



T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON
DOKTORA PROGRAMI
DOKTORA TEZİ**

**SAĞLIKLI GENÇLERDE KALÇA ABDÜKTÖRLERİNİN
PROPRİYOSEPTİF NÖROMÜSKÜLER PATERN VE
THERABANT EGZERSİZLERİ İLE
KUVVETLENDİRİLMESİNİN CORE ENDURANS VE
FONKSİYONEL PERFORMANS ÜZERİNE ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

Feyza ALTINDAL

**Haziran 2021
DENİZLİ**

T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SAĞLIKLI GENÇLERDE KALÇA ABDÜKTÖRLERİNİN
PROPRİYOSEPTİF NÖROMUSKÜLER PATERN VE THERABANT
EGZERSİZLERİ İLE KUVVETLENDİRİLMESİNİN CORE
ENDURANS VE FONKSİYONEL PERFORMANS ÜZERİNE
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

**FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON DOKTORA PROGRAMI
DOKTORA TEZİ**

Feyza ALTINDAL

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nihal BÜKER

Denizli, 2021

Doktora Tezleri İçin Yayın Beyan Sayfası

Pamukkale Üniversitesi Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği Uygulama Esasları Yönergesi Madde 24-(2) "Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora öğrencileri için: Doktora tez savunma sınavından önce, doktora bilim alanında kendisinin yazar olduğu uluslararası atıf indeksleri kapsamında yer alan bir dergide basılmış ya da basılmak üzere kesin kabulü yapılmış en az bir makalesi olan öğrenciler tez savunma sınavına alınır. Yüksek lisans tezinin yayın haline getirilmiş olması bu kapsamda değerlendirilmez. Bu ek koşulu yerine getirmeyen öğrenciler, tez savunma sınavına alınmazlar" gereğince yapılan yayın/yayınların listesi aşağıdadır (Tam metin/metinleri ekte sunulmuştur):

Ek-1. Búker N, şavkın R, **Altındal F**, Tonak HA. Lateral epikondilit tedavisinde derin transvers friksiyon masajı ve ekstrakorporeal şok dalga tedavisinin kısa dönem etkilerinin karşılaştırılması. ***Cukurova Med J*** 2020;45(1):48-55.

Bilimsel Etik Sayfası

Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırmalarının yapılması ve bulgularının analizlerinde bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini; bu çalışmanın doğrudan birincil ürünü olmayan bulguların, verilerin ve materyallerin bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterildiğini ve alıntı yapılan çalışmalara atfedildiğini beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Feyza ALTINDAL

İmza :

ÖZET

SAĞLIKLI GENÇLERDE KALÇA ABDÜKTÖRLERİNİN PROPRIYOSEPTİF NÖROMUSKÜLER PATERN VE THERABANT EGZERSİZLERİ İLE KUVVETLENDİRİLMESİNİN CORE ENDURANS VE FONKSİYONEL PERFORMANS ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Feyza ALTINDAL

Doktora Tezi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı

Tez yöneticisi: Prof. Dr. Nihal BÜKER

Haziran 2021, 89 Sayfa

Çalışmamızın amacı sağlıklı gençlerde kalça abdüktörlerini Propriyoseptif Nöromusküler Fasilitasyon (PNF) patern ve Normal Eklem Hareket (NEH) egzersizleriyle elastik bant ile kuvvetlendirmenin core (gövde) endurans ve fonksiyonel performans üzerine etkinliğini karşılaştırmaktır.

Pamukkale Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu'nda öğrenim gören 20-26 yaş arasında sedanter, sağlıklı 66 gönüllü öğrenci PNF grubu, NEH grubu, Kontrol Grubu (KG) olarak 3 gruba ayrılmıştır. PNF ve NEH egzersiz gruplarının eğitimi haftada 3 gün, 6 hafta boyunca toplam 18 seans uygulanmıştır. Katılımcıların gövde ve alt ekstremitte (otur- uzan testi), iliopsoas ve kuadriceps kas esnekliği (Modifiye Thomas testi) abdüktör kuvvet (el dinamometresi), alt ekstremitte gücü (otur- kalk testi), denge (y test), core (gövde) endurans (fleksör endurans, ekstansör endurans, sağ ve sol lateral endurans testleri), global core stabilitesi (tek bacak squat) , fiziksel aktivite düzeyi (Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi UFAA) değerlendirilmiştir. Değerlendirmeler, çalışmanın başlangıcında ve egzersiz programını tamamladıkları 6. haftada gerçekleştirilmiştir.

PNF egzersiz sonrası gövde ve alt ekstremitte, iliopsoas ve kuadriceps kas esnekliği, abdüktör kuvveti, alt ekstremitte gücü, denge ve core endurans, global core stabilitesinde anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$). NEH egzersizi sonrasında gövde ve alt ekstremitte, iliopsoas ve kuadriceps kas esnekliği, abdüktör kuvveti, alt ekstremitte gücü, denge ve core enduransında anlamlı fark görülmüştür ($p < 0,05$). Müdahale grupları karşılaştırıldığında egzersiz sonrası gövde ve alt ekstremitte, iliopsoas ve kuadriceps kas esnekliği, abdüktör kuvveti, alt ekstremitte gücü, denge ve core enduransında PNF grubu KG grubundan daha üstündür. NEH grubu ise gövde ve alt ekstremitte, iliopsoas ve kuadriceps kas esnekliği, abdüktör kas kuvveti, alt ekstremitte gücü, core enduransı ve alt ekstremitte dengesinde posterior-medial, posterior-lateral ve kompozit parametrelerinde KG grubundan daha üstündür. PNF grubu NEH grubundan kuadriceps esnekliği ve anterior-posterior denge açısından üstündür.

Çalışmanın sonuçları dirençli egzersizlerin (PNF ve NEH) esnekliği, alt ekstremitte gücü, denge, core endurans, abdüktör kuvveti artırmada etkili olduğunu göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Propriyoseptif Nöromusküler Fasilitasyon, Eklem Hareket açıklığı, Elastik Bant Egzersizleri, Kalça Abdüktörleri, Core Stabilizasyon

ABSTRACT

THE EFFECT OF HIP ABDUCTOR STRENGTHENING WITH PROPRIOCEPTIVE NEUROMUSCULAR FACILITATION AND ELASTIC RESISTIVE BAND EXERCISES ON CORE ENDURANCE AND FUNCTIONAL PERFORMANCE IN HEALTHY ADULTS

Feyza ALTINDAL

Doctoral Thesis in Physical Therapy and Rehabilitation

Supervisor: Prof. Dr. Nihal BÜKER

June 2021, 89 Pages

The aim of our study is to compare the effectiveness of strengthening hip abductors with Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) pattern and Range Of Motion (ROM) exercises with elastic band on core (trunk) endurance and functional performance in healthy adults.

Sixty six sedentary healthy male volunteers between ages 20 and 26 attending Pamukkale University School of Physical Therapy and Rehabilitation participated in the study. Participants were divided into three groups, proprioceptive neuromuscular facilitation exercise, range of motion exercise training, control group (KG). PNF and ROM groups performed 18 sessions exercise trainings for three days a week for six weeks. Volunteer's trunk and lower extremity was assessed with sit and reach, iliopsoas and quadriceps muscles flexibility with Modified Thomas test, hip abductor muscle strength with hand held dynamometer, lower extremity strength with sit to stand test, lower extremity balance with y test, core (trunk) endurance with flexor, extensor, right and left side endurance tests, global core stability with single leg squat test, physical activity level with International Physical Activity Questionnaire IPAQ. Evaluations were performed at baseline, at the end of sixth week when volunteers completed the exercise programme.

There were statistically significant improvements in trunk and lower extremity, iliopsoas and quadriceps muscles flexibility, hip abductor muscle strength, lower extremity strength, lower extremity balance, core endurance, global core stability after PNF exercises ($p < 0.05$). There were statistically significant improvements in trunk and lower extremity, iliopsoas ve quadriceps muscles flexibility, hip abductor muscle strength, lower extremity strength, balance, core endurance, after ROM exercises ($p < 0.05$). Comparing intervention group after exercises, PNF group is superior to control group in trunk and lower extremity, iliopsoas ve quadriceps muscles flexibility, hip abductor muscle strength, lower extremity strength, balance, core endurance. PNF is superior to ROM in quadriceps muscles flexibility, anterior-posterior balance.

The result of the study showed that resistance exercises increases flexibility, lower extremity strength, balance, core endurance, abductor muscle strength.

Keywords: Proprioceptive Neuromuscular Facilitation, Range of Motion, Elastic Band Exercises, Hip Abductors, Core Stabilization

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini paylaşan, tecrübe ve engin bilgilerinden faydalandığım, tezimin planlanması, uygulanması ve yazımı aşamalarında hoşgörü ve sabırla üzerimden desteğini eksik etmeyen danışmanım Prof. Dr. Nihal BÜKER' e,

Tez çalışmama katkıda bulunan Pamukkale Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu 3. ve 4. Sınıf öğrencilerine,

Tez çalışmalarım boyunca yardım ve desteğini esirgemeyen değerli meslektaşlarım Dr. Öğr. Gör. Şule ŞİMŞEK' e ve Dr. Öğr. Gör. Ayşenur Oymak SOYSAL' a,

Tezin istatistiksel analizi ve verilerin yorumlanmasında desteğini esirgemeyen Pamukkale Üniversitesi Halk Sağlığı Anabilim Dalı Öğretim Görevlisi sevgili Hande ŞENOL' a,

Tüm eğitim yaşantım boyunca her türlü fedakârlıklarını, desteklerini ve sevgilerini üzerimde hissettiğim, varlıklarından güç bulduğum, her zaman yanımda olan sevgili annem Leyla ALTINDAL' a, sevgili babam Turgut ALTINDAL' a,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
TABLolar DİZİNİ	ix
RESİMLER DİZİNİ	x
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
GİRİŞ	1
1.1. Araştırmanın Amacı.....	3
2. KURAMSAL BİLGİLER VE LİTERATÜR TARAMASI	4
2.1. Kalça Anatomisi.....	4
2.1.1. Kemiksel Anatomi.....	4
2.1.1.1. Asetabulum.....	5
2.1.1.2. Femur.....	5
2.1.2. Ligament ve Kapsüler Anatomi.....	6
2.1.3. Nörovasküler anatomi.....	6
2.1.3.1. Kalça eklem innervasyonu.....	6
2.1.3.2. Asetabulum ve femur vaskülarizasyonu.....	7
2.1.4. Kas anatomisi.....	7
2.1.4.1. Kalça ön tarafında yer alan kaslar.....	7
2.1.4.2. Kalça arka tarafında yer alan kaslar.....	8
2.2. Kalça eklem biyomekaniği.....	11
2.3. Core anatomisi ve biyomekanisi.....	13
2.4. Kalça abdüktör kasları ile core ilişkisi.....	14
2.5. Kuvvetlendirme egzersizleri.....	17

2.5.1. Elastik bant egzersizleri.....	17
2.5.1.1. Avantajları.....	17
2.5.1.2. Dezavantajları.....	18
2.5.1.3. EB biyomekanisi.....	18
2.5.1.4. EB uygulaması.....	22
2.5.2. PNF egzersizleri.....	22
2.5.2.1. Felsefesi.....	23
2.5.2.2. Temel Nörofizyolojik Prensipler.....	23
2.5.2.3. Hareket paternleri.....	25
2.6. Hipotezler.....	26
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER.....	27
3.1. Amaç.....	27
3.2. Çalışmanın yapıldığı yer.....	27
3.3. Çalışma süresi.....	27
3.4. Katılımcılar.....	28
3.5. Değerlendirme.....	30
3.5.1. Tanımlayıcı veriler.....	30
3.5.2. Ölçüm yöntemleri.....	30
3.5.2.1. Otur- uzan testi.....	30
3.5.2.2. Modifiye Thomas testi.....	31
3.5.2.3. Kas kuvveti değerlendirmesi.....	32
3.5.2.4. Otur- kalk testi.....	33
3.5.2.5. Tek bacak squat testi.....	34
3.5.2.6. Y denge testi.....	34
3.5.2.7. Core endurans testleri.....	35
3.5.2.8. Fiziksel aktivite düzeyinin değerlendirilmesi.....	37
3.6. Çalışmada kullanılan egzersiz eğitim yöntemleri.....	38
3.6.1. Grup 1 (PNF Grubu).....	38
3.6.2. Grup 2 (NEH Grubu).....	40
3.6.3. Grup 3 (KG).....	42
3.7. İstatistiksel analiz.....	43

4. BULGULAR.....	44
4.1. Bulguların demografik özelliklerinin karşılaştırılması ve dağılımlar.....	44
4.2. Katılımcıların grup içi ve gruplar arası otur-uzan test ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.....	48
4.3. Katılımcıların grup içi ve gruplar arası iliopsoas ve kuadriceps kısalık test ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.....	50
4.4. Katılımcıların grup içi ve gruplar arası abdöktör kas kuvveti ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.....	52
4.5. Katılımcıların grup içi ve gruplar arası otur- kalk test ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.....	54
4.6. Katılımcıların grup içi ve gruplar arası tek bacak squat test ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.....	56
4.7. Katılımcıların grup içi ve gruplar arası denge testi ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.....	58
4.8. Katılımcıların grup içi ve gruplar arası core endurans test ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.....	60
4.9. Katılımcıların grup içi ve gruplar arası fiziksel aktivite düzeyi ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.....	62
5. TARTIŞMA.....	64
6. SONUÇ.....	80
7. KAYNAKLAR.....	82
8. ÖZGEÇMİŞ.....	98

9. EKLER

Ek-1. Büker N, Şavkın R, **Altındal F**, Tonak HA. Lateral epikondilit tedavisinde derin transvers friksiyon masajı ve ekstrakorporeal şok dalga tedavisinin kısa dönem etkilerinin karşılaştırılması. **Cukurova Med J** 2020;45(1):48-55.

Ek-2. Etik Kurul Onay Formu

Ek-3. Değerlendirme Formu

Ek-4. Uluslararası Fiziksel Aktivite Düzeyi Anketi

Ek-5. Resim Çekimi ve Kullanımı Yayın Hakkı Devir Sözleşmesi Formu

Ek-6. Resim Çekimi ve Kullanımı Yayın Hakkı Devir Sözleşmesi Formu

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1.4.2.1 Kalçanın posterior yüzeyel ve derin kasları.....	9
Şekil 2.2.1 Kalça abdüksiyon aralığında maksimal eforlu izometrik kalça abdüktör torqu.....	12
Şekil 2.2.2 Kalça duruş fazında ekstremiteye etkiyen kuvvetler.....	13
Şekil 2.5.1.3.1 Elastik dirençte kuvvet- elongasyon eğrisi.....	19
Şekil 2.5.1.3.2 Kas kuvvet eğrileri.....	20
Şekil 2.5.1.3.3 İzotonik (dambıl) ve elastik direnç (Thera bant) ile kuvvet eğrileri.....	21
Şekil 3.4.1 Araştırma akış diagramı.....	29

TABLOLAR DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 2.4.1 Core kas çeşitleri ve temel fonksiyonları	16
Tablo 2.5.1.3.1 Thera-bandın farklı direnç seviyelerinde elongasyonu ile üretilen kuvvet miktarı.....	19
Tablo 4.1.1 Katılımcıların yaş, boy, kilo ve vücut kitle indeksine göre (VKİ) göre dağılımlar.....	45
Tablo 4.1.2 Katılımcıların grup içi ve gruplar arası dominant taraf, sigara kullanımı ve alkol kullanımı durumuna göre karşılaştırılması.....	47
Tablo 4.2.1 Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası Otur-Uzan Test Ölçüm Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	49
Tablo 4.3.1 Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası İliopsoas ve Kuadriceps kısıklık Testi Değerlerinin Karşılaştırılması.....	51
Tablo 4.4.1 Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası Abdüktör Kas Kuvvetinin Karşılaştırılması.....	53
Tablo 4.5.1 Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası Otur- Kalk Test Skorlarını Karşılaştırılması.....	55
Tablo 4.6.1 Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası Tek Bacak Squat Değerlerinin Karşılaştırılması.....	57
Tablo 4.7.1 Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası Denge Testi Değerlerinin Karşılaştırılması.....	59
Tablo 4.8.1 Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası Core Endurans Test Değerlerinin Karşılaştırılması.....	61
Tablo 4.9.1 Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası Fiziksel Aktivite Düzeyinin Karşılaştırılması.....	63

RESİMLER DİZİNİ

	Sayfa
Resim 3.5.2.1.1 Otur- Uzan testi.....	30
Resim 3.5.2.2.1 İliopsoas kasının esnekliğinin gonyometre ile ölçümü.....	31
Resim 3.5.2.2.2 Kuadriiceps kasının esnekliğinin gonyometre ile ölçümü.....	32
Resim 3.5.2.3.1 Hand-held Dinamometre (HHD)	33
Resim 3.5.2.4.1 Otur-kalk testi uygulanması.....	34
Resim 3.5.2.5.1 Single leg squat testinin uygulanması.....	34
Resim 3.5.2.6.1 Y denge testinin uygulanması.....	35
Resim 3.5.2.7.1 Fleksör core endurans testinin uygulanması.....	36
Resim 3.5.2.7.2 Ekstansör core endurans (Biering-Sorensen) testinin uygulanması.....	36
Resim 3.5.2.7.3 Sol-sağ lateral endurans (Side Bridge) testinin uygulanması.....	37
Resim 3.6.1.1 PNF egzersizlerinden 1. Patern uygulaması	39
Resim 3.6.1.1 PNF egzersizlerinden 2. Patern uygulaması.....	40
Resim 3.6.2.1 Fleksiyonda abdüksiyon NEH egzersizi uygulaması.....	41
Resim 3.6.2.2 Nötral abdüksiyon NEH egzersizi uygulaması.....	41
Resim 3.6.2.3 Ekstansiyonda abdüksiyon NEH egzersizi uygulaması.....	42

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

ACL.....	Anterior cruciate Ligament
Cm.....	Santimetre
EB.....	Elastik bant
GM.....	Gluteus Medius
Hf.....	Hafta
UFAA.....	Uluslararası Fiziksel Aktivite Düzeyi
Kg.....	Kilogram
KG.....	Kontrol Grubu
Lig.....	Ligament (bağ)
M.....	Muskulus (kas)
RM.....	Maksimum Tekrar
N.....	Nervus (sinir)
n.....	Katılımcı sayısı
NEH.....	Normal Eklem Hareketi
Nw.....	Newton
Ort.....	Ortalama
p.....	İstatistiksel Yanılma Düzeyi
PNF.....	Propriyoseptif Nöromusküler Fasilitasyon
SS.....	Standart Sapma
Vd.....	Ve diğerleri
VKİ.....	Vücut Kütle İndeksi
°.....	Derece
%.....	Yüzde
Δ.....	Fark Değerleri (Delta)

1. GİRİŞ

Kas kuvvet artışı, fiziksel fonksiyondaki kayıp sürecini geciktirerek günlük yaşamdaki aktivitelerin minimal stresle gerçekleştirilmesini sağlar. Kas kuvvetinin artışı ile kas-iskelet sisteminde yaralanma riskini azaltır. Kalça abdüktör torkunun core ve pelvis stabilizasyonu üzerinde önemli rol oynadığı düşünülmektedir. Kalça abdüktörleri, kütle merkezinin postürel salınımlarla sagittal ve frontal düzlemde hızlanmasını azaltarak alt ekstremitte dizilimini düzenler (Lee vd 2014).

Kalça abdüktör kasları, vücut ağırlığının mobilizasyonunda pivot nokta oldukları için, insanlarda önemli biyomekanik role sahiptir. Kalça abdüktör zayıflığı, sakroiliak eklem yoluyla kapalı mekanizma ile kuvvet uygulayarak etki eder. Aynı zamanda multifideus gibi derin core kaslarında sorunlara yol açabilir. Zayıflamış abdüktör kasları olanlarda zayıflığı önleyici mobilizasyon stratejilerine ihtiyaç duyarlar. Belde kompensatuar hareketlerin ortaya çıkması, kalça ve diz ekleminde uygun bir kas kinetik stratejisini gerektirir (Park vd 2010).

Sağlıklı kontrol grubuyla karşılaştırıldığında, kronik ayak bileği instabilitesi, Anterior Cruciat Ligamanet (ACL) yaralanması ve Patella Femoral Ağrı (PFA) gibi alt ekstremitte yaralanması; dinamik tek ayak stabilitesinin azaldığı durumlarda görülür (Souza vd 2009). Kalça abdüktör disfonksiyonu; genu valgumla beraber femurun addüksiyon ve internal rotasyonuna izin vererek alt ekstremitte kontrolünü azaltır. Sağlıklı kontrol gruplarıyla karşılaştırıldığında dinamik görevler sırasında artan genu valgum, akut ACL ve kronik PFA yaralanmalarına sebep olur. Kalça abdüktör disfonksiyonu olan bireyler, disfonksiyon tarafına eğilerek gravite merkezini kalça eklem merkezine düşürmeye çalışarak kalça abdüktörlerinin duruş sırasındaki kuvvet gereksinimini azaltırlar (Powers vd 2010).

Kas kuvvetinin azalmasıyla alt ekstremitedeki abdüktör kaslar yükü yürüme esnasında zayıf tarafa aktarır. Bu durumda ilerleyici anormal pelvik tilt, gövde

salınımlarıyla karakterize olan Trendelenburg yürüme paterni ortaya çıkar (David vd 2008). Bu pozisyon genu valgumu arttırarak ayak bileğindeki basınç merkezini değiştirir, alt ekstremitte kaslarının kuvvet gereksinimini arttırır. Kalça abdükörleri; Tensör Fasia Lata, Gluteus Minimus, Medius, Maximus kalçanın konsentrik abdüksiyonunu, izometrik pelvis stabilizasyonunu, kalça addüksiyon ve internal rotasyonunun eksentrik kontrolünü sağlarlar (Dostal vd 1986). İzometrik kalça abdüksiyon kuvvetindeki artış dinamik tek bacak stabilitesinde artış sağlar (Hubbard vd 2007).

Kas kuvvet artışını sağlamak için kullanılan pek çok metot bulunmaktadır. Bu ölçümler arasında elastik bant egzersizleri; zayıf kaslara yüklenmeden kuvvet artışını sağlamaktadır. Elastik bantlar lastikten yapılmış tüp veya bant şeklinde olan hastanelerde rehabilitasyon alanında kullanılan tıbbi araçlardır. Günümüzde evde, sportif alanda kullanımı yaygınlaşmış, profesyonellerin hafiflik, esneklik, yoğunluk ve yüklenme özelliklerinin yön ve yoğunluğunda direnci kontrol edebilmesinden dolayı kullanımı yaygınlaşmıştır (Song vd 2014). Bir diğer yöntem ise, Knott ve Voss tarafından 1950'li yıllarda tanımlanan Propriyoseptif Nöromusküler Fasilitasyon (PNF) fonksiyonel temeli çok eklemli, çok düzlemli spiral-diagonal hareket paternlerine dayanan, kas kuvvetlendirmede kullanılan alternatif bir yaklaşımdır. Başlangıçta fizyoterapistler, katılımcıların ekstremitelerine spesifik olarak tanımlanmış spiral-diagonal hareketlerine manuel temas yoluyla dış direnç uygulayarak eğitim verdi. PNF 'in fizyoterapistler arasındaki popülaritesine rağmen, fizyoterapistin hastanın ürettiği spiral-diagonal hareketlere, manuel uyguladığı dirençle ortaya çıkan kas aktivasyonunun büyüklüğünü açıklamada bilgi eksikliği mevcuttur. Fizyoterapist sırtüstü pozisyonda katılımcının alt ekstremitesine doğrudan manuel direnç uygulamak yerine, tek ayak duruş fazında ağırlık aktarılmayan ekstremitede ayak bileğine tutturulan elastik bantla spiral-diagonal hareket paterninde sağlanan dış dirence karşı hareket ettirerek eğitim verebilir (Hazaki vd 1996). İyi bir dengede, kritik kas aktivitesi ekstremitenin ağırlık aktarır pozisyonda pelvisin femur üzerindeki hareketlerini kontrol etmede önemlidir (Markos 1979).

PNF tekniklerinin; ortopedik ve nörolojik sorunlarda kassal endurans, fonksiyonel performans, fleksibilitiyi arttırarak, denge ve stabilizasyonu geliştirerek yürüme üzerinde olumlu etkisi vardır (Cornelius vd 1992).

Gövde (core) kasları, nötral omurga pozisyonu, abdominal hallowing (transversus abdominis, multifidus ve pelvik taban kaslarının ko-kontraksiyonu) ve abdominal korseleme (abdominal bracing, abdominal ve gluteal ko-kontraksiyon) esnasında motor

kontrol, endurans ve kinestetik farkındalık sağlayarak, alt ekstremitte hareketleri sırasında dinamik stabilizasyonda önemli bir rol oynar (Borghuis vd 2008). Literatürde gövde kasları ile kalça abduktörleri arasında önemli bir ilişki olduğu; gövde kas enduransının kötü olduğu durumlarda alt ekstremitte yaralanmalarının fazla olduğu gösterilmiştir (Boling vd 2013).

Çalışmamızda belli kriterleri dikkate alınarak yapılacak olan kuvvetlendirmede, hangi tekniğin core kaslarına ne şekilde etki edeceği ortaya çıkacaktır. Buradan çıkan sonuçların literatüre katkı sağlayacağı düşünülmektedir. Bu çalışmanın literatürdeki eksikliklere ışık tutacağı inancındayız.

1.1. Amaç

Çalışmamızın amacı, sağlıklı gençlerde kalça abduktörlerini PNF patern ve elastik bant ile kuvvetlendirmeyle NEH egzersizlerinin elastik bant ile kuvvetlendirmenin core endurans ve fonksiyonel performans üzerine etkinliğini karşılaştırmaktır.

2. KURAMSAL BİLGİLER VE LİTERATÜR TARAMASI

2.1. Kalça Anatomisi

Kalça eklemi; asetabulum ile femur başı arasında meydana gelen, top soket şeklinde sferoid tipte sinoviyal bir eklemdir (Bilge 2003, Elibol 2011). Sinovial eklemlerin 4 özelliği mevcuttur; eklem boşluğu ve sinoviyal membranı bulunmaktadır, eklem yüzeyleri kıkırdak ile çevrilidir, eklem kapsülü bağlar ile desteklenmiştir (Byrd 2004). Bu eklem gövde ile alt ekstremité arasında bağlantıyı kurmakta ve vücut ağırlığını alt ekstremitéye iletmekle görevlidir (Gökmen ve Ertürk 2008).

Os koksa; ilium, iskium ve pubis adlı farklı taslaklardan gelişen üç ayrı kemiğin 16-18 yaşlarında birleşmesiyle (sinostozis) oluşmaktadır. İlium, kalça kemiğinin kanat şeklindeki üst bölümüdür. Üstteki geniş, ince kısmı ala ossis ilii, alttaki kalın kısmı corpus ossis ilii'dir. Corpus ossis ilii asetabulum'un yapısına katılır (Gökmen ve Ertürk 2003). İskium, os koksa'daki eklem arka ve alt kısmında yer alan, en kalın ve kuvvetli kısımdır. Corpus ve ramus ossis ischii olmak üzere 2 bölümü bulunmaktadır. Pubis ise, kalça kemiğinin önünde yer alan, her iki taraf os koksa'ları simfizis pubis vasıtasıyla birleştiren kısımdır (Gökmen ve Ertürk 2003). Pubisin üst ramusu asetabulumun, alt ramusu iskiumun yapısına katılmaktadır (Ege 1994).

2.1.1. Kemiksel anatomi

Kalça eklemi asetabulum ve femur tarafından oluşmaktadır (Gökmen ve Ertürk 2003).

2.1.1.1. Asetabulum

Soket kısmını oluşturan asetabulum, üç ayrı kemiğin birleşmesi ile meydana gelmektedir. Asetabulumu, ilium (%40), iskiüm (%40) ve pubis(%20) oluşturmaktadır (Schuenke vd 2006). İskeleti immatür olanlarda bu üç ayrı kemik Y kıkırdağı ile birleştirmektedir. Bu kemiklerin birleşmesi 14–16 yaşlarında başlayıp 23 yaşına kadar devam etmektedir (Moore vd 1992). Asetabulumun içinde at nalı şeklinde eklem kıkırdağı bulunmaktadır. Eklem kıkırdağının ortasında sinoviyal doku ile kaplanmış olan fibroadipöz doku ile dolu asetabular çukur (cotyloid cavity) bulunmaktadır. Asetabular çukurun alt kenarında transvers asetabular bağ bulunmaktadır (Neumann 2002). Kemik asetabulum, fibrokıkırdak labrum ile çepeçevre sarılmıştır. Labrum; eklem stabilitesine katkı sağlayarak sinoviyal sıvının dışa kaçmasını engellemektedir. Negatif eklem içi basıncı koruyarak asetabulum gelişimine destek olur ve eklem çevresi yük dağılımı düzenler (Kim 1987). Labrumun beslenmesi; obturator ve superiorinferior gluteal arterlerin dallarınca sağlanır.

2.1.1.2. Femur

İnsan vücudunun en uzun ve en güçlü kemiği olan femur, şekli ve güçlü yapısı sayesinde yürüme, ayakta durma gibi faaliyetler sırasında vücut ağırlığının taşınmasını ve bu aktivitelerde kasların oluşturduğu kuvvetin diğer vücut segmentlerine aktarılmasını sağlamaktadır (Behnke 2012).

Femur'un baş, boyun, shaft olmak üzere 3 anatomik kısmı bulunmaktadır. Femur başı, büyük kısmı eklem kıkırdağı ile kaplı olmakla beraber, eklem merkezinin biraz altında lig. Capitis femoris'in tutunduğu fovea capitis femoris bulunmaktadır (Arifoğlu 2017). Femur boynu, baş ile shaft arasında bağlantıyı kurmaktadır. Femur shaftına lateralden bakıldığında anteriora doğru konveksite göstermektedir. Piramide benzeyen boyun ile shaft arasında 120-130⁰lik açılışmaya femoral inklinasyon açısı olarak adlandırılmaktadır (Arıncı ve Elhan 2005). Bu açı çocuklarda daha fazla olmakla beraber yaşla eklem üzerine binen yükün artmasıyla erişkinlerdeki horizontal halini almaktadır. Açının şekli ve genişliği buraya tutanan abdüktör kasların gelişim derecesine bağlıdır (Gökmen ve Ertürk 2003). Bu açıdaki değişiklikler femur başının acetabulum içindeki doğru yerleşim pozisyonunu bozarak eklem yük absorpsiyon kabiliyetini azaltır (Cailliet 2004). Açının azalması koksa vara, açının artması koksa

valga olarak isimlendirilmektedir. Femur shaftının proksimalinde trokanter major, boynun distalinde trokanter minor adı verilen çıkıntılar bulunmaktadır. Bu anatomik kısımlar kalça hareketlerini sağlayan kas grupları için insersiyon noktalarıdır. Femur'un distalinde lateral ve medial kondil olarak adlandırılmış tibia ile eklemleşen 2 çıkıntı bulunmaktadır. Bu çıkıntıların ön yüzü patellar kemik ile eklemleşir (Ekşioğlu vd 2011).

2.1.2. Ligament ve kapsüler anatomi

Kalça eklem stabilitesi kapsüler yapı tarafından sağlamaktadır. Kapsüler ligamentler önde femoral intertrokanterik hatta arkada intertrokanterik hattın üzerindeki femur başı kısmına yapışmaktadır (Robbins 1998). Pelvis-femur bağlantısını kuran, kapsülü destekleyen kapsül dışı olan ischio-femoral, pubo-femoral, ilio-femoral bağlar bulunmaktadır. İlio-femoral bağ, anterior-inferior iliak çıkıntıdan iki bant şeklinde başlar, ters Y şeklinde anterior intertrokanterik çizgide sonlanmaktadır İlio-femoral bağ, hiperekstansiyon hareketini, sınırlamaktadır (Arifoğlu 2017). İchio-femoral bağ, asetabulum'un arka alt bölümünden başlayarak femur boynunu sarmakta ve ekstansiyon hareketini sınırlamaktadır. Pubofemoral bağ eminentia iliopubica ve crista obturatoria'dan başlayarak linea intertrocanterica'nın iç ucunda sonlanmakta ve hiperabduksiyon hareketini sınırlamaktadır (Arıncı ve Elhan 2005). Kalça ekleminde bu ligamentler dışında iki adet daha ligament mevcuttur: Zona orbicularis, ligamentum capitis femoris. Zona orbicularis; ilio-femoral, ischio-femoral, pubo-femoral 'den ayrılarak derine inen liflerin collum femoris'i en ince yerinde sarmasıyla bu ligamenti oluşturur. Ligamentum capitis femoris, tepesi fovea capitis femoris'e tabanı ise 2 bant şeklinde incisura acetabuli'nin 2 ucuna tutunan bağıdır. Bu ligamentin içinde, a. obturatoria ramus posterior'dan ayrılan ramus acetabularis dalı caput femoris'e ulaşır (Taner 2013). Fakat bu ligamentlerin eklem stabilitesine etkisi azdır (Turgut 2015).

2.1.3. Nörovasküler anatomi

2.1.3.1. Kalça eklemi innervasyonu

Kalça eklemine büyük kısmının innervasyonu, m. quadratus femoris'i innerve eden plexus sacralis'in L4-L5-S1 dalları tarafından gerçekleştirilmektedir (Robbins 1998). Eklem kapsülünün üst kısmı n. gluteus superior, ön kısmı n. femoralis'in artiküler dalları tarafından ön- iç ve ön- alt kısmı n. obturatorius'un medial articular dalı tarafından, arka kısmı n. siaticus 'un articular dalları, n. quadratus femoris'in articular dalları tarafından

innerve edilmektedir. Kalça ekleminin duyuşsal innervasyonu genel olarak n. femoralis, n. gluteus superior ve n. siaticus tarafından gerçekleşmektedir (Birnbaum vd 1997).

2.1.3.2. Asetabulum ve femur vaskülarizasyonu

Asetabulum obturator, superior gluteal ve inferior gluteal arterler tarafından beslenmektedir. Asetabulumun üst-arka bölümü superior gluteal arter, arka- aşığı bölümü inferior gluteal arter, iç bölüm ise obturator arterin asetabular dalından beslenmektedir (Katthagen vd 1995).

Femur baş ve boynu, mediyal-lateral sirkumfleks femoral arterler tarafından beslenmektedir. Mediyal sirkumfleks femoral arterin dalı olan ‐lateral epifizeal arter‐ femur başının yük binen bölümünü beslemektedir. Lateral sirkumfleks femoral arter, eklem kapsülünü femoral yapışma yerine yakın yerden kapsül içerisine girerek, femur boynu boyunca retinakuler dallar vermektedir (Trueta ve Harrison 1953).

2.1.4. Kas anatomisi

Kalça çevresindeki kaslar anatomik olarak buldukları yere göre ön, arka kompartman olarak 2 kısma ayrılmaktadır (Gökmen ve Ertürk 2003). Kalçanın ön tarafında m. psoas major, m. psoas minor, m. iliacus, arka tarafta ise m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. gluteus minimus, m. tensor fascia lata ve dış rotatör kaslar yer almaktadır (Arıncı ve Elhan 2005).

2.1.4.1. Kalçanın ön tarafında yer alan kaslar

M. iliopsoas: M. iliacus ve m. psoas major'un birleşmesiyle oluşmaktadır. Başlangıç noktaları farklı, sonlanma yerleri aynı olan kasın işlevi uyluğa fleksiyon yaptırmaktır. İnnervasyonu femoral sinir (L2-3) tarafından sağlanmaktadır (Arıncı ve Elhan 2001).

M. iliacus: Fossa iliaca'yı dolduran yassı şekilli bu kas, fossa iliaca'nın proksimal kısmı, crista iliaca'nın labium internum'u ve lig. sacroiliacum anterior'undan başlar. M. psoas major kası ile beraber lig. inguinale'nin altındaki lacuna musculorum'dan geçerek

femur üzerindeki trocanter minor de sonlanmaktadır. İnnervasyonu n. femoralis tarafından sağlanır. Kalçaya fleksiyon ve dış rotasyon yaptırır (Gökmen ve Ertürk 2003).

M. psoas major: Lumbal vertebraların ve pelvik girişin yan kısmında yer almaktadır. Torakal 12. Vertebradan itibaren ve bütün lumbal vertebra korpuslarının yanından, diskus intervertebralis kısımlarından başlayarak lig. inguinale'de lacuna muscularum'dan geçip femur'un trochanter minor'unde m. iliacus ile birleşerek sonlanır. İnnervasyonu pleksus lumbalis(L1-2) dalları tarafından sağlanmaktadır. Kalçaya fleksiyon ve dış rotasyon yaptırır. Uyluk sabit kaldığında çift taraflı lumbal omurlara fleksiyon, tek taraflı kasılması ise aynı tarafa lateral fleksiyon sağlar (Arıncı ve Elhan 2001).

M. psoas minor: M. psoas major' un önünde yer alan bu kas, torakal 12. ile lumbal 1. vertebralardan başlamaktadır. Pecten ossis pubis ve fascia iliaca'da sonlanmaktadır. İnnervasyonu L1 spinal sinir tarafından sağlanmaktadır. Gövdeyi zayıf bir şekilde fleksiyona getirir (Gökmen ve Ertürk 2003).

2.1.4.2. Kalçanın arka tarafında yer alan kaslar

M. gluteus maximus: Gluteal bölgenin en yüzeyinde yer alan, dörtkenarlı, postürel bir kastır. Linea glutea posterior ve crista iliaca arasındaki bölgeden, lig. sacrotuberale ve lig. sacrospinale' den ve fascia glutea'dan yaygın bir şekilde başlamaktadır. Kasın aşağı ve dış tarafa uzanan liflerinin üst yarısı ve yüzeysel kısmı, kalın bir tendinöz yapı edrafında birleşip trochanter major'un üzerinden geçerek tractus iliotibialis'te, geri kalan derin lifler tuberositas glutea'da sonlanmaktadır. İnnervasyonu pleksus sakralis'ten gelen n. gluteus inferior tarafından sağlanmaktadır. Uyluğun en kuvvetli ekstansörü olan m. gluteus maximus, m. iliopsoas'ın antagonistidir. Tractus iliotibialis'e katılan bölümü bacağa ekstansiyona yardımcıdır. Uyluğa dış rotasyon yaptırmaktadır. Kasın üst yarısı sagittal eksenin üstünden, alt yarısı ise altından geçtiğinden üst tarafı uyluğa abdüksiyon, alt tarafı uyluğa addüksiyon yaptırmaktadır (Arıncı ve Elhan 2001).

M. gluteus medius: Pelvisin dış yan kısmında bulunan, m. gluteus maximus kasının kısmen altında yer alan kastır. Kas lifleri, linea glutea anteriordan, crista iliaca ve linea glutea posterior arasında, fascia glutea'dan başlamaktadır. Lifler bir araya toplanıp trochanter major'un dış kısmında sonlanır. İnnervasyonu pleksus sakralis'ten gelen n. gluteus superior tarafından sağlanmaktadır. Uyluğun en kuvvetli abdüktörüdür.

Ön parçası uyluğa fleksiyon, iç rotasyon yaptırırken arka parça uyluğa ekstansiyon, dış rotasyon yaptırmaktadır (Gökmen ve Ertürk 2003).

M. gluteus minimus: Gluteal kasların en küçüğü olup m. gluteus medius'un altında yer almaktadır. İlium'un dış yüzündeki linea glutealis anterior ve linea glutealis inferior arasında kalan bölgeden başlamakta ve m. gluteus medius'un lifleri ile birlikte devam ederek trochanter major'un ön kısmında sonlanmaktadır (Arıncı ve Elhan 2001). İnnervasyonu m. gluteus medius gibi, plexus sakralis'ten gelen n. gluteus superior tarafından sağlanmaktadır. Uyluğa abdüksiyon ve iç rotasyon yaptırmaktadır (Taner 2013). Gluteus minimus, gluteus medius kası ile birlikte yürüyüş sırasında pelvis stabilizasyonu sağlar. Karşı ekstremitte sallanma fazına geçtiğinde pelvis seviyelerini düzenler. Fonksiyonel durumları gereksinimiyle vücut ağırlığının 3 katı kadar kuvvetle kasılırlar (Arıncı ve Elhan 2001).

M. tensor fascia lata: Crista iliaca'nın ön bölümü, spina iliaca anterior superior'un ön bölümü ve biraz altından başlayarak trochanter major'un alt kısmında tendonu tractus iliotibialis'in 2 yaprağı arasında uyluğun üst 1/3'ünün bitiş yerinde fascia lata yapısına katılarak sonlanmaktadır. Tractus iliotibialis, trochanter major ile tibianın lateral kondili arasında fascia lata'nın kalınlaşmasıyla oluşan kalın şerit şeklindeki yapıdır. İnnervasyonu n. gluteus superior tarafından sağlanmaktadır. Uyluğa abdüksiyon yaptıran bu kas aynı zamanda fleksiyon ve bir miktarda içrotasyon yaptırmaktadır. Tractus iliotibialis ile birlikte diz ekstansiyonuna yardımcıdır (Gökmen ve Ertürk 2003).



Şekil 2.1.4.2.1 Kalçanın posterior yüzeyel kasları B- Kalçanın posterior derin kasları (Netter Anatomi Atlası 2010).

Dış rotatör kaslar

Pelvitrokanterek kaslar olarak da isimlendirilen bu grup kaslar, m. gluteus maksimus'un derininde yer alarak uyluğun dış rotasyon yaptırmaktadırlar. Bu küçük kas grubu eklem stabilitesinde rol oynamaktadır (Arıncı ve Elhan 2001).

M. piriformis: M. gluteus medius'un arka-alt kenarında yer alan kas; 2. ve 4. foramina sacralia pelvica'nın ön lateral tarafı, lig. sacrotuberale, art. sacroiliaca'nın eklem kapsülünden başlamaktadır. Foramen ischiadicum majus'tan pelvik boşluğu terk eden lifleri gluteal bölgedeki tendonu trochanter major'un üzerinde sonlanmaktadır. İnnervasyonu plexus sacralis(L5, S1, S2) dalları tarafından sağlanmaktadır. Uyluğa dış rotasyon ve abdüksiyon yaptırmaktadır (Gökmen ve Ertürk 2003).

M. obturator internus: Kalça eklemine arkasında yer alan bu kas, Membrana obturatoria'nın iç yüzünden ve foramen obturatum'u oluşturan kemik kenardan başlamaktadır. İncisura ischiadica minor'e uzanan lifleri bu çentiği geçerek trochanter major'un iç kısmı (fossa trochanterica)'da sonlanmaktadır. İnnervasyonu plexus sacralis (L5, S1) dalları tarafından sağlanmaktadır. Kalça eklemi ekstansiyonda iken uyluğa dış rotasyon, kalça eklemi fleksiyonda iken uyluğa abdüksiyon yaptırmaktadır (Arifoğlu 2017).

M. gemellus superior: Bu kasın lifleri spina ischiadica'nın dış yüzünden başlamaktadır. M. obturator internus'un pelvisin dışındaki kısmının üst kenarındaki tendonu m. gemellus superior tendonu ile birleşip fossa trochanterica da sonlanmaktadır. İnnervasyonu plexus sacralis (L5, S1) dalları tarafından sağlanmaktadır. Kalça eklemi ekstansiyonda iken uyluğa dış rotasyon, kalça eklemi fleksiyonda iken uyluğa abdüksiyon yaptırmaktadır (Taner 2000).

M. gemellus inferior: Kasın lifleri tuber ischiadicum'dan başlamaktadır. M. obturator internus kasının tendonu ile beraber fossa trochanterica'da sonlanmaktadır. İnnervasyonu plexus sacralis (L5, S1) dalları tarafından sağlanmaktadır. Kalça eklemi ekstansiyonda iken uyluğa dış rotasyon, kalça eklemi fleksiyonda iken uyluğa abdüksiyon yaptırmaktadır (Arıncı ve Elhan 2005).

M. quadratus femoris: Yassı, 4 köşeli, kalın olan bu kas, tuber ischiadicum'un dış yüzeyinden başlayıp crista intertrochanterica'nın üst kısmında sonlanmaktadır. İnnervasyonu plexus sacralis(L5, S1) dalları tarafından sağlanmaktadır. Uyluğa dış rotasyon yaptırır ve addüksiyona yardımcıdır (Gökmen ve Ertürk 2003).

M. obturator eksternus: Membrana obturatoria'nın dış yüzünden ve çevresindeki kemik yapılardan başlayan bu kas, kalça eklem kapsülünün altından eklem arkasına geçerek fossa trochanterica'da sonlanmaktadır. İnervasyonu n. obturatorius tarafından sağlanmaktadır. Uyluğa dış rotasyon yaptırır, eklem stabilizasyonunu caput femoris'i alttan destekleyerek sağlamaktadır (Arifoğlu 2017).

2.2. Kalça Eklemi Biyomekaniği

Kalça eklemi vücut için merkezi bir pivot noktası oluşturmaktadır. Top-soket şeklindeki büyük eklem; femurun pelvise, pelvisin gövdeye, pelvisin femura göre eş zamanlı ve 3 düzlemlile hareketine izin vermektedir. Ayağın yerden teması kesilirken, gövdeyi yada pelvise rotasyona getirirken ve vücudu tek bir ekstremitte üzerinde desteklerken kalça çevresi kasların güçlü ve spesifik aktivasyonunu gerektirmektedir. Örneğin kalça abdüktörlerine bağlı olarak gelişen sorunlar(ağrı, zayıflık, kısalık vb gibi) lomber omurga, pelvis, femur arasındaki dizilimi önemli ölçüde etkileyip tüm alt ekstremitte dizilimini bozmaktadır (Neuman 2010).

Kalça abdüktörleri:

Primer kalça abdüktör kasları m. gluteus medius'un bütün liflerini, m. gluteus minimus, m. tensor fascia lata'yı içermektedir. Sekonder kalça abdüktörleri ise m. piriformis, m. sartorius, m. rectus femoris' tir.

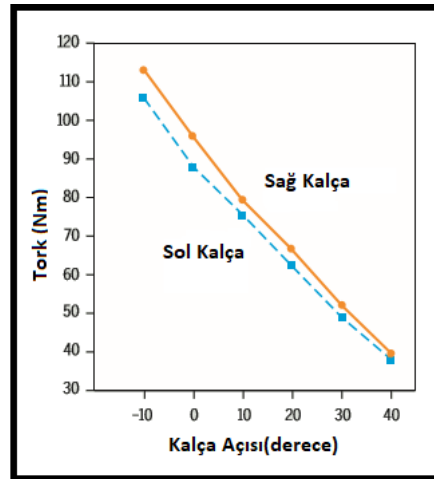
M. gluteus medius: En geniş alanı kaplayan kalça abdüktördür. Kalça abdüktör kaslarının kesitsel alanının %60'ını kaplamaktadır (Emery vd 2019). Distal yapışma yeri ve proksimal yapışma yerinin ilium'un üst kısmına geniş yayılımının kombinasyonu, bütün abdüktör kaslara en geniş moment kolu sağlar (Cowan vd 2019). Fonksiyonel olarak ön, orta ve alt olmak üzere 3 kısma ayrılır. Bütün lifleri kalça abduksiyonu yaptırır bununla birlikte anatomik pozisyonda, ön lifler az miktarda iç rotasyon, arka lifler ekstansiyon ve eksternal rotasyon yaptırır. Kasın farklı derecelerdeki fleksiyonu aktive edilince, horizontal düzlemdeki hareketlerin gücü hatta yönü değişebilir.

Gluteus minimus'un tendonunun eklem kapsülünün ön-üst kısmına yaptığı sekonder bağlantı, eklemin aşırı hareketinde kapsülü geriye çektirerek kapsüler sıkışmayı önleyebilir. MR ve diğer klinik gözlemler gluteus minimus (ve medius)

bağlantı noktasındaki yırtıkları veya dejeneratif değişikliklerin sıklıkla ağrı kaynağı olabileceğini belkide trokanterik bursit olarak yanlış teşhis edilebileceğini düşündürmektedir (Vannatta ve Kernozek 2019).

Gluteus minimus, gluteus medius'tan daha küçük yer kaplamasına rağmen abdüktör kasların total kesitsel alanının %20'sini kaplamaktadır (Sung vd 2019). Gluteus minimus fonksiyonel olarak 3 lif kısmına ayrılmaktadır (Vårbakken vd 2019). Bütün lifler abdüksiyon yaptırır fakat buna ek ön lifler kalça fleksiyonuna geldiğinde iç rotasyona katkı sağlamaktadır (Sung vd 2019). Bazı yazarlar arka liflerin, sekonder eksternal rotatör olduğunu belirtmektedir (Cowan vd 2019).

En küçük primer abdüktör kas tensor fascia lata, abdüktör kasların total kesitsel alanının %11'ini kaplamaktadır (Sung vd 2019).

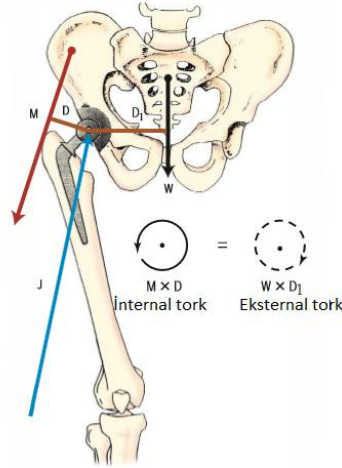


Şekil 2.2.1 30 sağlıklı kişide abdüksiyon aralığının fonksiyon olarak maksimal eforlu izometrik kalça abdüktör torku (Neumann 2010).

Kalça abdüktörlerinin kasılmasıyla pelvisin frontal düzlemde stabilizasyonu sağlanıp femurun pelvis üzerinde kalça abdüksiyonu üretilir. Klinikte, kalça abdüktör torku, kalça abdüktörlerinin tümüne direnç verilerek ölçülebilir. En az tork 40^0 abdüksiyon pozisyonunda üretilmesine rağmen paradoks olarak kalça abdüktörlerinin maksimum gücü bu pozisyonda sağlanır (Felicio vd 2019).

En fazla kalça abdüktör torku, abdüktör kasların en uzamış pozisyonu olan 10^0 addüksiyonda olmaktadır (Bertoli vd 2019). Bu frontal düzlemdeki pozisyon, genel olarak yürümedeki tek bacak destek fazında kalçayı frontal düzlemde stabilize etmek için gerekli kalça eklem pozisyonudur. Kalça abdüktörlerinin en önemli fonksiyonel rolü, tek bacak destek fazında gerçekleşir. Kalça eksternal (gravitasyonel) addüktör torku, kontralateral ekstremite yerden kalktığıında frontal düzlemde önemli ölçüde artar (Diamond vd 2019). Kalça abdüktörleri, duruş fazında kalçayı pelvise göre stabilize

etmek için abdktr torku oluşturarak yanıt verir (Diamond vd 2019). Ek olarak, bu aynı kasların pelvisi kontralateral salınım yapan ekstremiteyle aynı yönde döndürmek için duruş fazındaki kalçada daha küçük ancak bazen gerekli i rotasyon torku üretmeleri gerekebilir. Gluteus medius, gluteus maksimus ve tensor fasya lata abdktr ve iç rotasyon torkunu birleştirebilir (Neumann 2010).



Şekil 2.2.2 Sağ ayağı üzerinde duruş fazında ekstremiteye etkiyen kuvvetler. D: Moment kolu, D1: Moment kolu, W: Vücut ağırlığı, J: Eklem reaksiyon kuvveti, M: Kalça abdktr kaslarının ürettiği kuvveti göstermektedir. Moment kolu uzunluğundaki farklılıklar göz önüne alındığında, kalça abdüktörleri tek ekstremite üzerinde dururken frontal düzlem stabilitesini sağlamak için vücut ağırlığının yaklaşık 2 katı kadar kuvvet(M) retmelidir. Asetabulum, kalça abdktr kaslarının kuvveti ve vücut ağırlığı ile femoral başa doğru çekilir. Bu kuvvetlere teorik olarak aşağı yönde 2 kuvvet daha eklendiğinde, kişinin vücut ağırlığının 2,5- 3 katı kadar yük binmektedir (Yazdani 2019). Bu kuvvetin yaklaşık %66'sı kalça abdktr kasları tarafından sağlanmaktadır. Duruş fazında, kalçanın statik dengesini sağlamak için, aşağı yönlü kuvvetlere eşit büyüklükte eklem reaksiyon kuvveti ile karşılanır. Bu kuvvet kas kuvveti ile neredeyse zıt yöndedir. Eklem reaksiyon kuvveti, kalça abdktr kaslarının kuvvet çizgisinden etkilenerek vertikalden 15⁰ sapmaktadır (Yazdani vd 2019).

2.3. Core Anatomi ve Biyomekanisi

Core stabilizasyona etki eden aktif yapılar kasları içerirken pasif yapılar kemik, kıkırdak ve bağlar gibi dokuları içermektedir. İskelet yapı, vücudu yapısal olarak şekillendirirken, üst merkezler tarafından düzenlenen tork aracılığıyla hareketin başlatılması, kontrol edilmesi veya bitirilmesinde kaldıraç sistemi olarak görev yapar. Eklem ve kaslar yerçekimi kuvvetine karşı direnç gösteren yapılardır. Santral sinir sisteminin, yerçekimi kuvvetine karşı direnç göstermesi için kasların harekete başlaması, kontrol edilmesi veya sonlandırılmasında tonus düzenleme görevi vardır

(Panjabi 1992). Vücudun ağırlık merkezi, fonksiyon gören kasların tonusu ile stabilize olmaktadır. Core anatomisinin iskelet yapısı sağ ve sol os koksa ve arkada sakrumun birleşmesiyle oluşan pelvik kemerden oluşmaktadır. Pelvik kemer gövdeye sakroiliak eklemele, alt ekstremitte kalça eklemi ile pelvik kemere buradanda gövdeyle bağlantı kurmaktadır. Core anatomisinin temelinde alt ekstremitelerden üst ekstremitelere tork ve açısız hızın iletildiği kinetik bağlantı bulunmaktadır (Floyd 2009). Gövdede yerçekimi kuvvetinin iletiminin yapıldığı 24 hareketli vertebra segmenti ve bunların C7-T1 servikotorasik T12-L1 birleşim yerleri bulunmaktadır. Vertebral kolonda sagittal düzlemde fleksiyon, ekstansiyon, frontal düzlemde lateral fleksiyon ve rotasyon hareketleri görülmektedir (Oxland vd 1992).

2.4. Kalça Abdüktör Kasları ile Core İlişkisi

Çalışmalar kalça eklemi üzerine etki eden kasların özellikle de abdüktör kas gruplarının distal alt ekstremitte patolojilerinin tedavisi ve önleminde önemli olduğunu göstermiştir (Cichanowski vd 2007). Özellikle gluteus medius'un aktivasyon düzeyinin değişmesi sonucu ağırlık aktarma sırasında, kalça ekleminin frontal düzlemde diz valgus açısında aşırı artış meydana gelmektedir (Pohl vd 2015). Bu pozisyon alt ekstremitte patolojileri için olası bir sebep olarak gösterilmektedir. Sonuç olarak alt ekstremitte rehabilitasyonunda, gluteus medius kasının aktivasyon seviyelerine uygun tedavi stratejilerinin belirlenmesinde önemlidir. Alt ekstremitte kas aktivasyon paternlerindeki değişiklikler; sağlıklı kontrol grubuyla karşılaştırdığında patella femoral ağrı, kronik ayak bileği instabilitesi, ayak bileği burkulma, kalça osteoartritine sebep olmaktadır (Herbst vd 2015). Kalça osteoartritli hastalarda gluteus medius ve maksimus kas aktivasyon eksikliğinin, total kalça artroplastisine gitmede ana sebeptir. Bu sebepten ötürü, kas aktivasyon paternlerindeki değişim fonksiyonel görevler sırasında alt ekstremitte hareket paternlerini etkilemektedir (Loyd vd 2017).

Core kaslarının fonksiyonel önemi kesit alanına, fibril sıralamasına, anlık stabilize etme veya dinamik fonksiyonuna göre değişir. Örneğin core kasları (erektör spina kaslarının longissimus ve iliocostalis kısmı) birkaç vertebra parçasını kapsar ve bu kaslar büyük moment koluna sahiptir. Bu durum gövde ekstansiyonunda büyük bir tork üretimi için avantajlı hale getirir (McGill 2007). Kassal tork, kassal kuvvete ve moment kolunun çarpımıdır. Bu durumda büyük moment koluna sahip olan kas daha büyük

torka sahip olduğu için kasın potansiyel omurga stabilizasyonunu ve hareket üretim işlevini artırır (Bulgan ve Başar 2018).

Diğer core kasları (örneğin rotatörler, intertransversalis, interspinalis) spesifik intervertebral faset eklem rotasyonunu algılamak için kas içciklerine sahiptir. Bu kasların enerjiyi başka enerjiye dönüştüren pozisyon transdüseri olarak görevi, omurga stabilizasyonu ihtiyacını karşılamak için yüzeysel yerleşimli büyük kas aktivasyonunu sağlamaktır. Diğer core kasları, gövdeden alt veya üst ekstremitelere tork ve açısal hızın aktarılması fonksiyonunu görmektedir. Core kasları 1-Global core stabilizatörleri 2- Lokal core stabilizatörleri 3- Alt ve üst ekstremitelere core- ekstremitelere transfer kasları olmak üzere sınıflandırılabilir. (Tablo core kas tipleri ve fonksiyonlarına göre sınıflandırılması) Core- ekstremitelere transfer kasları, lomber stabiliteyi sağlarken, bazı anahtar kaslar tork ve açısal hızı alt ve üst ekstremitelere arasındaki dinamik aktarımını sağlar. Core bölgesinin iskelet bölümündeki hareketi, tork ve açısal hızı, üst veya alttaki ekstremitelere aktarabilmektedir. Örneğin pelvik kemer vertebral kolona sakroiliak ekleme bağlanmıştır. Ayaklar üzerinde dik durulduğunda pelvisin öne veya arkaya rotasyonları lumbal vertebraların aşırı ekstansiyon ya da fleksiyonuna sebep olur (Floyd 2009). Bu durum kinetik zincir kavramına örnektir. İskelet segmentinde hareketi sağlayan bir kasta zayıflık, komşu segmentler üzerinde etki eden kaslara aşırı yüklenme yapmaktadır. Zayıf core kaslarının varlığında yaralanmaya sebep olabilecek kompensasyon mekanizmaları oluşmaktadır. Kısa ve ardışık taban teması gerektiren sprint koşusunda core sistemi pelvis seviyesinin korunması için aktive olur (Kibler vd 2006, Wilson vd 2005). Sağ ekstremitelere üzerinde duruş fazına geçildiğinde sağ kalça addüktörleri (örn. sağ gluteus medius) ve sol gövde lateral fleksörleri (örn. sol eksternal oblique abdominis) pelvis seviyesini korumak için izometrik kasılırlar. Bunun sonucu olarak kalça fleksörleri(örn. Rektus femoris ve ekstansörlerinin (örn. Gluteus maximus) dinamik hareketlerinin daha kuvvetli bir şekilde gerçekleşmesini sağlar. Sporcuların eğitiminde vücut dengesini sağlamak ve pelvis seviyesini korumak amacıyla tek ekstremitelere üzerinde vücut ağırlığını destekleyen egzersizleri zorluk seviyesi artırılarak eğitim programlarına eklenmelidir (Bulgan ve Başar 2018).

Tablo 2.4.1. Core kas çeşitleri ve temel fonksiyonları (Bulgan ve Başar 2018)

GLOBAL CORE STABİLİZATÖRLERİ	
Kaslar	Primer dinamik görevleri
Erektör spina grubu	Gövde ekstansiyonu
Quadratus lumborum	Gövde lateral fleksiyonu
Rectus abdominis	Gövde fleksiyonu
	Posterior pelvik tilt
Eksternal oblique abdominis	Gövde lateral fleksiyonu
	Gövde rotasyonu
İnternal oblique abdominis	Gövde lateral fleksiyonu
	Gövde rotasyonu
Transversus abdominis	İntra-abdominal basıncı arttırmak için karın duvarını içeri çeker
LOKAL CORE STABİLİZATÖRLERİ	
Kaslar	Primer dinamik görevleri
Multifideus	Gövde ekstansiyonu
Rotatorlar	Gövde rotasyonu
İntertransversalis	Gövde lateral fleksiyonu
İnterspinalis	Gövde ekstansiyonu
Diyafram	İntra-abdominal basıncı arttırmak için aşağıya doğru hareket gerçekleştirir
Pelvik taban grubu	İntra-abdominal basıncı arttırmak için yukarıya doğru hareket gerçekleştirir
ÜST EKSTREMİTE CORE- EKSTREMİTE TRANSFER KASLARI	
Kaslar	Primer dinamik görevleri
Pectoralis major	Omuz fleksiyonu
	Omuz horizontal addüksiyonu
	Omuz diagonal addüksiyonu
Latissimus dorsi	Omuz ekstansiyonu
	Omuz horizontal addüksiyonu
	Omuz diagonal addüksiyonu
Pectoralis minor	Skapular depresyon
Serratus anterior	Skapular addüksiyon
Rhomboidler	Skapular addüksiyon
Trapezius	Skapular elevasyon(üst lifler)
	Skapular addüksiyon
	Skapular depresyon(alt lifler)
ALT EKSTREMİTE CORE- EKSTREMİTE TRANSFER KASLARI	
Kaslar	Primer dinamik görevleri
İliopsoas grubu	Kalça fleksiyonu
	Anterior pelvik tilt
Gluteus maksimus	Kalça ekstansiyonu
	Posterior pelvik tilt
Hamstring grubu	Kalça ekstansiyonu
	Posterior pelvik tilt
Gluteus medius	Kalça addüksiyonu
	Lateral pelvik tilt

2.5. Kuvvetlendirme Egzersizleri

İlerleyici dirençli egzersiz (IDE), kas kuvvetini arttırmak amacıyla kasın belli bir dirence karşı, direncin artırılarak ilerlemenin sağlandığı egzersiz türüdür (Liu ve Latham 2009). Kas kuvvetini arttırmak için, güç ve kasın hacmini artırıcı, enduransı artırıcı veya bunların kombinasyonu olarak egzersizler dizayn edilmektedir. Çalışmalarda fitness düzeyi, kemik sağlığı, kendine güven arasında pozitif bağlantılar olduğu gösterilmektedir. Bu hedefler, aerobik ve esneklik egzersizleri ile sağlanabilir fakat bunun yanı sıra IDE diğer önemli bileşeni olan germe egzersizleri de gerekmektedir (Myers vd 2017). IDE, sağlıkla ilgili faydalar sağlamakla beraber genel popülasyon için önerilmektedir. (Garber vd 2011, Williams vd 2007). Dirençli eğitim, kas iskelet sisteminde gücü arttırmada en etkili yöntemdir, sağlık ve fitness arttırmak için birçok sağlık kuruluşu tarafından reçete edilmektedir (Pollock vd 2000). Dirençli eğitim özellikle kapsamlı bir fitness programı ile birleştirildiğinde dinamik stabiliteyi artırıcı, fonksiyonel kapasiteyi koruyucu, psikolojik iyilik halini artırıcı etkileri mevcuttur (Evans 1999).

IDE için egzersiz makinaları, serbest ağırlıklar, elastik bantlar gibi malzemeler yaygın olarak kullanılmaktadır (Liu 2009). Çok eklemli egzersizler, tek eklemli egzersizlere göre daha faydalı kabul edilmektedir. Birkaç kas grubunu uyardığı için daha az egzersizle genel kas gücünü arttırmaktadır, aynı zamanda günlük yaşam aktivitelerine daha çok benzemektedir (Kraemer ve Ratamess 2004).

2.5.1. Elastik bant (EB) egzersizleri

2.5.1.1. Avantajları

Elastik bantlar; küçük kliniklerde, evde dirençli eğitime alternatif olarak kullanılabilen çok yönlü, portatif, az yer kaplayan, nispeten ucuz malzemelerdir (Kraemer ve Ratamess 2004, Schoenfeld 2010). EB egzersizlerinde direnç, bantın gerilimine bağlıdır. Daha fazla hareket ve hareket yönüne izin verdiği için yüksek seviyede nöromüsküler kontrol sağlamaktadır. Ayakta durma pozisyonunda çoklu

eklem ve düzlemdede egzersize imkân sağlamaktadır. Bu durumda daha fazla stabilizatör kas aktivasyonu sağlanarak egzersizler gerçekleşmektedir. Eksentrik dirençte, hareketin dönüş fazı doğal ve akıcı bir şekilde olduğu için kasların antigravite fonksiyonlarını uyarmaktadır. Yüksek hızlı hareketlere ve pliometrik egzersizlere izin vermektedir (Page ve Ellenbecker 2019).

2.5.1.2. Dezavantajları

EB'ler yırtılabileceği için kullanılırken gözlemlenmeli, keskin cisimlerle temas etmesinden kaçınılmalıdır. Vücuda zarar vermeyecek, güvenli bir şekilde sabitlendiğinden emin olunmalıdır. Elastik bandın direncinin net miktarını ölçmek zordur. Banda etkiyen direnç miktarı, bandın gerilimine bağlıdır. Elastik bantlar doğal kauçuk içerdiğinden bazı kişilerde alerji yapabilir. Cilde temas eden elastik bant kızarıklık ve şişlik yapabilir. Kauçuk alerjisi olanlarda, alerjik reaksiyonlardan kaçınmak için kauçuk içermeyen elastik bant kullanabilirler (Page ve Ellenbecker 2019).

2.5.1.3. EB Biyomekanisi

Biyomekanik olarak EB ile egzersiz yaparken kuvvet ve tork terimleri önem kazanmaktadır.

Elastik Kuvvet Üretimi: Elastik direnç, bant gerildiğinde artmaktadır. Kuvvet üretimi bandın kalınlığına bağlıdır. Elastik bantın ürettiği kuvvet aşağıdaki formülle belirlenir (Maddenin elastik katsayısı sabit varsayılmaktadır). (Yolcu 2010).

Elastik Dirençli Kuvvet =Kesitsel Alan× Uzama Yüzdesi

Elastik direnç elastik madde miktarı ve gerim yüzdesi ile direkt bağlantılıdır (Hughes vd 1999). Kesitsel alan, elastik maddenin toplam kalınlığıdır (Uzunluk×Genişlik). Farklı renkteki bantlarda elastik maddenin kalınlığı arttığı için direnç seviyesi artmaktadır. Uzama yüzdesi, dinlenme uzunluğu'ndaki (gerim yokken) yüzde değişimdir. Örnek olarak, 3-feet (0,91 m) uzunluğundaki bandın 6-feet (1,83m) haline getirilmesi %100 uzamadır. Uzama yüzdesi, bantın dinlenme uzunluğunu belirleyemez fakat kuvvet üretimini belirlemektedir. Bu örnekte, aynı renk bantta 3-feet (0,91m) veya 1-feet (0,30m) uzunluğunda %100 uzama ile aynı kuvveti üretebilir.

Farklı üreticilerin, farklı renklerinde direnç seviyeleri ve kalınlıkları farklılık göstermektedir. Aynı rengin bile farklı üreticilerde direnci farklıdır (Tablo 2). Bu değerler elastik bandın markaya özgü değerleridir (Page ve Ellenbecker 2019).

Tablo 2.5.1.3.1 Thera-bandın farklı direnç seviyelerinde elongasyonuyla üretilen kuvvet miktarı (Page vd 2000).

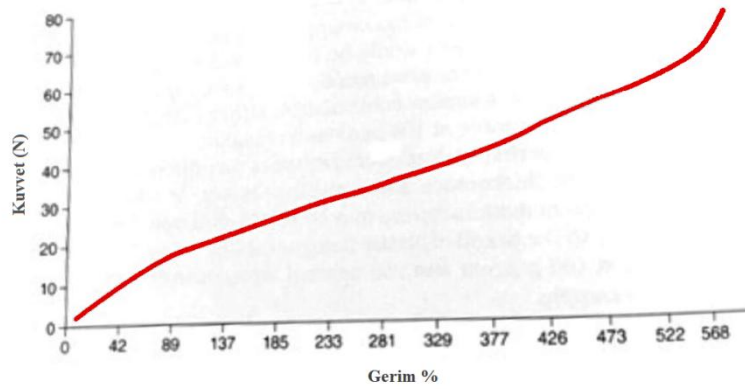
ELASTİK BAND RENK DİRENÇ ARTIŞ TABLOSU

POUND CİNSİNDEN DİRENÇ

	SARI	KIRMIZI	YEŞİL	MAVİ	SİYAH	GÜMÜŞ	ALTIN
25%	1.1	1.5	2.0	2.8	3.6	5.0	7.9
50%	1.8	2.6	3.2	4.6	6.3	8.5	13.9
75%	2.4	3.3	4.2	5.9	8.1	11.1	18.1
100%	2.9	3.9	5.0	7.1	9.7	13.2	21.6
125%	3.4	4.4	5.7	8.1	11.0	15.2	24.6
150%	3.9	4.9	6.5	9.1	12.3	17.1	27.5
175%	4.3	5.4	7.2	10.1	13.5	18.9	30.3
200%	4.8	5.9	7.9	11.1	14.8	21.0	33.4
225%	5.3	6.4	8.8	12.1	16.2	23.0	36.6
250%	5.8	7.0	9.6	13.3	17.6	25.3	40.1

Page ve ark JOSPT 30(1):A47.2000

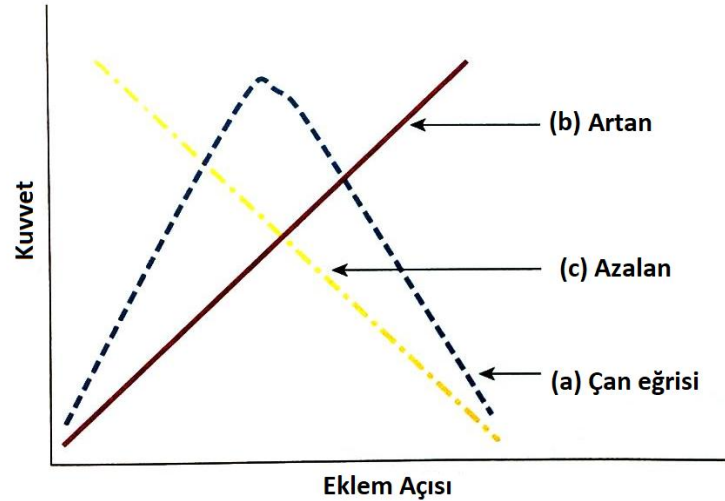
Klinikte kuvvet-uzama eğrisi lineer kabul edilirken, popüler düşünceye zıt olarak bant gerildiğinde elastik direncin katlanarak arttığına inanılmaktadır. Elastik direnç aşırı uzamalarda katlanarak artmakta fakat bu durum laboratuvar ortamında görülmektedir. Elastik dirençte, kuvvet egzersiz yoğunluğuyla bağlantılıdır. Hem ağırlık hem bantta ilerleyici yoğunluk seviyelerinde egzersiz sırasında bireylere uygun direnci sağlayarak artan yoğunlukta seviyelere izin verir. Ağırlık ve bantlarda direnç belirlenirken farklı özellikler dikkate alınmaktadır. Elastik direnç lineer olarak artarken, izotonik direnç sabit kalır. Kuvvet üretimi her modalitede farklı olmasına rağmen, eklem hareket açıklığı sırasında uygun direnci üretme yeteneği benzerdir. Egzersizde kuvvet eğrisi olarak bilinen bu eğri, egzersizin biyomekanik torkunu temsil etmektedir. Şekil 2.5.1.3.1 (Page ve Ellenbecker 2003).



Şekil 2.5.1.3.1 Elastik dirençte kuvvet- elongasyon eğrisi. Bu kuvvet- uzama eğrisini göstermektedir (Page ve Ellenbacker 2003).

Elastik Tork Üretimi: Tork, vücuda uygulanan kuvvet ile kuvvetin kaldıraç koluna olan uzaklığının çarpımıdır. Kaldıraç kolu, eklem rotasyon eksenine ile kuvvet vektörünün dik bileşeni arasındaki doğrusal mesafedir (Soderberg 1997). İnternal tork vücut tarafından üretilirken, eksternal tork vücut dışı bir kuvvet tarafından oluşturulur. Eksternal torka karşı hareket veya bir direnç üretilmesiyle eklemden internal tork oluşur (Simoneau vd 2001). EB eğitimi graviteye bağlı olmadan dirençli lineer kuvvet üretir. Bu intrinsik lineer kuvvet, direnci kaldıraç koluna etki ederek eklem çevresinde tork üretimini sağlar. Bunun sonucunda kuvvet eğrisi oluşur. Bu kuvvet eğrisi, eklem hareket açıklığı sırasında kası uyaran dirençli torku temsil etmektedir.

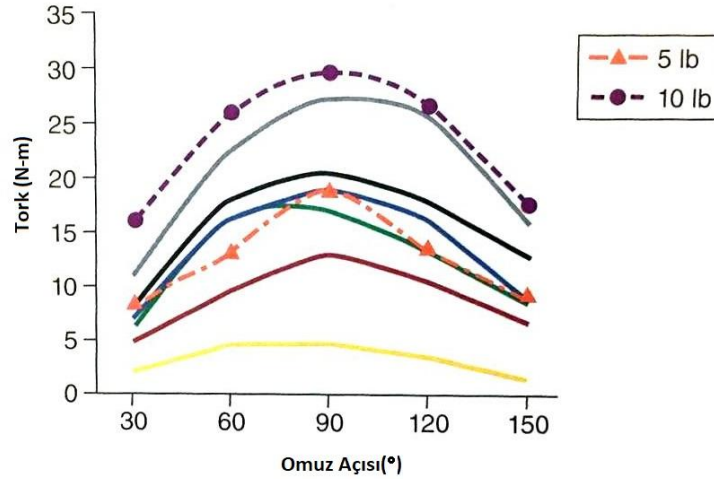
İnsanlardaki kuvvet eğrilerinin çoğu çan şeklindedir. Yani, dirençli tork eklem hareket açıklığının orta seviyelerinde en yüksek düzeyde iken, hareketin sonunda ve başlangıcında en düşüktür. Bu çan şekilli tork eğrisinin, kas fonksiyonunda kayan filamentler teorisine göre aktin ve miyozinin birbirinin üzerinde kaymasındaki yetersizlikten kaynaklandığı düşünülmektedir. Kas ve ekleme bağlı olarak, doğada bazı kuvvet eğrileri artan veya azalan şekilde olabilir (Şekil 2.5.1.3.2). Elastik dirençli egzersizde, konsantrik fazın başlangıcında primer kasların tork üretme kapasitesi yüksektir (Harman 2000). Eksternal kuvvetin elastik bant tarafından artırılması (EB'nin daha fazla uzaması sebebiyle) tüm konsantrik faz boyunca aktif kas üzerinde gerilim kuvvetinin olmasını gerektirir (Hodges 2006). Artan direnç eğrisi sağlanırken, EB ile yapılan egzersizlerde insanın pek çok hareketinde tork üretme kabiliyeti ile uyumlu olan çan şekilli tork eğrisi sağladığını göstermiştir (Hughes vd1999).



Şekil 2.5.1.3.2 Kas kuvvet eğrileri (a) Çan eğrisi (b) Artan (c) Azalan (Page ve Ellenbecker 2003).

Artan kuvvet eğrilerinde hareketin sonuna yakın tork artışı olurken, azalan kuvvet eğrilerinde hareketin sonunda daha az kuvvet oluşmaktadır. Bu farklılıklar kasın uzunluk- gerim ilişkisindeki, tork oluşumundaki farktan, eklem çevresindeki farklı hareket dereceleri ve kaldıraç kolundaki farklılıktan kaynaklanmaktadır (Pages ve Ellenbecker 2019).

Bazı araştırmacılar bant eğitiminin fonksiyonel olmadığını düşünmektedir. Bantların artan kuvvetine zıt artan-azalan çan eğrisi şekilli kas kuvvet eğrisini kanıt olarak sunmaktadırlar. Onların görüşü, bantın en yüksek kuvvete kasın en az kuvvet ürettiği eklem hareket açıklığının son noktasında ulaştığıdır. Fakat çalışmalar elastik dirençle üretilen kuvvet eğrisinin izotonik egzersiz kuvvet eğrilerine benzer olduğunu göstermektedir. Her ikisinde de çan şekilli eğri oluşmaktadır (Şekil 2.5.1.3.3). (Hughes vd 1999).



Şekil 2.5.1.3.3 İzotonik (dambıl) ve elastik direnç (Thera bant) ile kuvvet eğrileri (Page ve Ellenbacker 2019).

Elastik dirençli egzersiz, izotonik dirençli egzersizin sağladığı tek düzlemli hareket gibi sınırlı değildir. Belirli bir bantta kesin direnç miktarını belirleme imkânı yokken (mesela sarı bantta 3 pound (1,36kg) gibi), araştırmacılar izotonik ağırlık ve elastik dirençteki tork eğrilerini karşılaştırmış ve her ikisinde de çan şekilli eğri ürettiklerini onaylamışlardır (Page vd 2017). Elastik direncin izotonik denkleği, yaklaşık %125 uzamaya üretilen kuvvet olduğunu bulmuşlardır. Bu sebepten, eğer elastik bant hareket arkının tümünde gerginse (%200 uzama) kuvvet eğrisi dambılla benzerdir ki bu durum bantın %125 uzamasıyla ürettiği dirence denktir. Elastik bant genellikle alt ekstremité egzersizlerini yaparken tercih edilmektedir (Page vd 2017).

2.5.1.4. Uygulama

Elastik bant, her yaş grubu için, çok yönlü fiziksel aktivite programının parçası olarak kullanılabilir (Buscher vd 2006). Elastik bant eğitimi kuvvet, denge, esneklik egzersizleri ile birlikte yapıldığında fayda sağlayabilir. Elastik bant eğitiminin kas kütleini artırıcı, vücut yağ miktarını azaltıcı, kuvvet ve endüransı artırıcı pozitif etkileri bulunmaktadır. Elastik dirençle alt ekstremité çalışılması kuvvet, denge, yürüyüş ve mobilite artışında etkilidir (Seguin ve Nelson 2003).

Amerikan Spor Hekimleri Birliği (ACSM) (2018) fitness ile ilgili kanıta dayalı tavsiyeleri şunlardır:

- Her bir kas grubu için farklı egzersizler haftada 2 ya da 3 kez yapılmalıdır.

- b. Seanslar arası en az 48 saat dinlenme arası olmalıdır.
- c. Egzersizlerde dirençli egzersiz malzemeleri, vücut ağırlığı, ya da ikisi kullanılmalıdır.
- d. Kuvvet ve güç için 2-4 set, endurans arttırmak için 1-2 set uygulanmalıdır. Setler arası 2-3 dakika dinlenme arası verilmelidir.
- e. Yetişkinlerde kuvvet, güç arttırmak için 8-12 tekrar, endurans arttırmak için 15-25 tekrar yapılmalıdır.
- f. Egzersiz yoğunluğu, bireysel hedefler ve fitness seviyesine göre farklılık gösterebilir. Mesela 1MT'nin %60-70'i kuvvet arttırmayı hedefleyen başlangıç düzeyi ve orta düzeyde yetişkinler için önerilebiliyorken, endurans artışı için 1MT'nin %50'sinden az kuvvetle çalışılmalıdır. Yoğunluk, tekrar, frekansta kademeli ilerlemeye gidilmelidir (ACSM 2018).

2.5.2. Propriyoseptif nöromusküler fasilitasyon teknikleri (PNF)

Herman Kabat ve Margaret Knott tarafından geliştirilen, 1940'lı yılların başından beri klinikte sıkça kullanılan yöntem olan propriyoseptif nöromusküler fasilitasyon egzersizleri (PNF); temel hedef duyusal uyarılar ile kas ve eklem reseptörlerin uyarılması sonucu hareketin fasilitasyonudur. Hareket yeteneğinin gelişimini sağlamak amacıyla el temaslari, görsel ve sözel uyarılar kullanılır (Livanelioğlu vd 2014).

PNF tekniklerinin etki mekanizması postüral refleksleri uyarmak, zayıf kasları fasilite etmek için yer çekiminden yararlanmak, agonist kas aktivasyonu için eksentrik kontraksiyonları kullanmak ve bi-artiküler kasların aktivasyonunda diyagonal hareketlerinden yararlanmak gibi prensiplere dayanır (Shimura ve Kasai 2002).

2.5.2.1. Felsefesi

PNF temelleri, PNF felsefesinin parçaları olmakla beraber tedavi konsepti ile ilgili temel düşünceleri içermektedir.

- a. PNF, entegre bir yaklaşımdır: Sadece spesifik bir probleme yada vücut segmentine yönelik olmayan bütün vücudu içeren bir yöntemdir.

- b. Kapasitenin harekete geçirilmesi: Tüm insanlarda kullanmadığı ama sahip oldukları kapasiteleri bulunur, fizyoterapist bu kapasiteyi ortaya çıkarmaya odaklanmalıdır.
- c. Pozitif tedavi yaklaşımı: Pozitif yaklaşım başarılabilir görevler, başarı için ayarlanan direkt ve indirekt tedavi yöntemlerini içermektedir. Hastanın fiziksel, fizyolojik durumuna uygun güç kazandırmayı hedeflemektedir.
- d. Yüksek seviyeli fonksiyon: Esas amaç en üst düzey fonksiyonel seviyeye ulaşmaktır.
- e. Motor öğrenme ve motor kontrol: En yüksek fonksiyonel seviyeye ulaşmak için motor kontrol ve motor öğrenme prensiplerinin tedaviye entegrasyonu gerekmektedir. Vücut yapıları ve aktivite düzeyine göre tedavi yönlendirilmelidir (ICF, İşlevselik, Yetiyitimi ve Sağlığın Uluslararası Sınıflandırması, WHO 1997).

Hareket yaşanan çevreyle etkileşimle ortaya çıkmaktadır. Duyusal ve bilişsel süreçlerin uyarılması ile motor yanıtlar ortaya çıkmaktadır. Motor kontrol ve öğrenmenin bazı kısımları rehabilitasyon için önem taşımaktadır (Mulder ve Hochstenbach 2004). Rehabilitasyon için önemli bir faktör bilginin değişmesidir. Bilgi değişimi olmadığında hastalar yeni görevlerinde zorlanmaktadır. Bu durum, yaralanma sonrası tepkilerine güvenmemesi motor öğrenmenin başlangıç fazında önemlidir. PNF'i fasilitasyon için kullanan fizyoterapist hastaya eksternal bilgi kaynağı oluşturur (Mulder ve Hochstenbach 2004).

2.5.2.2. Temel nörofizyolojik prensipler

Charles Sherrington'un yaptığı çalışmalar PNF prensip ve tekniklerinin gelişmesinde önemli rol almıştır. Çalışmalarında tanımlanan mekanizmalar şunlardır:

- a. Deşarj sonrası etkiler: uyarı etkisinin, uyarının kesilmesinden sonra devam etmesidir. Uyarının süresi ve şiddeti artarsa deşarj sonrası etki artmaktadır. İzometrik kontraksiyon sonrası bu mekanizmanın sonucu ortaya çıkmaktadır.
- b. Spatio-temporal sumasyon: Kısa sürede ard arda gelen ya da farklı kısımlardan aynı anda gelen eşik altı uyarılar üst üste binerek motor nöronda deşarja neden olmakta ve istemli hareketi arttırmak amacıyla kullanılan mekanizmadır.
- c. Yayılım: Uyarı sayısı ve şiddetinde artış farklı şekilde yayılım sağlayarak fasilitasyon ve inhibisyon yapabilmektedir.

d. İndüksiyon: belli bir kas grubundaki kuvvetli kontraksiyonu takiben antagonist kas grubunun uyarılabilirliğindeki artıştır.

e. Resiprokal İnnervasyon: Fonksiyonel harekete yönelik olarak belli bir kas grubunun kasılması için antagonist kas grubunun eş zamanlı gevşemesidir (Adler vd 2008).

PNF'in amacı, merkezi seviyede istemli kontrolü arttırmaktır. Kabat ve Knott, PNF prensiplerini ilk tanımladıklarında maksimum direnç uygulaması üzerinde durmuşlardır. Nöromusküler reedükasyonda aktif ve pasif yardımcı egzersizler önemliyken zorlu aktiviteden kaçınmanın 1953 yılında yaptıkları çalışmada paraliz tedavisinde etkisiz olduğunu bulmuşlar ve motor ünite aktivasyonunda yetersiz olduğu sonucuna varmışlardır. Direnç uygulaması propriyoseptif uyarıyı artırarak sumasyon yoluyla eşik üstü uyarı oluşturmaktadır. Kabat ve Knott maksimum direncin daha fazla motor ünite uyarımını sağlayabileceğini ortaya atmışlardır (Livanelioğlu vd 2014).

Kabat'a göre hareket oluşumunda duyu önemli bir yer kaplamaktadır. Periferal duyu reseptörlerinin uyarılması kas aktivasyonu ve koordinasyonunu sağlamaktadır. Kas içiği, golgi tendon organı, kas- eklem fasyası, konnektif dokudaki bazı reseptörler kas fonksiyonu, hareket ve postürle ilgili bilgileri merkezi sinir sistemine iletir. Bu reseptörler basınç ve germeye duyarlıdır. Reseptörlerin fasilitasyonu, nörofizyolojik olarak uyarılan nöron sayısında artışa sebep olduğu için sinapslarda impuls artışını sağlar. PNF, propriyoseptörleri uyararak nöromusküler yanıt artırmak için, kasın gemesi sırasında ritmik eklem hareketlerini ve manuel direnci içerir (Kofotolis vd 2005).

Kas içiği kas liflerine paralel uzanan, ince fonksiyon gören kaslarda postürel kaslara daha fazla görülen karmaşık bir yapıdır. Kas içiğinin uyarılması, ilgili kasta eksitasyon, sinerjist kasta fasilitasyon, antagonist kasta inhibisyona sebep olmaktadır. Germe kas içiğini uyararak ilgili kasta refleks kontraksiyona yol açmaktadır (Moore ve Kukulka 1991). Golgi tendon organı tendonda bulunan, kuvvetli gerilime duyarlı yapıdır. İlgili kas ve sinerjistini inhibe ederken, antagonist kası fasilite etmektedir. Golgi tendon organının etkin olduğu mekanizma kas tonusunun azalmasında fayda sağlayabilmektedir. İlgili kasa uygulanan kuvvetli germe, golgi tendon organını uyararak otojenik inhibisyon mekanizması gevşeme meydana gelmektedir (Ferber vd 2002). Pacinian korpüskülleri diğer reseptör organdır. Tendon, eklem, tendonun kemiğe yapıştığı periost kısımda, kası çevreleyen fasya altında, subkuteneal dokuda yer alan basınca duyarlı yapılardır. PNF kas ve tendon içindeki propriyoseptörleri uyararak kasın kuvvet, esneklik, fonksiyonunu etkilemektedir (Klein vd 2002). Motor ünite sayısını en yüksek sayıda uyararak denge ve koordinasyonu artırır (Bae vd 2003).

2.5.2.3. Hareket paternleri

PNF, motor performansı değerlendirme ve artırma amacına yönelik geliştirilen bir tekniktir. Tekniklerinin özel yapısı ve diyagonal paternler hareketin özel kombinasyonları olarak analiz edilmiştir. Her tekniğin temelini oluşturan PNF paternleri masif hareket paternleridir ve bu hareketler günlük yaşamdaki fonksiyonel aktivitenin özelliğidir. Masif hareketlerin dönücü ve diyagonal özellikleri vardır. Bu hareketler kasın yapısı, origo- insersiyosunun topografik yerleşimi ile ilişkilidir (Livanelioğlu vd 2014).

PNF, pasif ve aktif hareket açıklığını artırarak kas esnekliği üzerine etki eden bir yöntemdir (Funk vd 2003). Esneklik kas performansını etkilemektedir. Germe egzersizleri yaralanmayı önlemek için, rehabilitasyon sürecinde ve atletik performansı uzun süreli arttırmak için tavsiye edilmektedir (American College of Sports Medicine 2013, Kovacs 2006). PNF esnekliği artırarak fiziksel uygunlukla ilişkili olan güç ve koordinasyonu etkiler, PNF sonrası kas gücü, endurans ve koordinasyon artışı olduğu rapor edilmektedir (Prentice ve Voight 2001).

Kalçanın primer abdüktör kası gluteus medius yürüme ve diğer aktiviteler sırasında pelvik stabiliteyi düzenlemektedir (Fredericson vd 2000). Gluteus medius'un farklı bölümlerinin aktivasyonunu sağlayan, farklı ağırlık aktarma egzersizlerini içeren rehabilitasyon protokolleri bulunmaktadır (O'Sullivan vd 2010). Gluteus medius'un ön lifleri duruş ve tek bacak destek fazında en fazla aktive olmaktadır (Soderberg ve Dostal 1978). Pelvik düşmesi olan ve ağırlık aktarma egzersizlerini yapamayan kişilerde Gluteus medius'u aktive eden egzersizlerin faydalı olduğu bilinmektedir (Distefano vd 2009). PNF, propriyoseptörleri uyarak nöromusküler yanıt geliştirmek için ritmik eklem hareketlerini ve manuel direnç kullanarak germe egzersizlerini içermektedir (Kofotolis vd 2005).

2.6. Hipotezler

Çalışmamızın hipotezleri şunlardır:

H₁. Sağlıklı gençlerde kalça abdükörlerinin propriyoseptif nöromusküler patern ve therabant egzersizleri ile kuvvetlendirilmesi core endurans ve fonksiyonel performansı arttırır.

H₂. Sağlıklı gençlerde kalça abdükörlerinin normal eklem hareket egzersizlerinin therabant egzersizleriyle kuvvetlendirilmesi core endurans ve fonksiyonel performansı arttırır.

H₃. Sağlıklı gençlerde kalça abdükörlerinin propriyoseptif nöromusküler patern ve therabant egzersizleri ile kuvvetlendirilmesi, normal eklem hareket egzersizlerinin therabant egzersizleriyle kuvvetlendirilmesinden daha fazla arttırır.

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

3.1. Amaç

Çalışmamızın amacı, kalça abdükörlerinin thera band kullanılarak pnf paternleri ve kalça ekleminin üç farklı pozisyonunda (nötral, fleksiyon ve hiperekstansiyon) NEH şeklinde kuvvetlendirmesinin core kasları üzerine etkinliğini karşılaştırmaktır.

3.2. Çalışmanın Yapıldığı Yer

Çalışma Pamukkale Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın etik kurul onayı Pamukkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar etik kurulundan 21.05.2019 tarihli ve 10 sayılı kararı ile alınmıştır.

3.3. Çalışma Süresi

Çalışma Eylül 2019 ve Ocak 2020 tarihleri arasında tamamlanmıştır.

3.4. Katılımcılar

Çalışmaya Pamukkale Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu'nda 2018-2019 eğitim- öğretim yılında öğrenim görmekte olan 20-26 yaş aralığındaki erkek katılımcılar alınmıştır. Yapılan güç analizi sonucunda çalışmaya en az 66 kişi alındığında (her grup için en az 22 kişi) %95 güvenle %80 güç elde edilebileceği hesaplanmıştır. Katılımcılara paü pusula sistemi üzerinden duyuru yapılarak çalışmaya katılmaları için davet edilmiştir. Çalışmaya katılmayı kabul eden katılımcılar içinden çalışmanın dahil olma ve dışlanma kriterlerine uygun olarak seçimi yapılmıştır. Güç analizine göre 66 katılımcı kapalı zarf yöntemiyle randomize olarak 3 gruba ayrılmıştır. Grup 1 (PNF Grubu, n=22), Grup 2 (NEH Grubu, n=22), Grup 3 (KG Kontrol Grubu, n=22). Katılımcıların hepsi çalışma hakkında çalışmacı tarafından bilgilendirilme yapılmış ve bilgilendirilmiş gönüllü onam formu imzalatılmıştır.

Gönüllüler İçin Araştırmaya Dahil Olma Kriterleri

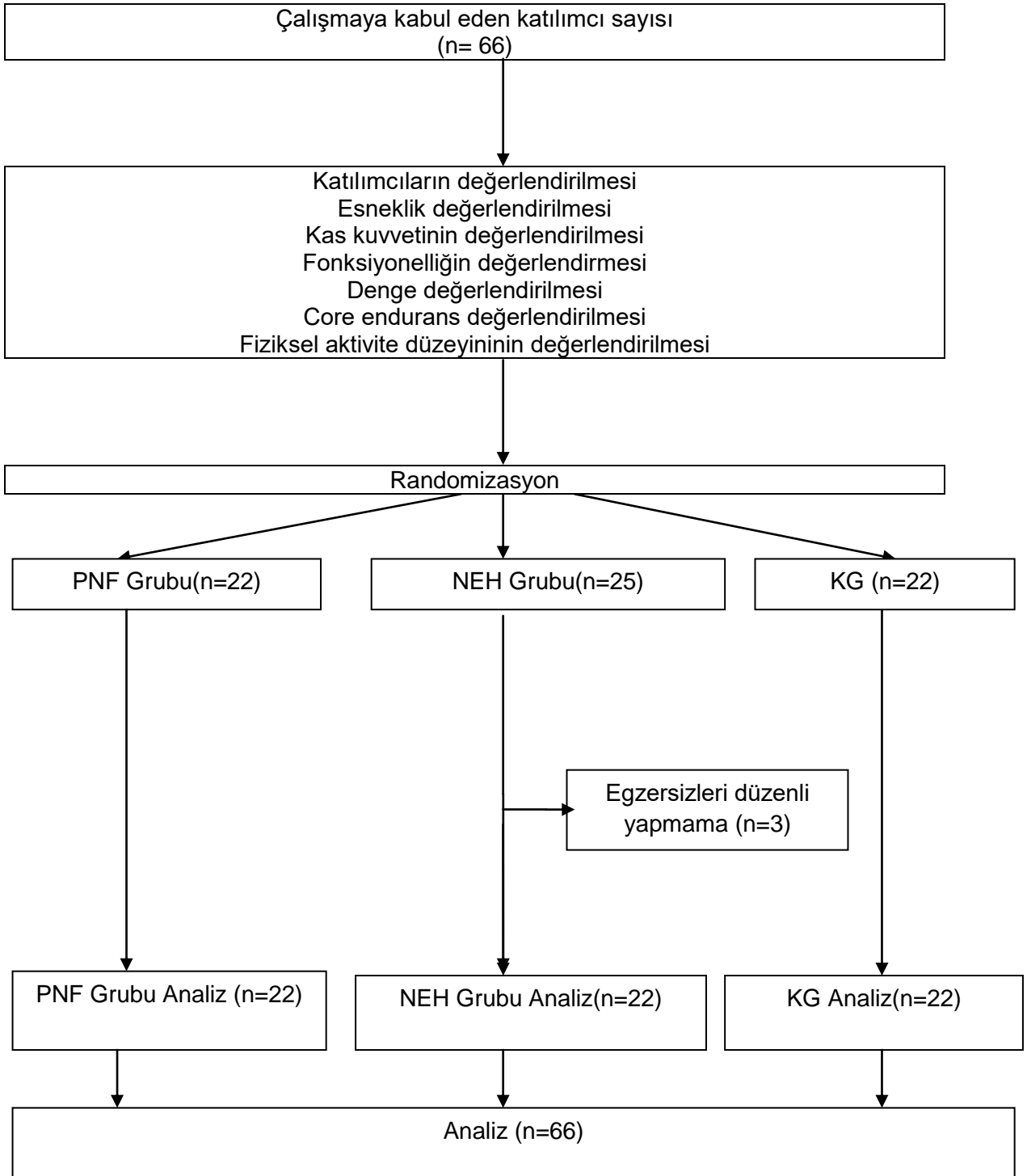
1. Bilinen herhangi bir sağlık problemi olmaması
2. Ortopedik ve nörolojik hastalık olmaması
3. Düzenli egzersiz yapmamak
4. Görme ve işitme ile ilgili herhangi bir engeli olmaması
5. Son üç ay içerisinde alt/üst ekstremitelerde yaralanması geçirmemiş olmak
6. Çalışmada uygulanacak parametrelere koopere olmak
7. Uygulanacak testleri ve eğitimi yapabiliyor olmak
8. Çalışmaya katılmaya gönüllü olmak

Gönüllüler İçin Dışlama Kriterleri

1. Son 6 ay içinde herhangi bir cerrahi geçirmiş olmak veya ciddi patolojisi olması
2. Son üç ay içerisinde alt veya üst ekstremitelerde yaralanması geçirmiş olması
3. Çalışmaya katılmaya gönüllü olmamak

Gönüllüler İçin Çalışmadan Çıkarılma Kriterleri

1. Çalışmaya üç seanstan fazla devamsızlık yapmak
2. Çalışmadan kendi isteği ile ayrılmak istemek
3. Eğitim sırasında ciddi ortopedik/sistemik rahatsızlık geçirmek



Şekil 3.4.1 Araştırma akış diagramı

3.5. Değerlendirme

3.5.1. Tanımlayıcı veriler

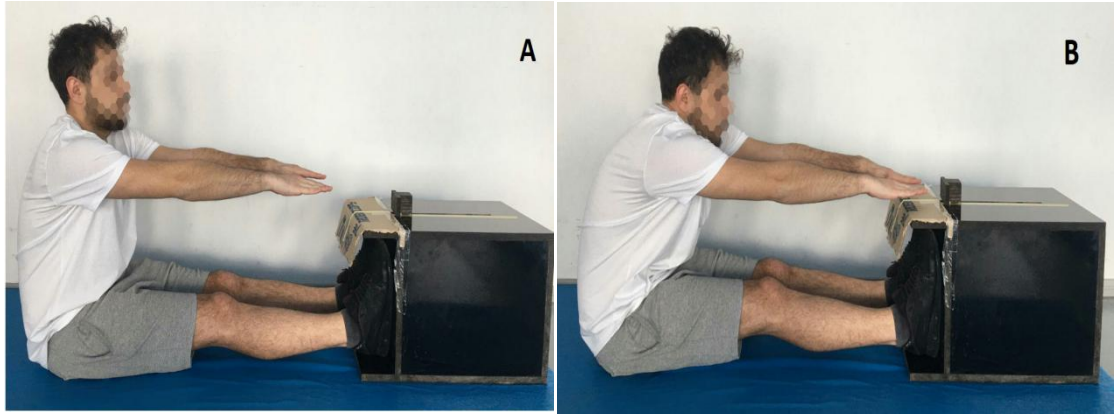
Katılımcıların egzersiz programı öncesinde demografik ve klinik özellikleri değerlendirme formu ile sorgulanmıştır. Değerlendirme formu kişisel bilgileri (ad, soyad, telefon numarası, alkol ve sigara kullanımı, yaş, boy, vücut ağırlığı, vücut kitle indeksi, özgeçmiş, soygeçmiş, dominant alt ekstremite) içermektedir. Katılımcıya topa vurması istenmiş topa vururken öncelikli olarak tercih ettiği ekstremite dominant alt ekstremite olarak kaydedilmiştir (Wilkins vd 2004).

3.5.2. Ölçüm yöntemleri

Esneklik değerlendirmesi otur- uzan testi ve Modifiye thomas testi ile yapılmıştır.

3.5.2.1 Otur- uzan testi

Hamstring ve alt sırt bölgesindeki kasların esneklik ölçümü bu test ile değerlendirilmiştir. Katılımcıdan sert bir zeminde her iki dizde ekstansiyonda olacak şekilde test masasına ayaklarını dayayarak oturması ve dizlerini bükmeden elleri ile ayaklarına uzanması istenmiştir. El parmakları ile test masasının ucu arasındaki mesafe cetvel ile ölçölüp elde edilen değer santimetre (cm) cinsinden kaydedilmiştir. Ölçüm, 3 kez tekrarlanıp en yüksek değer olgunun skorunu oluşturmuştur (Resim 3.5.2.1.1).



Resim 3.5.2.1.1 Otur-uzan testi

3.5.2.2 Modifiye Thomas testi

Kalça fleksör kaslarının (iliopsoas) ve diz ekstansör kasları(kuadriceps) esnekliğini ölçmek için kullanılmıştır.

İliopsoas kas esnekliği ölçümünde katılımcıdan yatağın kenarına sırtüstü yatarak her 2 dizini göğsüne çekmesi istenmiştir. Böylece lumbal vertebralar düzleşerek ve pelvis posterior rotasyona gitmektedir. Katılımcı kontralateral kalçasını kollarla maksimum fleksiyona getirirken test edilen ekstremitesini zeminde yere doğru indirmiştir. Dominant ekstremit için 3 ölçüm yapılmıştır ve ortalama alınmıştır. İliopsoas kasının esnekliği için kalça fleksiyon açısı ölçülmüştür. Gonyometrenin pivotu femur'un trocanter major'una, proksimal kolu kolumna vertebralis'e paralel olarak, distal kolu femur'un lateral orta hattı boyunca pozisyonlanmıştır (Resim 3.5.2.2.1).



Resim 3.5.2.2.1 İliopsoas kasının esnekliğinin gonyometre ile ölçümü

Kuadriceps kasının esnekliği, kalça fleksiyon açısını belirlemektedir. Gonyometrenin pivotu femurun lateral epikondiline, proksimal kolu trakanter majörü

referans olarak femurun lateral orta hattı boyunca, distal kolu lateral malleol ve fibula başını referans olarak fibulanın lateral orta hattı boyunca pozisyonlanmıştır (Harvey 1998) (Resim 3.5.2.2.2).



Resim 3.5.2.2.2 Kuadriceps kasının esnekliğinin gonyometre ile ölçümü

3.5.2.3. Kas kuvvet değerlendirmesi

Maksimal izometrik kuvvet standart protokolü kullanarak Hand-held Dinamometre (HHD) ile objektif ve güvenilir bir şekilde ölçülmüştür. Bilateral kalça abdüktör izometrik kuvveti Hand-held Dinamometre (HHD) (Commander Power Track II; JTECH Medical Industries, Salt Lake City, UT) kullanılarak değerlendirilmiştir (Pozzi vd 2020). Katılımcı yan yatış pozisyonunda pelvisi stabilize edilmiştir. Kalça 30° abdüksiyona getirildiğinde dinamometre pedi femur lateral epikondilinin 10cm proksimaline yerleştirilmektedir. Katılımcıdan kalça abdüksiyonunu maksimum eforla dinamometre pedine karşı 5 sn yapması istenmektedir. Ölçümler sağ ve sol olarak bilateral yapılmış ve arasında dinlenme süresi verilmiştir. 3 tekrar gerçekleştirilip, analiz için ortalama değer kullanılmıştır. Ortalama değerler Newton'dan kilograma dönüştürülmüştür (Khayambashi vd 2012) (Resim 3.5.2.3.1).



Resim 3.5.2.3.1 Hand-held Dinamometre (HHD) (Commander Power Track II; JTECH Medical Industries, Salt Lake City, UT).

3.5.2.4. Fonksiyonellik değerlendirmesi

Otur- kalk testi ile yapılmıştır. Katılımcıdan kollarını omuzlarında çaprazlayıp 43 cm yükseklikteki standart sandalyede oturup, 30 sn boyunca hızlı bir şekilde ayağa kalkıp oturması istenmiş ve tam kalkışın sağlandığı tekrar sayısı kaydedilmiştir (Jones vd 1999) (Resim 3.5.2.4.1).



Resim 3.5.2.4.1 A- Otur- kalk testi başlangıç pozisyonu B- Otur- kalk testi bitiş pozisyonu

3.5.2.5. Fonksiyonel core değerlendirilmesi

Tek bacak squat testi ile yapılmıştır (Kibler vd 2006). Katılımcıların kısmi olarak 45° diz fleksiyonunda 30 sn'lik süre içinde tek bacak çömelme yapması istenmiştir ve çömelme sayısı not edilmiştir. 30 sn'lik sürede gövde dengesinin bozulduğu, bacağın addüksiyona gelmesi durumunda, olgularda test sonlandırılıp skoru 0 olarak kaydedilmiştir (Resim 3.5.2.5.1).



Resim 3.5.2.5.1 A-Single leg squat testinin başlangıç pozisyonu B- Single leg squat testinin bitiş pozisyonu

3.5.2.6. Denge değerlendirmesi

Y denge testi ile yapılmıştır. Bu test dinamik postüral kontrolü değerlendiren ve klinik olarak yaralanma tahmini için kullanılan tarama araçlarından biridir (Butler vd 2012). Farklı popülasyonlar üzerinde uygulanan testin güvenilirliği yüksektir (Plisky vd 2009).

Katılımcılara Y balance test platformu üzerinde dominant ekstremitte üzerinde dengede dururken, diğer ayağının parmak ucu ile 3 yöne (anterior, postero-medial ve posterolateral) uzanması istenmiştir. Dengesini kaybetmemesine, üzerinde durduğu ayağın topuğunun yerden kalkmamasına, uzattığı ayağın parmak uçlarını hafifçe dokundurmasına ve yere değdirmeden sabit duran ayağının yanına getirmesine dikkat edilmiştir. Test, her yön için 15 sn'lik dinlenme aralıkları ile 3 kez tekrarlanmıştır, skorlar toplanıp üçe bölünmüş cm cinsinden kaydedilmiştir (Kinzey vd 1998, Plisky vd 2006). Katılımcıların alt ekstremitte uzunluğu, sırtüstü yatış pozisyonunda spina iliaca anterior superior ile medial malleol arası mesafenin mezura ile ölçülmesiyle belirlenmiştir. Her uzanma cm cinsinden ölçüldü ve yüz ile çarpılarak üç bacak boyuna bölünerek kompozit skora elde edildi (Shimwell vd 2017) (Resim 3.5.2.6.1).

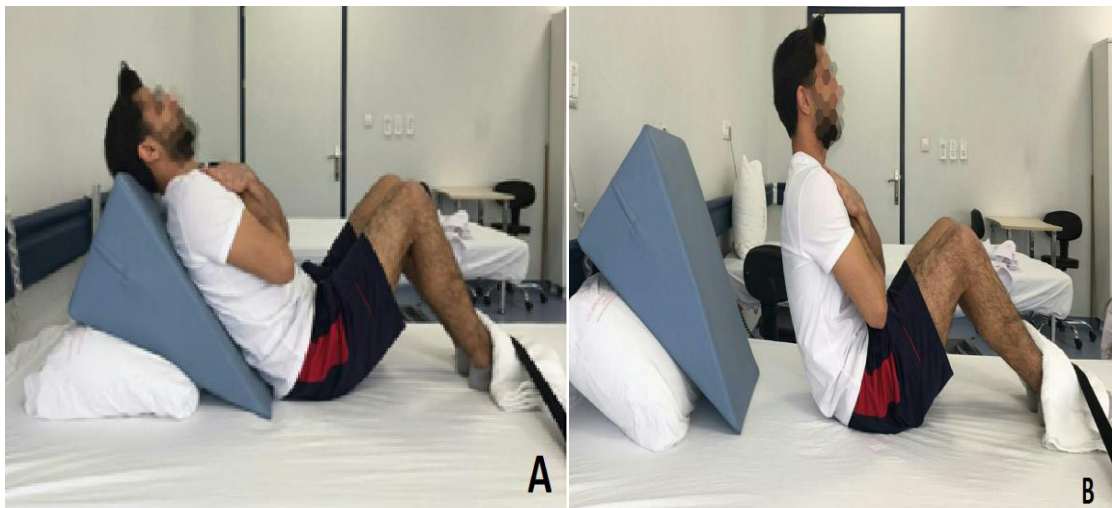


Resim 3.5.2.6.1 Y denge testi

3.5.2.7. Core endurans testleri

Katılımcıların core kas enduransları, statik gövde fleksiyon endurans testi, statik gövde ekstansiyon endurans testi ve lateral köprü endurans testleri ile değerlendirilerek sonuçlar saniye cinsinden kaydedilmiştir.

a. Fleksör endurans testi: Anterior core kas enduransını ölçmektedir. Katılımcıdan graviteye karşı gövde fleksiyonunu koruması istenmiştir. Katılımcının gövdesi 60° fleksiyonda, kalça ve diz 90° fleksiyonda olacak şekilde ayak bilekleri bir kemer aracılığı ile yatağa sabitlenmiştir. Kronometre tutularak katılımcının 60° gövde fleksiyonunu koruyamadığı zaman test sonlandırılmıştır (Resim 3.5.2.7.1).



Resim 3.5.2.7.1 A-Fleksör endurans testinin başlangıç pozisyonu B-Fleksör endurans testinin bitiş pozisyonu

b. Ekstansör endurans (Biering-Sorensen) testi: Posterior core kas enduransını ölçmektedir. Katılımcı yüzükoyun pozisyonda, inguinal bölgesi masanın ucunda olacak şekilde pelvis, kalça ve dizleri masanın üzerine düz bir şekilde uzatılmıştır. Ayak bileklerinden fikse edilmiştir. Üst extremitelerini gövdeye çaprazlaması istenmiştir. Katılımcının horizontal pozisyonda düz bir hat üzerinde kalabildiği süre kronometre ile belirlenmiştir, horizontal pozisyondan aşağı düştüğü veya pozisyonu koruyamadığı zaman test sonlandırılmıştır (Resim 3.5.2.7.2).



Resim 3.5.2.7.2. A- Ekstansör endurans (Biering-Sorensen) testinin başlangıç pozisyonu B- Ekstansör endurans (Biering-Sorensen) testinin bitiş pozisyonu

c. Lateral endurans (Side bridge) testi: Spinal stabilizator kasların enduransını ölçmektedir. Katılımcıların alt ekstremiteleri ekstansiyonda yan yatış pozisyonundadır. Üstteki ayak destek almak için alttaki ayağın önüne koyulmuştur. Önkol ve ayak bileği üzerinde pelvis ve gövde horizontalleşene kadar katılımcı elevasyon yapması istenmiştir. Vücudun düz bir çizgi üzerinde olmasına dikkat edilmiştir. Katılımcının pozisyonu koruyabildiği süre kronometre ile sn cinsinden kaydedilmiştir. Ölçümler sağ ve sol olmak üzere 2 taraf için yapılmıştır (Resim 3.5.2.7.3).



Resim 3.5.2.7.3 A- Sol lateral endurans (Side Bridge) testi B- Sağ lateral endurans (Side Bridge) testi

3.5.2.8. Fiziksel aktivite düzeyinin değerlendirilmesi

Fiziksel aktivite seviyesi Türkçe geçerlilik ve güvenilirliği Sağlam ve arkadaşları tarafından yapılmış olan Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi (International Physical Activity Questionnaire, IPAQ)"nın kısa formu kullanılarak değerlendirilmiştir. Bireylerin hafif, orta ve şiddetli aktivitelerde harcadıkları zaman ve oturma süreleri hakkında bilgi vermektedir. Aktiviteler değerlendirilirken her aktivitenin bir defada en az 10 dk yapılması ölçüt olarak kabul edilmiştir.

Bu aktiviteler için standart MET değerleri oluşturulmuştur. Bunlar;

Şiddetli Fiziksel Aktivite = 8.0 MET,

Orta Şiddetli Fiziksel Aktivite = 4.0 MET,

Yürüme = 3.3 MET,

Oturma = 1.5 MET.

Her aktivite düzeyi için MET değeri (metabolik eşdeğer) gün ve dakika çarpılarak "MET-dk/hafta" skoru elde edilmiştir. Bu değerler kullanılarak günlük ve haftalık fiziksel aktivite seviyesi hesaplanmıştır. Elde edilen skor fiziksel aktivite yapmayan (MET=<600 enerji düzeyi), yetersiz aktivite düzeyi olan (MET=600-3000 arası enerji düzeyi) ve yeterli aktivite düzeyi olan (MET= >3000 enerji düzeyi) şeklinde sınıflandırılmıştır (Ek-UFAA).

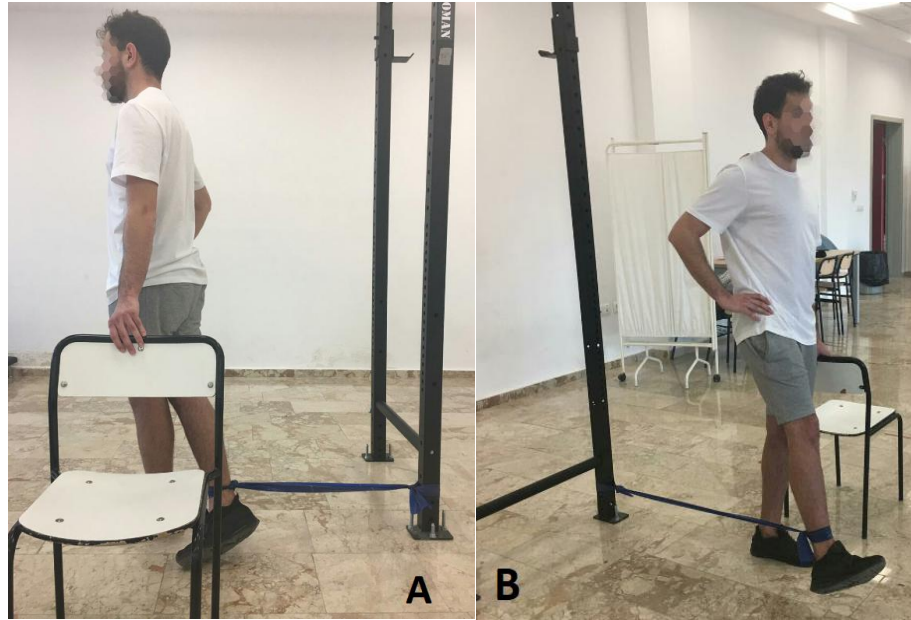
3.6. Çalışmada Kullanılan Egzersiz Eğitim Yöntemleri

Eğitim grupları ısınma periyodu ve soğuma periyodu (germe egzersizleri) içermektedir. Isınma periyodu tempolu yan yürüyüşü ve gluteus medius'un 30sn'lik kısa süreli germe egzersizlerini kapsamıştır. Yüklenme periyodunda 1. Grup PNF egzersizlerini, 2. Grup NEH egzersizlerini yapmış, 3. Grup ise hiç egzersiz yapmamıştır. Soğuma periyodunda 60sn'lik uzun süreli hamstring germe, tensor fascia lata germe, addüktör germe egzersizleri yapılmıştır. Egzersiz programları haftada 3 gün, 6 hafta süreyle toplam 18 seans uygulanmıştır. 1. ve 2. gruptaki katılımcılar 1MT'nin %80 ile 3 set 30 tekrar şeklinde elastik band (Thera-Band®) ile izotonik egzersiz şeklinde yapmıştır (Baechle ve Earle 1995, Baechle ve Earle 2000). Elastik banttın (EB) direnç sağlamak amacıyla sertten ultra serte (yeşil, mavi, gümüş) dirençli elastik bantlar kullanılmıştır. EB'nin uzunluğu 2 metredir. Kullanılan gerçek uzunluk (kavrama ve çapa noktasına olan mesafe) doğru direnci bulmak için her katılımcıya özel ayarlanmıştır. EB'ler üreticinin tavsiye ettiği üzere, dinlenme uzunluğunun %300'den fazla gerdirilmemiştir. Her 2 grup ısınma ve soğuma egzersizlerini, yüklenme periyodu öncesinde uygulamıştır.

3.6.1. Grup 1(PNF grubu)

Katılımcıların egzersiz protokolü ısınma periyodu, yükleme ve soğuma periyodunu içermektedir. Yükleme periyodu Grup 1 'de fleksiyon- abduksiyon- internal rotasyon paternini ve ekstansiyon- abduksiyon- internal rotasyon paternini 15 tekrarlı gerçekleştirmiştir. Fleksiyon- abduksiyon- internal rotasyon paternini yaparken başlangıç pozisyonu olarak ayak bileği plantar fleksiyon ve inversiyonda, kalça ekstansiyon, addüksiyon, eksternal rotasyondadır. Parmaklar ekstansiyona, ayak bileği dorsi fleksiyon ve eversiyona getirmiştir. Kalça fleksiyon- abduksiyon- internal rotasyonu yaparak paterni tamamlamıştır (Resim 3.6.1.1). Ekstansiyon- abduksiyon- internal rotasyon paterninin başlangıç pozisyonunda ayak bileği dorsi fleksiyon ve inversiyonda, kalça fleksiyon- addüksiyon ve eksternal rotasyondadır. Parmaklar fleksiyona, ayak bileği plantar fleksiyon ve eversiyona getirmiştir. Kalça ekstansiyon- abduksiyon- internal rotasyonunu yaparak paterni tamamlamıştır (Resim 3.6.1.2).

Egzersizlerin yapım hızını sabitlemek için metronom kullanılmıştır. 50bpm metronom hızında 1: 2 sn oranında PNF egzersizleri yapılmıştır. Yani 3 tıkta antagonist paternden agonist paterne geçiyorken 6 tıkta agonistten antagoniste geçiş olmuştur. Egzersizler arasında dinlenme araları verilmiştir. Elastik bant (Thera-Band®) dominant ekstremitenin ayakbileğine ne aşırı gergin ne aşırı gevşek olacak şekilde bağlanmıştır. Non-dominant üst ekstremita ile destek alınmıştır. Egzersizleri yaparken gövde kompensasyonları olursa fizyoterapistin sözel komutları ile düzeltilmiştir. Elastik bandın gerimi %100 veya %200 ile çalışıldığında ilk mesafe ölçülmüş son uzunluk gerime göre hesaplanmıştır. Örneğin %100 gerimde son uzunluk ilk uzunluğun 2 katı olmuştur. Eğitim çalışmacı gözetiminde yapılmıştır. EB'nin deformasyon etkisi, periyodik olarak değiştirilerek azaltılmıştır. İlerlemenin belirlenmesi için belli aralıklarla kuvvet testi yapılmış, testin sonucuna göre EB değişikliğine gidilmiştir.



Resim 3.6.1.1 PNF egzersizi 1. Paterni: Fleksiyon- Abdüksiyon- İnternal rotasyon paterni A- başlangıç pozisyonu antagonist patern Ekstansiyon- Addüksiyon- Eksternal rotasyon B- Bitiş pozisyonu agonist patern Fleksiyon- Abdüksiyon- İnternal rotasyon



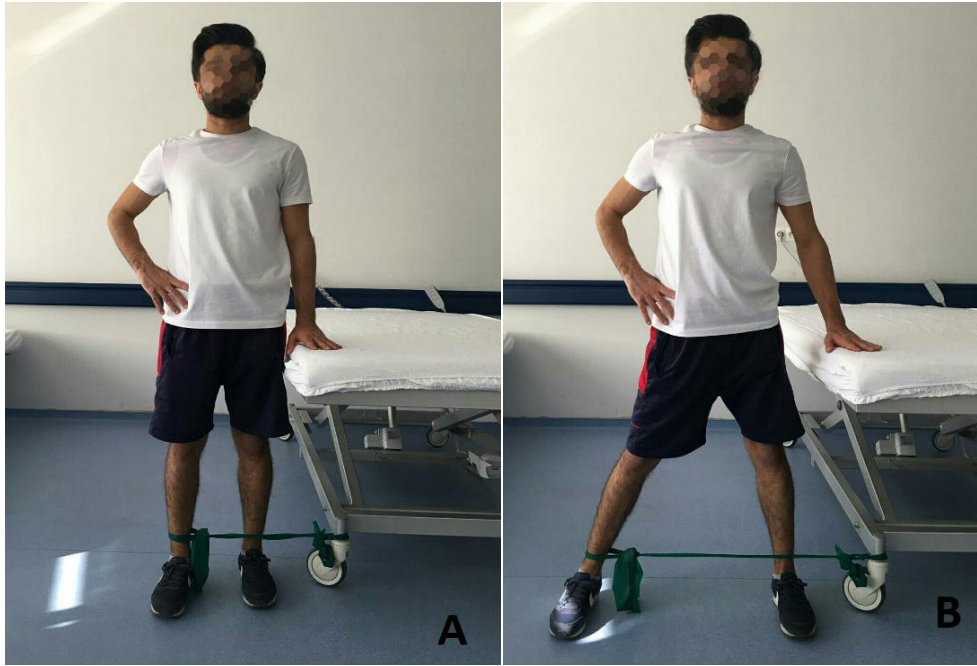
Resim 3.6.1.2. PNF egzersizi 2. Paterni: Ekstansiyon- Abdüksiyon- İnternal rotasyon paterni A- başlangıç pozisyonu antagonist patern Fleksiyon – Addüksiyon- Eksternal rotasyon B- Bitiş pozisyonu agonist patern Ekstansiyon- Abdüksiyon- İnternal rotasyon

3.6.2. Grup 2 (NEH grubu)

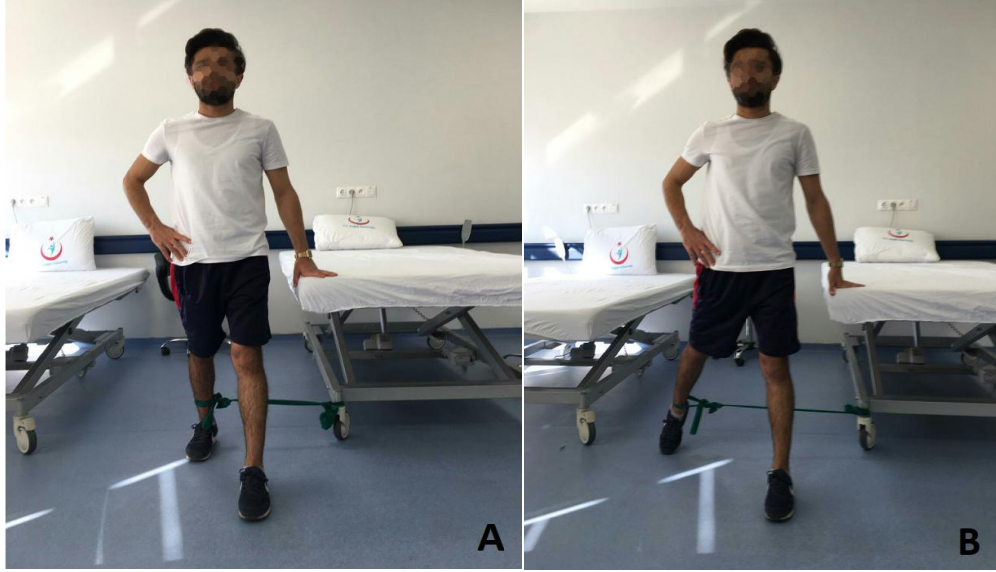
Katılımcılar yüklenme periyodunda 3 farklı abdüksiyon egzersizini 10 tekrarlı yapmıştır. Kalçanın fleksiyonda abdüksiyonu, nötral abdüksiyon ve ekstansiyonda abdüksiyon egzersizleri elastik bant ile değişik gerimlerde metronom ile belli ritimde uygulamıştır (Resim 3.6.2.1, Resim 3.6.2.2, Resim 3.6.2.3).



Resim 3.6.2.1 A- Fleksiyonda abdüksiyon NEH egzersizi başlangıç pozisyonu B- Fleksiyonda abdüksiyon NEH egzersizi bitiş pozisyonu



Resim 3.6.2.2 A- Nötral abdüksiyon NEH egzersizi başlangıç pozisyonu B- Nötral abdüksiyon NEH egzersizi bitiş pozisyonu



Resim 3.6.2.3 A- Ekstansiyonda abdüksiyon NEH egzersizi başlangıç pozisyonu B- Ekstansiyonda abdüksiyon NEH egzersizi bitiş pozisyonu

Grup 1'deki 2 egzersiz, grup 2'deki 3 egzersizin tekrar sayıları eşitlenerek yüklenmeleri eşit hale getirilmiştir. Yani grup 1 (PNF grubu) 2 farklı PNF egzersizini 15 tekrarlı yaparken, grup 2 (NEH grubu) ise 3 farklı NEH egzersizini 10 tekrarlı yapmıştır.

Katılımcıların elastik bant(Thera-Band®) seçimi 1maksimum tekrar (MT)'ı bulunarak yapılmıştır. 1MT Hand-held Dinamometre (HHD) ile ölçülmüştür. Egzersizler MT'nin %80 ile 3 set 30 tekrar şeklinde elastik band (Thera-Band®) yapılmıştır. Çalışmaya başlarken (0.gün), 9.seans(3.hf), 18.seans(6.hf)'da MT ölçümü yapılmıştır. MT'ye göre elastik bant seçimi yapılmıştır. Çalışmada yeşil, mavi, gümüş elastik bant kullanılmıştır. Elastik bandın gerimi seçilirken kuvvet- uzama eğrisi dikkate alınmıştır. Gerimleri %100 ve %200 olacak şekilde egzersizler çalışılmıştır.

3.6.3. Grup 3 (KG)

KG'nin başlarken ve 6 hafta sonra değerlendirmeleri yapılmıştır. Hiçbir egzersiz programına katılmamaları, değerlendirmeyi yapan fizyoterapist tarafından belirtilmiştir.

3.7. İstatistiksel Analiz

Veriler SPSS 25.0 (IBM SPSS Statistics 25 software (Armonk, NY: IBM Corp.)) paket programıyla analiz edilmiştir. Sürekli değişkenler ortalama \pm standart sapma, ortanca (en küçük - en büyük değerler) olarak ifade edilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile incelenmiştir. Parametrik test varsayımları sağlandığında bağımsız grup farklılıkların karşılaştırılmasında Tek yönlü varyans analizi (post hoc: Tukey testi); parametrik test varsayımları sağlanmadığında ise bağımsız grup farklılıkların karşılaştırılmasında Kruskal Wallis varyans analizi (post hoc: Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi) kullanılmıştır. Bağımlı grup incelemelerinde; Parametrik test varsayımları sağlandığında İki Eş Arasındaki Farkın Önemlilik testi kullanılmıştır. Parametrik test varsayımları sağlanmadığında ise Wilcoxon eşleştirilmiş iki örnek testi kullanılmıştır. Kategorik değişkenler arasındaki farklılıkların incelenmesinde ise Ki kare testi kullanılmıştır. Tüm analizlerde $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4.BULGULAR

4.1. Grupların Demografik Özelliklerinin Karşılaştırılması ve Dağılımları

Katılımcıların yaş, boy, kilo ve VKİ göre dağılımları tablo 4.1.1'de gösterildi. PNF grubunun yaş ortalaması $22,23 \pm 1,02$ yıl, NEH grubunun yaş ortalaması $21,73 \pm 1,35$ yıl, kontrol grubunun yaş ortalaması $21,09 \pm 1,51$ yıldır.

Gruplar, demografik özellikleri bakımından değerlendirildiğinde üç grup arasında boy ve kilo bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p > 0,05$). Gruplar yaş açısından karşılaştırıldığında PNF grubu ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p = 0,003$). VKİ karşılaştırıldığında ise NEH ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı ($p = 0,021$).

Tablo 4.1.1 Katılımcıların yaş, boy, kilo ve VKİ göre dağılımları

Değişkenler	PNF		NEH		KG		p
	X ± SS	Medyan (Min - Maks)	X ± SS	Medyan (Min - Maks)	X ± SS	Medyan (Min - Maks)	
Yaş (Yıl)	22,23 ± 1,02	22 (21 - 24)	21,73± 1,35	21 (20 - 25)	21,09 ± 1,51	20,5 (20 - 26)	0,003 ^{*c}
Boy (Cm)	178,5 ± 5	178 (169 - 188)	178,05 ± 5,99	178,5 (167 - 190)	180 ± 6,01	180 (170 - 193)	0,495
Kilo(Kg)	74 ± 8,73	74 (60 - 90)	75 ± 13,55	75 (58 - 120)	68,68 ± 10,52	67,5 (50 - 93)	0,103
VKİ(Kg/cm²)	23,15 ± 2,22	23,13 (19,32 - 27,36)	23,63 ± 3,71	24,03 (17,82 - 34,69)	21,16 ± 2,93	21,03 (17,03 - 28,39)	0,021 ^{**b}

*p<0,05, *: Kruskal Wallis test, **: One Way ANOVA, b: NEH egzersizi-KG, c: PNF egzersizi-KG.

4.1.2. Katılımcıların dominant taraf, sigara ve alkol kullanım durumuna göre dağılımları

Katılımcıların dominant taraf, sigara ve alkol kullanım durumuna göre dağılımları tablo 4.1.2' de verilmiştir. Gruplar sigara kullanımı açısından karşılaştırıldığında NEH grubunda sigara kullanımı, PNF ve KG'ye göre anlamlı şekilde yüksek olduğu gözlenmiştir ($p=0,05$).

Tablo 4.1.2 Katılımcıların grup içi ve gruplar arası dominant taraf, sigara kullanımı ve alkol kullanımı durumuna göre karşılaştırılması

Değişkenler		PNF		NEH		KG		P*
		n	%	n	%	n	%	
Dominant taraf	Sağ	18	81,8	19	86,4	17	77,3	0,735
	Sol	4	18,2	3	13,6	5	22,7	
Sigara kullanımı	Var	9	40,9	16	72,7	9	40,9	0,05*
	Yok	13	51,9	6	27,3	13	51,9	
Alkol kullanımı	Var	3	13,6	6	27,3	4	18,2	0,515
	Yok	19	86,4	16	72,7	18	81,8	

*: Ki Kare testi; n:Sayı; %: Yüzde

4.2. Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası Otur-Uzan Test Ölçüm Sonuçları Karşılaştırılması

Katılımcıların grup içi ve gruplar arası otur- uzan test ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması Tablo 4.2.1' de gösterilmiştir.

Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası otur- uzan testi ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF, NEH ve KG de istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur (Sırasıyla $p=0,000$, $t=-9,029$, $p=0,000$, $t=-7,293$, $p=0,036$, $t=-2,247$). Otur- uzan testi ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında PNF ve KG arasında PNF grubu lehine NEH ve KG arasında NEH grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p=0,000$).

Tablo 4.2.1 Katılımcıların grup içi ve gruplar arası otur- uzan test ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması

Değişkenler	PNF		NEH		KG		P ^{1*}	
	X ± SS	Med (min - maks)	X ± SS	Med (min - maks)	X ± SS	Med (min - maks)		
Otur-Uzan Testi	Pre	4,73 ± 7,98	5,9 (-12,3 - 24)	-0,15 ± 8,08	1,3(-19,3-12,3)	5,43 ± 4,43	6,2 (-7 - 10,5)	0,029 ^{ab}
	Post	7,03 ± 7,76	7,25 (-8,6 - 26,6)	2,63 ± 7,77	3,95 (-16,5 - 13,6)	5,65 ± 4,43	6,5 (-7 - 11,5)	0,168
	P ²	0,000*(t=-9,029)		0,000*(t=-7,293)		0,036*(t=-2,247)		
Otur-Uzan Testi Δ		-2,3 ± 1,2	-2,35 (-4,5 - -0,5)	-2,78 ± 1,79	-3 (-6,4 - 0,7)	-0,22 ± 0,46	-0,25 (-1,2 - 0,5)	0,000 ^{abc} (kk=33,632)

p¹: gruplar arası değer, p²: grup içi değer, p<0.05, *: Kruskal Wallis test, a: PNF- NEH egzersiz, b: NEH egzersizi-KG, c: PNF egzersizi-KG

4.3. Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası İliopsoas ve Kuadriiceps Kısalık Testi Değerlerinin Karşılaştırılması

Katılımcıların grup içi ve gruplar arası iliopsoas ve kuadriiceps kısalık testi değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.3.1' de verilmiştir.

Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası iliopsoas kası kısalık testi ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF ve NEH grubunda istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur (Sırasıyla $p=0,001$ $z=-3,201$, $p=0,001$ $z=-3,219$). İliopsoas kısalık testi ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında PNF ve KG arasında PNF grubu lehine NEH ve KG arasında NEH grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p=0,000$). Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası kuadriiceps kası kısalık testi ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF ve NEH grubunda istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur (Sırasıyla $p=0,000$ $t=-8,443$, $p=0,001$ $z=-3,359$). Tedavi sonrası kuadriiceps kısalık testi değerleri incelendiğinde PNF ve KG, PNF ve NEH, NEH ve KG, grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Kuadriiceps kısalık testi ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında PNF ve KG arasında PNF grubu lehine, NEH ve KG arasında NEH grubu lehine, PNF ve NEH grubu arasında PNF grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı tespit edilmiştir ($p=0,000$).

Tablo 4.3.1 Katılımcıların grup içi ve gruplar arası iliopsoas ve kuadriiceps kısalık testi değerlerinin karşılaştırılması

Değişkenler		PNF		NEH		KG		P ¹
		X ± SS	Medyan (Min - Maks)	X ± SS	Medyan (Min - Maks)	X ± SS	Medyan (Min - Maks)	
İliopsoas kısalığı	Pre	-10,68 ± 1,52	-10 (-15 - -10)	-10,14 ± 0,47	-10 (-12 - -10)	-11,45 ± 2,52	-10,5 (-15 - -10)	0,009* ^b
	Post	-12,32 ± 2,06	-12 (-15 - -10)	-11,5 ± 1,85	-11 (-15 - -10)	-10,68 ± 1,52	-10 (-15 - -10)	0,015* ^c
	P ²	0,001* (z=-3,201)		0,001* (z=-3,219)		0,082(z=-1,741)		
İliopsoas kısalığı Δ		1,64 ± 1,71	1,5 (0 - 5)	1,36 ± 1,62	1 (0 - 5)	-0,77 ± 1,88	0 (-5 - 2)	0,000* ^{bc} (kk=20,843)
Kuadriiceps kısalığı	Pre	51,09 ± 1,8	50 (49 - 55)	50,41 ± 0,96	50 (50 - 53)	50,68 ± 1,21	50 (50 - 55)	0,432
	Post	54,5 ± 1,37	55 (51 - 57)	51,55 ± 1,6	51 (50 - 55)	50,14 ± 0,47	50 (50 - 52)	0,000* ^{abc}
	P ²	0,000*(t=-8,443)		0,001* (z=-3,359)		0,075(t=-1,781)		
Kuadriiceps kısalığı Δ		-3,41 ± 1,89	-3,5 (-6 - 0)	-1,14 ± 1,25	-1 (-5 - 0)	0,55± 1,34	0(-2-5)	0,000* ^{abc} (kk=39,042)

p¹: gruplar arası değer, p²: grup içi değer, p<0,05, *: Kruskal Wallis test, a: PNF- NEH egzersiz, b: NEH egzersizi-KG, c: PNF egzersizi-KG

4.4. Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası Abdüktör Kas Kuvvetinin Karşılaştırılması

Katılımcıların grup içi ve gruplar arası abdüktör kas kuvvetinin karşılaştırılması Tablo 4.4.1' de gösterilmiştir.

Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası sağ alt ekstremitte abdüktör kas kuvveti ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF, NEH ve KG istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur (Sırasıyla $p=0,000$ $t=-7,750$, $p=0,000$ $t=-6,809$, $p=0,014$ $z=-2,451$). Sağ alt ekstremitte abdüktör kas kuvveti ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında NEH ve KG arasında NEH grubu lehine, PNF ve KG arasında PNF grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p=0,0001$).

Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası sol alt ekstremitte abdüktör kas kuvveti ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF ve NEH grubunda istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur (Sırasıyla $p=0,000$ $t=-10,969$, $p=0,000$ $t=-9,012$). Sol alt ekstremitte abdüktör kas kuvveti ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında NEH ve KG arasında NEH grubu lehine, PNF ve KG arasında PNF grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p=0,0001$).

Tablo 4.4.1 Katılımcıların grup içi ve gruplar arası abdüktör kas kuvvetinin karşılaştırılması

Değişkenler		PNF		NEH		KG		P ¹
		X ± SS	Medyan (Min - Maks)	X ± SS	Medyan (Min - Maks)	X ± SS	Medyan (Min - Maks)	
Abd kas kuvveti sağ	Pre	16,7 ± 7,06	14,31 (5,39 - 29,07)	25,68 ± 6,93	25,79 (9,9 - 36,78)	29,02 ± 6,13	26,45 (21,25 - 47,66)	0,0001 ^{*ac}
	Post	28,32 ± 5,84	29,17 (12,81 - 38,25)	31,04 ± 7,39	32,18 (14 - 45,01)	26,69 ± 3,69	25,7 (20,74 - 35,73)	0,005 ^{*b}
	P ²	0,000*(t=-7,750)		0,000*(t=-6,809)		0,014* (z=-2,451)		
Abd kas kuvveti sağ Δ		-11,63 ± 7,04	-13,66(-22-1,23)	-5,37 ± 3,7	-4,78(-16,59-1,19)	2,33 ± 5,84	0,74(-1,3-23,01)	0,0001 ^{*bc}
Abd kas kuvveti sol	Pre	16,95 ± 5,87	16,28 (4,56 - 26,31)	24,7 ± 6,62	25,9 (11,62 - 32,84)	26,21 ± 4,1	25,65 (14,76 - 32,87)	0,0001 ^{*ac}
	Post	28,88 ± 4,62	29,16 (20 - 36,92)	32,22 ± 7,33	33,84 (15,74 - 43,96)	25,29 ± 3,59	26,06 (15,74 - 32,15)	0,0001 ^{*b}
	P ²	0,000*(t=-10,969)		0,000*(t=-9,012)		0,186(z=-1,321)		
Abd kas kuvveti sol Δ		-11,93 ± 5,1	-10,83(-23,19 - -4,22)	-7,52 ± 3,91	-7,27(-14,24 - -0,78)	0,92 ± 2,58	0,48(-2,18-9,62)	0,0001 ^{*bc}

p¹: gruplar arası değer, p²: grup içi değer, *p<0,05, *: Kruskal Wallis test, a: PNF- NEH egzersiz, b: NEH egzersizi-KG, c: PNF egzersizi-KG.

4.5. Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası Otur- Kalk Test Skorlarının Karşılaştırılması

Katılımcıların grup içi ve gruplar arası otur-kalk testi değerlendirme skorlarının karşılaştırılması Tablo 4.5.1' de verilmiştir.

Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası otur kalk testi ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF ve NEH grubunda istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur. (Sırasıyla $p=0,000$ $z=-3,875$, $p=0,000$ $t=-6,870$). KG' de ise istatistiksel olarak anlamlı azalma olmuştur. ($p=0,034$ $z=-2,124$). Otur kalk testi ölçüm sonuçlarının fark degerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında PNF ile KG arasında PNF grubu lehine ve NEH ile KG arasında NEH grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p=0,000$) (Tablo 3).

Tablo 4.5.1 Katılımcıların grup içi ve gruplar arası otur- kalk test skorlarının karşılaştırılması

Değişkenler		PNF		NEH		KG		P ^{1*}
		X ± SS	Med (min - maks)	X ± SS	Med (min - maks)	X ± SS	Med (min - maks)	
Otur kalk testi	Pre	21,18 ± 4,8	20,5 (10 - 31)	19,91 ± 4,26	20 (14 - 28)	25,14 ± 5,51	24,5 (13 - 33)	0,002 ^{*bc}
	Post	26,27 ± 6,66	24,5 (15 - 41)	25,82 ± 5,15	26 (18 - 36)	24,32 ± 5,5	24,5 (12 - 32)	0,509
	P ²	0,000*(z=-3.875)		0,000*(t=-6,870)		0,034* (z=-2,124)		
Otur kalk Δ		-5,09 ± 4,74	-3,5 (-16 - 2)	-5,91 ± 4,03	-5,5(-15 - 0)	0,82 ± 1,79	1 (-2 - 7)	0,000 ^{*bc} (kk=36,954)

p¹: gruplar arası değer, p²: grup içi değer, p<0,05, *: Kruskal Wallis test, a: PNF- NEH egzersiz, b: NEH egzersizi-KG, c: PNF egzersizi-KG

4.6. Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası Tek Bacak Squat Test Skorlarının Karşılaştırılması

Katılımcıların grup içi ve gruplar arası tek bacak squat test skorlarının karşılaştırılması Tablo 4.6.1' de verilmiştir.

Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası tek bacak squat test ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF grubunda istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur ($p=0,007$ $z=-2,720$). Tek bacak squat test ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında, PNF ve KG arasında PNF grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır($p=0,038$).

Tablo 4.6.1 Katılımcıların grup içi ve gruplar arası tek bacak squat değerlerinin karşılaştırılması

Değişkenler		PNF		NEH		KG		P ¹
		X ± SS	Med (min - maks)	X ± SS	Med (min - maks)	X ± SS	Med (min - maks)	
Tek Bacak Squat	Pre	11,36 ± 11,35	13,5 (0 - 30)	10,32 ± 10,97	7 (0 - 28)	5,05 ± 9,61	0 (0 - 27)	0,13
	Post	12,91 ± 12,9	14 (0 - 35)	11,05 ± 12,08	6 (0 - 32)	5,09 ± 9,75	0 (0 - 29)	0,065
	p²	0,007*(z= -2,720)		0,165(z=- 1,388)		0,783(z=-2,76)		
Tek Bacak SquatΔ		-1,55 ± 2,24	-0,5(-7-2)	-0,73± 2,24	0(-8-3)	-0,05± 0,72	0(-2-2)	0,038* ^c

p¹: gruplar arası değer, p²: grup içi değer, *p<0,05, *: Kruskal Wallis test, a: PNF- NEH egzersiz, b: NEH egzersizi-KG, c: PNF egzersizi-KG.

4.7. Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası Denge Testi Değerlerinin Karşılaştırılması

Katılımcıların grup içi ve gruplar arası denge testi değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.7.1' de gösterilmiştir.

Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası anterio- posterior denge testi ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF, NEH ve KG istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur (Sırasıyla $p=0,000$ $z=-4,109$, $p=0,000$ $t=-8,186$, $p=0,000$ $z=-4,113$). Anterio-posterior denge testi ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında PNF ve NEH grubu arasında PNF grubu lehine, PNF ve KG arasında PNF grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür ($p=0,004$). Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası postero- medial denge testi ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF ve NEH grubunda istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur (Sırasıyla $p=0,000$ $t=-8,161$, $p=0,000$ $t=-12,695$). Postero- medial denge testi ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında PNF ve KG arasında PNF grubu lehine, NEH ve KG arasında NEH grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p=0,000$). Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası postero- lateral denge testi ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF ve NEH grubunda istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur (Sırasıyla $p=0,000$ $t=-8,288$, $p=0,000$ $t=-14,747$). Postero- lateral denge testi ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında NEH ve KG arasında NEH grubu lehine, PNF ve KG arasında PNF grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p=0,000$). Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası kompozit skor ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF ve KG ile NEH ve KG grubunda istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur (Sırasıyla $p=0,000$ $t=-10,108$, $p=0,000$ $t=-16,788$). Kompozit skorlama ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında PNF ve KG arasında PNF grubu lehine, NEH ve KG arasında NEH grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p=0,000$).

Tablo 4.7.1 Katılımcıların grup içi ve gruplar arası denge testi değerlerinin karşılaştırılması

Değişkenler		PNF		NEH		KG		P ^{1*}
		X ± SS	Medyan (Min - Maks)	X ± SS	Medyan (Min - Maks)	X ± SS	Medyan (Min - Maks)	
Denge ant-post	Pre	74,11 ± 9,03	72 (63 - 104)	83,41 ± 3,16	83 (78 - 89)	73,09 ± 5,25	73 (65 - 81)	0,000 ^{*ab}
	Post	88,44 ± 13,41	96,5 (66 - 106)	88 ± 3,25	90 (81 - 91)	76,95 ± 4,76	76 (70 - 86)	0,000 ^{*bc}
	P ²	0,000* (z=-4,109)		0,000* (t=-8,186)		0,000* (z=-4,113)		
Denge ant-post Δ		-14,32±10,63	-16 (-31 - -1)	-4,59 ±2,63	-4(-9-2)	-3,86±1,98	-3(-7-1)	0,004 ^{*ac}
Denge post-med	Pre	94,82 ± 5,76	94 (80 - 108)	93,41 ± 2,74	93 (86 - 98)	97,95 ± 5,15	96,5 (91 - 109)	0,008 ^{*b}
	Post	104,85 ± 7,3	107,8 (90 - 117)	100,23 ± 3,96	100 (91 - 106)	98,64 ± 3,5	98 (93 - 107)	0,005 ^{*c}
	P ²	0,000* (t=-8,161)		0,000* (t=-12,695)		0,450(t=-0,769)		
Denge post-med Δ		-10,03±5,76	-10(-21- -2)	-6,82±2,52	-7(-14- -3)	-0,68±4,16	0(-9-5)	0,000 ^{*bc}
Denge post-lat	Pre	97,93 ± 6,28	97 (83 - 109)	96,27 ± 3,21	96 (92 - 104)	102,14 ± 4,75	102,5 (95 - 110)	0,001 ^{*bc}
	Post	106,77 ± 5,6	108,5 (94 - 114)	103,55 ± 2,87	103,5 (97 - 108)	103,32 ± 4,16	104 (95 - 109)	0,008 ^{*ac}
	P ²	0,000* (t=-8,288)		0,000* (t=-14,747)		0,252(z=-1,145)		
Denge post-lat Δ		-8,84±5	-7,5(-20- -1)	-7,27±2,31	-7(-13- -4)	-1,18±3,76	-3(-7-5)	0,000 ^{*bc}
Kompozit skor(%LL)	Pre	96,59 ± 7,25	95,81 (79,93 – 110,84)	99,40 ± 5,52	99,08 (90,24 – 111,79)	97,61 ± 7,53	94,85 (87,46 – 114,63)	0,389 ^{*ab}
	Post	108,64 ± 9,43	109,01 (94,59 – 122,68)	106,23 ± 6,58	106,15 (94,39 – 121,14)	99,67 ± 7,43	99,72 (88,45 – 116,67)	0,001 ^{*bc}
	P ²	0,000* (t=-10,108)		0,000* (t=-16,788)		0,001* (z=-4,113)		
Kompozit skor(%LL)Δ		-12,05± 5,59	-13,10 (-20,91 – -1,41)	-6,82 ±1,90	-6,77(-10,34 - -3,96)	-2,06± 2,47	-1,38(-8,06-1,33)	0,000 ^{*bc}

p1: gruplar arası değer, p2: grup içi değer, *p<0,05, Kruskal Wallis test a: PNF- NEH egzersiz, b: NEH egzersizi-KG, c: PNF egzersizi-KG

4.8. Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası Core Endurans Testi Değerlerinin Karşılaştırılması

Katılımcıların grup içi ve gruplar arası core fleksiyon, ekstansiyon, sağ ve sol lateral fleksiyon core endurans testi değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.8.1' de verilmiştir.

Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası core fleksiyon endurans testi ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF, NEH ve KG istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur (Sırasıyla $p=0,000$ $t=-7,402$, $p=0,000$ $z=-4,075$, $p=0,002$ $z=-3,080$). Core fleksiyon endurans testi ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında NEH ve KG arasında NEH grubu lehine, PNF ve KG arasında PNF grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p=0,000$).

Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası core ekstansiyon endurans testi ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF ve NEH grubunda istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur (Sırasıyla $p=0,000$ $z=-4,109$, $p=0,002$ $z=-3,118$). Core ekstansiyon endurans testi ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında NEH ve KG arasında NEH grubu lehine, PNF ve KG arasında PNF grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p=0,000$).

Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası sağ core lateral endurans testi ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF ve NEH grubunda istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur (Sırasıyla $p=0,000$ $z=-4,110$, $p=0,001$ $z=-3,182$). Sağ core lateral endurans testi ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında NEH ve KG arasında NEH grubu lehine, PNF ve KG arasında PNF grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p=0,000$).

Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası sol core lateral endurans testi ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında PNF ve NEH grubunda istatistiksel olarak anlamlı artış olmuştur (Sırasıyla $p=0,000$ $z=-3,983$, $p=0,020$ $z=-2,323$). Sol core lateral endurans testi ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında NEH ve KG arasında NEH grubu lehine, PNF ve KG arasında PNF grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p=0,000$).

Tablo 4.8.1 Katılımcıların grup içi ve gruplar arası core endurans test değerlerinin karşılaştırılması

Değişkenler		PNF		NEH		KG		P ^{1*}
		X ± SS	Medyan (Min - Maks)	X ± SS	Medyan (Min - Maks)	X ± SS	Medyan (Min - Maks)	
Core Fleksiyon	Pre	1,51 ± 1,09	1,17 (0,34 - 4,21)	0,83 ± 0,55	0,53 (0,22 - 2,07)	1,56 ± 0,89	1,28 (0,46 - 3,52)	0,005 ^{ab}
	Post	2,19 ± 1,18	2,06 (0,44 - 4,25)	1,43 ± 0,82	1,18 (0,41 - 3,4)	1,65 ± 0,96	1,34 (0,45 - 3,58)	0,073
	p ²	0,000*(t=-7,402)		0,000*(z=-4,075)		0,002* (z=-3,080)		
Core Fleksiyon Δ		-0,69 ± 0,44	-0,69(-1,62- -0,02)	-0,6 ± 0,55	-0,5(-2,16-0,09)	-0,09± 0,21	-0,03(-0,6-0,42)	0,000 ^{bc}
Core Ekstansiyon	Pre	1,05 ± 0,68	1,1 (0,15 - 3,26)	0,74 ± 0,41	0,57 (0,21 - 1,58)	1,36 ± 0,61	1,42 (0,27 - 2,38)	0,001 ^b
	Post	1,33 ± 0,65	1,2 (0,4 - 3,39)	1,07 ± 0,59	1,13 (0,4 - 3,16)	1,36 ± 0,62	1,42 (0,25 - 2,4)	0,065
	p ²	0,000*(z=-4,109)		0,002* (z=-3,118)		0,674(z=-0,421)		
Core Ekstansiyon Δ		-0,28 ± 0,24	-0,19(-0,97- -0,03)	-0,33± 0,44	-0,15(-1,58-0,16)	0± 0,09	-0,02(-0,22-0,31)	0,000 ^{bc}
Core Lateral Sağ	Pre	0,82 ± 0,38	1,02 (0,2 - 1,56)	0,69 ± 0,47	0,51 (0,1 - 2,06)	0,84 ± 0,47	1,02 (0,21 - 2,2)	0,39
	Post	1,07 ± 0,41	1,13 (0,28 - 2,07)	0,84 ± 0,51	0,59 (0,16 - 2,37)	0,82 ± 0,47	1 (0,2 - 2,22)	0,014 ^c
	p ²	0,000*(z=-4,110)		0,001* (z=-3,182)		0,731(z=-0,344)		
Core Lateral Sağ Δ		-0,25 ± 0,25	-0,1(-0,91- -0,01)	-0,15 ± 0,23	-0,1(-0,62- 0,41)	0,02 ± 0,1	0(-0,09- 0,46)	0,000 ^{bc}
Core Lateral Sol	Pre	0,77 ± 0,46	0,55 (0,19 - 2,09)	0,77 ± 0,41	0,57 (0,24 - 1,55)	0,7 ± 0,48	0,48 (0,15 - 2,2)	0,406
	Post	1,03 ± 0,43	1,12 (0,25 - 2,16)	0,93 ± 0,6	0,81 (0,31 - 3,03)	0,7 ± 0,5	0,47 (0,15 - 2,21)	0,01 ^c
	p ²	0,000*(z=-3,983)		0,020* (z=-2,323)		0,534(t=-0,633)		
Core Lateral Sol Δ		-0,26 ± 0,25	-0,16(-0,81-0,04)	-0,15 ± 0,38	-0,09(-1,48- 0,57)	0± 0,02	0(-0,06- 0,04)	0,0001 ^{bc}

p¹: gruplar arası değer, p²: grup içi değer, p<0,05, * :Kruskal Wallis test, a: PNF- NEH egzersiz, b: NEH egzersizi-KG, c: PNF egzersizi-KG

4.9. Katılımcıların Grup İçi ve Gruplar Arası Fiziksel Aktivite Değerlerinin Karşılaştırılması

Katılımcıların grup içi ve gruplar arası fiziksel aktivite değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.9.1' de gösterilmiştir.

Katılımcıların tedavi öncesi ve tedavi sonrası fiziksel aktivite test ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Fiziksel aktivite test ölçüm sonuçlarının fark değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır.

Tablo 4.9.1 Katılımcıların grup içi ve gruplar arası fiziksel aktivite düzeyinin karşılaştırılması

Değişkenler		PNF		NEH		KG		p ¹
		X ± SS	Med (min - maks)	X ± SS	Med (min - maks)	X ± SS	Med (min - maks)	
Fiziksel Aktivite	Pre	4499,51 ± 2689,13	4359 (346,5 - 9708)	5295,45 ± 3674,04	4299,75 (1386 - 14415)	6737,84 ± 3576,82	6517,5 (297 - 13530)	0,071
	Post	4847,41 ± 2442,75	4317,75 (897,5 - 10339)	4938,34 ± 2916,44	4453,5 (1386 - 10572)	5642,27 ± 2885,15	5031 (829 - 11962)	0,581
p²		0,616(t=- 0,510)		0,708(t=0,379)		0,103(t=1,703)		
Fiziksel AktiviteΔ		-347,9± 3201,06	57,75(-5881,5-7929)	357,11± 4414,74	190,75(-7237-11643)	1095,57± 3017,65	1081,75(-3709-8760)	0,418

p¹: gruplar arası değer, p²: grup içi değer, *p<0,05

5.TARTIŞMA

Çalışmamızın amacı sağlıklı gençlerde kalça abdükörlerini PNF patern ve elastik bant ile kuvvetlendirmeye NEH egzersizlerinin elastik bant ile kuvvetlendirmenin core endurans ve fonksiyonel performans üzerine etkinliğini karşılaştırmaktır. Çalışmamızın sonucunda her iki eğitim grubunda da, gövde ve alt ekstremitte, iliopsoas ve kuadriceps kas esnekliği, abdükör kas kuvveti, alt ekstremitte gücü, alt ekstremitte dengesi ve core enduransında artış oldu. Ayrıca global core stabilitesinde (tek bacak squat testi) NEH grubunda değişiklik olmazken PNF grubunda artış oldu. KG grubunda ise öğrenme eğrisine bağlı olduğunu düşündüğümüz denge (anterior-posterior ve kompozit) ve fleksör kor enduransta ikinci ölçümlerde artış meydana geldi. Fiziksel aktivite düzeyi açısından hiçbir grupta farklılık olmadı.

Gruplar arası fark karşılaştırıldığında, gövde ve alt ekstremitte, iliopsoas ve kuadriceps kas esnekliği, abdükör kas kuvveti, alt ekstremitte gücü, alt ekstremitte dengesi ve core enduransında PNF grubu KG grubundan daha iyi idi. NEH grubu ise gövde ve alt ekstremitte, iliopsoas ve kuadriceps kas esnekliği, abdükör kas kuvveti, alt ekstremitte gücü, core enduransı ve alt ekstremitte dengesinde posterior-medial, posterior-lateral ve kompozit parametrelerinde KG grubundan daha iyi idi ancak alt ekstremitte dengesi ve anterior-posterior dengede KG benzer sonuçlar gözlemlendi. Ayrıca Quadriceps esnekliği ve anterior-posterior denge açısından PNF grubu NEH grubundan daha iyi idi. Fiziksel aktivite düzeyi açısından gruplar arasında farklılık yoktu.

Genel olarak; kalça abdükör kaslarının kuvvetlendirilmesinde kullandığımız EB ile PNF paternleri ve NEH açıklığı egzersizlerinin altı haftalık eğitim sonrasında alt ekstremitte esnekliği, gücü, dengesi ve core enduransı üzerinde aynı etkiye sahip olduğunu yalnızca EB ile PNF paternleri kullanılarak yapılan egzersizlerin Kuadriceps kasının esnekliği ve anterior-posterior yönde denge açısından NEH egzersizlerine göre daha üstün olduğunu gördük.

Kuvvet, kas veya kas gruplarının dirence karşı maksimal güç uygulayabilme potansiyelidir. Kuvvet, maksimal efor gerektiren aktiviteler için önem kazanmaktadır. Yeterli kas kuvveti eklem ve kas yaralanmalarına karşı kişiyi korumaktadır (Kumar 2004). Bu nedenle sağlıklı kişilerde koruyucu fizyoterapi kapsamında kuvvet eğitim programları önemli bir yer almaktadır (Parpucu 2017).

Kalça abdüktör kasları yürüme ve diğer fonksiyonel aktiviteler sırasında frontal düzlemde pelvis stabilitesini sağlamakta önemli rol oynar (Earl vd 2005). Bu kaslar ile eklem biyomekanik özellikleri, ağır yükleri karşılamakta ve alt ekstremite ve gövdenin mobilitesini sağlamaktadır. Sağlıklı hareket paterninde, zayıf kalça abdüktörleri ekstremitede oluşan kuvvetlere karşı yeterli internal tork oluşturacağı noktaya kadar vücut kinematiğini koruyabilir. O noktadan sonra kompensasyonlar başlar. Kinetik zincir içindeki zayıflamış veya potansiyel olarak zayıf kalça abdüktörlerini kuvvetlendirmeyi hedefleyen egzersizlerden yararlanmak faydalı olmakta, böylece aktivite sırasında çok eklemi içeren hareketlerde kuvvet üretimini ve hızı sınırlamadığından fonksiyonellik artmaktadır (Stastny vd 2016). Tüm bu faktörler, bölgenin günlük yaşam aktiviteleri ve tek ekstremite üzerinde yapılan sportif aktiviteler sırasında stabilitenin korunmasında önemi vurgulamaktadır (Smith vd 2014). Kalça abdüktörlerinin etkileniminde, eklem yüklenme paternleri değişerek alt ekstremite kontrolü bozularak yaralanma riski artmaktadır (Fulkerson 2002). Zayıflık veya disfonksiyon durumlarında, distalde kalça addüksiyonu ve internal rotasyonu gerçekleştirerek alt ekstremitenin normal dizilim ve biyomekaniği bozulmaktadır. Bu durum alt ekstremite yaralanmalarına (Beckman ve Buchanan 1995, Earl vd 2005, Fredericson vd 2000, Friel vd 2006, Schmitz vd 2002) ve yürüme fazlarında anormalilere (Marshall 2004) yatkınlık sağlamaktadır. Kalça abdüktör zayıflığının yürüme üzerindeki etkileri trendelenburg yürüyüşünü içerebilir fakat işlev bozukluğu olduğu zaman alt sırt ağrısı ya da dizde patella femoral ağrı gibi etkilenen kısımdan uzakta ortaya çıkabilir (Lazennec vd 2011, Barton vd 2013). Gluteal kaslar pelvis seviyesini koruyarak, kalçada addüksiyon ve internal rotasyonu tek bacak destek fazında önlemektedir (Leetun vd 2004). Bu gibi önemli fonksiyonlarından dolayı çalışmamız sağlıklı gençlerde kalça abdüktör kuvvetlendirme tekniklerinde etkili yöntemi belirleyebilmek üzerine planlanmıştır.

Zayıf alt ekstremite kontrolünde kalça addüksiyonu ve internal rotasyonundan kaynaklı dinamik diz valgusu gözlenmektedir (Ireland vd 2003). Anahtar kaslar bu olası yaralanma postürüne direnç göstererek rehabilitasyon veya yaralanma önleyici programlarda kritik öneme sahiptirler. Yapılan çalışmalarda kalça abdüktör zayıflığına bağlı görülen PFAS (Fulkerson 2002), iliotibial bant sendromu (Fredericson vd 2000), ACL rüptürü (Ford vd 2005), ayak bileği instabilitesi, bel ağrısı (Reiman vd 2009) gibi

problemlerde kuvvetlendirme egzersizleri kullanılmıştır fakat kalça abdüktör kuvvetlendirme aynı zamanda sağlıklı bireylerde de koruyucu olarak önemli role sahiptir. Literatürde kalça abdüktörlerini kuvvetlendirmek için ağırlık aktarılmayan ve tek ekstremitte üzerine ağırlık aktararak yapılan egzersizler sıklıkla kullanılmaktadır. Tek ekstremitte üzerine ağırlık aktararak yapılan kalça abdüktör kuvvetlendirme egzersizleri ağırlık aktarılmayan egzersizlere göre, kalça abdüktörlerinin pelvis stabilizasyonunu sağladığı için daha faydalı olarak bulunmuştur (Bolglu ve Uhl 2005). İlerleyici dirençli egzersizlerin bir çeşidi olan, elastik dirençle kuvvet artırma prensibiyle gerçekleştirilen elastik bant egzersizleri hem rehabilitasyon hem de koruyucu fizyoterapi programlarında fizyoterapistler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir. Çalışmamızda kalça abdüktör kuvvetlendirme egzersizlerini elastik bant ile egzersiz eğitimi verirken tek ekstremitte üzerinde ağırlık aktarılan pozisyonda planladık. Tek ekstremitte duruş fazında iken ağırlık aktarılmayan ekstremitte ayak bileğine tutturulan EB ile spiral-diagonal hareket paterninde sağlanan dış dirence karşı hareket ettirerek eğitim verilebilmektedir (Hazaki vd 1996, Markos 1979). Biz çalışmamızda, PNF ve NEH grubu egzersizlerini bu literatür bilgisinin ışığında tek ekstremitte üzerinde kuvvetlendirme programı şeklinde planladık.

Kuvvetlendirme programları, yaralanma, formda kalma ve koruyucu özellikler ile ilişkili olduğundan dirençli eğitim yetişkin (Garber vd 2011) ve yaşlılar (Cadore vd 2014) gibi farklı yaş gruplarında kas fonksiyonunu arttırmada etkili bir müdahale olarak kullanılmaktadır. Ayrıca, EB kullanım kolaylığı (Rhyu vd 2015) ve egzersiz yoğunluğunun yeterli kontrolünün sağlanması (Colado vd 2012) nedeniyle sağlıklı yetişkinler için fitness ve spor eğitim programlarında da yaygın olarak kullanılmaktadır. Çalışmamızda 20-26 yaş arası sedanter gençleri dahil ettik. Bu grubu tercih etme sebebimiz bu yaş grubunda kas ve kemik kütlesi tepe noktasına ulaştığı için kuvvetlendirme egzersizleri bunu en üst düzeye çıkarmaya yardımcı olmakta ve kesin sonuçlar vermektedir (Skelton ve Mavroei 2018). Amerikan Spor Hekimleri Birliği (ACSM)'nin egzersiz reçete önerileri doğrultusunda, sağlıklı yetişkinlerde bireyselleştirilmiş egzersiz reçeteleri oluştururken aynı zamanda sağlık profesyonelleri için bilimsel kanıta dayalı tavsiyeler sunmaktadır. Kanıt A düzeyi, RCT elde edilen önemli sayıda katılımcıyı içeren önemli ve bilimsel düzeyi yüksek çalışmalardır. ACSM dirençli egzersiz eğitiminde, egzersiz frekansını haftada 2-3 kez, egzersiz yoğunluğunu 1RM'nin (Repetatiton Maximum) %80 ve üzerinde (zordan çok zora egzersiz yoğunluğu), 2-4 set sayısı, 10-15 tekrar sayısının major kas gruplarında yetişkinlerde kas kuvveti arttırmada ve endurans sağlamada, kanıt A düzeyi olarak belirlemiştir. Progresyon sağlama sürecinde ise, setteki tekrar sayısı ya da frekans artırılarak

kademeli yüklenme artışı dolayısıyla kas kuvvet artışına gidilmektedir (Garber vd 2011). Egzersiz bilimi ve spor hekimliği topluluklarının önerilerine göre direnç eğitime cevap olarak kas hipertrofi ve kuvveti en üst düzeye çıkarmak için 1MT'nin % 60-80'ine (yüksek yüklenme) karşılık gelen yüklenme ile egzersizlerin yapılması gerekmektedir. Yüksek ve düşük yüklenme ile yapılan direnç eğitimi kasta benzer şekilde hipertrofi ortaya çıkarsada, yüksek yüklenme (1MT'nin %80'i) ile yapılan eğitim kas kuvvet artışını sağlamada daha üstündür. Mitchell ve arkadaşları (2012) çalışmalarında 1MT' nin %80' i ile yapılan diz ekstansiyon kuvvetinin 1MT' nin %30' u ile yapılan diz ekstansiyon kuvvetinden daha üstün olduğunu bulmuşlardır. Yüksek yüklenmeli direnç eğitiminin düşük yüklenmeli direnç eğitimine göre üstünlüğü, düşük yüklenmeli direnç eğitimi sırasında ortaya çıkmayan fakat yüksek yüklenmeli eğitiminde ortaya çıkan nöral adaptasyonlarla kuvvet artışını sağlamasıdır (Ha'kkinen vd 1985, Mitchell vd 2012). Egzersiz programımızı ACSM'nin egzersiz önerileri doğrultusunda, bu bilgileri kullanarak 1MT'nin %80'inde kalça abd'ktör kaslarında kuvvet artışını hedefledik. Metodolojimizde literatürle paralel olarak katılımcı ve egzersiz yoğunluğu parametreleri bulunmaktadır.

Literatürde kalça abd'ktörlerini kuvvetlendirmeye yönelik egzersizlerde EMG (Elektromiyografi) kullanarak abd'ktör aktivasyon düzeyini inceleyen çalışmalar mevcuttur. Bu egzersizler tek bacak squat (duvar destekli veya desteksiz), pelvik drop, yan köprü ve yan yatışta kalça abd'ksiyon egzersizlerini içermektedir. Kanıt düzeyi düşük olan kesitsel çalışmalardan alınan veriler olduğu için bu egzersizlerin şiddetle önerilmesi zor olmasına rağmen literatürde en fazla kullanılmakta olan kalça abd'ktör aktivasyonu ile sonuçlanan egzersizlerdir. Bu egzersizlerin uygulanmasında yaralanma geçmişi, fonksiyonel yetenek, core kaslarının kuvveti katılımcının durumuna göre dikkate alınmaktadır (Hamstra-Wright ve Bliven 2012). Literatürde kalça abd'ktörlerini kuvvetlendirme egzersizlerini serbest ağırlık ve vücut ağırlığı ile (Stanstny vd 2016), stabil ve unstabil zeminlerde (Geraci ve Brown 2005), egzersiz istasyonu ve kablolarla (Delavier 2006), EB (Page ve Ellenbecker 2005) kullanılarak yapılmış pekçok çalışmalar mevcuttur. Biz çalışmamızda bu yöntemler içerisinde EB'ye kolay erişilebilirlik ve kullanılabilir olması açısından tercih ettik.

Manuel kuvvetlendirme egzersizlerden olan PNF egzersizleri, kasın uzunluk ve gerimindeki değişikliklere yanıt veren kas içiği gibi propriyoseptif lokasyonları uyarmaktadır. Maksimum motor üniteyi indükleme ve nöromusküler stimülasyon yoluyla kas koordinasyonunu arttırmada NEH egzersizlerine göre üstündür (Adler ve Beckers 2008). Prensipteki temel özellik, tendon ve kaslardaki propriyosepsiyonu uyarak vücut fonksiyonlarını geliştirmektir. PNF, diagonal paternler ile kasın cevabını

iyileştirmek için, özellikle propriyoseptif, kutanöz duyuşal ipuçları, görsel ve işitsel geribildirim uygular (Kisner ve Colby 2018). PNF ile ilişkili diyagonal hareketlerde, çeşitli hareket düzlemleri boyunca birden fazla eklem için içine katılmaktadır. Bu paternler, ekstremitenin rotasyonel hareketlerini içerir, ancak aynı zamanda katılımcıların hareketleri başarılı bir şekilde tamamlaması için core stabilite gerektirir (Grace ve Graves 2019). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda NEH ve PNF paternlerini kullanarak karşılaştırmayı amaçladık.

Literatürde kalça abdüktör kuvvetlendirme yapılan popülasyon farklılık göstermekte ve genellikle belli hastalık gruplarında uygulanmaktadır. Patella femoral ağrıda kadın cinsiyet (Thomson vd 2016), diz protez operasyonları sonrası her 2 cinsiyet (Schache vd 2019) çalışmalara dahil edilmiştir. Çalışmamıza yaş grubu 20-25 yaş arası sedanter erkek katılımcılar dahil edilmiştir. Sedanter veya spora yeni başlayan katılımcılarda fizyolojik adaptasyonlar kuvvetlendirme eğitim programlarıyla kısa süre içinde ortaya çıkmaktadır. Literatüre paralel olarak çalışma popülasyonumuz kuvvetlendirme egzersizlerinin etkilerinin kısa dönemde görülmesi ve cinsiyet farklılığını da ortadan kaldırmak için sadece erkeklerden oluşturularak seçilmiştir. Vücuda yüklenmeyle oluşan talepleri sistematik şekilde artırarak, kuvvetlendirme programlarında ilerleme için gereklidir ve aşağıdaki değişkenlerden bir veya daha fazlasını değiştirerek başarılabılır: 1. egzersiz yoğunluğu (Egzersiz / hareket için göreceli direnç / yük olarak elastik dirençte renk değişimi) 2. toplam tekrar 3. tekrarlama hızı / tempo 4. dinlenme süreleri endurans için kısaltılabilir veya kuvvet artışı için arttırılabilir 5) eğitim hacmi (tekrar sayısı ve direnç). Çalışmamızda müdahale gruplarına uygulanan kuvvetlendirme programında elastik dirençte meydana gelen konsantrik, eksantrik ve izometrik kontraksiyonların etkilerinin görülmesi ACSM'nin rehberlerinde kanıt olduğu gibi planlandığı için iyi düzeyde olduğunu düşünüyüyoruz (Kraemer ve Ratamess 2004).

Kuvvetlendirme eğitime adaptasyon, pek çok nöromüsküler mekanizma aracılığıyla daha fazla kuvvet üretimini sağlar. Kas kuvveti, eğitimin ilk haftalarında önemli ölçüde artabilir (Coburn vd 2006). Nöral fonksiyon artışıyla meydana gelen uzun süreli güç artışı (örneğin, daha fazla uyarılma, deşarj hızı) (Sakamoto ve Sinclair 2006), kasın kesitsel alan artışı (Alway vd 1989), kas mimarisindeki değişimler (Kawakami vd 1993) gibi olası nöromüsküler adaptasyonlarla meydana gelen kuvvet artışını açıklamaktadır.

Kuvvetlendirme eğitimlerinin kardiyovasküler fonksiyonu arttırıcı (Evans 1999), dinamik stabiliteyi arttırıcı, fonksiyonel kapasiteyi koruyucu (Fleck 1988), kilo kaybını sağlayıcı ve düzenleyici etkileri mevcuttur. Literatürde dirençli ve aerobik eğitimin üç

aylık süreçte kas kuvvet ve güce olan etkisinin VKI normal dağılımın üzerinde olan 17 obez erkek katılımcı üzerinde yapılan çalışmada her iki eğitim grubunda ortalama kas kuvvet artışı meydana gelmiştir. Her iki grupta squat sıçrama sırasındaki sıçrama yüksekliği, tepe güç ve tepe hız değerlerinde anlamlı artış meydana gelmiştir (Zemková vd 2017). Çalışma sonucunda kalori kısıtlaması olmadan üç aylık direnç eğitimi sonucu üst ve alt ekstremitelerde kas kuvveti artmıştır. Bizim çalışmamızda da normal dağılımdaki VKI'ya sahip katılımcılara uygulanan kuvvetlendirme eğitimi sonrasında alt ekstremitelerde kas kuvvetinde artış meydana gelmiştir.

Hamstring kas kısalığı ve alt lomber bölgenin esnekliği hakkında bilgi sağlayan otur uzan testi pelvik mobilite ile de ilişkilidir. Hamstring kısalığı lombo- pelvik ritimde değişiklik yapmakta kinetik zincirdeki diğer yapıları da etkilemektedir (Esola vd 1996).

Van Wingerden ve arkadaşları, gluteal kas güçsüzlüğü olan katılımcılarda hamstring kısalığının sakroiliak stabiliteyi sağlamada kompensatuvar mekanizma olabileceğini bildirmiştir. Hamstring kısalığı gluteal kas inhibisyonuna sebep olarak iki kasın sinerjik olarak çalışmasını engeller ve hamstring üzerinde aşırı yüklenmeye neden olur (Van Wingerden vd 2004). Kalça ekstansiyonundan sorumlu birincil kas (Gluteus maksimus) zayıfladığında, sinerjik kasın (yani hamstring) bunu kompanse ettiği ve primer olarak fonksiyon görmek için aşırı aktif hale geldiği varsayılmaktadır. Bu nedenle, Gluteal kas zayıflığına hamstring kısalığı eşlik eder. Hamstring kaslarının iskiyal çıkıntıya ve sakrotuberöz ligamente tutunması sebebiyle, hamstring kısalığı gluteal kas zayıflığını kompanse edebilir ve SI (Sakroiliak) eklem stabilitesine sağlamaya katkıda bulunabilir. Literatürde kuvvetlendirme eğitimi ve germe egzersizlerinin kuvvet ve esnekliğe olan etkisinin 37 inaktif gönüllü üzerinde incelendiği randomize kontrollü çalışmada kuvvetlendirme ve germe grubunda birbirine üstünlüğü yokken, iki grubun kontrol grubuna göre esneklik ve kuvvet açısından üstünlüğü bulunmaktadır. Çalışmamızın sonucu Morton ve arkadaşlarının çalışma sonucuyla benzerlik göstermektedir. Bizim çalışmamızda da müdahale gruplarında esneklik ve kuvvet KG göre artmıştır (Morton vd 2011). Literatür esnekliğin aynı zamanda kas kuvveti ile ilişkili olduğu belirtmektedir (Santos vd 2010). Kas kuvveti ile esneklik arasında pozitif yönde ilişki, agonist kasın kuvveti arttıkça antagonist kasın uzaması ve böylece esnekliğin artması sonucu meydana geliyor olabilir ve bu durum esnekliği etkileyen karşılıklı kas koordinasyonu faktörünü açıklayabilir (Shariat vd 2017). Elastik bant ile kalça normal eklem hareket egzersizlerinin dinamik denge ve esnekliği üzerine etkisinin incelendiği araştırmada 35 sağlıklı, fiziksel olarak aktif gönüllüler katılmıştır. Katılımcılar kalça fleksiyon egzersiz grubu ve kalça abduksiyon egzersiz grubu olarak 2 gruba ayrılmış ve haftada 3 gün olmak üzere 4 hafta boyunca egzersiz protokolünü

uygulamışlardır. Esnekliğin Schober testiyle değerlendirildiği çalışmada kalça fleksiyon ve abdüksiyon egzersiz grubunda timed up and go ve Schober testinde eğitim sonrası istatistiksel anlamlı artış meydana gelmiştir (Kang vd 2016). Çalışmamız da hem PNF hemde NEH grubunda otur uzan testinde uzanma mesafelerinde anlamlı artış oldu fakat her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu. Bu durumun PNF egzersiz grubunda nörofizyolojik mekanizmaları içeren düzenlemeler ile meydana geldiğini, NEH egzersiz grubunda ise kuvvetlendirme egzersizlerinin tendon ve bağlardaki gerilimi artırarak kas kasılmasını iyileştirdiği ve bu sayede daha geniş eklem hareket açıklığı sağladığı ve dolayısı ile esneklik artışına sebep olmasına bağlı olarak arttığını düşünmekteyiz.

İliopsoas kısalığı, biceps femoris ve addüktör magnus aktivitesini arttırarak kas doku üzerinde biyomekanik stresi arttırdığından strain yaralanmaları için risk faktörü olabilir. Ayrıca iliopsoas kısalığı olan kişilerde kompensatuar kas aktivitesinin artışı, yorgunluğa maruz bırakabilir. Öte yandan, hamstringler anterior tibial translasyonu ve kesme kuvvetlerini kontrol eden ve son olarak da ACL korumasını sağlayan esas kastır. Hamstring yorgunluğu ve iliopsoas kısalığı ACL üzerine aşırı yüklenmeye sebep olarak yaralanmaya neden olabilir. Sonuç olarak, iliopsoas kısalığı olan kişilerin hamstring veya ACL yaralanma riski altında olabileceğini düşündürmektedir. Bu nedenle, kalça fleksör kaslarının özellikle iliopsoas'ın esnekliğini arttırmak, kalça ekstansiyon hareket açıklığını iyileştirerek, ekstansör kaslarda uzunluk-gerim ilişkisini iyileştirebilir ve etkinliklerini artırabilir. Kas imbalansı, kasın kendisi veya antagonistinin, uzunluk veya kuvvetinin kasın doğru çalışmasını engellediğinde ortaya çıkar, örneğin iliopsoas kısalığı kalça ekstansiyon eklem hareket açıklığını ve kalça ekstansör kaslarının kuvvet üretimini sınırlayabilir (Kendall vd 2005). Gluteus maximus'un zayıflığında yani ekstansör fonksiyon zayıflığında kuvvet üretimi hamstringler ve addüktörler gibi sinerjist kaslara geçerek sinerjik baskınlığına yol açabilir (Mills vd 2015).

Gluteus mediusun posterior lifleri de gluteus maximusla beraber ekstansör fonksiyon gördüğü için bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda uygulanan kalça abdükörlerini kuvvetlendirme egzersizleri sonrası iliopsoas esnekliğinde artış meydana gelmiştir.

İliopsoas kısalığı olan bireylerde yüzüstü kalça ekstansiyonu sırasında iliopsoas germesinin gluteus maximus aktivitesi, pelvik kompensasyonlar ve kalça ekstansiyon açısına olan etkisinin incelendiği çalışmaya 20 sağlıklı birey dahil edilmiştir. Yüzüstü kalça ekstansiyonu sırasında erektör spina, multifideus, biceps femoris, gluteus

maksimum kas aktivitesi EMG ile değerlendirilmiş ve pelvik kompensasyonlar elektromanyetik cihazla belirlenmiştir. İliopsoas germesinin önce ve sonrasında kalça ekstansiyon açısını belirlemek için modifiye Thomas testi kullanıldı. Gluteus maksimum kas aktivitesi ve kalça ekstansiyon açısı, iliopsoas germe sonrası öncekine kıyasla önemli ölçüde daha yüksekti. Biceps femoris aktivitesi ve pelvik rotasyon açısı, iliopsoas germe sonrasında germe öncesine göre anlamlı olarak daha düşüktü. İliopsoas kısalığı olan kişilerde İliopsoas gemesi, pelvik kompensasyonu en aza indirerek Gluteus maksimumu ile seçici olarak güçlendirmede etkili olabilir (Kim ve Jeon 2018). Çalışmamızda bu nedenle kalça abdüktör kuvvetlendirme egzersizleri sonrası iliopsoas'ın lumbal stabiliteyi sağlamak için aksiyal kompresif kuvvet ve kalça fleksiyonunun 45-60° femur başını acetabulum içinde tutarak stabilite sağlama ve pelvik bölge bağlantılarından kaynaklı olarak modifiye Thomas testindeki kalça ekstansiyon açısında artış meydana gelmiş olabileceğini düşünmekteyiz.

Genç sporcularda kalça abdüktör torkunun referans değerlerini belirlemede yaş, cinsiyet, ve sporun etkisini araştıran kesitsel bir çalışmaya 10-19 yaş grubundaki 301 voleybol, basketbol, futbol oyuncular dahil edilmiştir. Tork değerleri her katılımcının vücut ağırlığıyla normalize edilmiştir (Bittencourt vd 2016). Vücut ağırlığı (Eek vd 2006) ve vücut ağırlığı veya kaldıraç kolunun (Beenakker vd 2006) dikkate alınmadığı çalışmalar da bu yaş grubunda mevcuttur. Tork farklılıkları dinamometre tutuşundan, test pozisyonuna bağlı değişiklik göstermiştir. Bittencourt'un çalışmasında, araştırmacının gücünün ölçüm üzerindeki etkisini ortadan kaldırmayı amaçlayan kayışlı bir dinamometre kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda da araştırmacı gücünün etkisini elimine etmek için ölçüm araştırmacı tarafından kayışlı bir dinamometreyle yapılmıştır. Ayrıca, her iki çalışmada dinamometre ile ölçüm sırtüstü pozisyonda test edilmiştir, birinde kalça hafifçe fleksiyonda (Eek vd 2006) ve diğerinde 45° kalça fleksiyon (Beenakker vd 2001) pozisyonundadır. Bittencourt'un ise çalışmasında yan yatışta ve sagittal düzlemdeki kalçanın nötral pozisyonunda test edilmiştir. Sırtüstü pozisyonda, katılımcıların kalça abdüktörleri yerçekimine karşı kontrakte olmadığı için, Eek ve arkadaşlarının (2006), Beenakker ve arkadaşlarının (2001) çalışmasında bulunan değerlerin yüksekliği bu sebeple açıklanabilir. Bizim çalışmamızda da yan yatış pozisyonu ile gluteus medius aktivasyonunu sağlıklı gençlerde yerçekimine karşı uygulamamız daha doğru olduğunu düşündüğümüz için Bittencourt'un kullandığı pozisyonu tercih ettik.

Elastik bandın ekonomik, kolay erişilebilir ve her yerde kullanılabilir olması nedeniyle direnç eğitiminde kas kuvvet artışı sağlamak için kullanımı yaygınlaşmıştır (Thomas vd 2005). Elastik bant ile yapılan dirençli eğitim konsantrik ve eksantrik

kasılmalar ile egzersizlerin üç düzlemde rahatlıkla yapılmasına izin vermektedir (Paterson vd 2001). Elastik bantlar düşük veya yüksek yoğunlukta egzersizler için genişlik ve direncinin değişebilmesi ile daha güvenli ve kontrollü bir şekilde egzersiz yapmaya olanak tanır (ACSM 2014).

Literatürde elastik direnç eğitiminin sağlıklı yetişkinlerde kas kuvvet ve fonksiyonel performans üzerine olan etkisinin incelendiği metaanaliz çalışmasında, elastik direnç eğitiminin pasif kontrol gruplarıyla kas kuvvet ve fonksiyonel performans yönünden karşılaştırıldığında pasif kontrol gruplarına üstünlüğü bulunmaktadır. Elastik dirençli eğitim sağlıklı yetişkinlerde müdahale yapılmayan kontrol grubu ile karşılaştırıldığında fonksiyonel performansı ve kas kuvvetini arttırmada etkili olduğu sonucuna varılmıştır. Elastik dirençli eğitim aktif olan diğer dirençli eğitim gruplarıyla karşılaştırıldığında kas kuvveti ve fonksiyonel performans üzerine diğer gruplara göre üstünlüğünün olmadığı bulunmuştur (de Olivera vd 2013). Çalışmamızda da elastik dirençle yapılan PNF ve NEH egzersizleri ile kas kuvveti KG grubuna göre üstündür.

Çalışmadan elde ettiğimiz sonuçlara göre PNF'nin uygulanabilir bir eğitim yöntemi olduğunu doğrulamaya ek olarak, PNF ve NEH egzersizlerinde kuvvet artışı meydana gelmiş fakat PNF egzersiz grubunda diğer gruplar ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olmasa da egzersiz sonrası kas kuvvet artışındaki ortalama değerlerde NEH grubuna göre iki katına yakın bir artış gözlemlendi. Bu da bize PNF egzersizlerinin abdüktör kaslarda daha fazla kuvvet artışı sağlayabileceğini düşündürdü. Bunun sebebi muhtemelen PNF'nin kullanılan kasları daha spesifik olarak çalıştırması ve dolayısıyla daha fazla motor beceri aktarımına sahip olmasıdır. PNF'den elde edilen kuvvet artışı, kas fonksiyonunu geliştiren ancak genellikle NEH egzersizleri tarafından sağlanmayan kuvvet yayılım (irradiasyon) (Gottlieb ve Agarwal 1973), (Hagbarth 1952), spasio-temporal sumasyon, ve germe refleksi teorilerine atfedilebilir.

PNF egzersizlerinin, güçlü tarafta dirence karşı yapılması sonucunda kas kuvvetini artırarak zayıf tarafta kas kontraksiyonunu indüklemeye gibi fonksiyonu vardır (Lee vd 2008). Kuvvetli tarafa uygulama yaparak zayıf tarafta kas kuvvetlendirmeyi hedefleyen tedavi yöntemi kuvvet yayılım (irradiasyon)'dır (Adler ve Beckers 2008). Kuvvet yayılım etkisi, vücudun bir tarafındaki bir egzersizin karşı tarafı etkilediği ve ayrıca çapraz eğitim etkisi veya kontralateral etki olarak da bilinen araştırma bulgularına dayanmaktadır. Mekanizması net olarak açıklanamamış değildir. Çalışmalar bir taraf ekstremiteye verilen kuvvet ve endürans eğitiminin, diğer ekstremitenin kas kuvvet, işlev, endürans ve performansı (Hortobágyi vd 1999) interlateral transfer (Farthing vd 2007) nedeniyle artırabileceğini göstermiştir. Munn ve arkadaşları (2005), vücudun bir

tarafına uygulanan eğitim, daha fazla motor üniteyi içerdiği için merkezi sinir sistemindeki aktivasyonu artırarak diğer taraftaki ekstremitenin kas kuvvetini artırabileceğini açıklamıştır. Benzer şekilde Hortobagyi ve arkadaşları (2003) ve Kristeva ve arkadaşlarına (1991) göre, yayılım veya çapraz eğitim etkisinin kortikal seviyede kontrol edilmekte ve her iki taraf sensori- motor yapılar aktif hale geldiğinde ortaya çıktığını açıklamışlardır. PNF eğitiminde, kuvvet yayılım veya çapraz eğitim etkisi, zayıf tarafın kas kuvvetini artırmak için uygulanır ve etkili olduğu kanıtlanmıştır. Fiziksel olarak aktif olan 23 erkek öğrencinin katılımıyla yapılan çalışmada; bir taraf alt ekstremiteye PNF paterni uygulanmış diğer taraftaki bacağın kas kuvveti değerlendirilmiş ve sonuç olarak kas kuvvet ve enduransında önemli bir artış görülmüştür. Kuvvetli taraf alt ekstremiteye yapılan PNF patern eğitimi diğer tarafta aynı kas grubunun aktivasyonunu arttırmıştır (Kofotolis ve Kellis 2007). Literatürde ünilateral kuvvet eğitimi sonrası müdahale edilmeyen ekstremitede kuvvet artışı meydana geldiğini ortaya çıkaran çalışmalar mevcuttur. Lee ve arkadaşlarının (2009) çalışmasında 4 haftalık tek taraflı elbileği ekstansiyon kuvvetlendirme egzersizleri sonrası hem kuvvetlendirme yapılan ekstremitede hemde öbür ekstremitede kuvvet artışı sağlamıştır. Ünilateral kuvvet eğitimi, motor korteksin eğitime tabi tutulmayan öbür ekstremitede aynı fonksiyonu gören kasların çalışma kapasitesini arttırdığı sonucuna varmışlardır. Çalışmamızda literatürdeki bu çalışmalara benzer olarak kuvvetlendirme egzersizi yapılan PNF ve NEH gruplarında kontralateral tarafta kas kuvveti artışı olmuştur.

Kuvvetlendirme egzersizleri sırasında serbest ağırlık ve elastik direnç kullanılarak balistik ve kontrollü kontraksiyonların kasın aktivitesi üzerine etkisinin incelendiği, Jakobsen ve arkadaşlarının çalışmasında (2013) farklı yüklenme seviyelerinde farklı dirençli egzersizler ile kas aktivitesini değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Öne hamle egzersizini serbest ağırlık ve elastik dirençli bantla gerçekleştirirken, balistik kontrollü kasılma ve düşük (%33), orta (%66), yüksek (%100) yüklenme sırasında gluteus medius, gluteus maksimus, kuadriceps, hamstring kas grubunda EMG aktivitesini ölçmüşlerdir. Kuadriceps ve gluteal kasların EMG aktivitesi diz fleksiyonu arttıkça artmaktadır. Elastik dirençli bantla yapılan hamle egzersizi serbest ağırlıkla yapılan hamle egzersiziyle yüksek kas aktivitesini uyarmada benzer şekilde etkili olduğunu bildirmişlerdir (Jakobsen vd 2013). Elastik bant ile yüksek yüklenmeli kontraksiyonlarla eğitim verdiğimiz NEH ve PNF grubunda kalça abdüktör kuvveti PNF ve NEH grubunda KG göre istatistiksel olarak anlamlı artış meydana gelmiştir.

Anterior GM kasının kuvvetlendirmesinde PNF egzersiz paterni ve genel kuvvetlendirme egzersizlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, 15 sağlıklı erkek üzerinde

PNF egzersizi ve genel kalça abdktr kuvvetlendirme egzersizlerinin etkinliği incelenmiştir (Ju ve Yoo 2017). Genel kalça abdktr kuvvetlendirme egzersizleri wall press ve pelvik düşme egzersizini, PNF egzersizleri ise fleksiyon- abdüksiyon- internal rotasyon paterni ve ekstansiyon- abdüksiyon- internal rotasyon paternlerini içermektedir. PNF egzersizlerinde, genel kalça kuvvetlendirme egzersizlerine kıyasla EMG'de daha fazla kas aktivasyonu gözlenmiştir. Ekstansiyon- abdüksiyon- internal rotasyon paterni GM n liflerini diğer egzersizlere (wall pres, pelvik düşme) kıyasla daha fazla uyarmaktadır. Biz kas kuvvetini el dinamometresi kullanılarak ölçtük ve PNF grubunda hem egzersiz uygulanan ekstremitede hemde kontralateral ekstremitede kuvvet artışı gözlemledik.

Youdas ve arkadaşları (2015) EB kullanarak PNF patern ile GM kuvvetlendirme yaptıkları çalışmada, 26 sağlıklı yetişkinde GM'nin 4 PNF paternin hangisinde en çok aktive olduğunu EMG ile analiz etmişlerdir. D1F (diagonal 1 fleksiyon) fleksiyon-addüksiyon- eksternal rotasyon paterni, D1E (diagonal 1 ekstansiyon) ekstansiyon-abdüksiyon- internal rotasyon paterni, D2F (diagonal 2 fleksiyon) ise fleksiyon-abdüksiyon-internal rotasyon paterni, D2E (diagonal 1 ekstansiyon) ekstansiyon-addüksiyon- eksternal rotasyon paternlerini içermektedir. GM'yi % MVIC lm ile D2F paterni D1F'den %27,6, D2E'den %14,5, D1E'den %10,9 daha fazla uyardığını bulmuşlardır. D1E paterni D1F'den %16,7, D2E paterni D1F'den %13,1 daha fazla GM uyarmaktadır. Çalışmamızda fleksiyon- abdüksiyon- internal rotasyon ve ekstansiyon-abdüksiyon- internal rotasyon paternleri kullanılmıştır. Youdas ve arkadaşları çalışmalarında PNF paternlerini her 2 ekstremitede uygularken 40 atımda metronom kullanmışlar ve EB'nin yerleşimini ayak bileğine yapmışlardır. Bizde çalışmaya benzer olarak 2 PNF paternini, dominant ekstremitede 50 atımlık metronom eşliğinde, EB'yi ayak bileği çevresine uygulayarak gerçekleştirdik. 50 bpm'lik yavaş hızla yapılan egzersizle, elastik dirençteki konsantrik- eksantrik kontraksiyon süresine odaklanarak hız kontrolü sağlanmıştır (Moras 2009). Literatürde GM kas aktivitesinin düşükten yükseğe uyarılma düzeyi sınıflandırılmıştır (DiGiovine vd 1992). MVIC % düşük seviyeli, orta seviyeli, yüksek seviyeli, çok yüksek aktivasyon düzeyinde olarak sınıflandırılma yapılmıştır. Yüksek ve çok yüksek seviyeli MVIC'de kas aktivasyonu gerektiren spiral-diyagonal egzersizler, kas kuvvet artışı için faydalı olabilirken, orta ve düşük düzey MVIC'de kas aktivitesi ile sonuçlanan egzersizler, enduransı arttırmak için daha uygun olabilir (Ekstrom vd 2007). Bizde yüksek seviyeli spiral diagonalini ve NEH egzersizleri kullandığımız her iki grupta abdktr kas kuvvetinde artışı gözlemledik. Dolayısıyla 1MT'nin %80'inde yüksek seviyeli dirençli eğitim daha fazla motor ünite aktivasyonunu sağlayarak kas kuvvetini arttırmıştır.

Otur- kalk testi genellikle cerrahi sonrası kullanılan bir ölçüm yöntemi olmasına rağmen biz sağlıklı sedanter gençlerde kullanılabileceğini düşündük ve her iki grupta eğitim sonrası artış sağlandı. Schache ve arkadaşları (2019) total diz artroplastisi sonrası kalça kuvvetlendirme egzersizlerinin etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında. 2 gruba ayırdıkları hastalardan müdahale grubuna standart rehabilitasyon programına ek kalça abdüktör egzersizleri, kontrol grubuna standart rehabilitasyon programına ek genel fonksiyonel egzersizler uygulamışlardır. İzometrik kalça abdüktör kuvveti, 30 saniye otur-kalk testinin 6hf, 26 hf'lık süreçte değerlendirildiği çalışmada grup içinde ve gruplar arasında abdüktör kas kuvveti ve 30 saniye otur-kalk testinde artış olmasına rağmen 6 hf ve ardındaki 20 hf'lık süreçte kontrol grubuna göre önemli ölçüde artış sağlanmadığını belirtmişlerdir.

Farklı yaş gruplarındaki fonksiyonel fitness normatif skorlamasında alt ekstremitte kuvvetinin 30 saniye otur kalk testi ile değerlendirildiği çalışmada yaş arttıkça 30 saniye otur kalk test skorlaması azalmaktadır. Bunun sebebi yaşla beraber alt ekstremitte kas kuvvet ve dengede azalma sebebiyle mobilitenin azalmasıdır (Hsu vd 2013). Bizim çalışmamızdaki popülasyonun yaşı göz önüne alındığında skorlama Rikli ve Jones'un çalışmasındaki değerlerden yüksektir (Rikli ve Jones 1999). Dolayısıyla sağlıklı sedanter yetişkinlerde testi değerlendirme yöntemi olarak kullanabileceğimizi düşünmekteyiz. Farklı alt ekstremitte eğitimi çalışmalarında kullanılarak desteklenebilir.

Literatürdeki çalışmalar tek bacak squat testinin, kalçanın ve çevresindeki kas yapılarının eklem hareket açıklığı, kuvvet ve propriyoseptif sorunlarını değerlendirmede yararlı olabileceğine dair kanıt sunmaktadır. Motor kontrolü, güç ve denge gerektiren dinamik bir hareket içerdiğinden faydalı bir test olma potansiyeline sahiptir. Alt ekstremitte sorunlarında, aşırı kalça addüksiyonuna veya diz valgusuna neden olan zayıflığın kaynağını belirlemek için kinetik zincir üzerindeki riskli kaslara proksimal ve distal kuvvet testi yapmak gerekmektedir (DiMattia vd 2005). Sonuçlarımızda tek bacak squat testinde PNF grubunda artış gözlemlendi. Bunun nedeninin testin aynı zamanda global core stabilitesini de değerlendirdiği ve PNF egzersizlerinde kuvvet yayılımı ve diğer etkileri ile proksimal kuvvetlendirmede de etkili olduğundan kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Testte tek bacak squat sayısında artış olmasını, abdüktör kuvvetlendirme sonrası biceps femorisin endurans artışına dolayısıyla hamstringlerin kuadriceps ve gluteal kasları destekleyerek diz stabilitesini sağlayıp kalçanın ekstansiyonunu korumasına bağlayabiliriz (DeForest vd 2014). *Split squatta* da tek bacak squata benzer olarak

gluteal kaslar, hamstring, kuadriceps kasları aktive olmakta, tek bacak squatta farklı olarak gluteus medius'un aktivasyon seviyesinde fark görülmüştür (Boudreau vd 2009).

Güvenilirlik kanıtına ek olarak, tek bacak squat testi dinamik alt ekstremite kontrolü ve kalça kas fonksiyonunun değerlendirilmesinde geçerlidir (Crossley vd 2011). Koşu, yavaşlama gibi tek bacak üzerinde duruşunun sağlandığı dinamik aktivitelerde gluteus medius zayıflığı varsa, Trendelenburg testi sırasında klinisyenin pelvik düşüşü gözlemlemesi zor olabilir (Zeller vd 2003). Tek bacak squat testi, statik Trendelenburg pozisyonunu içererek değerlendirmeyi dinamik hale getirir. Sağlıklı bireylerde tek bacak squat testi yaparken, klinisyen görevi görsel gözlem yaparak bireyin kuvvet ile ilgili kararları öznel gözlemlere dayanmaktadır. Bu gözlemsel uygulamalar yaygın olarak kullanılır ve normal bir hareket modelinden sapmaları belirleme becerisi önemlidir (Eastlack vd 1991). Çalışmamızda PNF egzersiz grubunda tek bacak squat testinin değerlendirildiği alt ekstremite fonksiyonelliğinde istatistiksel artış olmuştur. PNF egzersizlerini, propriyoseptif girdiyi arttırarak kaslar arası motor kontrolü düzenlemesi sonucu agonist kas grubunda kuvvet artışını sağlamıştır. Bu etkilerin PNF egzersizlerindeki nörofizyolojik mekanizmalarla oluşabileceğini düşünmekteyiz.

Core stabilitenin farklı aktivite ve faaliyetlere katkısı olduğunu varsayarsak, core stabiliteyi değerlendirmenin bir başka yolu aktivite ve faaliyeti yapan bireyi gözlemlemektir. Kibler ve arkadaşlarına (2006) göre tek bacak squat veya tek bacak üzerinde dengede dururken aktivite ve faaliyetten sapmalar veya zorlanmalar olası core stabilite sorunlarını gösterir (Kibler vd 2006). Bu test ile core stabilitede oluşan sapmalar sağlıklı bireylerde alt ekstremite yaralanmaları için bir risk faktörü olmakla beraber uygun değerlendirme ve koruyucu rehabilitasyon programlarıyla yaralanmaların önüne geçilebileceğini düşünmekteyiz. Nörofizyolojik mekanizmalar ile core stabilitenin desteklenmesi sağlığı etkileyen parametrelere olumlu etki yaparak hayat kalitesini arttıracığı fikrini savunmaktayız.

Francis ve arkadaşlarının (2018) kalça abdüktör kuvveti ile Y denge test performansı arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarını 45 rekreatif spor salonu kullanıcıları üzerinde yapmışlardır. 27 erkek, 18 kadın olan katılımcılarda non-dominant ekstremite üzerinde dinamik stabilite ve konsantrik kalça abdüktör tepe torkunu y denge testi ve izokinetik dinamometre ile değerlendirmişlerdir. Y denge testinin tüm bileşenleri posteromedial ve posterolateral yönlerde anterior yöne göre daha büyük olan kalça abdüktör torku ile orta düzey ilişkiye sahiptir. Çalışmanın sonucunda kalça abdüktör gücünün artışı, özellikle posteromedial ve posterolateral Y denge testi bileşenlerindeki yüksek skorlarla ilişkili olduğu bulunmuştur. İzometrik kalça abdüktör

kuvveti tek bacak üzerindeki dinamik stabilite ile ilişkili olduğu literatürde belirtilmektedir (Dostal vd 1986). Kalça kuvveti ile y denge testi arasında ilişkiyi inceleyen laboratuvar çalışmasına 73 sağlıklı katılımcı dahil edilmiştir. Çalışma sonucunda Y test ile kalça izometrik abdöktör kuvveti arasında kuvvetli bir ilişki bulunmuştur (Wilson vd 2018). Y denge testinin uzanma yönlerindeki artışın, dinamik denge ve nöromusküler kontrolün artışının muhtemel sonucu olabileceği literatürde belirtilmiştir ve alt ekstremitte kas kuvveti ile bağlantılıdır. Ayrıca, proksimaldeki gluteal kasların moment kolu, doğrudan ayak bileği eklemine etki eden diğer distal alt ekstremitte kaslarından daha uzundur ve bu nedenle Y denge testi uygulanırken alçalma fazında kütle merkezinin alçalmasının kontrolünde daha etkili olmaktadır. Bu durum, proksimaldeki kalça ve diz kaslarının yorgunluğunun, distal alt ekstremitte kaslarının tek bacak stabilitesi üzerinde olumsuz etkisini göstermektedir (Miller ve Bird 1976). Çalışmamızda egzersiz müdahaleleri sonrasında kalça abdöktör kuvveti artışı sonucu y denge testi parametresinde artış meydana gelmiş ve PNF grubunda daha fazla artış sağlanması PNF egzersizlerini farklı nöromusküler kontrol mekanizmalarını kullanarak postürel stabiliteyi sağlamanın etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Core endurans, kalça abdöktör kuvveti ve denge arasındaki ilişkinin 40 kadın sporcu üzerinde incelendiği çalışmada, denge yıldız denge testi (SEBT) kullanılarak anterior, postero- medial ve postero-lateral yönlerde bilateral ekstremitte üzerinde uygulanmıştır. Core endurans, McGill'in anterior, posterior, sağ ve sol lateral plank testlerinin saniye cinsinden kaydedilmesi ile değerlendirilmiştir. Kalça abdöktör izometrik kuvveti el dinamometresi kullanılarak bilateral olarak ölçülmüştür. Çalışma sonucunda posterolateral SEBT skorları kalça abdöktör kuvveti ile pozitif korelasyon göstermiştir. Kadın sporcularda kalça abdöktör kuvveti SEBT skorlarıyla ilişkilidir. Kalça abdöktör kuvveti daha iyi olan kadın sporcuların daha yüksek postero-lateral SEBT skorları elde edilmiştir (Ambegaonkar vd 2014). Eğitim sonrası PNF grubunda y dengenin bütün bileşenlerinde artış olurken, NEH grubunda postero- medial ve postero- lateral ve kompozit bileşenlerinde artış olmuştur. Bunun sebebi PNF egzersizlerinin farklı nöromusküler kontrol mekanizmalarını kullanarak postürel stabiliteyi sağlamanın etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Core stabilitede kalça abdöktör kaslarının alt ekstremitte ve gövde arasında kuvvetleri iletme fonksiyonu olduğundan ve kapalı kinetik halka yoluyla sakroiliak eklemi etkilemektedir. Bu mekanizmadaki zayıflama, multifidus gibi derin core kaslarında bozulmaya neden olabilir (Park vd 2010). Çalışmamızda farklı tip egzersizlerle kalça abdöktörlerini kuvvetlendirerek distalde yaptığımız müdahalenin

core enduranstaki etkisini incelediğimizde 2 tip egzersizin core enduransa dolayısıyla core stabiliteye pozitif etkilerini gözlemledik.

Core stabilite için uygulanan testlerin performansı incelenerek gövde ve kalça kaslarının kuvvetinin araştırıldığı kesitsel çalışmada ünilateral diz ekstansiyonlu köprü testinde kötü performans gösteren bireylerin zayıf kalça internal rotatörleri ve gövde rotatörlerine sahip olduğu sonucuna ulaşılmıştır (Resendea vd 2020). Bizimde çalışmamızda kalça abdüktör kas kuvvetindeki artışla core endurans ve fonksiyonelliği artmıştır. Yani kalça abdüktör kuvvet artışı core enduransını olumlu yönde etkilemektedir.

Nötral pozisyonda köprü egzersizlerinin farklı zeminlerde yapılmasıyla core kasları(lumbal multifideus), gluteus medius, gluteus maksimus, hamstring kas aktivasyonun incelendiği çalışmaya 26 gönüllü katılmıştır. EMG kullanılarak core kaslarındaki aktivasyonun instabil zemin ve stabil farklı zeminlerde incelenmesiyle lumbal multifideus aktivasyonunda değişiklik meydana gelmemiştir (Youdas vd 2015). Lumbal multifidus, esas fonksiyonunun gövdeyi harekete hazırlamak ve kalça ekstansiyonunun esas kasları olan gluteal ve hamstringlerin yarattığı gerilime cevabı olarak pelvisi stabilize edici olan bir "lokal stabilizatör" olarak tanımlamıştır (Kang vd 2012). Bu nedenle, egzersizler veya zemin farklılıklarıyla kas aktivasyonu arasında önemli bir fark yoktur; lumbal multifidus, zorluk veya destek yüzeyine bakılmaksızın gövdeyi stabilize etmek için belli bir seviyede devreye girer. Fakat gluteus medius kas aktivasyonunda tek ekstremite ve çift ekstremite arasındaki köprü ile karşılaştırıldığında tek ekstremite üzerinde köprüde daha fazla gluteus medius aktivasyonu gözlenmiştir (Ekstrom vd 2007). Tek ekstremite ve çift ekstremite köprü egzersizlerindeki gluteus medius kas aktivasyon farklılıkları ağırlık taşımayan ekstremite desteğini sağlamak için tek ekstremite üzerinde köprü sırasında gluteus medius üzerine etkiyen fazla dış talebe atfedilebilir. Tek ekstremiteden çift ekstremite köprüye geçiş sırasında, pelvis seviyesini korumak ve desteklenmeyen ekstremite ağırlığı tarafından üretilen rotasyonel kuvvetlere karşı koymak için ağırlık taşıyan gluteus medius üzerinde ek talep gerektirir. Çeşitli sırtüstü köprü egzersizleri, hamstringleri kuvvetlendirirken, lumbal multifidus, gluteus medius ve gluteus maximsusa endurans eğitimi sağlamıştır (Youdas vd 2015). Bu belirtilen etkiler ile bağlantılı olarak elastik bant kullanarak yapılan egzersizlerle gluteus medius'a etki eden kuvvetleri karşılamak amaçlı her iki grupta da core kuvveti ve stabilitesinde de artış meydana gelmiş olabileceğini düşünmekteyiz.

Fiziksel aktivite düzeyinin alt ekstremite fonksiyon ve kuvvetinden etkilenmesi sebebiyle farklı hastalık gruplarında aktivite düzeyi düşmektedir (Judd vd 2014). Judd

ve arkadaşları çalışmalarına sağlıklı kontrol grubunda 45-80 yaş grubunu dahil etmişlerdir. Bu yaş grubunda sarkopeni sebepli ve yaşa bağlı olarak fiziksel aktivite düzeyi düşmektedir.

Fiziksel aktivite düzeyinin diğer fitness testleriyle ilişkisini araştıran çalışmada sağlıklı erkeklerde fiziksel aktivite düzeyi ile sağlıkla ilgili fitness parametreleri (esneklik, kuvvet, endurans, kardiyorespiratuvar) sonuçları arasında ilişki incelenmiştir. 408 sağlıklı erkek UFAA'nın kısa formunu doldurarak otur- uzan testi, dinamometre ile kavrama, sit- up, push- up testlerini gerçekleştirmişlerdir. UFAA kısa formunu esneklik ve kardiorespiratuvar fitness parametreleri ile bağlantılıdır ($p < 0.05$). Yüksek fiziksel aktivite düzeyi gösteren katılımcılar orta ve düşük fiziksel aktivite düzeyi gösteren katılımcılara göre daha fazla esneklik, üst vücut kas enduransı ve kardiyorespiratuvar uygunluk göstermiştir (Silva-Batista vd 2013). Silva-Batista ve arkadaşlarının çalışmasına göre UFAA'nın kısa formunun sonuçları kardiyorespiratuvar fitness, esneklik ve üst vücut kas enduransı da yansıtmaktadır. Yüksek aktivite düzeyine sahip katılımcıların otur- uzan testinde daha iyi performans gösterdiklerini bulmuştur. Esneklik sağlıklı yetişkin erkeklerde genel fiziksel aktivitenin önemli bir bileşeni olarak günlük yaşam aktivitelerine önemli katkı sağlar. Çalışmamızda alt ekstremitte kuvvetlendirme egzersizleri sonrası esneklik ve endurans artışı meydana gelmiştir fakat fiziksel aktivite düzeyini etkilememiştir. Silva-Batista ve arkadaşları çalışmalarında fiziksel aktivite düzeyini üst vücut kas enduransı ile ilişkilendirmişlerdir çalışmamızda fiziksel aktivite düzeyinin değişmemesinin sebebinin sadece kalça abdüktör kas kuvvetlendirme olmasında ve gövde ve core kaslarının kuvvetlendirilmesini içermemesinden kaynaklanabilir.

Çalışmamızın güçlü yanı randomize kontrollü çalışma olmasıdır. Diğer güçlü yanımız cinsiyet farklılığını ortadan kaldırmak için tek cinsiyet seçilmesidir.

Limitasyonumuz ise çalışmamızda abdüktör kuvvet değerlendirmesini maliyetli, zaman, uzmanlık gerektiren ve kas kuvvet ölçümünde sık kullanılan bir yöntem olan EMG ile değerlendirmedik. EMG altın standart olması sebebiyle ile PNF ve NEH grubunda egzersizler yapılırken ölçüm yapılmamış olması çalışmamızın zayıf yanı sayılabilmektedir. Cihaz veya video kullanımı ile testin çalışmamıza uygulanması veri yönünden çalışmamızın kanıt değerini arttırabilirdi.

6. SONUÇLAR

Sağlıklı gençlerde kalça abdükörlerini elastik bant ile yapılan PNF ve NEH egzersizleriyle kuvvetlendirmenin gövde ve alt ekstremitte, iliopsoas ve kuadriceps kas esnekliği, abdükör kas kuvveti, alt ekstremitte gücü, alt ekstremitte dengesi ve core enduransı üzerine olan etkinliğinin incelendiği çalışmamızda:

1. Kalça abdükör kuvvetlendirmek için uygulanan PNF ve NEH egzersizleriyle gövde ve alt ekstremitte, iliopsoas ve kuadriceps kas esneklik, abdükör kas kuvveti, alt ekstremitte gücü, alt ekstremitte denge ve core enduransında gelişmeler saptanmıştır.
2. Egzersiz uygulanmasının olmadığı KG de ise, antero-posterior ve kompozit denge, fleksör core enduransında artış görülmüştür.
3. Gruplar arası egzersiz sonrası ölçüm farkları kıyaslandığında PNF egzersizleri gövde ve alt ekstremitte, iliopsoas ve kuadriceps kas esnekliği, abdükör kas kuvveti, alt ekstremitte gücü, alt ekstremitte dengesi ve core enduransında KG'den üstündür. NEH egzersizleri gövde ve alt ekstremitte, iliopsoas ve kuadriceps kas esnekliği, abdükör kas kuvveti, alt ekstremitte gücü, core enduransı ve alt ekstremitte posterior-medial, posterior-lateral dengesi ve kompozit parametrelerinde KG'den üstündür.

Çalışmamız sonucunda kullandığımız PNF egzersizleri global core stabilitesini arttırmada etkili olmuştur. PNF egzersizleri, propriyoseptörleri uyararak daha fazla motor üniteyi ateşlemektedir ve farklı mekanizmalarla merkezi sinir sistemine etkimektedir. Kalça abdükörlerinin EB ile PNF egzersizleriyle kuvvetlendirilmesi, farklı nörofizyolojik mekanizmaları uyararak NEH egzersizlerine göre daha faydalı hale getirmektedir.

Ortaya çıkan sonuçlarda sağlıklı gençlerde kalça abdükörlerinin propriyoseptif nöromusküler patern ve normal eklem hareket egzersizlerinin therabant ile

kuvvetlendirilmesi core endurans ve fonksiyonel performansı artırır olarak belirttiğimiz hipotezlerimizi desteklemektedir. Yani hipotezlerimiz kabul edilmiştir. Fakat sağlıklı gençlerde kalça abdükörlerinin propriyoseptif nöromusküler patern ve therabant egzersizleri ile kuvvetlendirilmesi, normal eklem hareket egzersizlerinin therabant egzersizleriyle kuvvetlendirilmesinden daha fazla core endurans ve fonksiyonel performansı artırır hipotezini desteklememiştir. Bu hipotezimiz reddedilmiştir.

Sonuç olarak; EB kullanılarak uygulanan PNF egzersizleriyle kuvvetlendirilen kalça abdükörlerinin core stabilite ve fonksiyonelliği artmıştır. Fakat EB kullanılarak uygulanan PNF ve NEH egzersizleriyle kalça abdükör kuvvetlendirmenin core endurans ve fonksiyonellik üzerine olan etkilerini belirlemek amacıyla daha farklı değerlendirme yöntemleri, egzersiz tipleri ve daha fazla katılımcıyı içeren ileri çalışmalara ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

7. KAYNAKLAR

- ACSM, Selecting and effectively using rubber band resistance exercise. Erişim adresi, <https://www.acsm.org/docs/brochures/selecting-and-effectively-using-rubber-band-resistance-exercise.pdf?sfvrsn=2>. (Erişim tarihi, 20 temmuz 2014).
- Adler S, Beckers D, Buck M: PNF in practice, **Springer**, Berlin, 2008, s.127-162.
- Akduman V, Özay ZG, Sarı Z, Polat MG. Is There a Relationship Between Physical Activity Level and Core Endurance? **Kocaeli Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi**. 2019; 5 (2): 60-65.
- Alway SE, Grumbt WH, Gonyea WJ, Stray-Gundersen J. Contrasts in muscle and myofibers of elite male and female bodybuilders. **J Appl Physiol** 1989; 67: 24–31.
- Arıncı K, Elhan A. Anatomi, 1. Cilt, **Güneş Kitabevi Ltd. Şti.**, Ankara, 2005, s.390.
- Arifoğlu Y. Her Yönüyle Anatomi, **İstanbul Tıp Kitabevi Sağlık Yayıncılık Hiz. Ltd. Şti.**, İstanbul, 2017, s.52.
- American College of Sports Medicine, ACSM's guidelines for exercises testing and prescription 10th ed. **Wolters Kluwer**, Philadelphia, 2018, s.168.
- Bae SS, Goo BO, Kim YC, et al. : An introduction to physical therapy, 5th ed, **Daihaks Publishing**, Seoul 2003.
- Baechle TR, Earle RW. Fitness Weight Training. **Human Kinetics**. Champaign, IL, 1995.
- Baechle TR, Earle RW eds. Essentials of Strength Training and Conditioning, 2nd ed. IL: **Human Kinetics**. Champaign, 2000.
- Barton CJ, Lack S, Malliaras P, Morrissey D. Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review. **Br J Sports Med** 2013; 47 (4): 207–214.
- Beenakker EA, van der Hoeven JH, Fock JM, Maurits NM. Reference values of maximum isometric muscle force obtained in 270 children aged 4-16 years by hand-held dynamometry. **Neuromuscul Disord** 2001; 11: 441- 446.
- Behm DG. Neuromuscular implications and applications of resistance training. **J Strength Cond Res** 1995; 9: 264-274.
- Behnke RS. Kinetic anatomy (3. Edition). **Champaign**, IL, Human Kinetics, 2012, s.227-243.

- Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. **J Biomech** 1993; 26: 969-990.
- Bertoli J, Biduski GM, de la Rocha Freitas C. 2017. Six weeks of Mat Pilates training are enough to improve functional capacity in elderly women. **J Bodyw Mov Ther** 2017; 21 (4): 1003-1008.
- Bertoli J, Diefenthaler F, Detanico D, Pupo JD, Vaz MA, de la Rocha Freitas C. Can mat Pilates intervention increase lower limb rate of force development in overweight physically active older women? **Sport Sci Health** 2019; 15 (2): 407-415.
- Bertoli J, Diefenthaler F, Luse Cadore E, Monteiro de Moura B, de la Rocha Freitas C. The relation between force production at different hip angles and functional capacity in older women. **J Bodyw Mov Ther** 2019; 23 (3): 489-493.
- Bewyer DC, Bewyer KJ. Rationale for treatment of hip abductor pain syndrome. **Iowa Orthop J** 2003; 23: 57-60.
- Bilge O. "Hareket Sistemi, Eklemler", SistematiK Anatomi, Eds.Gökmen FG, **İzmir Güven Kitabevi Ltd. Şti.**, İzmir, 2003, s.91-132.
- Bird SP, Tarpenning KM, Marino FE. Designing resistance training programmes to enhance muscular fitness: a review of the acute programme variables. **Sports Med** 2005; 35 (10): 841-851.
- Birnbaum K, Prescher A, Hessler S, et al: *The sensory innervation of the hip joint—an anatomical study.* **Surg Radiol Anat** 1997; 19 (6): 371-375.
- Bittencourt NFN, Santos TRT, Gonçalves GGP, Coelho AP, Braz de Magalhães Gomes BG, Mendonça LDM, Fonseca ST. Reference Values of Hip Abductor Torque Among Youth Athletes: Influence of Age, Sex and Sports, **Phys Ther in Sport** 2016; 21: 1-6.
- Boling M, Padua D. Relationship between hip strength and trunk, hip, and knee kinematics during a jump-landing task in individuals with patellofemoral pain. **Int J Sports Phys Ther.** 2013; 8 (5): 661-669.
- Borghuis J, Hof A, Lemmink K. The importance of sensory-motor control in providing core stability. **Sports Med.** 2008; 38 (11): 893-916.
- Boudreau SN, Dwyer MK, Mattacola CG, Lattermann C, Uhl TL, McKeon JM. Hip-Muscle Activation During the Lunge, Single-Leg Squat, and Step-Up-and-Over Exercises. **J Sport Rehabil** 2009; 18: 91-103.
- Brekke AF, Overgaard S, Hróbjartsson A, Holsgaard-Larsen A. Non-surgical interventions for excessive anterior pelvic tilt in symptomatic and non-symptomatic adults: a systematic review. **EFORT Open Reviews.** 2020; 5 (1): 37-45.
- Brindle TJ, Mattacola CG, McCrory J. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc** 2003; 11: 244-251.
- Brown SH, Haumann ML, Potvin JR. The responses of leg and trunk muscles to sudden unloading of the hands: Implications for balance and spine stability. **Clin Biomech** 2003; 18: 812-820.
- Bulgan Ç, Başar MA. Core Gelişimi, **İstanbul Medikal Yayıncılık**, 2018, s.11-17.

- Bullock-Saxton JE. Local sensation changed and altered hip muscle function following severe ankle sprain. *Phys Ther* 1994; 74 (1): 17-31.
- Buscher A, Cumming C, Ratajczyk G, Thera-band egzersiz bantlarına uyumlu. Almanya. <http://www.thera-band.com/UserFiles/File/Egzersiz.pdf> (Erişim tarihi, 20 Ekim 2014. Alındığı tarih 27.10. 2006).
- Butler RJ, Southers C, Gorman PP, Kiesel KB, Plisky PJ. Differences in soccer players' dynamic balance across levels of competition. *J Athl Train* 2012; 47 (6): 616-620.
- Byrd JWT. Evaluation of the Hip: History and Physical Examination. *N Am J Sports Phys Ther* 2007; 2 (4): 231–240.
- Cadore EL, Pinto RS, Bottaro M, Izquierdo M. Strength and endurance training prescription in healthy and frail elderly. *Aging Dis* 2014; 5 (3): 183-195.
- Cailliet R. The Illustrated Guide to Functional Anatomy of the Musculoskeletal System. *Am Med Assoc Press*; 2004; s.237-251.
- Charlton PC, Bryant AL, Kemp JL, Clark RA, Crossley KM, Collins NJ. Single-leg squat performance is impaired 1 to 2 years after hip arthroscopy. *Phys Med Rehabil* 2016; 8 (4): 321-330.
- Cholewicki J, McGill SM: Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech* 1996; 11: 1-15.
- Cholewicki J, Simons AP, Radebold A: Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *J Biomech* 2000; 33: 1377-1385.
- Cholewicki J, VanVliet JJ IV: Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clin Biomech* 2002;17: 99-105.
- Cichanowski HR, Schmitt JS, Johnson, RJ, Niemuth PE: Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2007; 39: 1227–1232.
- Coburn JW, Housh TJ, Malek MH, et al. Neuromuscular responses to three days of velocity-specific isokinetic training. *J Strength Cond Res* 2006; 20: 892–898.
- Colado JC, Garcia-Masso X, Triplet 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): 3018-3024.
- Cornelius WL, Hands MR. The effects of a warm-up on acute hip joint flexibility using a modified PNF stretching technique. *J Athl Train* 1992; 27: 112-114.
- Cowan RM, Semciw AI, Pizzari T, Cook J, Rixon MK, Gupta G, Plass LM, Ganderton CL. Muscle Size and Quality of the Gluteal Muscles and Tensor Fasciae Latae in Women with Greater Trochanteric Pain Syndrome. *Clin Anat* 2019; 33(7): 1082-1090.
- Crisco JJ, Panjabi MM, Yamamoto I, Oxland TR: Euler stability of the human ligamentous lumbar spine: II. Experiment. *Clin Biomech* 1992; 7: 27-32.
- Crossley KM, Zhang WJ, Schache AG, Bryant A, Cowan SM. Performance on the single-leg squat task indicates hip abductor muscle function. *Am J Sports Med* 2011; 39 (4): 866-873.
- Daggfeldt K, Thorstensson A: The mechanics of back-extensor torqueproduction about the lumbar spine. *J Biomech* 2003; 36: 815-825.

- David BJ. Hollinshead's functional anatomy of the limbs and back. W.B. **Saunders Company** 2008.
- DeForest BA, Cantrell GS, Schilling BK. Muscle Activity in Single- vs. Double-Leg Squats Int **J Exerc Sci** 2014; 7 (4): 302-310.
- Delavier F. Strength Training Anatomy (2nd ed). IL: **Human Kinetics**, Champaign, 2006. s.123–127.
- De Olivera JR, Blasczyk JC, Lagoa KF, Carvalho RS, Damasceno VO, Maldanerda Silva VZ, Silva MS, Martins WR. Elastic resistance training to increase muscle strength in elderly: A systematic review with meta-analysis. **Arch Gerontol Geriatr** 2013; 57 (1): 8-15.
- Diamond LE, Van den Hoorn W, Bennell KL, Wrigley TV, Hinman RS, O'Donnell J, Hodges PW. Coordination of deep hip muscle activity is altered in symptomatic femoroacetabular impingement. **J Orthop Res** 2017; 35 (7): 1494-1504.
- Diamond LE, van den Hoorn W, Bennell KL, Wrigley TV, Hinman RS, O'Donnell J, Hodges PW. Deep hip muscle activation during squatting in femoroacetabular impingement syndrome. **Clin Biomech** 2019; 69: 141-147.
- DiGiovine NM, Jobe FW, Pink M, Perry J. An electromyographic analysis of the upper extremity in pitching. **J Shoulder Elb Surg** 1992; 1: 15–25.
- DiMattia MA, Livengood AL, Uhl TL, Mattacola CG, Malone TR. What Are the Validity of the Single-Leg-Squat Test and Its Relationship to Hip-Abduction Strength? **J Sport Rehabil** 2005; 14 (2): 108-123.
- Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. **J Orthop Sports Phys Ther** 2009; 39: 532–540.
- Doğuluer, M. Diyabetli hastalarda fonksiyonel kapasitenin değerlendirilmesi. Doktora Tezi, **Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü**, İzmir, 2010.
- Dolak KL, Silkman C, McKeon JM, Hosey RG, Lattermann C, Uhl TL. Hip strengthening prior to functional exercises reduces pain sooner than quadriceps strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized clinical trial. **J Orthop Sports Phys Ther** 2011; 41 (8): 560-570.
- Dostal WF, Soderberg GL, Andrews JG. Actions of hip muscles. **Phys Ther** 1986; 66 (3): 351-361.
- Earl JE. Gluteus medius activity during 3 variations of isometric single-leg stance. **J Sport Rehabil** 2005; 4: 1–11.
- Earl J, Hertel J, and Denegar C. Patterns of dynamic malalignment, muscle activation, joint motion and patellofemoral pain syndrome. **J Sport Rehabil** 2005; 14: 215–233.
- Eastlack M, Arvidson J, Synder-Mackler L, Danoff JV, McGarvey CL. Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessments. **Phys Ther** 1991; 71: 465-472.
- Eek MN, Kroksmark AK, Beckung E. Isometric muscle torque in children 5 to 15 years of age: normative data. **Arch Phys Med Rehabil** 2006; 87: 1091-1099.
- Ege R. Kalça cerrahisi ve sorunları el kitabı, ed. Rıdvan Ege, **Türk Hava Kurumu Basımevi**, Ankara, 1994, s.29-52.

- Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007; 37: 754–762.
- Ekşioğlu MF, Açar Hİ, Tekdemir İ. Kalça Eklemine Fonksiyonel Anatomisi. *TOTBİD*. 2011; 10 (1): 32-37.
- Elibol N. Türk toplumunda total kalça protezi uygulanan hastaların beklentilerinin incelenmesi. Yüksek lisans Tezi, *Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, İzmir, 2011, s. 83.
- Emery S, Cook J, Ferris AR, Smith P, Mayes S. Hip flexor muscle size in ballet dancers compared to athletes, and relationship to hip pain. *Phys Ther Sport* 2019; 38: 146-151.
- Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK, Siegler S. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine J* 1996; 21 (1): 71-78.
- Evans WJ. Exercise training guidelines for the elderly. *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31: 12–17.
- Farthing JP, Borowsky R, Chilibeck PD, et al.: Neurophysiological adaptations associated with cross-education of strength. *Brain Topogr* 2007; 20: 77–88.
- Felicio LR, De Carvalho CAM, Andrade Dias CLC, Dos Santos Vigário P. Electromyographic activity of the quadriceps and gluteus medius muscles during/different straight leg raise and squat exercises in women with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol*. 2019; 48: 17-23.
- Ferber R, Gravelle DC, Osternig LR. Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation stretch techniques on trained and untrained older adults. *J Aging Phys Act* 2002; 10: 132-142.
- Ferber R, Kendall KD, Lindsay F. Changes in Knee Biomechanics After a Hip-Abductor Strengthening Protocol for Runners With Patellofemoral Pain Syndrome. *J Athl Train* 2011; 46 (2): 142–149.
- Ferber R, Noehren B, Hamill J, et al. Competitive Female Runners With a History of Iliotibial Band Syndrome Demonstrate Atypical Hip and Knee Kinematics. *J Orthop Phys Ther* 2010; 40: 52-58.
- Ferreira GE, Viero CC, Silveira MN, et al.: Immediate effects of hip mobilization on pain and baropodometric variables—a case report. *Man Ther*, 2013, 18: 628– 631.
- Fleck SJ. Cardiovascular adaptations to resistance training. *Med Sci Sports Exerc* 1988; 20: 146–151.
- Floyd RT. Manual of structural kinesiology, 17th ed, *McGrawHill*, New York, 2009, s.302.
- Ford KR, Myer GD, Toms HE, Hewett TE. Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Med Sci Sports Exer* 2005; 37: 124–129.
- Francis P, Gray K, Perrem N. The relationship between concentric hip abductor strength and the performance of the Y-balance test (YBT). *Int J Athl Ther Train* 2018; 23: 42-47.

Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari AM, and Dowdell BC, Oestreicher N, Sahrmann S. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. **Clin J Sport Med** 2000; 10: 169–175.

Friel K, McLean N, Myers C, and Caceres M. Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain. **J Athl Train** 2006; 41: 74–78.

Fukuda TY, Rossetto FM, Magalhaes E, Bryk FF, Lucareli PR, de Almeida Aparecida Carvalho N. Short-term effects of hip abductors and lateral rotators strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial. **J Orthop Sports Phys Ther** 2010; 40 (11): 736-742.

Fulkerson JP. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. **Am J Sport Med** 2002; 30: 447–456.

Funk DC, Swank AM, Mikla BM, Fagen TA, Farr BK. Impact of Prior Exercise on Hamstring Flexibility: A Comparison of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation and Static Stretching. **Natl Str Cond Assoc J** 2003; 17 (3): 489-492.

Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee IM, Swain DP. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: Guidance for prescribing exercise. **Med Sci Sports Exerc** 2011; 43 (7): 1334–1359.

Geraci MC, Brown W. Evidence-based treatment of hip and pelvic injuries in runners. **Phys Med Rehabil Clin N Am** 2005; 16: 711–747.

Grace S, Graves J. Textbook of Remedial Massage, 2nd Ed, **Elsevier** 2019,s.315-317.

Granata KP, Marras WS, Davis KG: Variation in spinal load and trunk dynamics during repeated lifting exertions. **Clin Biomech** (Bristol, Avon) 1999; 14: 367-375.

Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. **J Athl Train** 2012; 47: 339-357.

Gottlieb GL. Agarwal GC: Modulation of postural reflexes by voluntary movement. **J Neurol Neurosurg Psychiatry** 1973; 34: 615-618.

Gökmen FG, Ertürk M. “Hareket Sistemi,Kemikler”, Sistematik Anatomi, Eds.Gökmen FG, **İzmir Güven Kitabevi Ltd. Şti.**, İzmir, 2003, s.17-90.

Hagbarth KE: Excitatory and inhibitory skin areas for flexor and extensor motoneurons. **Acta Physiol Scand Supp** 1952; 26 (94): 1-58.

Haˆkkinen K, Alen M, Komi PV. Changes in isometric force-and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. **Acta Physiol Scand** 1985; 125: 573–585.

Harman H. The biomechanics of resistance exercise. In Baechle TR, & Earle RW (Eds.), Essentials of strength training and conditioning, **Champaign, IL: Human Kinetics**, 2000, s.2656.

Harvey D. Assessment of the flexibility of elite athletes using the modified Thomas test. **Br J Sports Med** 1998; 32: 68–7068.

Hazaki K, Ichihashi N, Morinaga T. Electromyographic analysis of thigh muscles in PNF patterns of the lower extremity: Muscle activities in the lengthened range. **J Phys Ther Sci** 1996; 8: 29–32.

Herbst KA, Kim DO, Foss B, Myer GD. Hip Strength Is Greater in Athletes Who Subsequently Develop Patellofemoral Pain. **Am J Sports Med** 2015; 43 (11):2747-2752.

Hinman RS, Hunt MA, Creaby MW, Wringley TV, McManus FJ, Bennell KL. Hip muscle weakness in individuals with medial knee osteoarthritis. **Arthritis Care Res** 2010; 62: 1190–1193.

Hislop HJ, Montgomery J (2007). Daniels and Worthingham's muscle testing Saunders **Elsevier**, St. Louis, 2007, s.122-123.

Hodges GN. The effect of movement strategy and elastic starting strain on shoulder resultant joint moment during elastic resistance exercise. **University of Manitoba (Unpublished Thesis)**, Manitoba, Canada 2006, s.130.

Hodges PW, Cresswell AG, Daggfeldt K, Thorstensson A: Threedimensional preparatory trunk motion precedes asymmetrical upper limb movement. **Gait Posture** 2000; 11: 92-101.

Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. **Phys Ther** 1997; 77: 132-142.

Hodge WA, Carlson KL, Fijan RS, et al. Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. **J Bone Joint Surg Am** 1989; 71: 1378-1386.

Hortobágyi T, Scott K, Lambert et al.: Cross-education of muscle strength is greater with stimulated than voluntary contractions. **Motor Control** 1999; 3: 205–219.

Hsu WL, Chou LS, Woollacott M. Age-related changes in joint coordination during balance recovery. **Age** 2013; 35: 1299–1309.

Hubbard TJ, Kramer LC, Denegar CR, Hertel J. Correlations among multiple measures of functional and mechanical instability in subjects with chronic ankle instability. **J Athl Train** 2007; 42 (3): 361-366.

Hughes CJ, Hurd K, Jones A, Sprigle S. Resistance Properties of Thera-Band® Tubing During Shoulder Abduction Exercise. **J Orthop & Sports Phys Ther** 1999; 29 (7): 413-420.

Hurwitz DE, Foucher KC, Andriacchi TP. A new parametric approach for modeling hip forces during gait. **J Biomech** 2003; 36: 113-119.

Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther** 2003; 33: 671-676.

Jakobsen MD, Sundstrup E, Andersen CH, Aagaard P, Andersen LL. Muscle activity during leg strengthening exercise using free weights and elastic resistance: Effects of ballistic vs controlled contractions. **Hum Mov Sci** 2013; 32: 65–78.

Jones CJ, Rikli RE, Beam WC. A 30-s ChairStand Test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. **Res Q Exerc Sport** 1999; 70: 113-119.

Judd DL, Thomas AC, Dayton MR, Stevens-Lapsley JE. Strength and functional deficits in individuals with hip osteoarthritis compared to healthy, older adults. **Disabil Rehabil** 2014; 36 (4): 307–312.

Ju SK, Yoo WG. Comparison of anterior gluteus medius fiber activation during general exercises and PNF exercise. **J Phys Ther Sci** 2017; 29: 476–477.

Jull G, Trott P, Potter H, et al. A randomized controlled trial of exercise and manipulative therapy for cervicogenic headache. **Spine** 2002; 27: 1835-1843.

Junge T, Balsnes S, Runge L, Juul-Kristensen B, Wedderkopp N. Single leg mini squat: an inter-tester reproducibility study of children in the age of 9-10 and 12-14 years presented by various methods of kappa calculation. **BMC Musculoskelet Disord** 2012; 13: 203.

Kang DH, Lee WH, Lim S, Kim YY, An SW, Kwon CG, Lee GH, Choi NR, Lee NY, Kim BM, Kim JH, Chung EJ. The effect of hip joint exercise using an elastic band on dynamic balance, agility and flexibility in healthy subjects: a randomized controlled trial **Phys Ther Rehabil Sci** 2016; 5 (4): 198-204.

Kang HK, Jung JH, Yu JH. Comparison of trunk muscle activity during bridging exercise using a sling in patients with low back pain. **J Sports Sci Med** 2012; 11: 510–515.

Kato T, Taniguchi K, Akima H, Watanabe K, Ikeda Y, Katayose M. Effect of hip angle on neuromuscular activation of the adductor longus and adductor magnus muscles during isometric hip flexion and extension. **Eur J of Appl Physiol** 2019; 119 (7): 1611-1617.

Katthagen BD, Spies H, Bachmann G. Arterial vascularization of the bony acetabulum. **Z Orthop Ihre Grenzgeb.** 1995; 133 (1): 7-13.

Kawakami Y, Abe T, Fukunaga T. Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. **J Appl Physiol** 1993; 74: 2740–2744.

Kendall PG, Romani WA, McCreary EK, Rodgers MM. Muscles, Testing and Function with Posture and Pain. 5 th ed. **Lippincott Williams & Wilkins**, Philadelphia, 2005, s. 3-9.

Kennedy MD, Burrows L, Parent E. Intrarater and interrater reliability of the single-leg squat test. **Athl Ther Today** 2010; 15 (6): 32-36.

Khayambashi K, Mohammadkhani Z, Ghaznavi K, Lyle MA, Powers CM. The Effects of Isolated Hip Abductor and External Rotator Muscle Strengthening on Pain, Health Status, and Hip Strength in Females With Patellofemoral Pain: A Randomized Controlled Trial. **J Orthop Sports Phys Ther** 2012; 42 (1): 22-29.

Kibler JB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. **Sports Med** 2006; 36: 189-198.

Kim B, Yim J. Core Stability and Hip Exercises Improve Physical Function and Activity in Patients with Non-Specific Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial. **Tohoku J Exp Med** 2020; 251: 193-206.

Kim KS, Jeon IC. Effectiveness of Iliopsoas Self-Stretching on Hip Extension Angle, Gluteus Maximus Activity, and Pelvic Compensations during Prone Hip Extension in Subjects with Iliopsoas Shortness. **J Kor Phys Ther** 2018; 30 (1): 23-28.

- Kim YH. Acetabular dysplasia and osteoarthritis developed by an eversion of the acetabular labrum. *Clin Orthop Relat Res* 1987; (215): s.289–295.
- Kinzey SJ, Armstrong CW. The reliability of the Star-Excursion Test in assessing dynamic balance. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998; 27: 356-360.
- Kisner C, Colby L, Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques.7th Ed. Philadelphia PA: **FA Davis Company**, 2018, s. 973- 974.
- Klein DA, William JS, Wayne TP: PNF training and physical function in assisted-living older adults. *J Aging Phys Act* 2002; 41: 476–488.
- Knott M, Voss DE. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation: Patterns and Techniques. **Paul B Haeber**, New York,1956, s.1-113.
- Kofotolis N, Kellis E. Cross-training effects of a proprioceptive neuromuscular facilitation exercise programme on knee musculature. *Phys Ther Sport* 2007; 8: 109–116.
- Kofotolis N, Vrabas IS, Vamvakousis E, et al.: Proprioceptive neuromuscular facilitation training induced alterations in muscle fibre type and cross sectional area. *Br J Sports Med* 2005; 39 (3): 11.
- Kovacs M. The argument against static stretching before sport and physical activity. *Athl Ther Today* 2006; 11 (3): 6–8.
- Kraemer WJ, Ratamess NA Fundamentals of resistance training: Progression and exercise prescription. *Med& Sci Sports & Exerc* 2004; 36 (4): 674–688.
- Krebs DE, Elbaum L, Riley PO, Hodge WA, Mann RW. Exercise and gait effects on in vivo hip contact pressures *Phys Ther* 1991; 71: 301-309.
- Kristeva R, Cheyne D, Deecke L: Neuromagnetic fields accompanying unilateral and bilateral voluntary movements: topography and analysis of cortical sources. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1991; 81: 284–298.
- Kumar S. Introduction and terminology. İçerisinde: Muscle Strength (Ed. S Kumar). 1. Basım. **CRS Pres LLC**, Florida, 2004, s. 73-75.
- Lazennec JY, Brusson A, Rousseau MA. Hip-spine relations and sagittal balance clinical consequences. *Eur Spine J* 2011; 20 (5): 686–698.
- Lee M, Gandevia SC, Carroll TJ. Unilateral strength training increases voluntary activation of the opposite untrained limb. *Clin Neurophysiol* 2009; 120: 802–808.
- Lee MK, Kim JM, Park HK: The effects of proprioceptive neuromuscular facilitation leg patterns on the muscle activation of neck flexors. *J Korean Acad Univ Trained Phys Therapists* 2008; 15: 46–53.
- Lee SP, Powers CM. Individuals with diminished hip abductor muscle strength exhibit altered ankle biomechanics and neuromuscular activation during unipedal balance tasks. *Gait & posture* 2014; 39 (3): 933-938.
- Leetun D, Ireland M, Wilison J, et al. Core Stability Measures as Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes. *Med Sci Sports Exercise* 2004; 36: 926-934.
- Liu CJ, Latham NK. Progressive resistance strength training for improving physical function in older adults. *Cochrane Database Syst Rev* 2009; 3 (3): CD002759.

Livanelioğlu A, Erden Z, Günel MK. Proprioseptif Nöromuskuler Fasilitasyon Teknikleri, 3.baskı. **Ankamat Matbaacılık San. Ltd şti**, Ankara, 2014, s. 9-53.

Loyd BJ, Jennings JM, Judd DL et al. Influence of hip abductor strength on functional outcomes before and after total knee arthroplasty: post hoc analysis of a randomized controlled trial. **Phys Ther** 2017; 97: 896–903.

Markos PD. Ipsilateral and contralateral effects of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques on hip motion and electromyographic activity. **Phys Ther** 1979; 59: 1366–1373.

Marras WS, Ferguson SA, Burr D, Davis KG, Gupta P: Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. **Spine J** 2004; 4: 64-75.

Marshall G. Stance and gait. **Patient Care** 2004; 15: 55–61.

Mascal CL, Landel R, and Powers C. Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. **J Orthop Sports Phys Ther** 2003; 33: 647–660.

McGill S. Low Back Disorders. Evidence-Based Prevention and Rehabilitation. 2nd ed. **Champaign, IL**, Human Kinetics, 2007, s. 290-295.

McGill SM. Low back stability: From formal description to issues for performance and rehabilitation. **Exerc Sport Sci Rev** 2001; 29: 26-31.

McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J: Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. **J Electromyogr Kinesiol** 2003; 13: 353-359.

McGill SM, Karpowicz A, Fenwick CM. Ballistic abdominal exercises: muscle activation patterns during three activities along the stability/mobility continuum. **J Strength Cond Res** 2009; 23: 898-905.

McGovern RP, Martin RL, Christoforetti JJ, Kivlan BR. Evidence-based procedures for performing the single leg squat and step-down tests in evaluation of non-arthritis hip pain: a literature review. **Int J Sports Phys Ther** 2018; 13 (3): 526-536.

Miller PK, Bird AM. Localized muscle fatigue and dynamic balance. **Percept Mot Skills** 1976; 42 (1): 135-138.

Mills M, Frank B, Goto S, Blackburn T. Effect of restricted hip flexor muscle length on hip extensor muscle activity and lower extremity biomechanics in college-aged female soccer players." **Int J Sports Phys Ther** 2015; 10 (7): 946.

Mitchell CJ, Churchward-Venne TA, West DW, Burd NA, Breen L, Baker SK, et al. Resistance exercise load does not determine training-mediated hypertrophic gains in young men. **J Appl Physiol** 2012; 113: 71–77.

Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Busquets A, Tous-Fajardo J, Pozzo M, Mujika I. A metronome for controlling the mean velocity during the bench press exercise **J Strength Cond Res** 2009; 23 (3): 926–931.

Morton SK, Whitehead JR, Brinkert RH, Caine DJ. Resistance training vs. static stretching: effects on flexibility and strength. **J Strength Cond Res** 2011; 25 (12): 3391-3398.

- Moore AM, Kukulka CG. Depression of Hoffmann reflexes following voluntary contraction and implications for proprioceptive neuromuscular facilitation therapy. *Phys Ther* 1991; 71: 321–333.
- Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. Moore K, ed. Clinically Oriented Anatomy, 3rd ed. **Baltimore: Williams and Wilkins** 1992. s.351.
- Mulder T, Hochstenbach J. Motor control and learning: Implication for neurological rehabilitation. Sint Maar-tenskliniek- **Research and Neurological Institute**, University of Nijmegen, The Netherlands, 2006. s. 120-125.
- Munn J, Herbert RD, Gandevia SC: Contralateral effects of unilateral resistance training: a meta-analysis. *J Appl Physiol* 2005; 96: 1861–1866.
- Myers AM, Beam NW, Fakhoury JD. Resistance training for children and adolescents. *Trans Pediatr.* 2017; 6 (3): 137-143.
- Nadler SF, Malanga GA, Bartoli LA, Feinberg JH, Prybicien, DePrince M. Hip muscle imbalance and low back pain in athletes: influence of core strengthening. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34: 9-16.
- Nadler SF, Malanga GA, DePrince M, Stitik TP, Feinberg JH. The relationship between lower extremity injury, low back pain, and hip muscle strength in male and female collegiate athletes. *Clin J Sports Med* 2000; 10: 89-97.
- Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrao FV. Test-retest reliability of three-dimensional kinematics using an electromagnetic tracking system during single-leg squat and stepping maneuver. *Gait Posture* 2014; 39 (1):141-146.
- Nelson ME, Rejeski WJ, Blair SN, et al. Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Med Sci Sports Exerc* 2007; 39 (8): 1435–1445.
- Netter F. Netter anatomi atlası 5th ed. editör Prof.Dr. Meserret Cumhuri, **Nobel Tip Kitapevi**, İstanbul, 2010, s:
- Neumann DA. An electromyographic study of the hip abductor muscles as subjects with a hip prosthesis walked with different methods of using a cane and carrying a load. *Phys Ther* 1999; 79: 1163-1173.
- Neumann DA, Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation, 2nd ed, **Elsevier**, 2010.
- Neuman DA. Kinesiology of the hip: A focus on muscular actions. *J Orthop& Sports Phys Ther* 2010; 40 (2): 82-94.
- Neumann DA. Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation, Mo: **Mosby**, St Louis, 2002. s.387–433.
- Neumann DA, Soderberg GL, Cook TM. Comparison of maximal isometric hip abductor muscle torques between hip sides. *Phys Ther* 1988; 68: 496-502.
- O’Sullivan PB, Twomey L, Allison GT. Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998; 27: 114-24.

O'Sullivan K, Smith SM, Sainsbury D: Electromyographic analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises. **Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol** 2010; 2: 17.

Otman AS, Demirel H, Sade A. Tedavi hareketlerinde temel değerlendirme prensipleri. 3. baskı. **Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları**, Ankara, 2003, s. 4-44.

Oxland TR, Lin RM, Panjabi MM. Three-dimensional mechanical properties of the thoracolumbar junction. **J Orthop Res** 1992; 10 (4): 573-580.

Page P, Ellenbecker T. Strength Band Training. **Champaign**, IL: Human Kinetics, 2005, s. 1-11, 86-87, 159-186.

Page P, Ellenbecker T. Strength Band Training **Champaign**, IL: Human Kinetics 2003, s. 20-25.

Page P, Ellenbecker T. Strength band training, 2019, 3th ed, **Champaign**, IL: Human Kinetics, s. 23-36.

Page P, dosing of elastic resistance exercises. the specific and clinical application of elastic resistance, edited by Page P, Ellenbecker T, **Champaign**, IL: Human Kinetics 2003, s. 28.

Page PA, Labbe A, Topp RV, et al. Clinical force production of thera-band elastic band. **JOSPT** 2000; 30 (1): 47-48.

Page P, Topp R, Maloney E, Jaeger A, Labbe and Stewart GW. A comparison of resistive torque generated by elastic resistance and isotonic resistance. **J orthop & sports phys Ther** 2017; 47 (1): 203.

Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. **J Spinal Disord** 1992; 5: 383-389.

Papadopoulos K, Noyes J, Jones JG, Thom JM, Stasinopoulos D. Clinical tests for differentiating between patients with and without patellofemoral pain syndrome. **Hong Kong Physiother J** 2014; 32: 35-43.

Park I, Park S, Park J, Choi H, Joonseo Park, Han D. The Effects of Self-induced and Therapist-assisted Lower-limb PNF Pattern Training on the Activation of Contralateral Muscles **J Phys Ther Sci** 2012; 24: 1123-1126.

Park KM, Kim SY, Oh DW: Effects of the pelvic compression belt on gluteus medius, quadratus lumborum, and lumbar multifidus activities during side-lying hip abduction. **J Electromyogr Kinesiol** 2010; 20: 1141-1145.

Parpucu Tİ. Sağlıklı genç bireylerde kuadriceps femoris eksentrik- konsentrik izokinetik kas kuvvetinin kas mimarisi, kas kuvveti, propriyosepsiyon ve fonksiyone etkisi. Doktora Tezi, **Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü**, İstanbul, 2017, s. 75.

Patterson R, Stegink CW, Hogan HA, Nassif MD. Material properties of thera-band tubing. **Phys Ther** 2001; 81: 1437-1445.

Peterson MD, Matthew MR, Sen A, Gordon PM. Resistance Exercise for Muscular Strength in Older Adults: A Meta-Analysis. **Ageing Res Rev** 2011; 9 (3): 226-237.

Plisky PJ, Gorman PP, Butler RJ, Kiesel KB, Underwood FB, Elkins B. The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. **N Am J Sports Phys Ther** 2009; 4 (2): 92-99.

Plisky PJ, Rauh MJ, Kaminski TW, et al. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. **J Orthop Sports Phys Ther** 2006; 36: 911-919.

Pohl MB, Kendall KD, CAT MKin, and Ferber R, Experimentally Reduced Hip-Abductor Muscle Strength and Frontal-Plane Biomechanics During Walking **J Athl Train** 2015; 50 (4): 385-391.

Pollock ML, Franklin BA, Balady GJ, et al. Resistance exercise in individuals with and without cardiovascular disease: benefits, rationale, safety, and prescription. **Circulation** 2000; 101: 828–833.

Pope MH, Panjabi M: Biomechanical definitions of spinal instability. **Spine** 1985; 10: 255-256.

Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther** 2010; 40 (2): 42-51.

Pozzi F, White DK, Snyder-Mackler L, Zeni JA. Restoring physical function after knee replacement: a cross sectional comparison of progressive strengthening vs standard physical therapy **Physiother Theory Pract** 2020; 36 (1): 122-133.

Prentice WE, Voight MI (2001). Techniques in musculoskeletal rehabilitation. **McGraw Hill Prof Med/Tech**, New York, 2001, s.700-705.

Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel TC: Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. **Spine** 2000; 25: 947-954.

Rhyu HS, Kim SH, Park HS. The effects of band exercise using proprioceptive neuromuscular facilitation on muscular strength in lower extremity. **J Exerc Rehabil** 2015; 11 (1): 36-40.

Reiman MP, Bolgla LA, Lorenz D. Hip functions influence on knee dysfunction: A proximal link to a distal problem. **J Sport Rehabil** 2009; 18: 33–46.

Resendea RA, Oliveira Jardimb SH, Trede Filho RG, Mascarenhas RO, Ocarinoa JM, Michelis Mendonc LD. Does trunk and hip muscles strength predict performance during a core stability test? **Braz J Phys Ther** 2020; 24 (4): 318-324.

Rikli R, Jones J. Development and validation of a functional fitness test for a community-residing adults **J Aging Phys Act** 1999; 7 (2): 129-161.

Robbins CE. Anatomy and biomechanics, In: Fagerson TL (ed). The Hip Handbook. **Boston: Butterworth- Heinemann**; 1998. p.1–37.

Sağlam M, Arıkan H, Savcı S, Inal-İnce D, Boşnak- Güçlü M, Karabulut E. International physical activity questionnaire: reliability and validity of the Turkish version. **Percept Mot Skills**. 2012; 111: 278-284.

Sakamoto A, Sinclair PJ. Effect of movement velocity on the relationship between training load and the number of repetitions of bench press. **J Strength Cond Res** 2006; 20: 523–527.

Santos E, Rhea MR, Simão R, Dias I, de Salles BF, Novaes J, et al. Influence of moderately intense strength training on flexibility in sedentary young women. **J Strength Cond Res** 2010; 24 (11): 3144-3149.

Schache MB, McClelland JA, Webster KE. Incorporating hip abductor strengthening exercises into a rehabilitation program did not improve outcomes in people following total knee arthroplasty: a randomised trial **J Physiother** 2019; 65 (3): 136-143.

Schache MB, McClelland JA, Webster KE. Does the addition of hip strengthening exercises improve outcomes following total knee arthroplasty? A study protocol for a randomized trial. **BMC Musculoskelet Disord** 2016;17: 259.

Schmitz R, Riemann B, and Thompson T. Gluteus medius activity during isometric closed-chain hip rotation. **J Sport Rehabil** 2002; 11: 179–188.

Schoenfeld BJ Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. **J Strength Cond Res** 2010, 24 (12): 3497–3506.

Schuenke M, Schulte E, Schumacher U. Thieme Atlas of Anatomy: General Anatomy and Musculoskeletal System. In: Ross L, Lamperti E, editors. **Thieme Medical Publisher**, New York, 2006, s.423.

Seguin R, Nelson ME. The benefits of strength training for older adults. **Am J Prev Med** 2003; 25 (2): 141-149.

Shariat A, Lam ETC, Shaw BS, Shaw I, Kargarfard M, Sangelaji B. Impact of back squat training intensity on strength and flexibility of hamstring muscle group. **J Back Musculoskelet Rehabil** 2017; 30 (3): 641-647.

Shimura K, Kasai T. Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation on the initiation of voluntary movement and motor evoked potentials in upper limb muscles. **Hum Mov Sci** 2002; 21 (1): 101–113.

Shimwell L, Fatoye F, Selfe J. The validity of the modified star excursion balance test as a predictor of knee extensor and hip abductor strength. **Int J Physiother Res** 2017; 5 (1): 1863-1871.

Silva-Batista C, Urso RP, Lima Silva AE, Bertuzzi R. Associations between fitness tests and the international physical activity questionnaire—short form in healthy men. **J Strength Cond Res** 2013; 27 (12): 3481–3487.

Simoneau GG, Bereda SM, Sobush DC, Starsky DC. Biomechanics of Elastic Resistance in Therapeutic Exercise Programs. **J Orthop & Sports Phys Ther** 2001; 31 (1): 16-24.

Skelton DA, Mavroei A. How do muscle and bone strengthening and balance activities (MBSBA) vary across the life course, and are there particular ages where MBSBA are most important? **J Frailty Sarcopenia Falls** 2018; 3 (2): 74-84.

Smith JA, Popovich JM Jr., Kulig K. The influence of hip strength on lower-limb, pelvis, and trunk kinematics and coordination patterns during walking and hopping in healthy women. **J Orthop Sports Phys Ther** 2014; 44 (7): 525–533.

Soderberg GL. Kinesiology: Application to Pathological Motion. **Williams and Wilkins**; Baltimore, Md, 1997, s. 50-55.

Soderberg GL, Dostal WF: Electromyographic study of three parts of the gluteus medius muscle during functional activities. **Phys Ther** 1978; 58: 691–696.

Song HS, Park SD, Kim JY. The effects of proprioceptive neuromuscular facilitation integration pattern exercise program on the fall efficacy and gait ability of the elders with experienced fall. **J Exerc Rehabil** 2014;10: 236-240.

Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation 318 between subjects with and without patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2009; 39 (1): 12-19.

Stastny P, Tufano JJ, Golas A, Petr M. Strengthening the Gluteus Medius Using Various Bodyweight and Resistance Exercises. **Strength Cond J.** 2016; 38 (3): 91–101.

Stokes IA, Gardner-Morse M: Spinal stiffness increases with axial load: Another stabilizing consequence of muscle action. **J Electromyogr Kinesiol** 2003; 13: 397-402.

Sung W, Hicks GE, Ebaugh D, Smith SS, Stackhouse S, Wattananon P, Silfies SP. 2019. Individuals With and Without Low Back Pain Use Different Motor Control Strategies to Achieve Spinal Stiffness During the Prone Instability Test. **J Orthop & Sports Phys Ther** 2019; 49 (12): 899-907.

Taner D. Fonksiyonel Anatomi, **Pelikan Tıp ve Teknik Kitapçılık Tic. Ltd. Şti.**, Ankara, 2000, s.255.

Taner D. Fonksiyonel anatomi: Ekstremiteler ve sırt bölgesi. 7. Baskı. Ankara: **HYB Yayıncılık**; 2013, s.35-39.

Tate J, Dale B, Baker C. Expert versus novice interrater and intrarater reliability of the frontal plane projection angle during a single-leg squat. **Int J Athl Ther Train** 2015; 20 (4): 23-27.

Thomas M, Mueller T, Busse MW, 2005. Quantification of tension in thera-band and cando tubing at different strains and starting lengths. **J Sports Med Phys Fitness** 2005; 45: 188–198.

Thomson C, Krouwel O, Kuisma R, Hebron C, The outcome of Hip exercise in Patellofemoral Pain: A Systematic Review, **Man Ther** 2016; 26: 1-30.

Thorpe JL, Ebersole KT. Unilateral balance performance in female collegiate soccer athletes. **J Strength Cond Res** 2008; 22: 1429- 1433.

Trueta J, Harrison MH. The normal vascular anatomy of the femoral head in adult man. **J Bone Joint Surg Br.** 1953; 35 (3): 442–461

Turgut A. Kalça eklemi anatomisi ve biyomekaniği. **TOTBİD.** 2015; 14 (1): 27–33.

Tyler TF, Nicholas SJ, Mullaney MJ, and McHugh MP. The role of hip muscle function in the treatment of patellofemoral pain syndrome. **Am J Sports Med** 2006; 34: 630–636.

Vannatta CN, Kernozek TW. Sex differences in gluteal muscle forces during running. **Sports Biomech** 2019; (11): 1-11.

Van Wingerden JP, Vleeming A, Buyruk HM, et al.: Stabilization of the sacroiliac joint in vivo: verification of muscular contribution to force closure of the pelvis. **Eur Spine J,** 2004; 13: 199–205.

Vårbakken K, Lorås H, Nilsson KG, Engdal M, Stensdotter AK. Relative difference in muscle strength between patients with knee osteoarthritis and healthy controls when tested bilaterally and joint-inclusive: an exploratory cross-sectional study. **BMC Musculoskelet. Disord.** 2019; 20: 593.

Wilder DG, Aleksiev AR, Magnusson ML, Pope MH, Spratt KF, Goel VK: Muscular response to sudden load: A tool to evaluate fatigue and rehabilitation. **Spine** 1996; 21: 2628-2639.

Wilkins JC, Valovich Mcleod TC, Perrin DH, Gansneder BM 2004. Performance on the Balance Error Scoring System Decreases After Fatigue. **J Athl Train** 2004; 39: 156-161.

Williams MA, Haskell WL, Ades PA, Amsterdam EA, Bittner V, Franklin BA, Stewart KJ. Resistance exercise in individuals with and without cardiovascular disease: **Circulation** 2007; 116 (5): 572–584.

Wilson BR, Robertson KE, Burnham JM, Yonz MC, Ireland ML, Noehren B. The Relationship Between Hip Strength and the Y Balance Test. **J Sport Rehabil** 2018; 27: 445-450.

Yazdani F, Razeghi M, Karimi MT, Bani MS, Bahreinizad H. 2019. Foot hyperpronation alters lumbopelvic muscle function during the stance phase of gait. **Gait & Posture** 2019; 74: 102-107.

Yolcu SÖ. Direnç makinelerine karşın lastik bant antrenmanlarının puberte öncesi çocuklarda kassal kuvvete etkileri. Yüksek Lisans Tezi, **Ege üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü**, İzmir, 2010, s. 30-31.

Youdas JW, Hartman JP, Murphy BA, Rundle AM, Ugorowski JM, Hollman JH Magnitudes of muscle activation of spine stabilizers, gluteals, and hamstrings during supine bridge to neutral position, **Physiother Theor Pr** 2015; 31 (6): 418-427.

Zemková E, Kyselovičová O, Jeleň M, Kováčiková Z, Ollé G, Štefániková G, Vilman T, Baláž M, Kurdiová T, Ukropec J, Ukropcová B. Upper and Lower Body Muscle Power Increases After 3-Month Resistance Training in Overweight and Obese Men. **Am J Mens Health** 2017; 11 (6): 1728–1738.

9. EKLER

Ek-1.



Cukurova Medical Journal
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

Cukurova Med J 2020;45(1):48-55
DOI: 10.17826/cumj.640715

ARAŞTIRMA / RESEARCH

Lateral epikondilit tedavisinde derin transvers friksiyon masajı ve ekstrakorporeal şok dalga tedavisinin kısa dönem etkilerinin karşılaştırılması

Comparison of short-term effects of deep transverse friction massage and extracorporeal shock wave therapy in the treatment of lateral epicondylitis

Nihal Bükler¹, Raziye Şavkın¹, Feyza Altındal², Hasan Atacan Tonak³

¹Pamukkale Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu, Denizli, Turkey

²Denizli Devlet Hastanesi, Denizli, Turkey

³Akdeniz Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Antalya, Turkey

Cukurova Medical Journal 2020;45(1):48-55

Abstract

Purpose: This study aimed to determine and compare (a) the short-term effects of deep transverse friction massage (DTFM) and extracorporeal shock wave therapy (ESWT) on pain, grip strength, function in patients with lateral epicondylitis (LE) and (b) the costs of both treatment modalities.

Materials and Methods: A total of 52 patients (39 females, 13 males) with LE were randomly divided into two groups: DTFM group (n=25) and ESWT group (n=27). Six sessions of DTFM was applied for the patients in DTFM group twice a week. Three sessions of ESWT was applied for the patients in the other group once a week. Pre- and post-treatment pain severity, pain threshold, grip strength, and functional status of the patients were assessed by the Mayo Elbow Performance Index (MEPI) and Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand (DASH-T) questionnaire.

Results: In both groups, a significant decrease was observed in pain at rest and during activity, DASH-T and there was a significant increase in the pain threshold, grip strength and MEPI scores after the treatment. However, DTFM was found to be more effective than ESWT in terms of reducing pain during activity and improving functionality. The treatment costs were found to be TRY 69.60 for DTFM and TRY 124.0 for ESWT.

Conclusion: DTFM, which can be easily applied by a physiotherapist, does not require expensive devices or equipment and is less costly, can be used as an effective method in the treatment of patients with LE.

Keywords: Lateral epicondylitis, deep transverse friction massage, extracorporeal shockwave therapy.

Öz

Amaç: Bu çalışmamızda (a) lateral epikondilit (LE) tanılı hastalarda derin transvers friksiyon masajı (DTFM) ve ekstrakorporeal şok dalga tedavisinin (ESWT) ağrı, kavrama kuvveti, fonksiyon üzerindeki kısa dönem etkilerini ve (b) her iki tedavi yönteminin maliyetlerini belirlemeyi ve karşılaştırmayı amaçladık.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamıza LE tanısı alan 52 hasta (39 kadın, 13 erkek) randomize olarak iki gruba ayrıldı: DTFM grubu (n=25) ve ESWT (n=27) grubu. DTFM grubundaki hastalara haftada 2 gün toplam 6 seans DTFM uygulandı. ESWT grubundaki hastalara haftada bir kez 3 seans ESWT uygulandı. Tedavi öncesi ve tedaviden hemen sonraki ağrı şiddeti, ağrı eşiği, kavrama kuvveti, fonksiyonel durum (Mayo Dirsek Performans Skolama Sistemi-MDPSS ve Kol, Omuz ve El Sorunları Anketi-DASH-T) değerlendirildi.

Bulgular: Her iki grubun tedavi sonrası istirahat ve aktivite sırasındaki ağrılarında, DASH-T skorlarında tedavi öncesine göre anlamlı derecede azalma; ağrı eşiği, kavrama kuvveti ve MDPSS skorunda ise anlamlı derecede artış saptandı. Bununla birlikte DTFM aktivite sırasındaki ağrının azaltılması ve fonksiyonelliğin artırılmasında açısından ESWT'ye göre daha etkili bulundu. DTFM'nin tedavi maliyeti 69.60 TL, ESWT nin ise 124 TL olarak belirlendi.

Sonuç: Fizyoterapist tarafından kolaylıkla uygulanabilen, pahalı cihaz-ekipman gerektirmeyen ve daha az maliyetli olan DTFM, LE'li hastaların tedavisinde etkili bir tedavi yöntemi olarak kullanılabilir.

Anahtar kelimeler: lateral epikondilit, derin transvers friksiyon masajı ekstrakorporeal şok dalga tedavisi.

Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Dr. Nihal Bükler, ¹Pamukkale Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu, Denizli, Turkey E-mail: nasuk@pau.edu.tr
Geliş tarihi/Received: 31.10.2019 Kabul tarihi/Accepted: 10.12.2019 Published online: 05.01.2020

GİRİŞ

Lateral epikondilit (LE), el bileği ekstansör kaslarının orijini olan humerusun lateral epikondil bölgesinde inflamasyon kaynaklı; dirseğin laterali ve önkolun ekstansör kasları boyunca yüzeysel ağrı, önkol, el-el bileği fonksiyonlarında bozulma ile karakterize yaygın doku hasarıdır^{1,2}. El bileği ekstansör kaslarının aşırı kullanımı, tekrarlayıcı kavrama ve rotasyon hareketlerinin sebep olabileceği LE'de en sık ekstansör digitorum komminis (EDC) ve onun daha derinin yer alan ekstansör carpi radialis brevis (ECRB) tendonları etkilenmektedir³. Tekrarlı kullanıma maruz kalan ekstansör kaslar, stresi karşılayamazlar ve LE bulguları olan muskulotendinöz bileşkede hasar, dejeneratif yırtık ve skar doku meydana gelir^{3,4}.

LE tedavisinde; ağrıyı azaltmak ve fonksiyonu arttırmak amacıyla konservatif, medikal veya cerrahi yaklaşımları içine alan 40'tan fazla tedavi yaklaşımı bulunmaktadır⁵. LE tedavisinde kullanımı giderek artan ekstrakorporal şok dalga tedavisinin (ESWT) olası etki mekanizmaları arasında hiperstimülasyon analjezisi, kemik-tendon bileşkesinde neovaskülarizasyon ve iyileşme sürecinin indüksiyonu sayılabilir⁶. Bununla birlikte LE'de ESWT tedavisinin başarı oranı %68 ile %91 arasında değişmektedir^{7,8}. Derin transvers friksiyon masajı (DTFM) ise epikondil etrafındaki kan dolaşımını artırarak hasar gören tendonların oksijenlenmesini sağlar, adezyonların açılmasına ve inflamasyonun neden olduğu hasarın azaltılmasına yardımcı olur. Bununla birlikte LE'de tedavisinde kullanılan DTFM'nin ağrıyı azalttığı, kavrama kuvvetinde ve fonksiyonellikte artış sağladığına ilişkin kanıtlar çelişkilidir^{9,10}.

LE'de konservatif tedavi yöntemleri ve etkinliği ile ilgili pek çok çalışma mevcuttur. Ancak tedavi yöntemlerinden DTFM ve ESWT'nin etkinliğinin karşılaştırıldığı yalnızca tek bir çalışmaya rastlanmıştır¹¹. Bu nedenle çalışmamızda (a) lateral epikondilit tanılı hastalarda DTFM ve ESWT'nin ağrı, kavrama kuvveti, fonksiyon, yaşam kalitesi ve depresif semptomlar üzerindeki kısa dönem etkilerini ve (b) her iki tedavi yönteminin maliyetlerini belirlemeyi ve karşılaştırmayı amaçladık.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma için gerekli etik kurul onayı Pamukkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar

Etik Kurulu'ndan alındı (09/01/2018 tarihli 01 sayılı karar). Çalışmaya katılmayı kabul eden hastalar, çalışma konusunda bilgilendirildi ve aydınlatılmış onam formu alındı.

Katılımcılar

Çalışmaya Kasım 2017 ve Nisan 2018 tarihleri arasında Pamukkale Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Ortopedik Rehabilitasyon Ünitesi'ne başvuran ve uzman hekim tarafından LE tanısı konan yaşları 33 ile 67 arasında değişen 39'u kadın, 13'ü erkek toplam 54 hasta dahil edildi. Çalışmaya dahil edilme kriterleri; uzman hekim tarafından LE tanısı konmuş olma, lateral epikondil bölgesinde en az 2 aydır ağrı ve hassasiyetin olması, dirençli el bileği ekstansiyonu, kavrama ve supinasyon hareketleri sırasında artan ağrı şikayeti olması. Çalışmadan dışlanma kriterleri; Son 6 ay içinde lateral epikondilit nedeniyle kortikosteroid enjeksiyonu, fizik tedavi, breys kullanımı gibi medikal veya konservatif tedavi almış olanlar, romatizmal hastalık tanısı olanlar, el ve önkolu içine alan herhangi bir ortopedik travma geçirmiş olanlar, hamile olanlar, servikal bölge, omuz ve dirsekte kemik ve eklem patolojisi olanlar, kardiyak aritmisi ve kalp pili sahibi olanlar, antikoagülan tedavisi alanlar, sinir veya sinir kök basısı olanlar, lokal dermatolojik problemi olanlar, zihinsel ve bilişsel nedenlerle iletişim problemine sahip olanlar olarak belirlendi.

Tedavi

Hastaların randomizasyonu bilgisayar destekli randomizasyon kullanılarak yapıldı (DTFM n=27, ESWT n=27). DTFM grubundan 2 hasta tedavi sonrası değerlendirmeye gelmedikleri için çalışma dışı bırakıldı. Çalışmamız DTFM grubunda 25 hasta ve ESWT grubunda 27 hasta ile tamamlandı. ESWT grubundaki hastalara birer hafta arayla 3 seans olacak şekilde Chattanooga firmasına ait Intellect® RPW Shockwave modeli şok dalga cihazının 15 mm çapında tedavi başlığı kullanılarak ESWT (5 Hz, 2.5 bar, 2.000 atım) uygulandı¹². ESWT, hasta oturur pozisyonda iken, omuz 45° abduksiyonda, dirsek 90° fleksiyonda ve önkol, el bileği ve el desteklenerek lateral epikondil ve çevresine başlık ile deri arasında iletkenliğin sağlanması amacıyla jel sürülerek uygulandı.

DTFM grubundaki hastalara en az iki günlük arayla haftada iki seans olacak şekilde DTFM uygulandı. Tedavi öncesinde 10 dakika soğuk uygulama

yapıldıktan hemen sonra ECRB ve EDC kasları üzerine 15 dakika boyunca DTFM uygulandı. Tedavi bitiminde tekrar 10 dakikalık soğuk uygulama yapıldı. Hastaya tedavi seansından sonraki ilk 24 saatte 2 saatte bir 10 dakika evde soğuk uygulama yapması önerildi.

Her iki gruptaki hastalara ev egzersiz programı olarak; radyal bilek ekstansörlerine germe egzersizleri (günde 3 kez 20 sn) ve eksentrik kuvvetlendirme egzersizleri (tolere edilebilen ağırlık ile günde 3 defa 30 tekrar) öğretilerek yapmaları istendi. Egzersiz kontrolleri için hastalardan günlük tutmaları istendi. Ayrıca her iki gruptaki hastalara tekrarlayıcı-zorlayıcı aktivitelerden kaçınması önerilerek, aktivite modifikasyonu eğitimi verildi.

Hastaların demografik özellikleri ve fizik muayene bulguları kaydedildi. Değerlendirilmeler tedavi öncesi ve 3 haftalık tedavi sonrası hastaların hangi grupta yer aldığını bilmeyen bir araştırmacı tarafından yapıldı.

Hastaların palpasyon ve kavrama sırasındaki hissettikleri ağrıyı belirlemek amacıyla "Vizüel Analog Skalası" (VAS, 0-10) kullanıldı. Basınç ağrı eşikini değerlendirmek amacıyla J-Tech Commander™ Algometer cihazı kullanıldı. Cihaz başlığı ECRB ve EDC kasları üzerine dik olarak uygulanarak hastadan basıncın ağrıya dönüştüğü noktayı söylemesi istendi. Ölçüm yaparken uygulanan basıncın saniyede 1 kg olacak şekilde artırılmasına dikkat edildi ve sonuçlar kg/cm^2 cinsinden kaydedildi. Ölçümler 15 dakika aralıklarla 3 kez tekrarlandı ve üç ölçümün ortalama değeri skor olarak kaydedildi¹².

Hastaların kavrama kuvveti pediatrik tansiyon manşonu ile ölçüldü. Pediatrik tansiyon aletinin başlangıç noktası 20 mmHg olarak kalibre edildi. Hasta, omuz adduksiyonda, dirsek 90° fleksiyonda, önkol mid pozisyonda ve el bileği nötralde olacak şekilde pozisyonlandı. Hastadan tansiyon manşonunu kuvvetli bir şekilde sıkması istendi. Ölçüm 3 tekrarlı ve tekrarlar arasında arada 30 sn. dinlenme süresi verilerek gerçekleştirildi ve 3 ölçümün ortalama değeri kaydedildi¹³.

Hastaların tedavi öncesinde ve sonrasında fonksiyonel durumlarını değerlendirmek amacıyla Mayo Dirsek Performans Skorum Sistemi (MDPSS)¹⁴ ve Kol, Omuz ve El Sorunları Anketi (DASH-T)¹⁵ kullanıldı. Hastaların ruhsal durumları Beck Depresyon Ölçeği (BDÖ)¹⁶ ile sağlıkla ilgili yaşam kaliteleri ise Kısa Form-12 Sağlık Ölçeği (SF-12)¹⁷ ile değerlendirildi.

ESWT ve DTFM tedavilerinin maliyetleri Sosyal Güvenlik Kurumu, Sağlık Uygulama Tebliği (SUT) ücretlendirmesi dikkate alınarak Türk Lirası (TL) cinsinden (2017 yılı resmi gazetede yayınlanan fiyat listesi) yapıldı.

İstatistiksel analiz

Veriler SPSS 24.0 (IBM Corp. Released 2016. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 24.0. Armonk, NY: IBM Corp.) paket programıyla analiz edildi. Çalışma öncesi yapılan güç analizinde her bir grup için hasta sayısı en az 24 olarak belirlendi ($\alpha=0.05$ ve $\beta=0.20$ 'de, %80 güç)¹⁸. Sürekli değişkenler ortalama \pm standart sapma ve kategorik değişkenler sayı ve yüzde olarak ifade edildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelendi. Verilerin hiçbir normal dağılıma uymuyordu. Bağımsız gruplar arasındaki farklılıkların karşılaştırılmasında Mann-Whitney U testi kullanıldı. Bağımlı gruplar arasındaki farklılıkların karşılaştırılmasında Wilcoxon T testi kullanıldı. Değişim fark değerlerinin analizi Mann-Whitney U Testi ile yapıldı. Tüm analizlerde $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

BULGULAR

DTFM grubunun yaş ortalaması 47.08 ± 8.52 yıl iken, ESWT grubunun yaş ortalaması 33.55 ± 9.13 yıl idi. Her iki gruptaki hastaların tanımlayıcı bilgileri (yaş, boy, kilo, vücut kitle indeksi (VKİ), eğitim yılı ve meslekte çalışma süreleri) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0.05$). DTFM grubundaki hastaların 17'sinin (%68.0), ESWT grubundaki hastaların 15'inin (%56.6) dominant ekstremitesi etkilenmişti (Tablo 1). Tedavi sonrası DTFM grubundaki hastaların istirahat ($p=0.001$) ve aktivite ($p=0.000$) sırasındaki ağrılarında, DASH-T ($p=0.000$) ve BDÖ ($p=0.000$) skorlarında tedavi öncesine göre anlamlı derecede azalma; ağrı eşikini ($p=0.000$), kavrama kuvveti ($p=0.000$) ve MDPSS skorunda ($p=0.000$) ise anlamlı derecede artış saptandı. ESWT grubundaki hastaların istirahat ($p=0.004$) ve aktivite sırasındaki ($p=0.000$) ağrılarında, DASH-T ($p=0.000$) ve BDÖ ($p=0.000$) skorlarında tedavi sonrası anlamlı düzeyde azalma; ağrı eşikini ($p=0.000$), kavrama kuvveti ($p=0.000$) ve MDPSS skorunda ($p=0.000$) ise anlamlı düzeyde artış bulundu. Her iki gruptaki hastaların tedavi öncesi ve sonrası SF-12 anlamlı bir fark saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 2).

Tablo 1. Gruplara ait tanımlayıcı veriler

Değişkenler	DTFM Grubu (n=25)		ESWT Grubu (n=27)		p ^a
	Median (Min-max)	$\bar{X}\pm SS$	Median (Min-max)	$\bar{X}\pm SS$	
Yaş (yıl)	46 (33-65)	47.08±08.52	44 (33-67)	33.55±09.13	0.832
Boy (cm)	165 (151-183)	164.16±07.28	163 (150-180)	162.48±08.36	0.446
Kilo (kg)	80 (54-105)	80.08±14.68	80 (52-104)	79.55±14.24	0.897
VKİ (kg/m ²)	28.70 (20.80-42.30)	29.67±4.95	30.10 (23.10-38.20)	26.90±5.09	0.779
Eğitim (yıl)	5 (4-16)	7.00±3.67	5 (3-16)	8.14±3.77	0.273
Meslekte çalışma süresi (yıl)	0 (0-31)	05.84±09.91	3 (0-40)	09.31±11.16	0.242
	n	%	n	%	
Cinsiyet					
Kadın	18	72.0	21	77.8	
Erkek	7	28.0	6	22.2	
Dominant ekstremite					
Sağ	21	84.0	26	96.3	
Sol	4	16.0	1	3.7	
Etkilenen ekstremite					
Dominant	17	68.0	15	56.6	
Nondominant	8	32.0	12	44.4	
Çalışma durumu					
Mavi yaka	5	20.0	9	33.3	
Beyaz yaka	3	12.2	1	3.7	
Gri yaka	-	-	1	3.7	
Pembe yaka	-	-	1	3.7	
Emekli	2	8.0	4	14.8	
Ev hanımı	15	60.0	11	40.7	

p<0.05, p^a: Mann-Whitney U Test, DTFM: Derin Friksiyon Masajı, ESWT: Ekstrakorporal Şok Dalga Tedavisi

Tablo 2. Grupların tedavi öncesi ve tedavi sonrası değerlendirme parametrelerinin karşılaştırılması

Değişkenler	DTFM Grubu					ESWT Grubu				
	Tedavi Öncesi (n=25)		Tedavi Sonrası (n=25)		P ^a	Tedavi Öncesi (n=27)		Tedavi Sonrası (n=27)		P ^a
	Median (Min-max)	$\bar{X}\pm SS$	Median (Min-max)	$\bar{X}\pm SS$		Median (Min-max)	$\bar{X}\pm SS$	Median (Min-max)	$\bar{X}\pm SS$	
Ağrı (cm)	0.50 (0-5.6)	1.94±2.22	0.20 (0-2.6)	0.68±0.94	0.001	0.80 (0-9.8)	2.34±2.99	0.30 (0-4.6)	1.10±1.53	0.004
İstirahat	6.60 (1.3-9.8)	6.40±1.84	3.30 (0.2-5.8)	3.24±1.75	0.000	6.30 (1.5-10)	6.08±2.31	4.50 (0.3-9)	4.15±2.17	0.000
Aktivite										
Ağrı eşiği (kg/cm ²)	7.10 (1.20-9.10)	6.68±1.74	9 (4.90-11.50)	8.89±1.81	0.000	6.40 (2.70-8.50)	6.18±1.62	8.40 (5.20-11.50)	8.81±1.55	0.000
Kavrama kuvveti (mmHg)	203 (93-280)	201.24±58.29	260 (150-208)	239.68±44.36	0.000	166 (70-280)	175.07±64.68	237 (100-208)	209.85±61.01	0.000
MDPSS	65 (40-85)	64.80±11.13	85 (65-100)	84.80±10.45	0.000	65 (40-85)	62.04±10.67	85 (55-100)	87.22±11.37	0.000
DASH-T	42.50 (10.00-87.50)	44.50±18.01	20 (5-50)	20.90±10.40	0.000	40 (7.50-75)	43.24±20.02	27.50 (5-62.50)	31.38±18.54	0.000
SF-12										
Fiziksel	65 (55-75) 63 (44-85) 62 (32-74)	65.00±6.12 62.08±9.61 61.56±8.77	65 (50-75) 63 (44-78)	64.60±6.27 62.76±7.63 62.64±6.61	0.784 0.761 0.580	70 (55-80) 63 (44-92) 68 (52-80)	68.33±7.07 63.59±10.62 66.88±7.11	65 (55-80) 62 (48-85) 65 (57-80)	67.77±5.77 63.81±9.77 65.07±5.82	0.661 0.927 0.231

Total			64 (40-70)							
BDÖ	9 (0-38)	11.44±8.56	5 (0-28)	6.32±5.88	0.000	11 (0-40)	12.55±9.91	6 (0-38)	9.40±9.33	0.000

p<0.05, p^a: Wilcoxon Test, DTFM: Derin Friksiyon Masajı, ESWT: Ekstrakorporeal Şok Dalga Tedavisi, MDPSS: Mayo Dirsek Performans Skorlama Sistemi, DASH-T: Kol, Omuz ve El Sorunları Anketi, SF-12: Kısa Form-12 Sağlık Ölçeği, BDÖ: Beck Depresyon Ölçeği

Değişim fark değerleri açısından gruplar karşılaştırıldığında; aktivite sırasındaki ağrı (p=0.009) ve DASH-T toplam puanında (p=0.001) DTFM grubunun lehine anlamlı düzeyde farklılık bulundu. İstirahat ağrısı, ağrı eşiği, kavrama kuvveti, MDPSS,

SF-12 ve BDÖ toplam puanlarının fark değerlerinin benzer düzeyde olduğu belirlendi (p>0.05) (Tablo 3). DTFM'nin tedavi maliyeti 69.60 TL, ESWT'nin tedavi maliyeti ise 124.0 TL olarak belirlendi (Tablo 4).

Tablo 3. Grupların tedavi öncesi ve sonrası değerlendirme parametrelerindeki fark değerlerinin karşılaştırılması

Değişkenler	DTFM Grubu (n=25)		ESWT Grubu (n=27)		p ^a
	Median (Min-max)	Δ±SS	Median (Min-max)	Δ±SS	
Ağrı (cm)					
İstirahat	0.30 (0-4.4)	1.26±1.58	0.40 (0-7.4)	1.23±2.00	0.952
Aktivite	3 (0.9-5.6)	3.16±1.35	1.20 (0.3-7.2)	1.92±1.87	0.009
Ağrı eşiği (kg/cm ²)	2.20 (0.10-8.00)	2.29±1.79	2.50 (0.80-4.70)	2.62±1.31	0.450
Kavrama kuvveti (mmHg)	17 (0-150)	38.44±44.98	23 (0-154)	34.77±34.53	0.742
MDPSS	15 (-5-55)	20.00±15.00	20 (5-55)	25.18±13.11	0.190
DASH-T	22.50 (2.50-65.00)	23.60±14.30	10 (0-27.50)	11.85±7.77	0.001
SF-12					
Fiziksel	0 (-10-15)	-0.40±7.20	0 (-10-10)	-0.55±5.60	0.931
Mental	4 (-30-19)	0.68±11.07	0(-22-22)	0.22±12.44	0.889
Total	2 (-32-21)	1.08±9.63	-2 (-15-15)	-1.81±7.69	0.253
BDÖ	4 (0-15)	5.12±4.93	2 (-3-15)	-3.14±3.46	0.081

p<0.05, p^a: Mann-Whitney U Test, DTFM: Derin Friksiyon Masajı, ESWT: Ekstrakorporeal Şok Dalga Tedavisi, MDPSS: Mayo Dirsek Performans Skorlama Sistemi, DASH-T: Kol, Omuz ve El Sorunları Anketi, SF-12: Kısa Form-12 Sağlık Ölçeği, BDÖ: Beck Depresyon Ölçeği

Tablo 4. ESWT ve DTFM tedavilerinin maliyetleri

Uygulamalar	DTFM Grubu	ESWT Grubu
Poliklinik kontrol (TL)	15.00x2	15.00x2
Tedavi öncesi değerlendirme Kavrama kuvveti ölçümü (TL)	4.80x2	4.80x2
Tedavi parametreleri		
ESWT (TL)	-	76.00 (3 seans paket program)
DTFM (TL)	3.60x6	-
Ev programı (TL)	8.40	8.40
Toplam maliyet (TL)	69.6	124.0

DTFM: Derin Friksiyon Masajı, ESWT: Ekstrakorporeal Şok Dalga Tedavisi, TL: Türk Lirası

TARTIŞMA

LE tedavisinde kullanılan DTFM ve ESWT yöntemlerinin kısa dönem etkilerini ve tedavi

maliyetlerini karşılaştırmak amacıyla planladığımız çalışmamızda; her iki tedavi yönteminin ağrı algısını ve depresif semptomları azalttığı, ağrı eşiğini ve kavrama kuvvetini arttırdığı, üst ekstremitte performansını iyileştirdiği saptandı. Ayrıca DTFM

tedavisinin aktivite sırasındaki ağrı algısında ve fonksiyonel seviyeyi iyileştirmede ESWT'ye göre daha etkili olduğu belirlendi. Tedavi maliyetleri karşılaştırıldığında ise ESWT tedavisinin DTFM'dan yaklaşık iki kat daha maliyetli olduğu tespit edildi.

ESWT uygulaması sırasında kullanılacak optimal tedavi dozu, enerji yoğunluğu, atım sayısı, seans sıklığı, tedavi süresi hakkında fikir birliği olmasa da^{2,18} LE tedavisinde önerilen en yaygın elektroterapi yöntemidir². Her ne kadar kullanımı çok yaygın olsa da LE tedavisinde ESWT'nin etkinliğini inceleyen çalışmaları sonuçları çelişkilidir¹⁹. Literatürde ESWT tedavisinin ağrı ve fonksiyonellik üzerine etkili bir tedavi yöntemi olduğunu belirten çalışmaların yanı sıra terapötik etkisinin olmadığını veya plasebodan daha az etkili olduğunu bildiren çalışmalarda mevcuttur^{1,6,20-24}. ESWT ile ultrason tedavisinin karşılaştırıldığı meta analiz çalışmasında ESWT'nin LE tedavisinde ağrıyı azaltma ve kavrama kuvvetini arttırmada daha etkili olduğu fakat fonksiyonelliği artırma açısından tedavi yöntemleri arasında fark olmadığı belirtilmiştir²⁵. ESWT tedavisi uygulanan hastalarımızda istirahat ve aktivite ağrılarında azalma, ağrı eşiklerinde, kavrama kuvveti ve fonksiyonel düzeyde artma ayrıca depresif semptomlarda belirgin azalma gözlemledik.

DTFM; yetersiz kalan iyileşme dokusu ve anjiofibroblastik dejenerasyona bağlı iyileşme problemlerinde lokal inflamasyon cevabını uyarak tendonun iyileşme sürecini başlatır²⁵. DTFM'in, farklı takip süreleri ve farklı tedavi yöntemleri (lokal steroid enjeksiyonu, lazer, ultrason, splint, manipülasyon, germe, egzersiz vb) ile karşılaştırıldığı çalışmalarda diğer tedavi yöntemleri ile aynı düzeyde ya da daha fazla ağrı azalma, kavrama kuvveti ve fonksiyonel düzeyde artma sağladığı bildirilmiştir^{9,26-28}. LE hastalarda DTFM'nin ağrı, kavrama kuvveti ve fonksiyonel durum üzerine etkilerinin incelendiği bir sistematik derlemede yeterli kanıt olmadığı belirtilmiştir¹⁰. DTFM uygulanan hastalarımızda istirahat ve aktivite sırasındaki ağrı algılarında azalma, ağrı eşiklerinde artma, üst ekstremité fonksiyonelliği, dirsek performansı ve kavrama kuvvetinde artma ve depresif semptomlarda azalma saptadık. Bu açıdan DTFM'nin LE tedavisinde etkili bir tedavi yöntemi olarak kullanılabileceğini düşünmekteyiz.

Bildiğimiz kadarı ile literatürde LE'de DTFM ve ESWT uygulamalarını karşılaştıran sadece bir çalışma mevcuttur¹¹. Bu çalışmada gruplardan biri hotpack, ultrason ve DTFM'den oluşan standart fizyoterapi müdahalesi diğeri ise sadece ESWT tedavisi almış ve

sonuç ölçümleri açısından gruplar arası farklılık saptanmamıştır. Bu çalışmadan farklı olarak çalışmamızda DTFM grubuna ultrason tedavisi uygulanmadı. Biz de her iki tedavi grubundaki hastalarımızda ağrı azalma, ağrı eşiklerinde, kavrama kuvvetinde ve fonksiyonellikte artma ve depresif semptomlarda iyileşme saptadık. Bununla birlikte aktivite sırasındaki ağrı algısında ve üst ekstremité fonksiyonelliğinde DTFM grubundaki hastaların ESWT grubundaki hastalardan daha iyi olduğunu bulduk.

ESWT ve DTFM LE tedavisindeki maliyet analizi sonucunda ESWT'nin DTFM'ye göre yaklaşık 2 kat daha maliyetli bir tedavi yöntemi olduğu tespit edildi. LE tedavisinde ESWT çok yaygın kullanılan bir tedavi yöntemi olsa da literatürde etkinliği ve kullanım şekli konusunda fikir birliği bulunmaması ve uygulama için uygun mekan, zaman, cihaz ve ekipman gerekliliği bu tedavi yönteminin dezavantajıdır. Bu açıdan bakıldığında fizyoterapist tarafından manuel olarak uygulanan, pahalı cihaz ve ekipman gerektirmeyen DTFM'nin LE'li hastaların tedavisinde kullanılacak etkili bir yöntem olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca günümüz sağlık sisteminde tedavilerin maliyet etkinliğinin önemi de göz önüne alındığında hastaya en yararlı ve en uygun maliyetli tedaviye karar vermek esastır. Bu nedenle LE'li hastaların tedavisinde maliyeti düşük bir tedavi seçeneği olan DTFM'nin tercih edilebileceği kanısındayız. Çalışma sonuçlarımızı destekleyecek daha ileri çalışmalar ile daha güçlü kanıtlar sağlanmalıdır.

Literatürde DTFM ve ESWT yöntemlerinin karşılaştırıldığı ilk çalışma olması ve ağrı algısının yanında ağrı eşiklerinin de değerlendirilmiş olması çalışmamızın güçlü yanlarıdır. Zayıf yönü ise ve takip süremizin kısa olmasıdır.

Sonuç olarak; fizyoterapist tarafından kolaylıkla uygulanabilen, pahalı cihaz-ekipman gerektirmeyen ve daha az maliyetli olan DTFM, LE'li hastaların tedavisinde etkili bir tedavi yöntemi olarak kullanılabilir. Uzun dönem takip sonuçlarının değerlendirildiği daha ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Yazar Katkıları: Çalışma konsepti/Tasarımı: NB, FA; Veri toplama: FA; Veri analizi ve yorumlama: NB; Yazı taslağı: NB, RŞ; İçeriğin eleştirel incelenmesi: NB, RŞ, FA, HAT; Son onay ve sorumluluk: NB, RŞ, FA, HAT; Teknik ve malzeme desteği: -; Süpervizyon: NB, RŞ, HAT; Fon sağlama (mevcut ise): yok.

Etik Onay: Bu çalışma Pamukkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulunca onaylanmıştır. (09/01/2018 tarihli 01 sayılı karar).

Hakem Değerlendirmesi: Dış bağımsız.

Çıkar Çatışması: Yazarlar çıkar çatışması beyan etmemişlerdir.
Finansal Destek: Yazarlar finansal destek beyan etmemişlerdir.
Author Contributions: Concept/Design : NB, FA; Data acquisition: FA; Data analysis and interpretation: NB; Drafting manuscript: NB, RŞ; Critical revision of manuscript: NB, RŞ, FA, HAT; Final approval and accountability: NB, RŞ, FA, HAT; Technical or material support: -; Supervision: NB, RŞ, HAT; Securing funding (if available): n/a.
Ethical Approval: This study was approved by the Pamukkale University Non-Interventional Clinical Research Ethics Committee. (Decision No. 01 of 09/01/2018).
Peer-review: Externally peer-reviewed.
Conflict of Interest: Authors declared no conflict of interest.
Financial Disclosure: Authors declared no financial support

KAYNAKLAR

- Tang HY, Yu T, Wei W, Zhao Y. Effect of extracorporeal shock wave for tennis elbow: A protocol for systematic review of randomized controlled trial. *Medicine*. 2019;98:e14517.
- Stasinopoulos D. Can extracorporeal shock-wave therapy be used for the management of lateral elbow tendinopathy? *World J Methodol*. 2018;8:37-9.
- Calfee RP, Patel A, DaSilva MF, Akelman E. Management of lateral epicondylitis: current concepts. *J Am Acad Orthop Surg*. 2008;16:19-29.
- Herquelot E, Bodin J, Roquelaure Y, Ha C, Leclerc A, Goldberg M et al. Work-related risk factors for lateral epicondylitis and other cause of elbow pain in the working population. *Am J Ind Med*. 2013;56:400-9.
- Waugh EJ, Jaglal SB, Davis AM, Tomlinson G, Verrier MC. Factors associated with prognosis of lateral epicondylitis after 8 weeks of physical therapy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85:308-18.
- Buchbinder R, Green SE, Youd JM, Assendelft WJ, Bainsley L, Smidt N. Systematic review of the efficacy and safety of shock wave therapy for lateral elbow pain. *J Rheumatol*. 2006;33:1351-63.
- Ozturan KB, Yucel I, Cakici H, Guven M, Sungur I. Autologous blood and corticosteroid injection and extracorporeal shock wave therapy in the treatment of lateral epicondylitis. *Orthopedics*. 2010;33:84-91.
- Spacca G, Necozone S, Cacchio A. Radial shock wave therapy for lateral epicondylitis: a prospective randomised controlled single-blind study. *Eura Medicophys*. 2005;41:17-25.
- Yi R, Bratchenko WW, Tan V. Deep friction massage versus steroid injection in the treatment of lateral epicondylitis. *Hand (N Y)*. 2018;13:56-9.
- Loew LM, Brosseau L, Tugwell P, Wells GA, Welch V, Shea B, et al. Deep transverse friction massage for treating lateral elbow or lateral knee tendinitis. *Cochrane Database Syst Rev*. 2014;8:CD003528.
- Gunduz R, Malas FU, Borman P, Kocaoglu S, Ozcakar L. Physical therapy, corticosteroid injection, and extracorporeal shock wave treatment in lateral epicondylitis. Clinical and ultrasonographical comparison. *Clin Rheumatol*. 2012;31:807-12.
- Somprasong S, Mekhora K, Vachalathiti R, Pichaiyongwongdee S. Correlation between pressure pain threshold and soft tissue displacement in muscle pain conditions. *J Med Assoc Thai*. 2015;98:68-73.
- Solgaard S, Kristiansen B, Jensen JS. Evaluation of instruments for measuring grip strength. *Acta Orthop Scand*. 1984;55:569-72.
- Celik D. Psychometric properties of the Mayo Elbow Performance Score. *Rheumatol Int*. 2015;35:1015-20.
- Düger T, Yakut E, Öksüz Ç, Yörükkan S, Bilgütay BS, Ayhan Ç, et al. Reliability and validity of the Turkish version of the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (DASH) Questionnaire. *Turk J Physiother Rehabil*. 2006;17:99-107.
- Hisli N. Beck depresyon envanterinin üniversite öğrencileri için geçerliliği, güvenilirliği. *Psikoloji Dergisi*. 1989;7:3-13.
- Ware J, Jr., Kosinski M, Keller SD. A 12-Item Short-Form Health Survey: construction of scales and preliminary tests of reliability and validity. *Med Care*. 1996;34:220-33.
- Stasinopoulos D, Johnson MI. Effectiveness of extracorporeal shock wave therapy for tennis elbow (lateral epicondylitis). *Br J Sports Med*. 2005;39:132-6.
- Notarnicola A, Moretti B. The biological effects of extracorporeal shock wave therapy (eswt) on tendon tissue. *Muscles Ligaments Tendons J*. 2012;2:33-7.
- Aydin A, Atic R. Comparison of extracorporeal shock-wave therapy and wrist-extensor splint application in the treatment of lateral epicondylitis: a prospective randomized controlled study. *J Pain Res*. 2018;11:1459-67.
- Speed C. A systematic review of shockwave therapies in soft tissue conditions: focusing on the evidence. *Br J Sports Med*. 2014;48:1538-42.
- Bisset L, Paungmali A, Vicenzino B, Beller E. A systematic review and meta-analysis of clinical trials on physical interventions for lateral epicondylalgia. *Br J Sports Med*. 2005;39:411-22.
- Staples MP, Forbes A, Ptasznik R, Gordon J, Buchbinder R. A randomized controlled trial of extracorporeal shock wave therapy for lateral epicondylitis (tennis elbow). *J Rheumatol*. 2008;35:2038-46.
- Wang CJ. Extracorporeal shockwave therapy in musculoskeletal disorders. *J Orthop Surg Res*. 2012;7:11.
- Yan C, Xiong Y, Chen L, Endo Y, Hu L, Liu M et al. A comparative study of the efficacy of ultrasonics and extracorporeal shock wave in the treatment of tennis elbow: a meta-analysis of randomized controlled trials. *J Orthop Surg Res*. 2019;14:248.
- Vasseljen O. Low-level Laser versus traditional physiotherapy in the treatment of tennis elbow. *Physiotherapy*. 1992;78:329-34.
- Nagrle AV, Herd CR, Ganvir S, Ramteke G. Cyriax physiotherapy versus phonophoresis with supervised exercise in subjects with lateral epicondylalgia: a randomized clinical trial. *J Man Manip Ther*. 2009;17:171-8.

Cilt/Volume 45 Yıl/Year 2020

Lateral epikondilitte konservatif tedavi yöntemleri

28. Olausen M, Holmedal O, Mdala I, Brage S, Lindbaek M. Corticosteroid or placebo injection combined with deep transverse friction massage, Mills manipulation, stretching and eccentric exercise for acute lateral epicondylitis: a randomised, controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 2015;16:122.

Ek-2. Etik Kurul Onay Formu

Evrak Tarih ve Sayısı: 22/05/2019-E.35541



T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik
Kurulu

Sayı :60116787-020/35541
Konu :Başvurunuz hk.

22/05/2019

Sayın Doç. Dr. Nihal BÜKER

İlgi :10.05.2019 tarihli dilekçeniz.

İlgi dilekçe ile başvurmuş olduğunuz "**Sağlıklı Gençlerde Kalça Abdüktörlerinin Propriyoseptif Nöromusküler Patern ve Therabant Egzersizleri ile Kuvvetlendirilmesinin Core Enduransı ve Fonksiyonel Performans Üzerine Etkilerinin İncelenmesi**" konulu çalışmanız **21.05.2019 tarih ve 10 sayılı** kurul toplantımızda görüşülmüş olup,

Yapılan görüşmelerden sonra, söz konusu çalışmanın yapılmasında **ETİK AÇIDAN SAKINCA OLMADIĞINA**, altı ayda bir çalışma hakkında Kurulumuza bilgi verilmesine oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof. Dr. Tahir TURAN
Başkan

Ek-3. Değerlendirme Formu

Quadriceps kısılığı

Denge değerlendirilmesi:

	Anterior uzanma	postero-medial uzanma	Posterolateral uzanma
1.tekrar(cm)			
2.tekrar(cm)			
3.tekrar(cm)			

Core endurans değerlendirme testleri:

	Fleksör Endurans Testi	Ekstansör Endurans Testi	Lateral Köprü Testi
1.tekrar(sn)			
2.tekrar(sn)			
3.tekrar(sn)			
Ortalama			

Kas kuvvet ölçümü:

<u>İzometrik kas kuvvet ölçümü</u>	Powertrack 2 ölçümleri
1.tekrar	
2.tekrar	
3.tekrar	
Ortalama	

<u>İzoinersiyal kalça abd.kuvveti</u>	Single leg squat 45° 1 dk çömelme sayısı
1.tekrar	
2.tekrar	
3.tekrar	
Ortalama	

Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi (Kısa)

International Physical Activity Questionnaire (Short)

Hastanın Adı Soyadı:

Tarih:

İnsanların günlük yaşayış içinde yaptıkları fiziksel aktiviteler hakkında bilgi edinmek istiyoruz. Aşağıda son 7 gün içinde fiziksel olarak harcanan zaman hakkında sorular bulunmaktadır. Lütfen, kendinizi çok hareketli bir kişi olarak görmesiniz. Bile her soruyu cevaplayın. Ev ve bahçe işlerinizi, işyerinde yaptığınız aktiviteleri, bir yerden bir yere gitmek için yaptıklarınızı, boş zamanlarınızda yaptığınız egzersiz veya spor gibi aktiviteleri düşünün. Son 7 gün içinde 10 dakika veya üstünde süren, nefesinizi hızlandıran, kuvvet gerektiren tüm yoğun faaliyetleri göz önünde bulundurun.

1

Son bir hafta içinde kaç gün ağır kaldırma, kazma, zerbak, basketbol, futbol veya hızlı bisiklet çevirme gibi şiddetli bedensel güç gerektiren faaliyetlerden yaptınız?

Şiddetli fiziksel aktivite yapmadım. (3. Soruya Geçiniz →)

Haftada gün

2

Bu günlerin birinde şiddetli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?

Bilmiyorum/Emim değilim

Günde dakika

Günde saat

Geçen bir hafta içinde yaptığınız orta dereceli fiziksel aktiviteleri düşünün. Bunlar 10 dakika veya daha uzun süren, orta derece fiziksel güç gerektiren ve normalden biraz sık nefes almaya neden olan aktivitelerdir.

3

Son bir hafta içinde kaç gün hafif yük taşıma, normal hızda bisiklet çevirme, halk oyunları, dans, bowling veya tenis gibi orta dereceli bedensel güç gerektiren faaliyetlerden yaptınız? (Yürümeye hariç!)

Orta dereceli fiziksel aktivite yapmadım. (5. Soruya Geçiniz →)

Haftada gün

4

Bu günlerin birinde orta dereceli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?

Bilmiyorum/Emim değilim

Günde dakika

Günde saat

Geçen bir hafta içinde yürüyerek geçirdiğiniz zamanı düşünün. Bu, işyerinde, evde, bir yerden bir yere ulaşım amacıyla veya sadece dinlenme, spor, egzersiz veya hobi amacıyla yaptığınız yürüyüş olabilir.

5

Geçen 7 gün içerisinde, bir seferde en az 10 dakika yürüdüğünüz gün sayısı kaçtır?

Yürümedim. (7. Soruya Geçiniz →)

Haftada gün

6

Bu günlerden birinde yürüyerek genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Bilmiyorum/Emim değilim

Günde dakika

Günde saat

Son soru, son bir hafta içinde oturarak geçirdiğiniz zamanlarla ilgilidir. İşte, evde, çalışırken ya da dinlenirken geçirdiğiniz zamanlar dahildir. Bu masanızda, arkadaşınızı ziyaret ederken, okurken, otururken veya yatarak televizyon seyrettiğinizde oturarak geçirdiğiniz zamanlar kapsamaktadır.

7

Son bir hafta içinde günde oturarak ne kadar zaman harcadınız?

Bilmiyorum/Emim değilim

Günde dakika

Günde saat

Ek-4.**ULUSLARARASI FİZİKSEL AKTİVİTE ANKETİ**

Bu bölümdeki sorular son 7 gün içerisinde fiziksel aktivitede harcanan zamanla ilgilidir. Lütfen son 7 günde yaptığınız şiddetli fiziksel aktiviteleri düşünün. (işte, evde, bir yerden bir yere giderken, boş zamanlarınızda yaptığınız spor, egzersiz veya eğlence vb.)

Şiddetli fiziksel aktiviteler yoğun fiziksel efor gerektiren ve nefes alıp verme temposunun normalden çok daha fazla olduğu aktivitelerdir. Sadece herhangi bir zamanda en az 10 dakika süre ile yaptığınız aktiviteleri düşünün.

1. Geçen 7 gün içerisinde kaç gün ağır kaldırma, kazma, aerobik, basketbol, futbol, veya hızlı bisiklet çevirme gibi şiddetli fiziksel aktivitelerden yaptınız?
Haftada ___gün Şiddetli fiziksel aktivite yapmadım. → (3.soruya gidin.)
2. Bu günlerin birinde şiddetli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız? Günde ___saat Günde ___dakika Bilmiyorum/Emin değilim.

Geçen 7 gün içerisinde kaç gün hafif yük taşıma, normal hızda bisiklet çevirme, halk oyunları, dans, bowling veya çiftler tenis oyunu gibi orta dereceli fiziksel aktivitelerden yaptınız? Yürüme hariç.

3. Geçen 7 günde yaptığınız orta dereceli fiziksel aktiviteleri düşünün. Orta dereceli aktivite orta derece fiziksel güç gerektiren ve normalden biraz sık nefes almaya neden olan aktivitelerdir. Yalnız bir seferde en az 10 dakika boyunca yaptığınız fiziksel aktiviteleri düşünün.
Haftada ___gün Orta dereceli fiziksel aktivite yapmadım. → (5.soruya gidin.)
4. Bu günlerin birinde orta dereceli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız? Günde ___saat Günde ___dakika Bilmiyorum/Emin değilim.

Geçen 7 günde yürüyerek geçirdiğiniz zamanı düşünün. Bu işyerinde, evde, bir yerden bir yere ulaşım amacıyla veya sadece dinlenme, spor, egzersiz veya hobi amacıyla yaptığınız yürüyüş olabilir.

5. Geçen 7 gün, bir seferde en az 10 dakika yürüdüğünüz gün sayısı kaçtır? Haftada ___gün Yürümedim. → (7.soruya gidin.)

6. Bu günlerden birinde yürüyerek genellikle ne kadar zaman geçirdiniz? 42 Günde ___saat Günde ___dakika Bilmiyorum/Emin değilim.

Son soru, geçen 7 günde hafta içinde oturarak geçirdiğiniz zamanlarla ilgilidir. İşte, evde, çalışırken ya da dinlenirken geçirdiğiniz zamanlar dahildir. Bu masanızda, arkadaşınızı ziyaret ederken, okurken, otururken veya yatarak televizyon seyrettiğinizde oturarak geçirdiğiniz zamanları kapsamaktadır.

7. Geçen 7 gün içerisinde, günde oturarak ne kadar zaman harcadınız? Günde ___saat Günde ___dakika Bilmiyorum/Emin değilim