lokal İO ($d = 0.51$) kasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Anti-hareket yaklaşımının temel prensibi, daha derinde konumlanan kasların harekete dahil olması ve global kaslara binen aşırı kompanzasyonun azaltılmasıdır. Elde edilen bulgular özellikle RA kası için anti-hareket uygulamalarının etkili bir egzersiz yaklaşımı olduğunu göstermektedir. Araştırmada, sırt ekstansör kaslarının zamana bağlı olarak değişen yorgunluk değerlendirmesinde Sorensen testi kullanıldı. Literatürde paraspinal kaslar açısından bu testin incelendiği ve uygulama güvenilirliğinin yeterli olarak yorumlandığı pek çok araştırma bulunmaktadır (176, 177). Diğer taraftan dahil edilme kriterlerini sağlayan 12 makalenin incelendiği bir derleme çalışmasında, paraspinal kaslarda meydana gelen yorgunluğun değerlendirilmesinde MF değerinin güvenilir bir veri olduğu ifade edilmektedir (178). Bu araştırmada, zamana göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamasına rağmen, merkezi bölge ekstansör kaslarının MF değişim değerlerinde her iki egzersiz grubunda da benzer artış görüldü. TES kasında önemsiz düzey etki görülürken, LES kasında her iki egzersiz grubunda da küçük düzey etki tespit edildi (AG = 0.21 ve DG = 0.34). Analiz edilen ekstansör kaslarından en yüksek MF artışının MULT kasında olduğu tespit edildi (AG = % 6.95 ve DG = % 12.9). Sorensen testi sırasında MULT ve iliocostalis lumborum kaslarının yorgunluk MF değerlerinin incelendiği bir çalışmada, aktivite başlangıcında MULT kasının daha yüksek frekans ve eğim gösterdiği tespit edilmiştir. Elde edilen bulgular, histokimyasal açıdan MULT kasının daha fazla hızlı kasılan fibril özelliğine sahip olabileceği ve dolayısıyla daha yüksek aksiyon potansiyeli sergileyebileceği yönünde açıklanmıştır. Aynı araştırmada elde edilen MF

farklılıklarının, aktivasyon kalıplarını etkileyebilecek fonksiyonel özelliklerden kaynaklanabileceği ifade edilmiştir (179). Bu bağlamda, ekstansör kaslar açısından farklı etki düzeylerinin görülmesiyle, kasların sahip olduğu yapısal farklılıklar arasında ilişki olabileceği düşünülmektedir. Bununla birlikte araştırmaya dahil edilen tüm ekstansör kaslarda görülen MF artışı, antrenmanın yorgunluğa karşı olumlu etkisi olarak yorumlanabilir. Sung, alt sırt ağrısı olan 10 erkek ve 6 kadın yetişkinin dahil edildiği spinal stabilizasyon egzersizlerinin, modifiye Sorensen testi sırasındaki yorgunluk MF değerleri üzerindeki etkisini incelemiştir. Araştırmada, 12 birimden (4 hafta x 3 gün) oluşan egzersiz uygulamalarından sonra ön teste göre kadınların MF değerlerinde artış görülürken, erkeklerde azalış tespit edilmiştir. Bulgular temelde 3 rasyonel bakış açısıyla açıklanmıştır. Bunlar, torasik ve lomber bölge açısından kadınlarda tip I kas lifinin tip II kas lifi kesit alanına oranının daha büyük olması, erkeklerin antrene edilmesinin kadınlara göre daha zor olması ve 4 haftalık antrenman uygulamasının ekstansör kaslar açısından yetersiz bir etkiye sahip olmasından bahsedilmiştir (180). Oliveira ve Gonçaves, 16 birimden (8 hafta x 2 gün) oluşan direnç antrenman programının EMG yorgunluk eşiği üzerindeki etkisini inceledikleri araştırmada, 10 erkekten oluşan uygulama grubunun son ölçümlerinde MULT kasının MF eğiminde artış tespit etmişlerdir (152). Wang ve ark. 12 birimden (6 hafta x 2 gün) oluşan pliometrik antrenman uygulamalarından sonra 20 erkek elit voleybol oyuncusunun, alt ekstremite kaslarının MF değerlerini incelemiştir. Son test ölçümlerinde pliometrik antrenman uygulamalarının, MF değerlerindeki düşme eğilimini geciktirebileceği yönünde bulgular elde edilmiştir (181). Antrenman uygulamalarının, kuvvet üretim karakterleri ve kassal aktivasyon kalıpları üzerinde anlamlı etkileri olduğu bilinmektedir. Bu etkilerin rasyonel sebepleri ise, kasın iletim hızında, motor ünite katılımında, motor ünite senkronizasyonunda ve fibril aktivasyon potansiyel seviyelerinde görülen değişimlerdir (182, 183). Bu araştırmada incelenen aktivasyon değerleri, normalleştirilmiş genlik ve MF parametreleri olarak belirlendi. Genlik değerleri açısından elde edilen anlamlı sonuçlar, bundan önceki araştırmaları destekledi ve tahmin edilen aktivasyon değişikliklerini doğruladı. Ancak, yorgunlukla bağlantılı nöral mekanizmalar açısından, antrenman birim sayısındaki artış ile daha büyük yüzdesel değişimler görülebileceği düşünülmektedir.

Gövde dayanıklılık kapasitesinin, omurgada pasif yapılar açısından koruyucu etkisi olduğundan ve omurganın stabilizasyon gerekliliklerinin, kuvvetten ziyade dayanıklılık ve kontrol unsurlarıyla ilişkisinden bahsedilmektedir (77). Güçlü

abdominaller, beklenen profilaktik etkiyi kesin bir şekilde sağlamazken, dayanıklı kasların bel ağrısı riskini azaltabileceği ifade edilmektedir (184). Bu nedenle antrenman planlamasında, gövde dayanıklılığını geliştirmeye yönelik merkezi bölge temelli hareket yaklaşımları önemsenmelidir. Bu araştırmada, anti-hareket ve dinamik hareket uygulamalarının izometrik gövde dayanıklılık test skorları üzerindeki etkisinin benzer büyüklüklerde olduğu görüldü ($d > 0,8$). Zamana bağlı izometrik duruş süresi açısından iki egzersiz grubunda da (AG = % 34.67 ile % 117.95 arasında; DG = % 39.03 ile % 126.75 arasında) tüm testler için istatistiksel anlamlı farklılık tespit edildi ($p < 0.01$). Sandrey ve Mitzel, 13 atletizm sporcusunun (7 erkek ve 6 kadın) dahil edildiği araştırmada, 18 birimden (6 hafta x 3 gün) oluşan core stabilizasyon programından sonra gövde fleksör, ekstansör, sağ-sol plank dayanıklılık sürelerinin yaklaşık % 120 ile % 250 arasında geliştiğini ve uygulanan antrenman programının zamana bağlı değişim açısından yüksek düzey etki ($d = 1.27-1.58$ arasında) gösterdiğini tespit etmişlerdir (175). Schiling ve ark. 12 birimden (6 hafta x 2 gün) oluşan izometrik ($n=5$) ve dinamik ($n=5$) merkezi bölge antrenman programlarının, gövde dayanıklılık, kuvvet ve sportif performans skorları üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Gövde fleksiyonu açısından, üçüncü haftada her iki antrenman grubunda anlamlı etki görülürken, altıncı haftada izometrik grup lehine testin süresinin anlamlı şekilde geliştiğini tespit etmişlerdir. Altı hafta sonunda, dinamik grubun ekstansör dayanıklılık testinde ve izometrik grubun sağ plank testinde anlamlı gelişim görülmüştür ($p < 0.05$). Sportif performans parametreleri incelendiğinde iki antrenman uygulamasının da birbirlerine üstünlük sağlamadığı ifade edilmiştir (7). Parkhouse ve Ball, 12 birimden (6 hafta x 2 gün) oluşan dinamik ($n=6$) ve statik ($n=6$) core antrenman uygulamalarından sonra, yüzüstü plank test sürelerinde her iki antrenman grubunda da istatistiksel olarak anlamlı farklılık görmüşlerdir (statik = % 8.5; dinamik = % 23.3) (80). Literatür örnekleri, izometrik ve dinamik merkezi bölge antrenman uygulamalarından sonra, gövde dayanıklılık test skorlarının zamansal ve etki düzeyi açısından farklılaştığını göstermektedir. İzometrik veya dinamik uygulanan merkezi bölge egzersizlerinin gövde dayanıklılığı üzerinde pozitif etkiye sahip olduğu ifade edilebilir.

Merkezi bölge antrenmanlarının, sportif performans test skorları üzerindeki etkisi henüz tam olarak anlaşılammıştır. Core antrenman uygulamalarının performans gelişimini pozitif yönde etkileme potansiyeliyle ilgili yeterli bilimsel kanıt olmadığı ifade edilmektedir (88). Diğer taraftan merkezi bölge stabilizasyon unsurları ile sportif performans skorları arasında orta düzey bir ilişki olduğundan bahsedilmektedir (185).

Bu çalışmada, antrenman uygulamalarından sonra saha performans testlerinden yalnızca 20 m sprint sürelerinde zamana bağlı anlamlı farklılığa rastlandı ($p<0.05$). Antrenman uygulamalarından sonra 20 m sprint süresindeki azalma olasılığının anti-hareket lehine yüksek düzey etki gösterdiği tespit edildi ($d = 1.30$). Buna karşın diğer performans testlerinde ölçüm zamanları arasında anlamlı bir farklılık görülmedi. Prieske ve ark. 39 erkek elit futbol oyuncusunun dahil edildiği araştırmada, 9 hafta süren sabit ve sabit olmayan zeminlerde merkezi bölge kuvvet antrenman uygulamalarının, izometrik gövde ekstansör kuvveti ($d=0.86$), 10-20 m sprint süresi ($d=2.56$) ve maksimum top hızı ($d=1.28$) üzerindeki geliştirici etkisini tespit etmişlerdir. Ancak, çalışmada ölçülen diğer performans testlerinde anlamlı farklılığa rastlanmamıştır (87). Tse ve ark. 45 erkek kürekçinin dahil edildiği ve 8 hafta (14 veya 16 birim) süren merkezi bölge antrenman uygulamalarından sonra, core dayanıklılık parametrelerinin geliştiğini tespit etmişlerdir. Buna karşın dikey sıçrama, durarak uzun atlama ve 40 m sprint testini de içeren fonksiyonel performans skorlarında anlamlı farklılık görülmemiştir (186). Stanson ve ark. 12 birimden (6 hafta x 2 gün) oluşan merkezi bölge antrenman ($n=8$) ve kontrol ($n=10$) gruplarının dahil edildiği araştırmada, antrenman grubunun core stabilite performansında artış olduğunu ancak maksimal oksijen kapasitesi ve koşu ekonomisini içeren fiziksel performans unsurlarında eş zamanlı bir gelişim görülmediğini tespit etmişlerdir (187). Atletik performans unsurları ve merkezi bölge antrenmanları arasındaki ilişkinin tam olarak anlaşılması için daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulduğu ifade edilmektedir (1). Ancak, fonksiyonel olarak merkezi bölgenin, tüm vücut hareketlerinin yürütülmesi sırasında üst ve alt ekstremiteler arasında tork ve açısal momentum aktarımını kolaylaştıran kinetik bir bağlantı olduğu bilinmektedir (188). Hibbs ve ark. mevcut paradoksal durumun açıklanmasında bir takım rasyonel yaklaşımlar sunarak, konuyu çok yönlü analiz etmişlerdir. Öncelikle merkezi bölge antrenman uygulamalarının fonksiyonel performans (sprint, sıçrama vb.) gelişiminden ziyade sporcuların yaralanmalarını engelleme özelliğine vurgu yaparak, rehabilitasyon ve sürdürülebilir performans sürecinde etkisi olduğundan bahsetmişlerdir. Diğer taraftan, atletik performans unsurlarının geliştirilmesindeki etkisizliğin ise, yanlış yapılandırılan antrenman programlarından (yetersiz motor ünite katılımı ve düşük yüklü direnç uygulamaları), müsabaka koşullarına benzer 3 boyutlu fonksiyonel hareketlerin uygulanmamasından, lokal kas gelişiminin ihmal edilmesinden ve kasların sahip oldukları özel gereksinimlerin göz ardı edilerek tek bir yapı olarak antrene edilmesinden kaynaklandığını ifade etmişlerdir (1). Bu yönüyle değerlendirildiğinde, fonksiyonel

performans gelişiminin pek çok faktör tarafından etkilendiği söylenebilir. Bu araştırmada, 20 m sprint süresinde anti-hareket lehine görülen değişimin, alt-üst ekstremite kuvvet aktarım kapasitesindeki gelişimden ve lokalize birimleri de içeren bütüncül antrenman yaklaşımından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Ancak, diğer patlayıcı kuvvet gerektiren fonksiyonel test skorlarındaki etkisizlik, literatürde tartışılan paradoksal durumu somut olarak desteklemektedir.

Bu araştırmada, anti-hareket egzersizleri izometrik olarak uygulanırken, diğer antrenman grubunun tüm egzersizlerinde dinamik hareket unsurları tercih edildi. Değerlendirilen parametre özelinde, izometrik ve dinamik uygulamaların etkinliği veya etki mekanizmalarının birbirlerinden farklı sebep-sonuç ilişkisi barındırdığı söylenebilir. Kas aktivasyon ve motor ünite katılım oranları incelendiğinde, izometrik prone plank egzersizinin RA kası için optimal bir tercih olduğundan, buna karşın dinamik olarak uygulanan front skuat hareketinin erektor spina kas grubu gelişimi için öneminden bahsedilmiştir (189). Her iki antrenman yaklaşımının da lokasyonlar özelinde farklı etkinlik düzeylerinin olduğu görülmektedir. Dolayısıyla merkezi bölge gelişiminde belirlenen hedeflere göre dinamik, izometrik veya kombine antrenman kalıplarının dizayn edilmesi gerektiği ifade edilebilir. İzometrik antrenman uygulamalarının amaca yönelik ihtiyaç eşiklerinin incelendiği bir derleme çalışmasında, kas hipertrofi artışı için her tekrarda 3-30 sn süren sürekli kasılmaların %70-75 (MVC) ve toplam gerginlik altında kalan sürenin 80-150 sn aralığında olabileceği (>36 seans süren uygulamalar için), maksimum kuvvet gelişiminde ise 1-5 sn süren sürekli kasılmaların %80-100 (MVC) ve toplam gerginlik altında kalan sürenin 30-90 sn aralığında tercih edilebileceği ifade edilmiştir (190). Merkezi bölge açısından bir diğer önemli mekanizma gövde sertliğidir (stiffness). Lee ve McGill, 24 sağlıklı erkek katılımcının dahil edildiği 6 haftalık izometrik ve dinamik core antrenman uygulamalarından sonra, izometrik antrenman yaklaşımının gövde sertliğini arttırmada daha büyük etki gösterdiğini tespit etmişlerdir. İzometrik uygulamalarla artan gövde sertliğinin, yük taşıma kabiliyetini geliştirdiği, ağırlı vertebral mikro hareketleri durdurduğu ve balistik uzak uzuv hareketlerini geliştirdiği ifade edilmiştir. Elde edilen bulguların rasyonalitesi, izometrik uygulamalar sırasında gerginlik altında kalan süre ile gövde sertliği gelişimi arasında pozitif bir ilişki olabileceği yönünde açıklanmıştır (42). Bu yönüyle izometrik uygulamalarla gerginlik altında kalan süre artmakta, özellikle pasif yapıların gelişimi sağlanarak omurga sertliği kontrol altında tutulabilmektedir. Antrenman etkinliği açısından, sportif hareketlerin çıktılarında olan “kuvvet” ve performansın uygulandığı

birim zamandaki “hız” parametreleri de izometrik ve dinamik yaklaşımlardan farklı etkilenmektedir. Lee ve McGill, 12 erkek muaythai sporcusunun dahil edildiği 6 hafta süren izometrik ve dinamik merkezi bölge antrenman uygulamalarından sonra, darbe kuvvetinin izometrik grupta anlamlı farklılaştığını, diğer taraftan vuruş hızının dinamik grupta daha fazla geliştiğini tespit etmişlerdir. İzometrik antrenman uygulamaları lehine farklılaşan darbe kuvvetinin, gelişen gövde sertliğiyle ilişkisinden, dinamik uygulamalar lehine farklılaşan vuruş hızının ise yüksek hızlı atletik hareketler sırasında meydana gelen kas relaksasyon oranından ve değişen kas aktivasyon kalıplarından kaynaklandığını ifade etmişlerdir (191). Tüm bu gerçekler ışığında, antrenman etkinliğinin elde edilebilmesi için iki yaklaşımın da uygulanabilir olduğu, ancak farklı mekanizmaları etkileyebileceği ifade edilebilir.

Araştırmada, maksimal istemli kasılma testleri literatür örneklerine benzer olarak manuel direnç uygulaması yöntemi ile belirlendi. Bu bağlamda, kasların lokasyonları özelinde tercih edilen test pozisyonları sırasında hareketin engellenmesi ile izometrik kasılma değerleri belirlense de sabit ve hareketsiz bir dirence karşı koyma veya bu içeriklere uygun bir ekipman yardımıyla maksimal istemli kasılma ölçümlerinin tespit edilmemesi araştırma açısından sınırlılık olarak kabul edilebilir. Antrenmanın nöral mekanizmalar üzerindeki etkisi ve yorgunluk tolerasyon kapasitesi açısından cinsiyetler arası karşılaştırmalar incelendiğinde anlamlı farklılıklar olduğu bilinmektedir. Bu sebeple diğer bir olası sınırlılık, araştırmaya yalnızca erkek katılımcıların dahil edilmesi olarak ifade edilebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu araştırmada, anti-hareket egzersiz uygulamalarının pozitif yönde niceliksel değişimler sağlayabileceği görüldü. Merkezi bölgede korse etkisinin daha yüksek derecede hissedilebilmesini sağlayabilmek için tüm yapıların harekete aktif katılım göstermesi gerekmektedir. Bu birlikteliğin elde edilmesinde ise özellikle aktivasyon açısından aynı anda pek çok kasın görev alması veya dış kuvvetin birden fazla kas tarafından kompanse edilmesi gerektiği düşünölmektedir. Bu sayede, omurganın zorlanmadan veya daha az tehlikeye maruz kalarak egzersizi sürdürebilme potansiyelinde artışlar görölebileceği ifade edilebilir.

Dinamik hareketlerin (eğilme-bükölme) antrenman programlarının dışına çıkartılması ve kesin olarak güvensiz yaklaşım olarak nitelendirilmesinin yanlış bir değerlendirme olacağı düşünölmektedir. Bu noktada belki de en önemli farkındalıklardan bir tanesi, merkezi bölge unsurlarına ait antrenmanlarda öncelikle omurganın biyomekanik sınırlılıklarını aşmayan hareket kalıplarının tercih edilmesi olabilir. Bu sayede, birbini etkileyen ve hareketi sağlayan akışın bozulmaması, dolayısıyla ilişkili yapıların kontrollü formasyonları sağlanabilir. Hareketin doğal seyri gereği, sürekli olarak aktif ve pasif yapıların birliktelik gösterdiği bilinmektedir. Bu birliktelik, pek çok zaman bilinçsiz antrenman uygulamalarıyla bozulabilmektedir. Omurga segmentlerinin aktarım karakterinin morfolojik veya anatomik açıdan bozulmasıyla, fonksiyonel birtakım problemlerin ortaya çıkması muhtemeldir. Egzersiz katılımcıları ve profesyonellerinin kavraması gereken en temel bilgi, doğal olanın korunması ve bu yönde geliştirilmesi olabilir. Yaşamsal fonksiyonların işlevsel yapılarının korunabilmesinde, merkezi bölgenin kaslı bir görüntüden çok daha fazlası olduğu anlaşılmalıdır. Merkezi sinir sistemi ve omurlikle ilgili bağlantıların, abdominal kas morfolojisinin çok ötesinde bir bakış açısına ve bilgisine ihtiyacı vardır. Modern insanın maruz kaldığı omurga problemlerine karşı, özellikle egzersiz profesyonellerinin merkezi bölge kavramına bütüncül bir yaklaşımla ilgi duymaları gerekmektedir. Anti-hareket veya güvenli nötral bölge uygulamalarıyla, en azından doğal hareket kalıplarının dışına çıkmayan omurga yapılarından söz edilebilir. Ancak hiçbir süper antrenman kalıbı olmadığı gibi anti-hareket uygulamalarının da tek başına istenilen tüm atletik performans veya sağlıkla ilişkili iyi olma haline yetebileceği düşünölmemektedir. Bu noktada holistik, yani bütüncül antrenman programlarının tasarlanması gerektiği ifade edilebilir. Bu yaklaşımın tam olarak kavranabilmesinde,

egzersiz profesyonelinin veya egzersiz katılımcısının birkaç açıdan kendini geliştirmesi gerekmektedir. Bunlar kısaca, anatomik birliktelik, biyomekanik hareket kalıpları, kassal fonksiyon ve fasyanın etkileri olarak ifade edilebilir. Daha pek çok psikofizyolojik parametrenin de anlaşılmasıyla, doğru hareket programı dizayn edilebilir. Bununla birlikte, yalnızca biyomekanik araştırmalar sonucunda öğrenilebilen omurganın maruz kaldığı yüklerin oluşturduğu problemlere karşın, basit bir anti-hareket müdahalesiyle en azından bu noktada pozitif bir yaklaşım sergilenebilir. Doğrudan hareketi sağlayan ve uygulayan yapılarla ilgili olan bu yaklaşım, çok muhtemeldir ki hem performans yönüyle hem de günlük yaşamda insana katkı sağlayabilecektir. Sağlıklı bir yaşam sürdürebilmek için, organizmanın doğal formunu koruması gerektiği düşünülmektedir. Bu bağlamda, düzeltmeden önce bozmamak için yanlış uygulamalardan kaçınılması gerektiği ifade edilebilir. Egzersize yeni başlayanlarda, spinal yapılar açısından kuvvet gelişiminden önce dayanıklılık ve stabilizasyona yönelik izometrik çalışmalar planlanabilir. Literatür örneklerinde, izometrik uygulamalarla gelişen spinal sertliğin stabilizasyon ve mobilizasyon sürecinde pozitif etki gösterebileceğinden bahsedilmiştir. Aktif performans sporcularında ve düzenli egzersiz katılımcılarında ise, güvenli egzersiz antrenmanlarına, vertebraya yakın yapıları daha yüksek oranda aktif edebilecek anti-hareket tipi hareketler eklenebilir. Bu sayede, lokal stabilizasyon ve proksimal mobilizasyon daha yüksek standartlarda uygulanabilir.

Son olarak, kuvvet ve kondisyon antrenörlerinin, egzersiz profesyonellerinin ve atletik performans uzmanlarının, anti-hareket antrenmanlarında kullanılan daha farklı özelliklere ve zorluk seviyelerine sahip hareket kalıplarını geliştirmeleri gerektiği düşünülmektedir. Bu gerekçenin rasyonel sebebi, bireylerin sahip olduğu stabilizasyon ve mobilizasyon ihtiyaçlarının farklılaşmasıyla açıklanabilir. Temelde hareketin felsefesi anlaşıldıktan sonra, organizmanın ihtiyacına göre zor ya da kolay kalıplar içeren, farklı yapıların değişken seviyede aktif katılım gösterdiği ve hareketin yönetsel zorluğunu etkileyebilecek az ya da çok girdiye sahip hareketler tasarlanabilir. Uygulama zemini, kullanılan ekipman farklılığı ve antrenman hacmindeki müdahalelerle komplike bir program hazırlanabilir.

KAYNAKLAR

1. Hibbs AE, Thompson KG, French D, Wrigley A, Spears I. Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Med* 2008, 38(12): 995-1008.
2. Marras WS, Lavender SA, Leurgans SE, Rajulu SL, Allread SWG, Fathallah FA, Ferguson SA. The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related. *Spine* 1993, 18(5): 617-28.
3. Tampier C, Drake JD, Callaghan JP, McGill SM. Progressive disc herniation: an investigation of the mechanism using radiologic, histochemical, and microscopic dissection techniques on a porcine model. *Spine* 2007, 32(25): 2869-74.
4. Suni J, Rinne M, Natri A, Statistisian MP, Parkkari J, Alaranta H. Control of the lumbal neutral zone decreases low back pain and improves self-evaluated work ability: a 12-month randomized controlled study. *Spine* 2006, 31(18): 611-20.
5. McGill S. Designing Back Exercise: From Rehabilitation to Enhancing Performance. Guide to training the flexion-intolerant back. https://www.backfitpro.com/pdf/selecting_back_exercises.pdf. Erişim tarihi (12 Ekim 2020).
6. Nolte K, Krüger PE, Els PS, Nolte H. Three dimensional musculoskeletal modelling of the abdominal crunch resistance training exercise. *J Sports Sci* 2013, 31(3): 264-75.
7. Schilling JF, Murphy JC, Bonney JR, Thich JL. Effect of core strength and endurance training on performance in college students: randomized pilot study. *J Bodyw Mov Ther* 2013, 17(3): 278-90.
8. Faries MD, Greenwood M. Core training: stabilizing the confusion. *Strength Cond J* 2007, 29(2): 10-25.
9. Yue JJ, Timm JP, Panjabi MM, Jaramillo-De La Torre J. Clinical application of the Panjabi neutral zone hypothesis: the Stabilimax NZ posterior lumbal dynamic stabilization system. *Neurosurg Focus* 2007, 22(1): 1-3.
10. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord* 1992, 5(4):390-7.
11. McGill S. Core training: Evidence translating to better performance and injury prevention. *Strength Cond J* 2010, 32(3): 33-46.

12. Milo J. *Kettlebells*, Final ed. Independently Published, 2019: 33-6.
13. Oliva-Lozano JM, Muyor JM. Core Muscle Activity during Physical Fitness Exercises: A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health* 2020, 17(12): 4306.
14. Huxel Bliven KC, Anderson BE. Core stability training for injury prevention. *Sports Health* 2013, 5(6): 514-22.
15. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord* 1992, 5(4): 383-9.
16. Standaert CJ, Herring SA. Expert opinion and controversies in musculoskeletal and sports medicine: core stabilization as a treatment for low back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2007, 88(12): 1734-6.
17. Hoffman J, Gabel P. Expanding Panjabi's stability model to express movement: A theoretical model. *Med Hypotheses* 2013, 80(6): 692-7.
18. Martuscello JM, Nuzzo JL, Ashley CD, Campbell BI, Orriola JJ, Mayer JM. Systematic review of core muscle activity during physical fitness exercises. *J Strength Cond Res* 2013, 27(6): 1684-98.
19. Crisco JJ, Panjabi MM. The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine. A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential *Spine* 1991, 16(7): 793-9.
20. Bergmark A. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1989, 60(sup230): 1-54.
21. Gibbons SG, Comerford MJ. Strength versus stability part 1; concept and terms. *Orthop Division Rev* 2001, 2: 21-27.
22. Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley PM. The use of instability to train the core musculature. *Appl Physiol Nutr Me* 2010, 35(1): 91-108.
23. Colston MA. Core stability, part 1: overview of the concept. *Int J Athl Ther Train* 2012, 17(1): 8-13.
24. Zehr EP. Neural control of rhythmic human movement: the common core hypothesis. *Exerc Sport Sci Rev* 2005, 33(1): 54-60.
25. Kolář P, Šulc J, Kynčl M, Šanda J, Čakrt O, Andel R, Kobesová A. Postural function of the diaphragm in persons with and without chronic low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012, 42(4): 352-62.
26. Lederman E. The myth of core stability. *J Bodyw Mov Ther* 2010, 14(1): 84-98.

27. Bliss LS, Teeple P. Core stability: the centerpiece of any training program. *Curr Sports Med Rep* 2005, 4(3): 179-83.
28. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther* 1997, 77(2): 132-42.
29. Fredericson M, Moore T. Muscular balance, core stability, and injury prevention for middle-and long-distance runners. *Phys Med Rehabil Clin* 2005, 16(3): 669-89.
30. Hodges PW, Gandevia SC. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *J Appl Physiol* 2000, 89: 967-76.
31. Szczygieł E, Blaut J, Zielonka-Pycka K, Tomaszewski K, Golec J, Czechowska D, Golec E. The impact of deep muscle training on the quality of posture and breathing. *J Mot Behav* 2018, 50(2): 219-27.
32. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 2004, 36(6): 926-34.
33. Kafkas ME. *Hücreden Organizmaya İnsan Hareketinin Doğası*, 1. Baskı. Ankara, Spor Yayınevi ve Kitabevi, 2020: 236-7.
34. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KA. The importance of sensory-motor control in providing core stability. *Sports Med* 2008, 38(11): 893-916.
35. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports Med* 2006, 36(3): 189-98.
36. Ebenbichler GR, Oddsson LI, Kollmitzer J, Erim Z. Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Med Sci Sports Exerc* 2001, 33(11): 1889-98.
37. Putnam CA. Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: descriptions and explanations. *J Biomech* 1993, 26: 125-35.
38. Furuya S, Kinoshita H. Roles of proximal-to-distal sequential organization of the upper limb segments in striking the keys by expert pianists. *Neurosci Lett* 2007, 421(3): 264-9.
39. Serrien B, Baeyens JP. The proximal-to-distal sequence in upper-limb motions on multiple levels and time scales. *Hum Mov Sci* 2017, 55: 156-71.

40. Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley PM. Canadian Society for Exercise Physiology position stand: The use of instability to train the core in athletic and nonathletic conditioning. *App Physiol Nutr Me* 2010, 35(1): 109-12.
41. Akuthota V, Nadler SF. Core strengthening. *Arch Phys Med Rehabil* 2004, 85: 86-92.
42. Lee BC, McGill SM. Effect of long-term isometric training on core/torso stiffness. *J Strength Cond Res* 2015, 29(6): 1515-26.
43. McGill SM. *Ultimate Back Fitness and Performance*, 5th ed. Waterloo, Canada: Backfitpro, 2014: 111–22.
44. Santana JC, McGill SM, Brown LE. Anterior and posterior serape: The rotational core. *Strength Cond J* 2015, 37(5): 8-13.
45. Santana JC. The serape effect: A kinesiological model for core training. *Strength Cond J* 2003, 25(2): 73-4.
46. Logan G and McKinney W. The serape effect. In: *Anatomical Kinesiology*, 3rd ed. Lockhart A, ed. Dubuque, IA: Brown, 1970: 287–302.
47. Freeman JA, Gear M, Pauli A, Cowan P, Finnigan C, Hunter H, Thain J. The effect of core stability training on balance and mobility in ambulant individuals with multiple sclerosis: a multi-centre series of single case studies. *Mult Scler J* 2010, 16(11): 1377-84.
48. Sadeghi H, Shariat A, Asadmanesh E, Mosavat M. The Effects of core stability Exercise on the dynamic balance of volleyball players. *Int J Appl Exerc Physiol* 2013, 2(2): 1-10.
49. Sharrock C, Cropper J, Mostad J, Johnson M, Malone T. A pilot study of core stability and athletic performance: is there a relationship?. *Int J Sports Phys Ther* 2011, 6(2): 63-74.
50. Comerford MJ, Mottram SL. Movement and stability dysfunction—contemporary developments. *Man Ther* 2001, 6(1): 15-26.
51. Gandevia SC, McCloskey DI, Burke D. Kinaesthetic signals and muscle contraction. *Trends Neurosci* 1992, 15(2): 62-5.
52. Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. Impaired postural control of the lumbal spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine* 2001, 26(7): 724-30.

53. Saeterbakken AH, Fimland MS, Navarsete J, Kroken T, van der Tillaar R. Muscle activity, and the association between core strength, core endurance and core stability. *J Nov Physiother Phys Rehabil* 2015, 2(2): 28-34.
54. Jeffreys I. Developing a progressive core stability program. *Strength Cond J* 2002, 24(5): 65-6.
55. Nelson N. Diaphragmatic breathing: the foundation of core stability. *Strength Cond J* 2012, 34(5): 34-40.
56. Lewit K. Relation of faulty respiration to posture, with clinical implications. *J Am Osteopath Assoc* 1980, 79(8): 525-9.
57. Obayashi H, Urabe Y, Yamanaka Y, Okuma R. Effects of respiratory-muscle exercise on spinal curvature. *J Sport Rehabil* 2012, 21(1): 63-8.
58. Tong TK, Wu S, Nie J, Baker JS, Lin H. The occurrence of core muscle fatigue during high-intensity running exercise and its limitation to performance: the role of respiratory work. *J Sports Sci Med* 2014, 13(2): 244-51.
59. Gordon KE, Reed O. The Role of the Pelvic Floor in Respiration: A Multidisciplinary Literature Review. *J Voice* 2020, 34(2): 243-9.
60. Gandevia SC, Butler JE, Hodges PW, Taylor JL. Balancing acts: respiratory sensations, motor control and human posture. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 2002, 29(1-2): 118-21.
61. Cho JE, Hwang DY, Hahn J, Lee WH. Use of real-time ultrasound imaging for biofeedback of diaphragm motion during normal breathing in healthy subjects. *Phys Ther Rehabil Sci* 2018, 7(3): 95-101.
62. Al-Bilbeisi F, Dennis McCool F. Diaphragm recruitment during nonrespiratory activities. *Am J Respir Crit Care Med* 2000, 162(2): 456-9.
63. McGill SM, Sharratt MT, Seguin JP. Loads on spinal tissues during simultaneous lifting and ventilatory challenge. *Ergonomics* 1995, 38(9): 1772-92.
64. Hodges PW, Heijnen I, Gandevia SC. Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *J Physiol* 2001, 537(3): 999-1008.
65. Manchikanti, L. Epidemiology of low back pain. *Pain Physician* 2000, 3(2): 167-92.
66. Balagué F, Mannion AF, Pellisé F, Cedraschi C. Non-specific low back pain. *Lancet* 2012, 379(9814): 482-91.

67. Airaksinen O, Brox JJ, Cedraschi C, Hildebrandt J, Klüber-Moffett J, Kovacs F, Zanoli G. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *Eur Spine J* 2006, 15(2): 192-300.
68. Janwantanakul P, Pensri P, Moolkay P, Jiamjarasrangsri W. Development of a risk score for low back pain in office workers-a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord* 2011, 12(1): 23.
69. D'hooge R, Hodges P, Tsao H, Hall L, MacDonald D, Danneels L. Altered trunk muscle coordination during rapid trunk flexion in people in remission of recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2013, 23(1): 173-81.
70. Nadler SF, Malanga GA, Bartoli LA, Feinberg JH, Prybicien M, DePrince M. Hip muscle imbalance and low back pain in athletes: influence of core strengthening. *Med Sci Sports Exerc* 2002, 34(1): 9-16.
71. McGill SM. Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev* 2001, 29(1): 26-31.
72. Adorno MLGR, Brasil-Neto JP. Assessment of the quality of life through the SF-36 questionnaire in patients with chronic nonspecific low back pain. *Acta Ortop Bras* 2013, 21(4): 202-7.
73. Wang XQ, Zheng JJ, Yu ZW, Bi X, Lou SJ, Liu J, Shen HM. A meta-analysis of core stability exercise versus general exercise for chronic low back pain. *PloS one* 2012, 7(12): e52082.
74. Clark DR, Lambert MI, Hunter AM. Contemporary perspectives of core stability training for dynamic athletic performance: a survey of athletes, coaches, sports science and sports medicine practitioners. *Sports Med* 2018, 4(1): 32.
75. Wirth K, Hartmann H, Mickel C, Szilvas E, Keiner M, Sander A. Core stability in athletes: a critical analysis of current guidelines. *Sports Med* 2017, 47(3): 401-14.
76. Borresen J, Lambert MI. The quantification of training load, the training response and the effect on performance. *Sports Med* 2009, 39(9): 779-95.
77. Evans K, Refshauge KM, Adams R. Trunk muscle endurance tests: reliability, and gender differences in athletes. *J Sci Med Sport* 2007, 10(6): 447-55.
78. Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, Fredericson M. Core stability exercise principles. *Curr Sports Med Rep* 2008, 7(1): 39-44.
79. Stephenson J, Swank AM. Core training: designing a program for anyone. *Strength Cond J* 2004, 26(6): 34-7.

80. Parkhouse KL, Ball N. Influence of dynamic versus static core exercises on performance in field based fitness tests. *J Bodyw Mov Ther* 2011, 15(4): 517-24.
81. Calatayud J, Casaña J, Martín F, Jakobsen MD, Colado JC, Andersen LL. Progression of core stability exercises based on the extent of muscle activity. *Am J Phys Med Rehabil* 2017, 96(10): 694-9.
82. Silfies SP, Ebaugh D, Pontillo M, Butowicz CM. Critical review of the impact of core stability on upper extremity athletic injury and performance. *Braz J Phys Ther* 2015, 19: 360-8.
83. Coulombe BJ, Games KE, Neil ER, Eberman LE. Core stability exercise versus general exercise for chronic low back pain. *J Athl Train* 2017, 52(1): 71-2.
84. Grenier SG, McGill SM. Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies. *Arch Phys Med Rehabil* 2007, 88(1): 54-62.
85. Marshall PW, Desai I, Robbins DW. Core stability exercises in individuals with and without chronic nonspecific low back pain. *J Strength Cond Res* 2011, 25(12): 3404-11.
86. Sato K, Mokha M. Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners?. *J Strength Cond Res* 2009, 23(1): 133-40.
87. Prieske O, Muehlbauer T, Borde RA, Gube M, Bruhn S, Behm DG, Granacher U. Neuromuscular and athletic performance following core strength training in elite youth soccer: Role of instability. *Scand J Med Sci Sports* 2016, 26(1): 48-56.
88. Cissik JM. The role of core training in athletic performance, injury prevention, and injury treatment. *Strength Cond J* 2011, 33(1): 10-5.
89. Ekstrom RA, Osborn RW, Hauer PL. Surface electromyographic analysis of the low back muscles during rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008, 38(12): 736-45.
90. Arokoski JP, Kankaanpää M, Valta T, Juvonen I, Partanen J, Taimela S, Airaksinen O. Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. *Arch Phys Med Rehabil* 1999, 80(7): 842-50.
91. Vezina MJ, Hubley-Kozey CL. Muscle activation in therapeutic exercises to improve trunk stability. *Arch Phys Med Rehabil* 2000, 81(10): 1370-9.
92. Keller TS, Colloca CJ. Mechanical force spinal manipulation increases trunk muscle strength assessed by electromyography: a comparative clinical trial. *J Manipulative Physiol Ther* 2000, 23(9): 585-95.

93. Selkow NM, Eck MR, Rivas S. Transversus abdominis activation and timing improves following core stability training: a randomized trial. *Int J Sports Phys Ther* 2017, 12(7): 1048-56.
94. Arshad R, Zander T, Dreischarf M, Schmidt H. Influence of lumbal spine rhythms and intra-abdominal pressure on spinal loads and trunk muscle forces during upper body inclination. *Med Eng Phys* 2016, 38(4): 333-8.
95. Kulas AS, Schmitz RJ, Shultz SJ, Henning JM, Perrin DH. Sex-specific abdominal activation strategies during landing. *J Athl Train* 2006, 41(4): 381-6.
96. Smith CE, Nyland J, Caudill P, Brosky J, Caborn DN. Dynamic trunk stabilization: a conceptual back injury prevention program for volleyball athletes. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008, 38(11): 703-20.
97. Imai A, Kaneoka K, Okubo Y, Shiina I, Tatsumura M, Izumi S, Shiraki H. Trunk muscle activity during lumbal stabilization exercises on both a stable and unstable surface. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010, 40(6): 369-75.
98. Arokoski JP, Valta T, Kankaanpää M, Airaksinen O. Activation of lumbal paraspinal and abdominal muscles during therapeutic exercises in chronic low back pain patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2004, 85(5): 823-32.
99. McGill SM. Linking latest knowledge of injury mechanisms and spine function to the prevention of low back disorders. *J Electromyogr Kinesiol* 2004, 14(1): 43-7.
100. Frost BA, Camarero-Espinosa S, Foster EJ. Materials for the spine: anatomy, problems, and solutions. *Materials* 2019, 12(2): 253.
101. Keller TS, Colloca CJ, Harrison DE, Harrison DD, Janik TJ. Influence of spine morphology on intervertebral disc loads and stresses in asymptomatic adults: implications for the ideal spine. *Spine J* 2005, 5(3): 297-309.
102. Humzah MD, Soames RW. Human intervertebral disc: structure and function. *Anat Rec* 1988, 220(4): 337-56.
103. Callaghan JP, McGill SM. Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force. *Clin Biomech* 2001, 16(1): 28-37.
104. Kuga N, Kawabuchi M. Histology of intervertebral disc protrusion: an experimental study using an aged rat model. *Spine* 2001, 26(17): 379-84.
105. Cook G. *Athletic Body in Balance*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2003: 63.

106. Kavcic N, Grenier S, McGill SM. Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. *Spine* 2004, 29(20): 2319-29.
107. Smith K, Smith E. Integrating Pilates-based core strengthening into older adult fitness programs: implications for practice. *Top Geriatr Rehabil* 2005, 21(1): 57-67.
108. Juker D, McGill S, Kropf P, Steffen T. Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. *Med Sci Sports Exerc* 1998, 30(2): 301-10.
109. Ng JKF, Parnianpour M, Richardson CA, Kippers V. Functional roles of abdominal and back muscles during isometric axial rotation of the trunk. *J Orthop Res* 2001, 19(3): 463-71.
110. Wohlfahrt D, Jull G, Richardson C. The relationship between the dynamic and static function of abdominal muscles. *Aust J Physiother* 1993, 39(1), 9-13.
111. Snijders CJ, Vleeming A, Stoeckart R. Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs: Part 2: Loading of the sacroiliac joints when lifting in a stooped posture. *Clin Biomech* 1993, 8(6): 295-301.
112. Urquhart DM, Hodges PW. Differential activity of regions of transversus abdominis during trunk rotation. *Eur Spine J* 2005, 14(4): 393-400.
113. Rousseau MA, Bradford DS, Hadi TM, Pedersen KL, Lotz JC. The instant axis of rotation influences facet forces at L5/S1 during flexion/extension and lateral bending. *Eur Spine J* 2006, 15(3): 299-307.
114. Keorochana G, Taghavi CE, Lee KB, Yoo JH, Liao JC, Fei Z, Wang JC. Effect of sagittal alignment on kinematic changes and degree of disc degeneration in the lumbar spine: an analysis using positional MRI. *Spine* 2011, 36(11): 893-8.
115. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sports Med* 2007, 35(7): 1123-30.
116. Subin VR, V Prem S. Effect of upper limb, lower limb and combined training on health-related quality of life in COPD. *Lung India* 2010; 27(1): 4-7.
117. McGill SM, Childs A, Liebenson C. Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Arch Phys Med Rehabil* 1999, 80(8): 941-4.

118. Chen LW, Bih LI, Ho CC, Huang MH, Chen CT, Wei TS. Endurance times for trunk-stabilization exercises in healthy women: comparing 3 kinds of trunk-flexor exercises. *J Sport Rehabil* 2003, 12(3): 199-207.
119. Biering-Sørensen FIN. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine* 1984, 9(2): 106-19.
120. Coleman JL, Straker LM, Campbell A, Izumi H, Smith A. Biering-Sorensen test performance of Japanese young males: comparison with other ethnicities and relationship to electromyography, near-infrared spectroscopy and exertion ratings. *Ergonomics* 2011, 54(7): 636-55.
121. Imai A, Kaneoka K. The relationship between trunk endurance plank tests and athletic performance tests in adolescent soccer players. *Int J Sports Phys Ther* 2016, 11(5): 718-24.
122. Barati A, Safarcherati A, Aghayari A, Azizi F, Abbasi H. Evaluation of relationship between trunk muscle endurance and static balance in male students. *Asian J Sports Med* 2013, 4(4): 289-94.
123. Owen NJ, Watkins J, Kilduff LP, Bevan HR, Bennett MA. Development of a criterion method to determine peak mechanical power output in a countermovement jump. *J Strength Cond Res* 2014, 28(6): 1552-8.
124. Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med* 2000, 30(1): 1-15.
125. Young WB, Pryor JF, Wilson GJ. Countermovement and drop jump performance. *J Strength Cond Res* 1995, 9(4): 232-6.
126. Porter JM, Ostrowski EJ, Nolan RP, Wu WF. Standing long-jump performance is enhanced when using an external focus of attention. *J Strength Cond Res* 2010, 24(7): 1746-50.
127. Baldari C, Di Luigi L, Emerenziani GP, Gallotta MC, Sgrò P, Guidetti L. Is explosive performance influenced by androgen concentrations in young male soccer players?. *Br J Sports Med* 2009, 43(3): 191-4.
128. Nakamura FY, Pereira LA, Rabelo FN, Ramirez-Campillo R, Loturco I. Faster futsal players perceive higher training loads and present greater decreases in sprinting speed during the preseason. *J Strength Cond Res* 2016, 30(6): 1553-62.
129. Sassi RH, Dardouri W, Yahmed MH, Gmada N, Mahfoudhi ME, Gharbi Z. Relative and absolute reliability of a modified agility T-test and its relationship with vertical jump and straight sprint. *J Strength Cond Res* 2009, 23(6): 1644-51.

130. Semenick D. Tests and measurements: The T-test. *Strength Cond J* 1990, 12(1): 36-7.
131. Tsang SM, Lam AH, Ng MH, Ng KW, Tsui CO, Yiu B. Abdominal muscle recruitment and its effect on the activity level of the hip and posterior thigh muscles during therapeutic exercises of the hip joint. *J Electromyogr Kinesiol* 2018, 42: 10-9.
132. Harput G, Soylu AR, Ertan H, Ergun N, Mattacola CG. Effect of gender on the quadriceps-to-hamstrings coactivation ratio during different exercises. *J Sport Rehabil* 2014, 23(1): 36-43.
133. Project SENIAM. Surface Electromyography for the non-invasive assessment of muscles; 2011. www.seniam.org. Erişim tarihi (26 Ocak 2020).
134. Boccia G, Rainoldi A. Innervation zones location and optimal electrodes position of obliquus internus and obliquus externus abdominis muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 2014, 24(1): 25-30.
135. Vera-Garcia FJ, Moreside JM, McGill SM. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol* 2010, 20(1): 10-6.
136. Stokes IA. Relationships of EMG to effort in the trunk under isometric conditions: force-increasing and decreasing effects and temporal delays. *Clin Biomec* 2005, 20(1): 9-15.
137. Marques NR, Morcelli MH, Hallal CZ, Gonçalves M. EMG activity of trunk stabilizer muscles during Centering Principle of Pilates Method. *J Bodyw Mov Ther* 2013, 17(2): 185-91.
138. Harput G, Soylu AR, Ertan H, Ergun N. Activation of selected ankle muscles during exercises performed on rigid and compliant balance platforms. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013, 43(8): 555-9.
139. Escamilla RF, Babb E, DeWitt R, Jew P, Kelleher P, Burnham T, Imamura RT. Electromyographic analysis of traditional and nontraditional abdominal exercises: implications for rehabilitation and training. *Phys Ther* 2006, 86(5): 656-71.
140. Mok NW, Yeung EW, Cho JC, Hui SC, Liu KC, Pang CH. Core muscle activity during suspension exercises. *J Sci Med Sport* 2015, 18(2): 189-94.
141. Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clin Biomec* 2009, 24(4): 327-40.
142. Amaro-Gahete FJ, Jurado-Fasoli L, Espuch-Oliver A, Robles-Gonzalez L, Navarro-Lomas G, de Haro T, Gutierrez A. Exercise training as S-Klotho protein

- stimulator in sedentary healthy adults: Rationale, design, and methodology. *Contemp Clin Trials Commun* 2018, 11: 10-9.
143. Da Silva-Grigoletto ME, Mesquita MM, Aragão-Santos JC, Santos MS, Resende-Neto, AG, de Santana JM, Behm DG. Functional Training Induces Greater Variety and Magnitude of Training Improvements than Traditional Resistance Training in Elderly Women. *J Sports Sci Med* 2019, 18(4): 789.
 144. Linossier MT, Dormois D, Arsac L, Denis C, Gay JP, Geysant A, Lacour JR. Effect of hyperoxia on aerobic and anaerobic performances and muscle metabolism during maximal cycling exercise. *Acta Physiol Scand* 2000, 168(3): 403-12.
 145. Robertson RJ, Goss FL, Rutkowski J, Lenz B, Dixon C, Timmer J, Aandraci J. Concurrent validation of the OMNI perceived exertion scale for resistance exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2003, 35(2): 333-41.
 146. Colado JC, Garcia-Masso X, Triplett TN, Flandez J, Borreani S, Tella V. Concurrent validation of the OMNI-resistance exercise scale of perceived exertion with Thera-band resistance bands. *J Strength Cond Res* 2012, 26(11): 3018-24.
 147. Behm DG, Cappa D, Power GA. Trunk muscle activation during moderate-and high-intensity running. *Appl Physiol, Nutrition, and Metabolism* 2009, 34(6): 1008-16.
 148. Fountaine CJ. Unilateral and bilateral exercise movements: Considerations for Program Design. *ACSMs Health Fit J* 2018, 22(3): 11-6.
 149. Winters-Stone KM, Neil SE, Campbell KL. Attention to principles of exercise training: a review of exercise studies for survivors of cancers other than breast. *BR J Sports Med* 2014, 48(12): 987-95.
 150. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2nd ed. Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale, New Jersey, 1988.
 151. Madeleine P, Lundager B, Voigt M, Arendt-Nielsen L. Standardized low-load repetitive work: evidence of different motor control strategies between experienced workers and a reference group. *Appl Ergon* 2003, 34(6): 533-42.
 152. Oliveira ADSC, Gonçalves M. EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold. *J Electromyogr Kinesiol* 2009, 19(2): 295-303.

153. Lay BS, Sparrow WA, Hughes KM, O'Dwyer NJ. Practice effects on coordination and control, metabolic energy expenditure, and muscle activation. *Hum Mov Sci* 2002, 21(5-6): 807-30.
154. Seidel O, Carius D, Kenville R, Ragert P. Motor learning in a complex balance task and associated neuroplasticity: a comparison between endurance athletes and nonathletes. *J neurophysiol* 2017, 118(3): 1849-60.
155. Huang HJ, Kram R, Ahmed AA. Reduction of metabolic cost during motor learning of arm reaching dynamics. *J Neurosci* 2012, 32(6): 2182-90.
156. Suzuki H, Conwit RA, Stashuk D, Santarsiero L, Metter EJ. Relationships between surface-detected EMG signals and motor unit activation. *Med Sci Sports Exerc* 2002, 34(9): 1509-17.
157. Mathur S, Eng JJ, MacIntyre DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *J Electromyogr Kinesiol* 2005, 15(1): 102-10.
158. Cao L, Wang Y, Hao D, Rong Y, Yang L, Zhang S, Zheng D. Effects of force load, muscle fatigue, and magnetic stimulation on surface electromyography during side arm lateral raise task: a preliminary study with healthy subjects. *Biomed Res Int* 2017, 2017: 1-9.
159. Fallentin N, Jørgensen K, Simonsen EB. Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions. *Eur J Appl Physiol Occupa Physiol* 1993, 67(4): 335-41.
160. Schoenfeld BJ, Contreras B, Willardson JM, Fontana F, Tiriyaki-Sonmez G. Muscle activation during low-versus high-load resistance training in well-trained men. *Eur J Appl Physiol Occupa Physiol* 2014, 114(12): 2491-7.
161. Bickel CS, Gregory CM, Dean JC. Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal. *Eur J Appl Physiol Occupa Physiol* 2011, 111(10): 2399-407.
162. Henneman E. Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science* 1957, 126(3287): 1345-7.
163. Hodson-Tole EF, Wakeling JM. Motor unit recruitment for dynamic tasks: current understanding and future directions. *J Comp Physiol B* 2009, 179(1): 57-66.
164. Holt NC, Wakeling JM, Biewener AA. The effect of fast and slow motor unit activation on whole-muscle mechanical performance: the size principle may not pose a mechanical paradox. *Proc Royal Soc* 2014, 281(1783): 1-6.

165. Carpinelli RN. The size principle and a critical analysis of the unsubstantiated heavier-is-better recommendation for resistance training. *J Exerc Sci Fit* 2008, 6(2): 67-86.
166. Sundstrup E, Jakobsen MD, Andersen CH, Zebis MK, Mortensen OS, Andersen LL. Muscle activation strategies during strength training with heavy loading vs. repetitions to failure. *J Strength Cond Res* 2012, 26(7): 1897-903.
167. Asmussen MJ, Von Tscharnner V, Nigg BM. Motor unit action potential clustering-theoretical consideration for muscle activation during a motor task. *Front Hum Neurosci* 2018, 12: 15.
168. Boyas S, Maïsetti O, Guével A. Changes in sEMG parameters among trunk and thigh muscles during a fatiguing bilateral isometric multi-joint task in trained and untrained subjects. *J Electromyogr Kinesiol* 2009, 19(2): 259-68.
169. Stevens VK, Coorevits PL, Bouche KG, Mahieu NN, Vanderstraeten GG, Danneels LA. The influence of specific training on trunk muscle recruitment patterns in healthy subjects during stabilization exercises. *Man Ther* 2007, 12(3): 271-9.
170. De Luca CJ. *A Practicum on the use of surface EMG signals in movement sciences*, Boston, MA, Delsys Inc, 2008: 81-4.
171. Brody LR, Pollock MT, Roy SH, De Luca CJ, Celli B. pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. *J Appl Physiol* 1991, 71(5): 1878-85.
172. Kupa EJ, Roy SH, Kandarian SC, De Luca CJ. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol* 1995, 79(1): 23-32.
173. Ritzel CH, Diefenthaler F, Rodrigues AM, Guimarães ACS, Vaz MA. Temporomandibular joint dysfunction and trapezius muscle fatigability. *Braz J Phys Ther* 2007, 11(5): 333-9.
174. Candotti CT, Loss JF, La Torre M, Melo MO, Araújo LD, Marcks VV. Use of electromyography to assess pain in the upper trapezius and lower back muscles within a fatigue protocol. *Braz J Phys Ther* 2009, 13(2): 144-51.
175. Sandrey MA, Mitzel JG. Improvement in dynamic balance and core endurance after a 6-week core-stability-training program in high school track and field athletes. *J Sport Rehabil* 2013, 22(4): 264-71.

176. Dedering Å, af Hjelmsäter MR, Elfving B, Harms-Ringdahl K, Németh G. Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2000, 10(3): 151-8.
177. Coorevits P, Danneels L, Cambier D, Ramon H, Druyts H, Karlsson JS, Vanderstraeten G. Test-retest reliability of wavelet-and Fourier based EMG (instantaneous) median frequencies in the evaluation of back and hip muscle fatigue during isometric back extensions. *J Electromyogr Kinesiol* 2008, 18(5): 798-806.
178. Bandpei MAM, Rahmani N, Majdoleslam B, Abdollahi I, Ali SS, Ahmad A. Reliability of surface electromyography in the assessment of paraspinal muscle fatigue: an updated systematic review. *J Manipulative Physiol Ther* 2014, 37(7): 510-21.
179. Ng JK, Richardson CA, Jull GA. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. *Phys Ther* 1997, 77(9): 954-61.
180. Sung PS. Multifidi muscles median frequency before and after spinal stabilization exercises. *Arch Phys Med Rehabil* 2003, 84(9): 1313-8.
181. Wang MH, Chen KC, Hung MH, Chang CY, Ho CS, Chang CH, Lin KC. Effects of Plyometric Training on Surface Electromyographic Activity and Performance during Blocking Jumps in College Division I Men's Volleyball Athletes. *Appl Sci* 2020, 10(13): 4535.
182. Häkkinen K, Kraemer WJ, Newton RU, Alen M. Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. *Acta Physiol Scand* 2001, 171(1): 51-62.
183. Duchateau J, Semmler JG, Enoka RM. Training adaptations in the behavior of human motor units. *J Appl Physiol* 2006, 101(6): 1766-75.
184. McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol* 2003, 13(4): 353-9.
185. Nesser TW, Huxel KC, Tincher JL, Okada T. The relationship between core stability and performance in division I football players. *J Strength Cond Res* 2008, 22(6): 1750-4.

186. Tse MA, McManus AM, Masters RS. Development and validation of a core endurance intervention program: implications for performance in college-age rowers. *J Strength Cond Res* 2005, 19(3): 547-52.
187. Stanton R, Reaburn PR, Humphries B. The effect of short-term Swiss ball training on core stability and running economy. *J Strength Cond Res* 2004, 18(3): 522-8.
188. Granacher U, Gollhofer A, Hortobágyi T, Kressig RW, Muehlbauer T. The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: a systematic review. *Sports Med* 2013, 43(7): 627-41.
189. Comfort P, Pearson SJ, Mather D. An electromyographical comparison of trunk muscle activity during isometric trunk and dynamic strengthening exercises. *J Strength Cond Res* 2011, 25(1): 149-54.
190. Lum D, Barbosa TM. Brief review: effects of isometric strength training on strength and dynamic performance. *Int J Sports Med* 2019, 40(06): 363-75.
191. Lee B, McGill S. The effect of core training on distal limb performance during ballistic strike manoeuvres. *J Sports Sci* 2017, 35(18): 1768-80.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER	
Adı Soyadı	Fahri Safa ÇINARLI
Doğum Tarihi ve Yeri	16.04.1989 / Eskişehir
Yabancı Dil Bilgisi	İngilizce (YDS: 82.5)
EĞİTİM BİLGİLERİ	
Üniversite/Fakülte/Enstitü	Lisans: Anadolu Üniversitesi/ Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu/ Antrenörlük Eğitimi Bölümü, 2008-2014.
	Yüksek Lisans: İnönü Üniversitesi/ Ankara Üniversitesi Ortak Program/ Sağlık Bilimleri Enstitüsü/ Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı, 2014-2016.
	Doktora (Erasmus): Vasil Levski National Sports Academy/ Center for Research and Applied Activity in Sport, Sofya, Bulgaristan, 2019-2019.
	Doktora: İnönü Üniversitesi/ Sağlık Bilimleri Enstitüsü/ Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı, 2016-2021.
MESLEKİ DENEYİM	
Araştırma Görevlisi	İnönü Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, Antrenörlük Eğitimi Bölümü, 2014-Devam Ediyor
İLETİŞİM BİLGİLERİ	
E-posta	safa.cinarli@gmail.com

EK-2. ETİK KURUL ONAYI

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Anti-hareket egzersiz uygulamalarının kas aktivasyonu ve seçilmiş bazı performans parametreleri üzerine etkisi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2019/101

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	MALATYA KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
	AÇIK ADRESİ:	İnönü Üniversitesi Merkez Kampüsü, 44280, Malatya, Türkiye
	TELEFON	+90 422 341 06 60 / 1219
	FAKS	+90 422 341 00 36
	E-POSTA	inu.dhek@inonu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç. Dr. Muhammed Emin KAFKAS			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	İnönü Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	MALATYA			
	VARSA İDARI SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
	DESTEKLEYİCİ				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
FAZ 4		<input type="checkbox"/>			
Gözlemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>			
Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input type="checkbox"/>			
İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma	<input type="checkbox"/>				
Diğer ise belirtiniz					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Saim YOLOĞLU
İmza:

Not: Etik Kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

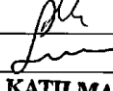
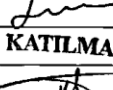

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Anti-hareket egzersiz uygulamalarının kas aktivasyonu ve seçilmiş bazı performans parametreleri üzerine etkisi				
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU		2019/101				
DEĞERLENDİRİLE N BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama				
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>				
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>				
	İLAN	<input type="checkbox"/>				
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>				
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>				
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>				
DİĞER:	<input type="checkbox"/>					
KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2019/101	Tarih: 08.05.2019				
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmann/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmann/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.					
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU						
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI		İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu				
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:		Prof. Dr. Saim YOLOĞLU				

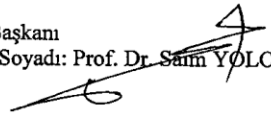
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Saim YOLOĞLU (Başkan)	Biyoistatistik	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Metin GENÇ (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. İbrahim ŞAHİN	İç Hastalıkları	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Sedat YILDIZ	Fizyoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Barış OTLU	Mikrobiyoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mehmet GÜL	Histoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Cemalettin AYDIN	Genel Cerrahi	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	KATILMADI
Prof. Dr. Hakan HARPUTLUOĞLU	Onkoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Yılmaz TABEL	Çocuk Sağ. ve Hast.	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Seda TAŞDEMİR	Farmakoloji	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Saim YOLOĞLU
İmza:

Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Anti-hareket egzersiz uygulamalarının kas aktivasyonu ve seçilmiş bazı performans parametreleri üzerine etkisi									
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2019/101									
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet KARATAŞ (raportör)	Tıp Tarihi ve Etik	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>		
Dr. Öğr. Üyesi Sedat AKBAŞ	Anesteziyoloji Reanim.	İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>		
Ecz. Necla DENİZ	Eczacı	Serbest Eczacı	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	KATILMADI	
Abdullah DEMİREL	Hukuk	Serbest Avukat	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>		
Hasan KONAN	Sivil Üye	MSD Ltd. Şti.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	KATILMADI	

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Sami YOLOĞLU
İmza: 

Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

EK-3. FAKÜLTE İZİN YAZISI

Evrak Tarih ve Sayısı: 02/05/2019-E.33539

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Spor Bilimleri Fakültesi Dekanlığı



Sayı : 21619327-900
Konu : İzin Talebi

Doç.Dr. M.Emin KAFKAS
(Sorumlu Araştırmacı)

"Anti-Hareket Egzersiz Uygulamalarının Kas Aktivasyonu ve Seçilmiş Bazı Performans Parametreleri Üzerine Etkisi" başlıklı çalışmayı yapabilmemiz için için katılımcıların Spor Bilimleri Fakültesinde okuyan sağlıklı öğrencilerden oluşturulabilmesi ve fizyoloji laboratuvarında bulunan Tanita, Antropometrik Set, Smart Speed, Smart Jump ve EMG cihazının araştırma sürecinde (20.11.2019-20.12.2020) kullanılmasına ilişkin ekli talebiniz Dekanlığımızca uygun bulunmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

e-imzalıdır
Prof.Dr. Rifat GÜNEŞ
Dekan V.

Ek: Talep Yazısı

Koordinasyon:
02/05/2019 Fakülte Sekreteri V.

: Ahmet Fuat ÇAĞLAYAN

Spor Bilimleri Fakültesi/Malatya
Telefon No: 04223411109-04223411153 Faks No: 4223411153
E-Posta: besyo@inonu.edu.tr İnternet Adresi: www.inonu.edu.tr/cms/besyo

Bilgi İçin: Güler CANPOLAT
Unvan, Bilgisayar İşletmeni
Telefon No: 4223411109

Bu belge 5070

sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-4. BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ ONAM FORMU

Tarih: 30.03.2018 Versiyon: 1.0

MALATYA KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ ONAM FORMU

☐

Sizi M. Emin KAFKAS tarafından yürütülen “Anti-hareket egzersiz uygulamalarının kas aktivasyonu ve seçilmiş bazı performans parametreleri üzerine etkisi” başlıklı araştırmaya davet ediyoruz. Bu araştırmaya katılıp katılmama kararını vermeden önce, araştırmanın neden ve nasıl yapılacağını bilmeniz gerekmektedir. Bu nedenle bu formun okunup anlaşılması büyük önem taşımaktadır. Bu çalışmaya katılmak tamamen **gönüllülük** esasına dayanmaktadır. Eğer anlayamadığımız ve sizin için açık olmayan şeyler varsa, ya da daha fazla bilgi isterseniz bize sorunuz. Çalışmaya **katılmama** veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmadan **çıkma** hakkında sahipsiniz. Çalışmadan ayrılmanız durumunda herhangi bir cezaya veya yaptırıma maruz kalmayacak olup, hiçbir hak kaybına uğramadan araştırmaya katılmayı reddedebilir veya araştırmadan çekilebilirsiniz. Araştırma konusuyla ilgili ve gönüllünün araştırmaya katılmaya devam etme isteğini etkileyebilecek yeni bilgiler elde edildiğinde gönüllünün veya kanuni temsilcisi zamanında bilgilendirilecektir. Bu formlardan elde edilecek bilgiler tamamen **Araştırma amacı** ile kullanılacaktır. **Araştırma yayınlansa bile isminiz ve kimlik bilgileriniz kesinlikle gizli kalacak ve 3. bir şahısa verilmeyecektir.** Sizlerden biyolojik materyaller (kan, idrar, doku vs.) alındığı takdirde materyallerin neler olduğunu, hangi amaçla alındığı ve analizlerinin nerede yapılacağına dair bilgiler (analizlerin yurtdışında yapılması durumunda biyolojik materyallerin nereye gönderileceğinin açıklanması) verilecektir. Hazırlanmış olduğumuz Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu, gönüllü veya kanuni temsilcisinin yasal haklarını ortadan kaldıracak bir hüküm veya ifade içermez ayrıca araştırmacıyı, kurumunu, destekleyici veya bunların temsilcilerini kendi ihmallerinden kaynaklanan herhangi bir yükümlülüğünden kurtaracak hüküm veya ifade taşıyamaz.

18 yaşının altındaki katılımcı/gönüllülerin, velayet veya vesayetindeki yasal temsilcilerine gerekli açıklamalar yapılarak bilgilendirildi. Çalışma için gerekli İzin/Onam alındı. **Çalışmaya katılmamız, soruları yanıtlamanız, araştırmaya katılım için onam/onay verdiğiniz anlamına gelmektedir.** Size verilen formlardaki soruları yanıtlarken kimsenin baskısı veya telkini altında olmayınız.

1. Araştırmanın açık adı:
Anti-hareket egzersiz uygulamalarının kas aktivasyonu ve seçilmiş bazı performans parametreleri üzerine etkisi
2. Gönüllüye çalışmanın bir araştırma olduğunu açıkladınız mı?
Tüm gönüllülere çalışmanın bir araştırma olduğu bilgisi verildi.
3. Araştırmanın amacı nedir?
Araştırmanın amacı, uzun dönemli anti-hareket egzersiz uygulamalarının kas aktivasyonu ve sportif performans parametreleri üzerindeki etkisinin araştırılmasıdır.
4. Gönüllünün araştırmaya devam etmesi için öngörülen süre nedir?
Planlanan ölçüm ve egzersiz uygulamaları ile birlikte gönüllülerin maksimum 8 hafta araştırmaya devam etmeleri gerekli olacaktır.
5. Araştırmaya katılması beklenen tahmini gönüllü sayısı nedir?
Toplam gönüllü sayısı 30 erkek olarak planlanmıştır.

☐

MALATYA KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ ONAM FORMU

6. Varsa araştırmada uygulanacak tedaviler nelerdir?
Araştırmada anti-hareket egzersiz uygulamaları (AG) ve dinamik hareket egzersiz (DG) gruplarını kapsayan bir çalışma protokolü dizayn edilecektir. Bu egzersizler vücudun bir yüke veya yer çekimine karşı direnç gösterebilmesi prensibine dayanmaktadır.
7. Varsa farklı tedaviler için gönüllülerin araştırma gruplarına rastgele atanma ihtimali var mı?
Gönüllüler randomize olarak egzersiz gruplarına dahil olacaktır.
8. Araştırma sırasında uygulanacak olan invazif yöntemler dâhil olmak üzere izlenecek veya gönüllüye uygulanacak yöntemlerin tümünü anlayabileceği ifadelerle açıklayınız:
AG, DG ve kontrol gruplarından oluşan araştırmada, her bir grupta 13 gönüllünün 6 hafta boyunca planlanan egzersizler uygulanacaktır. Egzersiz öncesi ön test ve 6 haftalık egzersiz sonrası son test ölçümleri yapılacaktır. Gönüllülere uygulanacak olan test ve ölçümler; 30 m sprint, dikey sıçrama, çeviklik, gövde dayanıklılık testi, yüzeysel elektromyografi ölçümleri olarak planlanmaktadır. Uygulanacak olan tüm ölçümler noninvaziv olmakla birlikte sağlığı herhangi bir şekilde riske atacak uygulamalar değildir.
9. Araştırmanın deneysel kısımlarını açıklayınız:
Araştırmada uygulanacak olan anti-hareket egzersiz uygulamaları sırasında katılımcılar yer çekimine veya rotasyonel olarak bir dış kuvvete karşı direnç uygulayacaklardır. DG egzersiz grubuna dahil olan katılımcılar ise klasik egzersiz uygulamaları olan ekstansiyon, fleksiyon ve rotasyonel hareketleri uygulayacaklardır.
10. Gönüllünün maruz kalacağı öngörülen riskler veya rahatsızlıklar (araştırma hamilelerde veya lohusalarda yapılacak ise embriyo, fetüs veya süt çocuklarının da maruz kalacağı öngörülen riskler veya rahatsızlıklar dahil olmak üzere) açıklayınız:
Egzersiz uygulamaları başlarında literatürde sıkça görülen gecikmiş kas ağrısı (DOMS) meydana gelebilir. Ancak bu durum kalıcı veya günlük aktiviteleri engelleyebilecek bir etki değildir. Vücudun egzersize adaptasyonu sonrası DOMS görülme olasılığı düşecektir.
11. Araştırmadan makul ölçüde beklenen yararlarla ilgili olarak gönüllü açısından hedeflenen herhangi bir klinik yarar olmadığında gönüllünün bu durum hakkında bilgilendirilecek mi?
Klinik bir yarar beklemekten ziyade atletik performans artışı beklenmektedir. Araştırma sonucunda elde edilen bulgulara göre, performans gelişimi görülmediği takdirde gönüllülerle sonuçlar paylaşılacaktır.
12. Gönüllüye uygulanabilecek olan alternatif yöntemler veya tedavi şeması ve bunların olası yarar ve risklerini açıklayınız:
Belirlenen egzersiz protokolleri dışında herhangi bir alternatif denemeler uygulanmayacaktır.
13. İlgili mevzuat gereğince gerekiyorsa gönüllüye verilecek tazminat (sigorta) ve / veya sağlanacak tedaviler, gereken masraflar M. Emin KAFKAS tarafından karşılanacaktır.
14. Varsa, gönüllülere yapılacak ulaşım, yemek gibi masraflara ilişkin ödemeler M. Emin KAFKAS tarafından karşılanacaktır
15. Gönüllülerin sorumlulukları nelerdir, yazılı olarak listeyerek gönüllüye imzalatınız mı?
Araştırmaya dahil edilen gönüllülerin tüm test ve ölçüm prosedürleriyle birlikte, 6 hafta ve haftada 2 gün uygulanması planlanan egzersiz uygulamalarına katılmaları gerekmektedir.

ARAŞTIRMA SÜRESİNCE ÇIKABİLECEK SORUNLARDA ARANACAK KİŞİ

Uygulama süresince, zorunlu olarak araştırma katıldığınızda Sorumlu Araştırmacıyı önceden bilgilendirmek için, araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da araştırma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki veya diğer rahatsızlıklarınız için herhangi bir saatte adresi ve telefonu aşağıda belirtilen ilgili hekime ulaşabilirsiniz.

İstediginizde **Günün 24 Saati Ulaşılabilir** Araştırmacınızın Adresi ve Telefonları:
Dr. M. Emin KAFKAS
İş: 422 341 11 09 Cep: 905072045793

MALATYA KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ ONAM FORMU

☐

GÖNÜLLÜ		İMZASI:
ADI-SOYADI		
ADRES		
TELEFON		
TARİH		

ARAŞTIRMAYA KATILMA ONAYI

Bilgilendirilmiş gönüllü olur formundaki tüm açıklamaları okudum ve çocuğuma anlayacağı şekilde açıkladım. Çocuğumun araştırmadan istediği zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayrılabilceğini biliyorum. Çocuğumun Anne/ Baba veya yasal vasi (kanuni temsilci) olarak araştırmaya gönüllü olarak katılmasına hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla kabul ediyorum.

VELİ/VASİ (Varsa)		İMZASI:
ADI-SOYADI		
ADRES		
TELEFON		
TARİH		

ARAŞTIRMACI		İMZASI:
ADI-SOYADI ve GÖREVİ	Muhammed Emin KAFKAS, Sorumlu Araştırmacı	
ADRES	İnönü Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, Antrenörlük Eğitimi Bölümü, Battalgazi/MALATYA	
TELEFON	0507 204 5793	
TARİH	30/04/2019	

☐