



T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

SAĞLIKLI BİREYLERDE KALÇA ADDUKTÖR KAS
KUVVETİNİN, CORE STABİLİZASYONU VE ALT
EKSTREMİTE PERFORMANSI İLE İLİŞKİSİNİN
İNCELENMESİ

Nevriye ÜNAL SÜZER

Ocak 2021
DENİZLİ

T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SAĞLIKLI BİREYLERDE KALÇA ADDUKTÖR KAS KUVVETİNİN,
CORE STABİLİZASYONU VE ALT EKSTREMİTE PERFORMANSI
İLE İLİŞKİSİNİN İNCELENMESİ**

**FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

Nevriye ÜNAL SÜZER

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Nihal BÜKER

Denizli, 2021

Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırılmalarının 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.

Öğrenci Adı Soyadı : Nevriye ÜNAL SÜZER

İmza :

ÖZET

SAĞLIKLI BİREYLERDE KALÇA ADDUKTÖR KAS KUVVETİNİN, CORE STABİLİZASYONU VE ALT EKSTREMİTE PERFORMANSI İLE İLİŞKİSİNİN İNCELENMESİ

ÜNAL SÜZER, Nevriye
Yüksek Lisans Tezi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon AD
Tez Yöneticisi: Doç. Dr. Nihal BÜKER

Ocak 2021, 78 Sayfa

Amaç: Çalışma sağlıklı bireylerde kalça adduktör kas kuvvetinin, core stabilizasyonu ve alt ekstremitte performansı ile ilişkisini incelemek amacıyla planlandı.

Yöntem: Çalışma 18-25 yaş aralığında sağlıklı bireyler katıldı. Omurga ve alt ekstremitte yaralanması, cerrahi öyküsü, kronik ağrısı ve ekstremitte kısalığı olan bireyler dahil edilmedi. Katılımcıların demografik bilgileri kaydedildi. Kalça adduktör kas kuvvetleri sfigmomanometre aracılığıyla sıkıştırma testi ile, enduransları tekrar sayısı ile, esneklikleri pasif abdüksiyon derecesinin gonyometre aracılığıyla ölçümü ile değerlendirildi. Core stabilizasyonları gövde fleksör, ekstansör ve lateral fleksör kaslarının enduransları ile değerlendirildi. Alt ekstremitte dinamik denge değerlendirmesi için Y denge testi ve performans değerlendirmesi için tek ayak sıçrama ve üç adım çapraz sıçrama performans testleri kullanıldı.

Bulgular: Kalça adduktör kas kuvveti ile sırasıyla nondominant gövde lateral fleksörleri enduransı, dominant gövde lateral fleksörleri enduransı, dominant tek ayak sıçrama testi, üç adım çapraz sıçrama testi ve nondominant üç adım çapraz sıçrama testi skorları arasında pozitif yön ve orta düzeyde ilişki bulundu (sırasıyla $r=0.529;p=0.000$, $r=0.355;p=0.000$, $r=0.314;p=0.000$, $r=0.362;p=0.000$, $r=0.331;p=0.000$). Kalça adduktör kas kuvveti ile VKİ ve nondominant tek ayak sıçrama testi arasında pozitif yön ve düşük düzeyde ilişki bulundu (sırasıyla $r=0.174;p=0.045$, $r=0.288;p=0.001$). Kalça adduktör kas kuvveti ile sırasıyla dominant Y denge testi toplam skoru, posteromedial skoru, nondominant Y denge testi toplam skoru, posteromedial skoru ve ayrıca gövde lateral fleksörleri enduransının dominant ve nondominant taraf farkı arasında negatif yön ve düşük düzeyde ilişki bulundu (sırasıyla $r=-0.235;p=0.007$, $r=-0.167;p=0.055$, $r=-0.244;p=0.005$, $r=-0.186;p=0.032$, $r=-0.247;p=0.004$).

Sonuç: Kalça adduktör kas kuvveti ile core stabilizasyonu ve alt ekstremitte performansı arasında ilişki olduğu saptandı.

Anahtar Kelimeler: Kalça adduktör kuvveti, Core stabilizasyon, Alt ekstremitte performansı

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE RELATIONSHIP BETWEEN HIP ADDUCTOR MUSCLE STRENGTH, CORE STABILIZATION AND LOWER EXTREMITY PERFORMANCE IN HEALTHY INDIVIDUALS

ÜNAL SÜZER, Nevriye

M. Sc. Thesis in Department of Physical Therapy and Rehabilitation
Supervisor: Assoc. Prof. Nihal BÜKER (PT, PhD)

January 2021, 78 Pages

The aim of this study was to investigate the relationship of hip adductor muscle strength to core stabilization and lower extremity performance.

Method: Healthy individuals aged 18-25 years participated in the study. Individuals with spine and lower extremity injuries, surgical history, chronic pain, and short limb were excluded. Demographic information of the participants was recorded. The hip adductor muscle strength was evaluated by squeeze test using a sphygmometer, their endurance by the number of repetitions, their flexibility by measuring the degree of passive abduction using a goniometer. Core stabilizations were evaluated by the endurance of the trunk flexor, extensor and lateral flexor muscles. Y balance test was used for lower extremity dynamic balance assessment and single-leg hop and triple-crossover hop tests were used for performance evaluation.

Results: A positive direction and moderate correlation was found between hip adductor muscle strength and endurance of nondominate-dominant trunk lateral flexors, dominant single-leg hop test, dominant-nondominant triple-crossover hop test (respectively $r=0.529;p=0.000$, $r=0.355;p=0.000$, $r=0.314;p=0.000$, $r=0.362;p=0.000$, $r=0.331;p=0.000$). Positive direction and low level correlation was found between hip adductor muscle strength and BMI and nondominant single leg hop test (respectively $r=0.174;p=0.045$, $r=0.288;p=0.001$). A negative direction and low level of correlation was found between hip adductor muscle strength and dominant Y balance test total score, posteromedial score, nondominant Y balance test total score, posteromedial score, and also the difference between the dominant and nondominant sides of the endurance of the trunk lateral flexors. (respectively $r = -0.235: p = 0.007$, $r = -0.167: p = 0.055$, $r = -0.244: p = 0.005$, $r = -0.186: p = 0.032$, $r = -0.247: p = 0.004$).

Conclusion: It was detected that there was a relationship between hip adductor muscle strength and core stabilization and lower extremity performance.

Key Words: Hip adductor strength, Core stability, Lower limb functional performance

TEŞEKKÜR

Tezin planlanmasında, içeriğinin düzenlenmesinde ve tez sonuçlarının yorumlanmasında değerli bilgi, birikim ve tecrübeleri ile bana yol gösteren, destek olan ve beni yüreklendiren değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Nihal BÜKER' e,

Tez katılımcılarına ulaşabilmeme olanak sağlayan ve her türlü desteği esirgemeyen Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Burdur Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu idari ve akademik personeline,

Yüksek Lisans eğitimindeki katkılarından dolayı Pamukkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Yüksek Lisans eğitimim boyunca bana her zaman destek olan Burdur Gençlik ve Spor İl Müdürü Sayın Orhan KEMERKAYA' ya ve çalışma arkadaşlarıma,

Tezin istatistiksel olarak yorumlanmasında bilgisi ve desteğini esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi Hande ŞENOL' a,

Yüksek Lisans eğitimim boyunca her zaman en büyük destekçim olan sevgili eşim Uzm. Fzt. Akın SÜZER' e ve hayatıma güneş gibi doğan biricik oğlum Asım Yekta' ya,

Son olarak hayatımın her aşamasında yanımda olan, her zaman bana inanan ve bana güç veren haklarını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim sevgili anneme ve babama,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	vii
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLOLAR DİZİNİ	xi
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ	1
1.1. Amaç	2
2. KURAMSAL BİLGİLER VE LİTERATÜR TARAMASI	3
2.1. Kalça Çevresi Kemik Anatomisi	3
2.1.1. Pelvis	3
2.1.2. Femur	4
2.2. Kalça Çevresi Kas Anatomisi	5
2.3. Kalça Eklem Biyomekaniği.....	8
2.4. Kas Kuvvet ve Enduransı.....	10
2.5. Core Stabilizasyonu	12
2.5.1. Core Stabilizasyon ile Kalça Adduktör Kaslar Arasındaki İlişki	13
2.6. Denge ve Performans	14
2.6.1. Denge	14
2.6.2. Performans	16
2.7. Hipotezler.....	17
3. GEREÇ VE YÖNTEM	18
3.1. Değerlendirme	20
3.1.1. Tanımlayıcı Bilgiler.....	20
3.1.2. Kalça Adduktör Kas Kuvvet, Endurans ve Esneklik Ölçümleri	21
3.1.2.1. Kuvvet.....	21
3.1.2.2. Endurans	22
3.1.2.3. Esneklik	23
3.1.3. Core Stabilizasyon Ölçümleri	23
3.1.3.1. Gövde Fleksör Enduransı.....	24

3.1.3.2. Gövde Ekstansör Enduransı	24
3.1.3.3. Gövde Lateral Fleksör Enduransı.....	25
3.1.4. Alt Ekstremitte Denge Ölçümleri	26
3.1.4.1. Dinamik Dengenin Değerlendirilmesi – Y Denge Testi	26
3.1.5. Alt Ekstremitte Performans Ölçümleri.....	27
3.1.5.1. Tek Ayak Sıçrama Testi	28
3.1.5.2. Üç Adım Çapraz Sıçrama Testi	28
3.2. İstatistiksel Analiz.....	29
4. BULGULAR	30
4.1. Tanımlayıcı Bulgular	30
4.1.1. Katılımcıların Demografik Özellikleri.....	30
4.2. Değerlendirme Sonuçlarına İlişkin Bulgular.....	31
4.2.1. Kalça Adduktör Kas Kuvveti, Endurans ve Esneklik Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları.....	31
4.2.2. Core Stabilizasyon Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları	36
4.2.2.1. Gövde Fleksör Endurans Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları	36
4.2.2.2. Gövde Ekstansör Endurans Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları ..	36
4.2.2.3. Gövde Lateral Fleksör Endurans Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları	37
4.2.3. Alt Ekstremitte Dengesine İlişkin Değerlendirme Sonuçları	37
4.2.3.1. Y Denge Testine İlişkin Değerlendirme Sonuçları	37
4.2.4. Alt Ekstremitte Performans Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları	39
4.2.4.1. Tek Ayak Sıçrama Testi Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları.....	39
4.2.4.2. Üç Adım Çapraz Sıçrama Testi Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları	40
5. TARTIŞMA	42
6. SONUÇ	51
7. KAYNAKLAR	52
8. ÖZGEÇMİŞ	59
9.EKLER	
Ek 1. Etik Kurul Onayı	
Ek 2. Etik Kurul Onayı	
Ek 3. Çalışma İzin Yazısı	
Ek 4. Değerlendirme Formu	
Ek 5. Resim Çekimi ve Kullanımı Yayın Hakkı Devir Sözleşmesi Formu	

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
2.1.1 Pelvis ve asetabulum yapısı.....	4
2.1.2 Femur ve kaslar	5
2.2.1 Kalça çevresi kasları	6
2.2.2 Adduktör kasların fleksör ve ekstansör olarak görev yapması	7
2.2.3 Pelvis üzerinde femoral addüksiyon ve femur üzerinde pelvis addüksiyonu	7
2.3.1 Ligamentlerle ayakta sabit durma	9
2.5.1 Core kaslarının kutu yapısı	12
2.6.1 Ayakta duruş, yürüyüş ve oturmada stabilite limitleri	16
3.1.1 Örneklem oluşturma akış şeması	19
3.1.2 Kalça adduktör kaslarının kuvvet ölçümü	22
3.1.3 Kalça adduktör kaslarının endurans ölçümü.....	22
3.1.4 Kalça adduktör kaslarının esneklik ölçümü.....	23
3.1.5 Gövde fleksör kaslarının endurans ölçümü	24
3.1.6 Gövde ekstansör kaslarının endurans ölçümü	25
3.1.7 Gövde lateral fleksör kaslarının endurans ölçümü.....	26
3.1.8 Y denge testi.....	27
3.1.9 Tek ayak sıçrama testi	28
3.1.10 Üç adım çapraz sıçrama testi.....	29

TABLOLAR DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 4.1.1 Katılımcıların tanımlayıcı verileri	30
Tablo 4.2.1.1 Tüm katılımcıların kalça adduktör kas kuvveti ortalamaları ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması	31
Tablo 4.2.1.2 Katılımcıların kalça adduktör kas kuvvetleri ile diğer değerlendirme parametreleri arasındaki ilişkinin incelenmesi	32
Tablo 4.2.1.3 Katılımcıların kalça adduktör kas kuvvetlerinin etkilediği faktörlerin incelenmesi.....	33
Tablo 4.2.1.4 Tüm katılımcıların kalça adduktör endurans ortalamaları, dominant, nondominant taraf ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması	33
Tablo 4.2.1.5 Katılımcıların dominant ve nondominant kalça adduktör enduransı ile ilişkili parametreler	34
Tablo 4.2.1.6 Katılımcıların dominant ve nondominant kalça adduktör enduransının etkilediği faktörlerin incelenmesi	35
Tablo 4.2.1.7 Tüm katılımcıların kalça adduktör esnekliği ortalamaları, dominant, nondominant ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması	35
Tablo 4.2.2.1 Tüm katılımcıların gövde fleksör endurans ortalamaları ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması	36
Tablo 4.2.2.2 Tüm katılımcıların gövde ekstansör endurans ortalamaları ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması	36
Tablo 4.2.2.3 Tüm katılımcıların gövde lateral fleksör endurans ortalamaları, dominant, nondominant ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması	37
Tablo 4.2.3.1 Tüm katılımcıların Y denge testi skor ortalamaları, dominant ve nondominant tarafa göre karşılaştırılması	38
Tablo 4.2.3.2 Cinsiyetlere göre Y denge testi skor ortalamaları ve skorların karşılaştırılması	39
Tablo 4.2.4.1 Tüm katılımcıların tek ayak sıçrama test skoru ortalamaları, dominant, nondominant ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması	40
Tablo 4.2.4.2 Tüm katılımcıların üç adım çapraz sıçrama test skoru ortalamaları, dominant, nondominant ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması	41

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

cm	Santimetre
kg	Kilogram
kg/m ²	Kilogram metrekare
m	Metre
Max	Maksimum
Min	Minimum
mmHg	Milimetre cıva
n	Kişi sayısı
p	Anlamlılık değeri
r	Korelasyon katsayısı
sn	Saniye
Ss	Standart sapma
Ts	Tekrar sayısı
Vd	Ve diğerleri
VKİ	Vücut kütle indeksi
X	Ortalama
β	Standartlaştırılmış beta katsayısı
%	Yüzde

1. GİRİŞ

Pelvis ve kalça çevresi yapılar hareketin kalitesinde ve muskuloskeletal hastalıkların önlenmesinde önemlidir. Bu yapıların kas kuvveti ve birbirleri arasındaki dengenin sağlanması gereklidir (Fredericson 2005). Kalça hareketlerinden sorumlu kas grupları kalça fleksörleri, ekstansörleri, rotatörleri, abduktörleri ve adduktörleri olarak sınıflandırılabilirler (Fujikawa 1968). Kalça adduktör kasları kalça addüksiyon hareketinden sorumlu oldukları gibi internal rotasyona ve pelvisin tiltlerine de yardımcı olmaktadır (Clay JH 2008).

Adduktör kasların yaralanması ve kasık ağrısı özellikle futbolcularda sık gözlenmekte ve bu kasların korunması önem arz etmektedir (Serner vd 2019). Yaralanmaları önlemek adına bu kas grubunun kuvvet ve enduransı ile ilişkili faktörleri belirlemek ve bu kasları doğru bir şekilde eğitmek gereklidir. Gövde kasları ile bağlantısı bulunan kalça adduktör kasları diz biyomekaniği için önemli olan vastus medialis obliques kasına da başlangıç noktası oluşturmaktadır (Kang MH vd 2016, Zakaria vd 1997). Böylece kalça adduktör kasların kuvveti hem omurga biyomekaniği ile hem de diz biyomekaniği ile ilişkilidir.

Core kasları temel stabilizatör kaslardır. Bu kasların enduransı ve dengesi tüm omurga biyomekaniğini ilgilendirir (Cholewicki J vd 2002). Bu kasların stabilizasyonu ile ilişkili faktörlerin belirlenmesi de omurga biyomekaniği açısından önemlidir. Ayrıca, yaralanmalara yol açabilecek anormal pelvis mekanikleri, alt ekstremitte ve core kaslarının kuvvet dengesiyle önlenebilmektedir (Nicola 2012).

Fonksiyonellik, biyopsikososyal modelde insan hareketi için önemli bileşenlerdendir. Bir alt ekstremitenin performansı onun günlük yaşama ne kadar katılabildiğini gösterir. Günlük yaşam aktivitelerindeki başarının nelere bağlı olduğunu

bulmak başarının arttırılması için anahtar noktaları da bulmak demektir (Kusnanto 2018). Alt ekstremite performanslarını değerlendirmek ayrıca ileri düzey aktiviteleri gerçekleştirebilme yeteneği ve spora yatkınlıkla ilgili de bilgi vermektedir (McGrath vd 2016).

Omurga ve alt ekstremite problemlerine bağlı olarak birbirleriyle ilişkili yapıların arasındaki dinamik de bozulacaktır. Vücut kompanzasyon mekanizmaları geliştirmeye başlayacaktır (Galbusera vd 2016). Sağlıklı sayılan (bilinen herhangi bir omurga ve alt ekstremite yaralanması, cerrahisi veya hastalığı olmayan) kişilerde yapılan incelemeler bu nedenle daha doğru sonuçlar verecektir.

1.1. AMAÇ

Çalışmamızda sağlıklı bireylerde kalça adduktör kas kuvvetinin, core stabilizasyonu ve alt ekstremite performansı ile ilişkisini incelemeyi amaçladık.

2. KURAMSAL BİLGİLER VE LİTERATÜR TARAMASI

2.1. Kalça Çevresi Kemik Anatomisi

Kalça çevresi kemikleri; kalça eklemine meydana getiren ve kalça eklemine hareket ve stabilizasyon sağlayan kalça çevresi kaslara başlangıç ve bitiş noktası oluşturan kemik yapılarıdır. Bu yapılar; iskiüm, pubis ve ilium isimli üç kemikten oluşan koksa yapısı ve vücudun en uzun kemiği olan femurdur. İki taraflı koksa yapısı arkada sakrum ve koksisle, önde simfizis pubis ile birleşerek pelvisi oluşturmaktadırlar (White TD vd 2011).

2.1.1. Pelvis

Pelvis, iki kanat şeklinde koksaların arasına kilit taşı benzeri oturan sakrum sayesinde vücudun yük aktarımını kalça eklemine bölebilen bir yapıya sahiptir (Şekil 2.1.1). Kalça çevresi kaslara başlangıç ve bitiş noktası oluşturduğu gibi core stabilizasyondan sorumlu kaslar için de aynı işlevi görmektedir (Crisco JJ vd 1992).

Kalça eklemine ana komponentlerinden biri; pelvis üzerinde yer alan femur başının oturduğu kupa şeklindeki asetabulumdur. Asetabulumun, yaklaşık % 40'ı ilium, % 40'ı iskiüm ve %20'si pubisten oluşur. İskeletsel olarak olgunlaşmamış olan bu üç kemik, kırık yapı ile ayrılır. Bu kırık yapının füzyonu 14-16 yaşlarında başlar ve genellikle 23 yaşına kadar tamamlanır (Schuenke M vd 2006). Asetabulumun kalça eklem stabilitesine katkısı omuz eklemine yer alan glenoid labruma göre daha azdır.

Buna rağmen, eklemin normal gelişmesinde ve kalça çevresi kas kuvvet dağılımında etkisi mevcuttur (Tanabe H 1991).

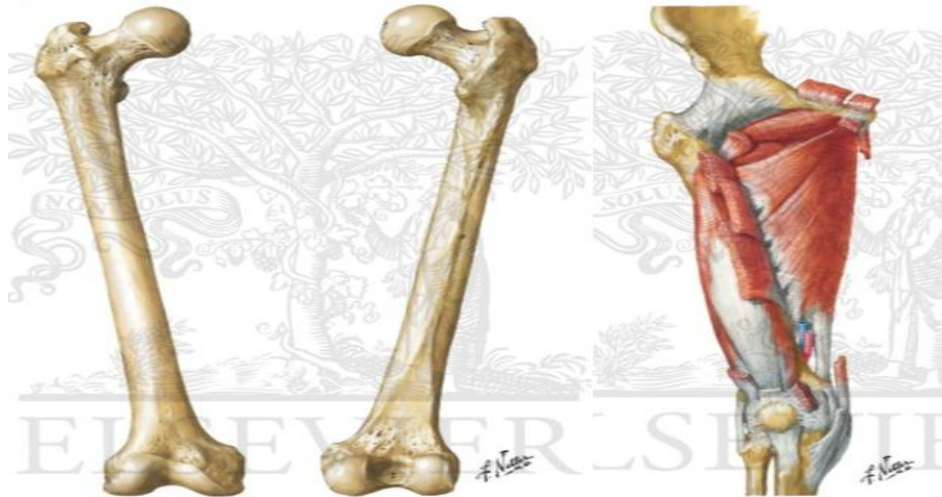
Şekil 2.1.1. Pelvis ve asetabulum yapısı (Netter vd 2015)



2.1.2. Femur

Femur, insan vücudunun en güçlü kemiğidir. Ayakta dururken, yürürken ve koşarken vücut ağırlığının çoğunu taşır. Femur başı proksimalde koksaya ile kalça eklemine meydana getirirken, distalde tibia ve patella ile birlikte diz eklemine meydana getirir. Üzerine birçok ligament ve kas yapışmaktadır (Şekil 2.1.2). Kalça çevresi kaslarının çoğuna başlangıç ve bitiş noktası oluşturmaktadır (White TD vd 2011).

Kalça eklemine oluşturan küre şeklindeki femur başının yaklaşık % 60 - 70'i eklem kıkırdağı ile kaplıdır. Asetabulum yapısından daha fazla olan bu kıkırdak yapı sayesinde tüm hareket aralığı karşılanmaktadır. Ayrıca, femurun şaftıyla başı femoral inklinasyon açısı denen açı ile yerleşmektedirler. Bu açının normalden az ya da fazla olması patolojik durumlardır ve kalça çevresi kasların kuvvet dağılımını etkilemektedir (Seldes RM 2001).



Şekil 2.1.2. Femur ve kaslar (Netter vd 2015)

2.2. Kalça Çevresi Kas Anatomisi

Kalça çevresi kasları; hem kalça ekleminin hareketini sağlayan hem de eklemin stabilizasyonundan sorumlu olan kas grupları olarak adlandırılabilirler. Kalça ekleminin top-soket tip yapısından dolayı üç düzlemde altı hareketi mevcuttur ve her hareket için belirli kas grupları çalışmaktadır (Schuenke M vd 2006).

Toplam yirmi iki adet olan bu kaslar; fleksörler, ekstansörler, abduktörler, adduktörler, internal rotatörler ve eksternal rotatörler (Şekil 2.2.1) olarak sınıflandırılabilirler gibi yüzeysel ve derin kaslar olarak da sınıflandırılabilirler (Byrd J 2004). Bu kaslar sadece sınıflandırıldıkları hareket grubundaki hareketleri yapmazlar, aynı zamanda farklı hareketlere de yardımcı olurlar. Örneğin; adduktör kaslar kalça internal rotasyonuna, eklemin açısına göre ise kalça fleksiyonuna veya ekstansiyonuna yardımcı olmaktadır (Damien P. Byrne vd 2010).

KALÇA ÇEVRESİ KASLARI					
Fleksörler	Ekstansörler	Abduktörler	Adduktörler	İnternal Rotatörler	Eksternal Rotatörler
M.İliacus	M.Gluteus Maksimus	M.Gluteus	M.Adduktör	M.Gluteus	M.Obturator
M.Psoas	M.Semitendinosus	Medius	Magnus	Minimus	Externus
Majör	M.Semimembranosus		M.Adduktör	M.Tensor	M.Obturator
M.Psoas	M.Biceps Femoris		Minimus	Fasia Lata	İnternus
Minör			M.Adduktör		M.Quadratus
			Longus		Femoris
			M.Adduktör		M.Priformis
			Brevis		M.Gemellus
			M.Pectineus		Superior
			M.Gracilis		M.Gemellus
					İnferior

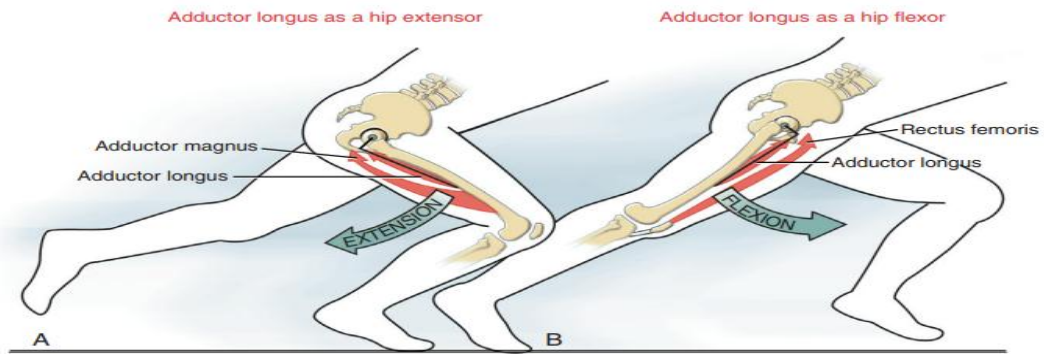
Şekil 2. 2. 1 Kalça çevresi kasları

Kalça ekleminin ana fleksörü iliopsoas kasıdır. İliopsoas kası, kalça fleksörlerinin en güçlüsü olmasına rağmen sartorius, rectus femoris ve tensör fasya lata (TFL) kasları tarafından da kalça fleksiyonu yaptırılmaktadır. TFL kası ayrıca gluteus minimus kası ile birlikte kalçaya internal rotasyon yaptırmaktadır (Ganderton C vd 2017). Sartorius kası; abdüksiyon ve eksternal rotasyona da katkıda bulunurken (Dziedzic D vd 2014), rektus femoris kası ise patellar ligament ile birlikte tibiada sonlanır ve diz eklemine de hareket sağlar (Grob K vd 2016).

Kalça ekleminin en büyük ve en güçlü ekstansörü gluteus maksimus kasıdır. Eksternal rotasyonda da rol alan gluteus maksimus kasının üst lifleri abdüksiyon yaptırırken, alt lifleri ise addüksiyona katkıda bulunur (Kim SM vd 2015). Kalçanın başlıca abduktörü ise; gluteus medius kasıdır. Gluteus minimus, TFL ve priformis kasları da abdüksiyona katkı sağlarlar. Piriformis kası abdüksiyonun yanı sıra kalçanın ekstansiyonuna ve eksternal rotasyonuna da katkıda bulunur (Probst D vd 2019).

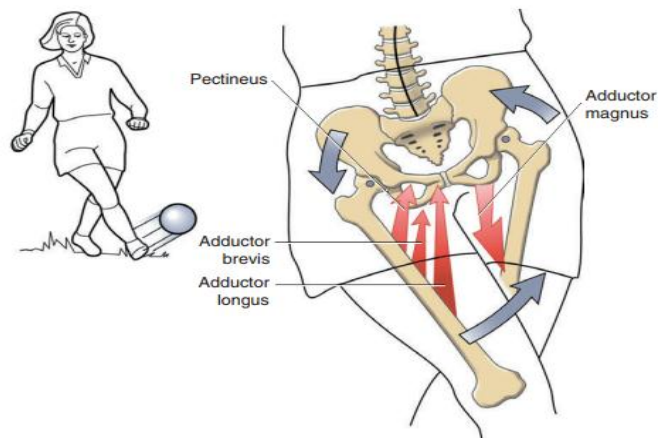
Kalça ekleminin eksternal rotatörleri; gemellus superior, gemellus inferior, obturator internus, obturator eksternus, priformis ve quadratus femoris kaslarıdır. Her biri ayrıca adduktör olarak da görev yapmaktadırlar. Kalça adduktörleri ise; pectineus, gracilis, adduktör magnus, adduktör minimus, adduktör longus ve adduktör Brevis kaslarıdır. Kasık kasları olarak da adlandırılırlar. Gracilis kası diz ekleminin distaline kadar uzanan tek adduktördür (Budinoff LC vd 1990).

Kalça çevresi kasları, kasın hareket eksenini ile kalçanın dönme eksenini arasındaki ilişkiye bağlı olarak birkaç farklı düzlemde harekete katkıda bulunabilirler. Buna kas hareketinin terse çevrilmesi denir ve en yaygın olarak kasın ikincil fonksiyonu olarak kendini gösterir. Örneğin, gluteus medius ve gluteus minimus kasları kalça ekstansiyondayken abduktör, kalça fleksiyondayken iç rotatör olarak işlev görürler. Adduktör longus kası ise 50 derece kalça fleksiyonunda fleksör olarak görev yaparken 70 derece kalça fleksiyonunda ekstansör olarak görev yapar (Şekil 2.2.2) (Damien P. Byrne vd 2010).



Şekil 2.2.2. Adduktör kasların fleksör veya ekstansör olarak görev yapması (Neumann DA vd 2017)

Kalça addüksiyon hareketi sadece ekstremitenin hareketinden de ibaret değildir. Pelvis üzerinde femoral veya femur üzerinde pelvis addüksiyonu şeklinde gerçekleşebilir (Şekil 2.2.3). Pelvis üzerinde femoral addüksiyon ekstremitenin addüksiyonu olarak gözlenirken, femur üzerinde pelvis addüksiyonu ise karşı taraf kalçanın aşağı rotasyonu olarak gözlenmektedir. Bu duruma en iyi örnek futbol topuna çapraz bir şekilde vurmak olarak gösterilebilir (Neumann DA vd 2017).



Şekil 2.2.3. Pelvis üzerinde femoral addüksiyon ve femur üzerinde pelvis addüksiyonu (Neumann DA vd 2017)

Kalça ve uyluğun kas sistemi fasya lata isimli bir yapıyla sarılmıştır ve bu yapı uyluğu çevreleyen sürekli bir kılıftır. İnguinal ligament, iliak krest, sakrum posterioru, iskiyal tüberkül ve pubisin gövdesi bağlanır. Esnek olmayan yapısı sayesinde uyluk kaslarının aşırı kontraksiyonunu sınırlar ve böylece kontraksiyonların etkinliğini arttırmak için çalışır (Moore K 1992).

Kalça çevresi kasların kalça eklemi dışında alt segment eklem olan diz ve üst segment eklem olan lumbal omurga hareketlerine de katkıları mevcuttur. Bu nedenle alt ve üst eklemler bir zincir gibi birbirinden bağımsız düşünülemez (Nicholas JA vd 1977). Ayrıca, kalça çevresi kasların başlangıç ve bitişleri birbirlerinden köken alabilmektedir. Örneğin; diz biyomekaniği için önemli olan vastus medialis obliques, kalça adduktör kaslardan köken almaktadır ve böylece adduktör kasların kuvveti diz biyomekaniği ile de ilişkilidir (Zakaria vd 1997).

2.3. Kalça Eklem Biyomekaniği

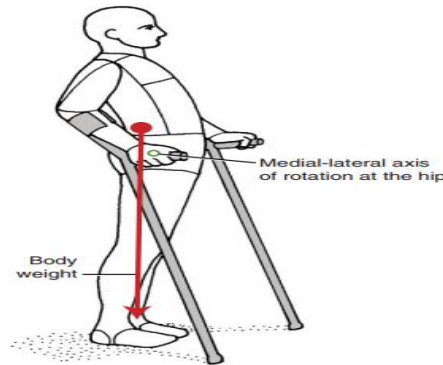
Kalça eklem biyomekaniğinin bilinmesi ve anlaşılması birçok patolojik durumun tanı ve tedavisini ilerletmek için önemli olduğu kadar yük taşıyan ve hareket özelliğine sahip olan normal bir kalça hareketinin tanımlanması için gereklidir. Biyomekanik prensipler ayrıca yaralanma mekanizması hakkında da bakış açısı sağlamaktadır (Damien P. Byrne vd 2010). Kalça eklemine iç stabilizasyonunu ligamentler sağlarken, eklemi çevreleyen kaslar sayesinde de hem stabilizasyon sağlanmakta hem de hareketler gerçekleşmektedir (White TD vd 2011).

Kalça eklemi ile ilgili kuvvetlerin ve momentlerin dengesine yönelik yapılan temel analitik yaklaşımlar, eklem anatomisindeki veya farklı tedavi yöntemlerindeki değişikliklerin kalça eklemi üzerindeki reaksiyon kuvvetinin etkilerini tahmin etmede kullanılırlar (Johnston JD vd 2007). Bu analizler göstermiştir ki; kalça eklemi günlük aktiviteler sırasında asla tamamen basınçsız kalmaması bakımından benzersizdir. Eklem yüzeylerinin maruz kaldığı maksimum yüklerin süresi kısa olsa da, eklem boyunca her zaman etki eden ve ortalama vücut ağırlığına eşit olan vertikal bir basınç kuvveti vardır (Karl F Bowman vd 2010).

Kalça eklemindeki dinamik hareketler kemik, ligament ve muskulotendinöz yapılarla karakterizedir ve bu yapılarla sınırlıdır. Kemik yapılar; daha önce de

bahsedildiği gibi femur ve asetabulumdan oluşur. Bu kemik mimari kalçaya doğal bir denge sağlar. Femur ve asetabulumun üç temel biyomekanik ve anatomik geometrisi labrumun, eklem kıkırdağının ve eklem stabilitesinin korunması için önemlidir. Bunlar; uygun femoral baş-boyun uyumu, asetabular anteversiyon ve femoral başın kıkırdak yapısıdır (Torry MR vd 2006).

Kalça kapsülü fonksiyonel ve anatomik bileşenlere bölünebilen ligamentlerden oluşmaktadır. Bu ligamentler; iliofemoral, pubofemoral, ischiofemoral, ligamentum teres femoris ve ligamentum orbicularistir. İlio-femoral ligament; ligamentlerin en büyüğü olup kapsülü öne doğru güçlendirir. İchiofemoral ligament, kapsülü posteriordan destekler. Pubofemoral ligament, kapsülü inferiordan güçlendirir. Bu bağlar, femur boynunu çevreleyen dairesel ligamentum orbikularis ile birbirine bağlanır. Ligamentum teres femoris ise, enine asetabular ligamentin asetabular çentiğinden başlar ve femur başının foveasına yerleşir. Ilio-femoral ligamentin ekstansiyonu, pubofemoral ligamentin abduksiyonu ve ischiofemoral ligamentin ise internal rotasyonu sınırladığı kabul edilmektedir (Torry MR vd 2006, Fuss FK vd 1991)



Şekil 2.3.1. Ligamentler ile ayakta sabit durma (Neumann DA vd 2017)

Ligamentöz yapılar kalça eklemine stabilite sağlamada oldukça önemli yapılardır. Ligamentum orbicularis, iliofemoral ligamentle birlikte kalça eklemine stabilitesinde önemli bir yapıdır (Fuss FK vd 1991). Ayakta dururken, vücudun ağırlık merkezi sagittal düzlemde kalça ekseninin hemen arkasında bulunur ve bu da pelvisin femur başı üzerinde posterior tiltine neden olur. Bu tilte, ön kapsülün gerilmesinden kaynaklanan gerilme kuvvetleri karşı durur. Bu da sabit durmak için gereken enerjinin kas katkısı olmadan ligamentlerle sağlandığı anlamına gelir (Şekil 2.3.1) (Murray M vd 1964).

Kalça stabilizasyonu sadece femur başı, asetabulum ve labral bileşenlere bağlı değildir. Kalça eklemi geçen kaslar da eklem uyumunu ve eklem stabilizasyonunu sağlarlar. Kalçayı geçen kaslar, tonuslarını düzenleyerek çeşitli hareketlerde kuvvet düzenleyici olarak görev yaparlar. Kas tonusu, karmaşık bir nöral geri besleme ile kontrol edilmektedir. Nöromusküler kontrol olarak adlandırılan bu mekanizma tek bir kas fibrilinin aktivasyonu ile başlar ve tüm kasa doğru ilerler. Bu stratejiler; kas aktivasyon sıklığına, kas lif sayısına, aktif ve pasif sarkomer uzunluğuna, intrafusal ve ektrafusal liflerin geri besleme mekanizmalarına ve kas mimarisine göre düzenlenmektedir (Zajac FE 1992).

Kas mimarisi ile kas tonusunun düzenlenmesi eklemi geçen büyük ve düzensiz şekilli kaslar göz önüne alındığında kalça ekleminde büyük önem taşımaktadır. Fonksiyonel olarak, bir kasın kuvveti kasın fizyolojik enine kesit alanı ile doğru orantılıdır. Kesit alanının dışında, karmaşık geometrik mimariyi anlamlandırabilmek için yapılan modellemelerde kalça çevresindeki bir kasın kuvvet üretme kapasitesinin farklı femoral, pelvik veya lomber hareketlerle de değişebileceği gözlenmiştir (Blemker SS vd 2005).

Kalçayı çevreleyen lokal anatomi önemli olmakla birlikte, kalça ekleminin gövde ve alt ekstremité arasında bir bağlantı görevi gördüğü, gövde ve alt ekstremité anatomisinin de kalça eklem biyomekaniğine büyük katkıda bulunduğu unutulmamalıdır (Polkowski vd 2010).

2.4. Kas Kuvvet ve Enduransı

Dünya Sağlık Örgütü; sağlığın tanımını sadece hastalık veya engellilik durumunun olmaması değil tam bir fiziksel, zihinsel ve sosyal iyilik durumunun olması olarak yapmaktadır. Fiziksel sağlığın ise önemli bir yönü muskuloskeletal sistem sağlığıdır ve üç bileşenden oluşmaktadır. Bunlar; kas kuvveti, enduransı ve esnekliktir (Kell RT vd 2001).

Kas kuvveti, bir kasın veya kas grubunun belirli bir hızda üretebileceği en yüksek kuvvet olarak tanımlanır. Kas enduransı, bir kas veya kas grubunun bir dirence karşı uzun süre tekrarlanan kasılmalar yapabilmesidir. Esneklik, dinamik ve statik olmak üzere iki bileşene sahiptir. Dinamik esneklik bir eklemin harekete karşı direncini

gösterirken, statik esneklik ise eklem hareketinin sonunda ölçülen hareket aralığıdır. Kas kuvveti, enduransı ve esneklik korunmazsa muskuloskeletal sistem sağlığı tehlikeye girer ve bu da fiziksel sağlığı ve iyiliği önemli ölçüde etkiler (Kell RT vd 2001, Katzmarzyk PT vd 1998).

Kas kuvveti ve enduransı, sağlık ve fiziksel iyilik hali için önemli bir komponent olmakla birlikte fonksiyonun da önemli bir bileşenidir. Bu nedenle, birçok günlük yaşam aktivitesine katkı sağlarlar ve bu aktivitelerde önemli bir role sahiptirler (Benfica PDA vd 2018). Ayrıca, kuvvet ve esneklik birbiriyle ilişkili kavramlardır. Bir kasın etkin kasılması aktin ve myozin arasında kurulan çapraz köprü sayısı ile ilgilidir ve bir kas maksimum çapraz köprüyü optimal boyda olduğu zaman kurabilmektedir. Kasın yeterli esneklikte olması optimal boyunu bulabilmesini sağlar. Ayrıca kası çevreleyen dokuların uygun esneklikte olması da kontraksiyonun etkinliğini artırır (Moore K 1992). Performansta da esneklik önemli bir parametredir. Kişi ne kadar esnekse performansı o kadar iyidir ve maksimum performans sırasında yaralanma riski o kadar azdır (Özçaldıran B 2008).

Kas kuvveti; klinik olarak genellikle üç yolla ölçülür. Bunlar; bir izometrik kasılma sırasında uygulanabilecek maksimum kuvvetin ölçülmesi, bir kez kaldırılabilen maksimum yük miktarının ölçülmesi veya bir izokinetik kasılma sırasında tepe torkunun ölçülmesidir. İzometrik kasılma genellikle maksimum istemli kasılma olarak adlandırılır. Bu kasılmanın kuvveti, kuvvetin nasıl ölçüldüğüne bağlı olarak değişebilmektedir (Strimpakos N 2011). Ölçüm yöntemi olarak klinikte; manuel kas testi, el dinamometresi veya izokinetik dinamometre kullanılabilir. Son dönem çalışmalarda sfigmomanometre ölçüm yöntemi olarak kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle kalça çevresi kasların kuvvet ölçümünde kullanılan sfigmomanometre kolay, ucuz ve ulaşılabilir bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır (Toohey LA vd 2018).

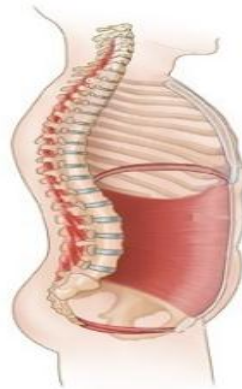
Kas kuvvet ve enduransı ayrı kavramlar olmasına rağmen birbirleriyle ilişkilidir. Kas enduransı, kasın kuvvetleri tekrar tekrar sürdürme veya belirli bir süre boyunca kuvvet üretme yeteneği olarak tanımlanabilir. Endurans ayrıca yorgunluğun etkilerinden kaçınmak anlamına da gelir. Fakat çoğu zaman hem yorgunluk hem de endurans kelimeleri birbirinin yerine kullanılırlar. Kas yorgunluğu ise kuvvet üretme yeteneğinin kaybıdır. Yorgunluk derecesi kasın kasılma türüne, kasılma frekansına veya kasılma miktarına göre değişebilmektedir (Strimpakos N 2011).

Kas endurans ölçümü klinikte iki şekilde karşımıza çıkmaktadır. Bunlar; belirli bir zaman aralığında maksimum gerçekleştirilebilen istemli kontraksiyon sayısının ölçümü ve bir pozisyonun devam ettirilebileceği maksimum sürenin belirlenmesidir. İstemli

kontraksiyon sayısı izometrik veya konsantrik kasılma miktarının ölçümü olarak gerçekleştirilebilir. İzometrik kasılmanın ölçümünün elektromyografi (EMG) yoluyla yapılması daha sağlıklı sonuç vermektedir. Konsantrik kasılma ölçümünde ise gözle görülür eklem hareketi gerçekleşmelidir. Kasılma sayısının ölçümü dinamik endurans, kasılma süresinin ölçümü ise statik endurans olarak adlandırılmaktadır (Strimpakos N 2011, Burdett R vd 1987).

2.5. Core Stabilizasyonu

Core bölgesi; önde karın, arkada paraspinal kaslar ve gluteal kaslar, üstte çatı olarak diyafram ve altta pelvik taban kasları ve kalça kuşağı kasları ile çevrili kaslı bir kutu olarak tanımlanabilir (Şekil 2.5.1).



Şekil 2.5.1. Core kaslarının kutu yapısı (Richardson C vd 1999)

Bu kutuda fonksiyonel hareketler sırasında omurga, pelvis ve kinetik zinciri stabilize etmeye yardımcı olan 29 çift kas bulunmaktadır (Richardson C vd 1999). Bu kaslar olmadan omurga üst vücut ağırlığının çok azına denk gelen bir kuvvet ile mekanik olarak dengesiz hale gelecektir. Sistem olması gerektiği gibi çalıştığında ise; kinetik zincir eklemlerinde minimum sıkışma ve kesme kuvvetleri ile uygun kuvvet dağılımı ve maksimum kuvvet oluşumu gerçekleşmektedir (Akuthota V vd 2008). Çoklu kas gruplarından oluşan core bölgesi lokal sistem ve global sistem olmak üzere iki gruba ayrılır.

Lokal sistem; psoas hariç lumbal omurlardan başlayan kaslar olarak tanımlanır. Multifidus, transversus abdominus, internal oblikler ve pelvik taban kaslarını içerir. Pozisyona bağılıdır ve lokal olarak hareket ederler. Lumbal omurganın lordozunu ve stabilitesini kontrol ederler. Global sistem ise; pelvisten köken alırlar. Rektus abdominis, quadratus lumborum, erektör spina ve eksternal oblikler olmak üzere göğüs kafesinde sonlanan kaslardır. Vücuda etki eden dış kuvvetleri dağıtırlar. Yükü pelvis ve göğüs kafesi arasında aktarırlar (Rivera CE 2016).

Omurga stabilite sistemi birbiriyle etkileşen elemanlardan oluşmaktadır. Bunlar; nöral alt sistem, pasif alt sistem ve aktif alt sistemdir. Nöral alt sistem; periferel sinirler ve merkezi sinir sisteminden oluşur. Stabilite gereksinimlerini belirler ve aktif sistemin stabilite hedeflerine ulaşmasını sağlar. Pasif alt sistem; ligamentler, vertebral kemikler ve intervertebral disklerden oluşur. Kuvvet veya hareket üretmez. Esas olarak pozisyon ve hareket hissi sağlar ve sinir sistemi ile iletişim kurar. Aktif alt sistem; kaslar ve tendonlardan oluşur ve kuvvet üretir (Panjabi M 2003).

Omurga stabilitesi sadece kas gücüne değil, aynı zamanda vücut ve çevre arasındaki etkileşim hakkında merkezi sinir sistemini uyan, sürekli geri bildirim sağlayan ve hareketin iyileştirilmesine yardım eden uygun duyuşal girdiye de bağılıdır. Bu yüzden optimal bir omurga stabilizasyonu duyuşal ve motor bileşenlerin uyumuyla gerçekleşmektedir (Crisco JJ vd 1992, Panjabi M 2003).

2.5.1. Core Stabilizasyon ile Kalça Adduktör Kaslar Arasındaki İlişki

Kalça adduktörleri, sağlıklı yetişkinlerin alt ekstremitte kas hacminin yaklaşık % 25'ini oluştururlar. Kas hacminin oranı kas kuvveti ile yakından ilişkili olduğundan, kalça adduktörlerinin kas kuvveti diğer kalça kaslarına göre daha yüksektir (Akima H vd 2007). Kalça adduktörlerinin kasılmaları alt ekstremitenin addüksiyon hareketinden sorumlu olduğu gibi vücut ağırlığının sadece bir alt ekstremitte ile desteklendiği durumlarda pelvik hareketlerin kontrolünde de rol oynar. Ayrıca, kalça adduktörlerinin kasılmaları pelvis ve karın kasları arasındaki koordinasyonunu da kolaylaştırır. Üretral duvar çizgili kasları da, pelvik taban kasları ile birlikte kalça adduktör kaslarının kasılması sırasında da daralırlar. Adduktör kasların kasılması sinerjistik intrapelvik kas kasılmasını kolaylaştırır (Bo K vd 1994).

Core stabilizasyon egzersizlerinin başında gelen köprü egzersizi sırasında gövde yüksekliği, kalça eklemi abdüksiyonu ve kalça eklemi addüksiyonuna göre core kaslarının aktivite düzeylerinin incelendiği çalışmada stabilizasyon için köprü egzersizi sırasında addüktör aktivitesinin indüklenmesinin abduktörlerin aktivitesinin indüklenmesinden daha etkili olduğu bulunmuştur. Ayrıca, addüktör magnus aktivitesi ile transversus abdominis ve rectus abdominis kaslarının aktivasyonu arasında pozitif korelasyon bulunmuştur (Lee SY 2012). Ayrıca, sağlıklı yetişkinlerde yapılan bir çalışmada köprü egzersiziyle eşzamanlı yapılan kalça eklemi addüksiyonu ile gövde kaslarının aktivitelerinin etkilendiği ve bu eş zamanlı kasılmanın lokal kasların aktivitelerini de arttırdığı bildirilmiştir (Park HJ vd 2012).

Kalça eklemi addüktörlerinin sadece alt ekstremite eklemlerinin addüksiyonuna değil, aynı zamanda kalça ekleminin fleksiyonu, ekstansiyonu, rotasyonu ve stabilizasyonuna da katkıda bulunduğu bilinmektedir (Clay JH 2008). Bununla birlikte addüktörlerin kasılması sırasında core kaslarının aktivitesinin daha yüksek olması, özellikle addüktör magnusun addüksiyon hareketi ile birlikte internal rotasyon oluşturması ve bunun da intrapelvik boşlukta daralma sağlamasına bağlıdır. Bu durum da eklem konumları ayarlanır ve core kaslarının kasılması için avantajlı bir ortam sağlanır (Lee D vd 2015).

Addüktörlerin core kaslarına katkısı olduğu gibi core kaslarının da alt ekstremite performansına katkıları mevcuttur. Core kasları alt ekstremite hareketleri sırasında postural bir ayarlama yapmalıdır. Böylece; gövde stabilizasyonu artar ve kalça eklemleri, vertebralar ve alt ekstremiteler arasında fonksiyonel ilişki kolaylaşır. Ayrıca, karın kasları ve üst ekstremite kaslarının alt ekstremitelerin hareket yönüne göre farklı aktiviteler gerçekleştirebilmesinde de rol oynarlar (Hodges PW vd 1997).

2.6. Denge ve Performans

2.6.1. Denge

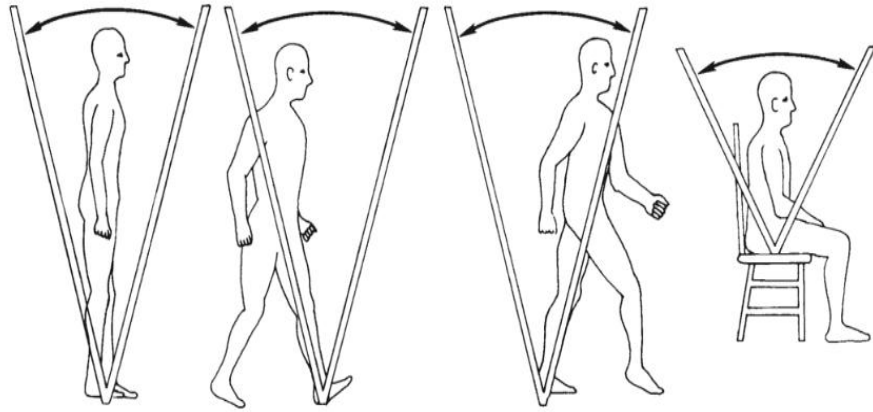
İnsan denge sistemi; vücut ağırlık merkezinin denge konumundan yer değiştirmesine karşı postural reaksiyonlar üreten ve ortamın dengeli görüntüsünü

korumak için göz hareketlerini de kontrol eden karmaşık bir organ ve mekanizma sistemidir. Vücut ağırlık merkezinin konumu vestibüler reseptörlerden, görsel sistemden ve somatosensoryel sistemden gelen bilgilere dayanarak belirlenir ve merkezi sinir sistemine iletilir. İnsan denge sisteminin etkinliği; zihinsel ve fiziksel yorgunluk, nörolojik bozukluklar, egzersiz, cinsiyet, vücut ağırlığı, vücut kütle indeksi ve yaş gibi birçok farklı faktörden etkilenir (Olchowik G vd 2015).

Denge oturma, emekleme veya dik durma gibi birçok pozisyonda gerçekleşir. Dik duruş; yürüme gibi önemli bir fonksiyonun başlangıç hareketi olmasının yanı sıra üst uzuvların ve ellerin kullanılmasını sağlayan en önemli motor görevlerden biridir. Bu motor görev önemsiz görünse de duyu, nöromusküler ve sinir alt sistemlerinin nörofizyolojisi ve biyomekaniği arasındaki karmaşık etkileşimi içerir. Özellikle dik duruş, yüksek düzeyde koordineli bir merkezi sinir sistemi yoluyla görme, vestibüler sistem, propriyosepsiyon, kinestezi ve taktil gibi çeşitli duysal girdilerin entegrasyonunu ve dönüştürülmesini içerir. Duyu, muskuloskeletal ve sinir sistemindeki bozulma dik duruş dengesini kötüleştirir (Hur P vd 2019).

Denge, temelde statik ve dinamik denge olmak üzere iki alt gruba ayrılmaktadır. Statik denge; hareketsiz dik duruşta salınımların kontrol edilmesini içermektedir. Hareketsizlik kişinin hareketsiz kalması veya zeminin hareketsiz olması şeklinde olabilmektedir. Ağırlık merkezinin destek yüzeyi arasında kalması ve yaklaşık olarak sakral iki bölgesinden geçmesi statik dengenin devamı için gereklidir. Bu dengenin bozulmaya başladığı her bir noktanın birleştirilmesi ile oluşan alan ise stabilite limitini oluşturmaktadır (Şekil 2.6.1). Stabilite limitinin geçildiği noktalarda kişinin dengesi bozulmaya başlayacaktır.

Dinamik denge ise, hareket sırasında oluşan postural değişikliklere uygun postural yanıtların verilmesini içermektedir. Hareket, kişinin hareketi olarak gerçekleşebileceği gibi zeminin hareketlendirilmesi yoluyla da oluşabilmektedir. Dinamik dengenin sağlanamadığı durumlarda dengenin yeniden sağlanabilmesi için denge stratejileri geliştirilmektedir. Bunlar ayak bileği, kalça ve adım alma stratejileridir (Duncan PW vd 1990).



Şekil 2.6.1. Ayakta duruş, yürüyüş ve oturmada stabilite limitleri (Jacobson vd 1993)

Denge değerlendirmesi klinikte genellikle testler yoluyla yapılmaktadır. Bilgisayarlı yöntemler kullanılabileceği gibi basit materyallerle daha hızlı değerlendirme imkânı sağlayan manuel testler de kullanılabilir. Bilgisayarlı yöntemler daha detaylı veri analizleri sunarken, yaygın olarak uygulanan testler genellikle çeşitli ayakta durma, uzanma veya yürüme görevlerini yerine getirmek için gereken zamanı veya kat edilen mesafeyi ölçmeyi içermektedir. Manuel testlerde kademeli olarak zorlaştırılan hareketler de eklenebilmekte ve denge derecesi zorlaştırılabilmektedir (Campbell G vd 2018).

2.6.2 Performans

Fonksiyon, bir hareketin bir amaç için kullanılması olarak tanımlanabilir ve bir hareketin fonksiyon olabilmesi için genellikle birden fazla düzlemde gerçekleşmesi gerekmektedir. Fonksiyonel olarak tanımlanan şey kişiden kişiye büyük farklılıklar gösterebilir. Bununla birlikte, bir fonksiyonel değerlendirme standardı mevcut olmadığı için protokolleri veya hareket yaklaşımlarını geliştirmek ve fonksiyonel olarak adlandırmak oldukça zordur (Cook G vd 2014). Fonksiyonellik, ayrıca biyopsikososyal modelde de hareketin bir bileşendir. Biyopsikososyal modelde katılım önemli bir parametredir ve bir alt ekstremitenin fonksiyonu onun günlük yaşama ne kadar katılabildiğini göstermektedir (Kusnanto 2018).

Performans; bir fonksiyonun belirli bir kural çerçevesinde gerçekleştirilmesini içerir. Genellikle sporda kullanılan bir tanımdır. Sporda, eklemler ve kaslar için spesifik

izole testler yapmak yerine spor performanslarını ve özel becerileri değerlendirmek için özel testler yapılmaktadır. Bu testler performans testleri olarak adlandırılırlar (Cook G vd 2014). Performans testleri ile alt ekstremitte performanslarını değerlendirmek spor performansını değerlendirdiği gibi ileri düzey aktiviteleri gerçekleştirebilme yeteneği ve spora yatkınlıkla ilgili de bilgi vermektedir (McGrath vd 2016).

Yaygın olarak önerilen performans testleri dayanıklılık, güç, hız ve çeviklik gibi faaliyetleri içermektedir. Testlerin genel amacı; performans taraması yapmak, yaralanma varsa geri dönüş zamanına karar vermek, yaralanma potansiyelini azaltmak ve yeniden yaralanmayı önlemek, performansı arttırmak ve sonuçta yaşam kalitesini iyileştirmektir. Performans testlerinin kişiselleştirilememesinden dolayı kişisel temel analiz sağlamakta bu testler yetersiz kalabilmektedirler. Ayrıca çeşitli kompensasyonlar ile gerçekleştirilen performanslar farklı sonuçlar verebilmektedir. Bu yüzden performans gösterilirken kompensasyona dikkat edilmeli ve her performans doğru pozisyonda eşit bir şekilde yapılmalıdır (Cook G vd 2014).

2.7. Hipotezler

Bu çalışmanın hipotezleri şunlardır;

H1: Sağlıklı bireylerde kalça adduktör kas kuvveti ile core stabilizasyonu arasında ilişki vardır.

H2: Sağlıklı bireylerde kalça adduktör kas kuvveti ile alt ekstremitte performansı arasında ilişki vardır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Burdur Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu'nda gerçekleştirildi. Çalışmanın etik kurul onayı Pamukkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan 24.12.2019 tarih ve 22 sayılı kurul kararı ile alındı, 08.12.2020 tarih ve 23 sayılı kurul kararı ile gerekli değişiklikler yapıldı (Ek 1, 2). Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Burdur Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu'ndan gerekli izinler alındı (Ek 3).

Çalışmaya 18-25 yaş aralığında Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Burdur Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu'nda 2019-2020 ve 2020-2021 eğitim öğretim yıllarında öğrenim gören dâhil edilme kriterlerine uygun sağlıklı katılımcılar alındı. Katılımcılara çalışmaya katılmaları için okul bilgi sistemi üzerinden çalışma hakkında bilgi verildi ve katılımcılar çalışmaya davet edildi. Değerlendirmeler hakkında da bilgilendirilen katılımcılardan bilgilendirilmiş gönüllü olur formları alındı.

Çalışmaya dâhil edilme kriterleri:

1. 18-25 yaş arasında olan
2. Gönüllü olan
3. İlgili talimatları anlayıp uygulayabilir olan
4. Türkçe konuşup anlayabilen bireyler çalışmaya dâhil edildi.

Çalışmadan dışlanma kriterleri:

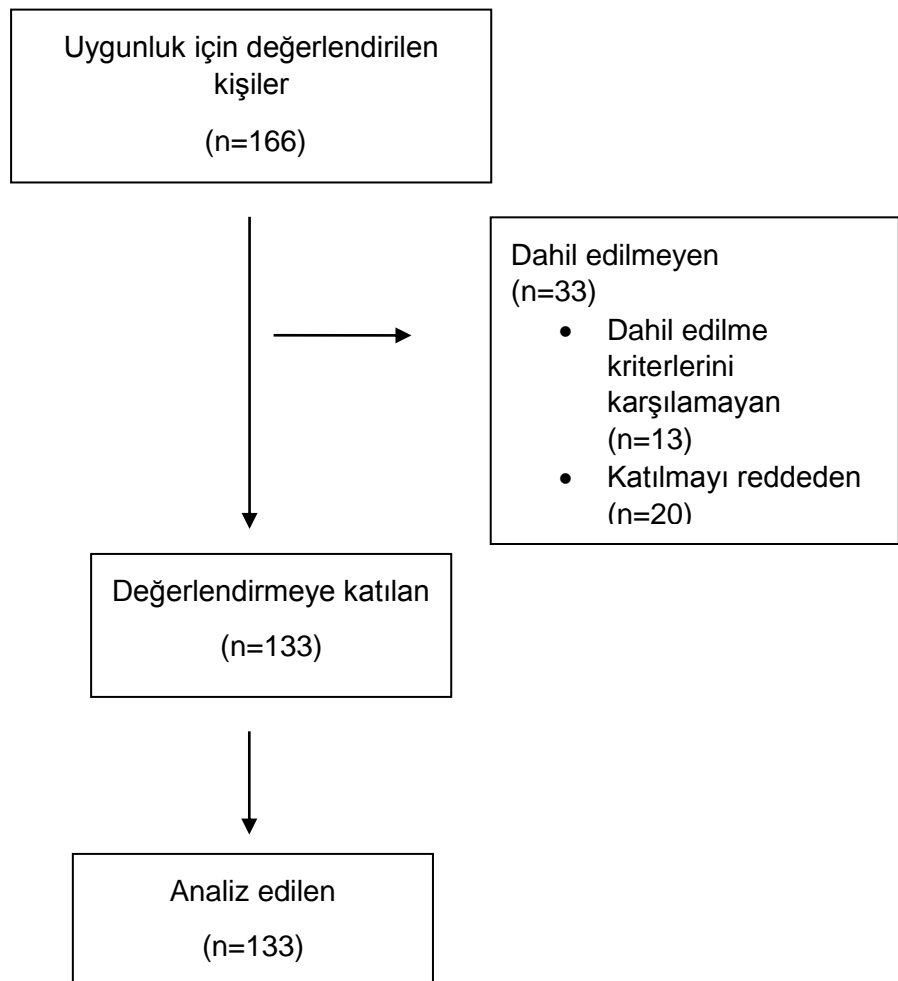
1. Omurga ve alt ekstremitte yaralanması geçirmiş olan
2. Omurga ve alt ekstremitte cerrahisi geçirmiş olan
3. Omurga ve alt ekstremitede kronik ağrıya sahip olan
4. Sistemik ve kronik hastalığa sahip olan

5. Alt ekstremitede performansı etkileyecek düzeyde kas kısalığına sahip olan bireyler çalışmaya alınmadı.

Çalışmadan çıkarılma kriterleri:

1. Çalışmadan kendi rızasıyla ayrılmak isteyen bireyler
2. Değerlendirme içeriğini herhangi bir neden ile tamamlayamayan bireyler

Çalışmamızın örneklem büyüklüğü G*Power (3.1.9.2) programıyla belirlendi. Çalışmamıza $r=0.27$ (Kea J vd 2001) için $\alpha=0.05$ tip I hata, $\beta=0.10$ tip II hata ile %90 güç elde edebilmek için en az 111 katılımcı alınması planlandı. 166 kişi çalışmaya uygunluk açısından değerlendirildi. 20 kişi çalışmaya katılmayı kabul etmedi ve 13 kişi dahil edilme kriterlerine uygun değildi. 133 katılımcı değerlendirilerek ve değerlendirme sonuçları analiz edilerek çalışma tamamlandı (Şekil 3.1.1).



Şekil 3.1.1. Örneklem oluşturma akış şeması

3.1. Değerlendirme

Değerlendirmeler Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Burdur Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Uygulama Salonunda yapıldı. Değerlendirme yapılan salon değerlendirmelere uygun şartları sağlayacak şekilde düzenlendi. Salona katılımcı, çalışmacı ve değerlendirmelere yardımcı olacak bir fizyoterapist dışında başka kimse alınmadı. Değerlendirmelerden önce katılımcılara çalışmacı tarafından değerlendirme yöntemleri hakkında detaylı açıklayıcı bilgilendirmeler yapıldı. Değerlendirmede tanımlayıcı bilgilerin alınmasının ardından kas kuvvet değerlendirmeleri, denge ve performans skorları değerlendirme formuna kaydedildi (Ek 4).

Kas kuvvet değerlendirmelerinde; core kaslarının endüransı ve kalça adduktör kaslarının kuvveti ile birlikte endüransı değerlendirildi. Ayrıca, kalça adduktör kaslarının kuvvet performansını etkileyebilecek parametrelerden biri olan esneklik de değerlendirildi. Denge değerlendirmesinde; dinamik denge Y denge testi ile değerlendirildi. Performans değerlendirmesinde ise; sıçrama testleri uygulandı. Değerlendirmeler aynı gün içinde kas kuvveti, denge ve performans değerlendirmesi sıralamasıyla uygun dinlenme aralıkları verilerek yapıldı.

3.1.1. Tanımlayıcı Bilgiler

Çalışmaya katılmaya kabul eden katılımcıların öncelikle demografik bilgileri kaydedildi. Ad, soyad, cinsiyet, boy, kilo, vücut kütle indeksi (VKİ) ve yaş bilgilerinin yanında kuvvet farkı açısından dominant alt ekstremiteleri topa vurma sırasında tercih ettiği ekstremitenin hangisi olduğu sorularak sorgulandı.

3.1.2. Kalça Adduktör Kas Kuvvet, Endurans ve Esneklik Ölçümleri

3.1.2.1. Kuvvet

Son yıllarda sfigmomanometre kalça çevresi kasların kuvvet ölçümünde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Dinamometreyle yapılan kuvvet ölçümleri ile yüksek düzeyde geçerli ve güvenilirdir. Kolay, ucuz ve ulaşılabilir bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır (Toohey vd 2018). Bu nedenle kuvvet ölçümünde Hipokrat marka sfigmomanometre kullanıldı.

Köprü ve plank gibi stabilizasyon egzersizleri sırasında bilateral kalça addüksiyonu literatürde daha sık kullanılmaktadır (Park HJ vd 2012, Kang MH vd 2016). Bu nedenle sıkıştırma testi ile kuvvet ölçümü yapıldı.

Delahunt ve arkadaşlarının (2011) yaptıkları çalışmada kalça adduktör kaslarının kuvvet ölçümünde pozisyon olarak çengel pozisyonunun (sırt üstü yatarken kalça 45 derecede fleksiyonda ve ayak tabanı yatakta) sırt üstü yatış ve masa pozisyonuna (kalça ve diz 90 derece fleksiyonda) göre daha etkili olduğu maksimum basınç ve kas aktivasyonu sağladığı bulunmuş. Bu nedenle biz de çalışmamızda ölçüm sırasında çengel pozisyonunu kullandık.

Ölçüm öncesi sfigmomanometre 10 milimetre civa (mmHg)'da sabitlendi. Sfigmomanometrenin manşonu iki bacak arasına dizin hemen üst bölgesine yerleştirildi. Sıkıştırma sonrası 5 mmHg' ye kadar en yakın basınç değeri izometrik kuvvet olarak ölçüldü (Ryan S vd 2019). Her ölçüm 3'er tekrar şeklinde yapıldı ve her tekrar arasında 1'er dakika dinlenme arası verildi. Kuvvet üç tekrarın ortalaması olarak kaydedildi (Şekil 3.1.2)



Şekil 3.1.2. Kalça addüktör kaslarının kuvvet ölçümü. 1) Başlangıç pozisyonu 2) Sıkıştırma anı

3.1.2.2. Endurans

Değerlendirmede, konsantrik kasılmanın değerlendirilmesi daha kolay olduğu için tekrar sayısı yolu ile dinamik endurans ölçüldü. Ölçümün doğru yapılabilmesi için ise duvara normal kalça addüksiyon değeri olan 20 derecelik bir yay çizildi. Kişi yan yatış pozisyonunda kalça, diz ve ayak bileği eklemi aynı hizada olacak şekilde pozisyonlandı. Kişiden 60 saniye içinde ayağı çizilen yayın üstüne denk gelecek şekilde yapabildiği kadar kalça addüksiyonu yapması istendi. Çizilen yaya gelmeyen kasılmalar sayılmadı. Addüksiyon sayısı her iki bacak için de kaydedildi (Lindström 1997) (Şekil 3.1.3).



Şekil 3.1.3. Kalça addüktör kaslarının endurans ölçümü. 1) Başlangıç pozisyonu 2) Kalça addüksiyonu

3.1.2.3 Esneklik

Kalça adduktör kaslarının esnekliğinin değerlendirilmesinde pasif abdüksiyon derecesinin ölçümü kullanıldı. Pasif abdüksiyon derecesi ölçümünde iki yöntemin karşılaştırıldığı çalışmada sırt üstü ölçüme göre masa pozisyonunda (kalça ve diz 90 derece fleksiyonda) ölçümün daha etkin olmasından dolayı biz de çalışmamızda katılımcıyı bu şekilde pozisyonladık. Ölçüm aracı olarak gonyometre kullanıldı. Gonyometrenin pivot noktası femur başının posterior iz düşümü, sabit kol yere paralel ve hareketli kol ise femur şaftına paralel olarak tutuldu. Değerlendirici pasif abdüksiyon hareketini yaparken, diğer bir araştırmacı ölçüm için gonyometreyi yerleştirdi. Değerlendirme her iki bacak için de kaydedildi (Cejudo vd 2015) (Şekil 3.1.4).



Şekil 3.1.4. Kalça adduktör kaslarının esneklik ölçümü. 1) Başlangıç pozisyonu 2) Pasif abdüksiyon derecesinin ölçümü

3.1.3. Core Stabilizasyon Ölçümleri

Klinikte gövde fleksör, gövde ekstansör ve gövde lateral fleksör kaslarının statik enduransları core stabilizasyonu değerlendirme yöntemi olarak kullanıldığı için bu kasların statik endurans ölçümleri yapıldı (Mcgill vd 1999).

3.1.3.1. Gövde Fleksör Enduransı

Gövde fleksör kaslarının endurans ölçümünde kişinin gövdesi 60° fleksiyonda, dizleri 90° fleksiyonda ve ayakları yatakta sabit olacak şekilde pozisyonlandı (Myrtos 2012). Kolları önde çaprazlanarak destek alması engellendi. Tutabildiği kadar uzun süre gövdesini 60° fleksiyon pozisyonunda tutmaya çalışması istendi. Pozisyonu devam ettirirken nefes alıp vermeye devam etmesi ve nefesini tutmaması gerektiği söylendi. Test pozisyonunu koruyamadığı veya vücut salınımlarının ortaya çıktığı anda test sonlandırıldı. Kronometre ile elde edilen süre saniye cinsinden kaydedildi (Şekil 3.1.5).



Şekil 3.1.5. Gövde fleksör kaslarının endurans ölçümü

3.1.3.2. Gövde Ekstansör Enduransı

Gövde ekstansör kaslarının endurans ölçümünde katılımcı yüzüstü pozisyonda pelvis ve alt ekstremitesi yatakta kalacak ve spina iliaka anterior süperiordan itibaren

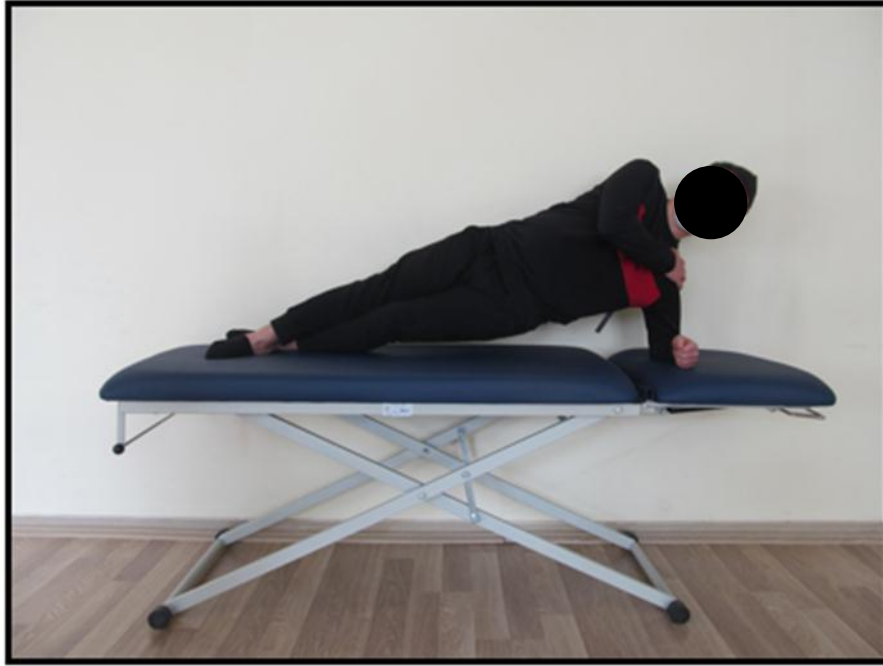
gövdesi yataktan sarkacak şekilde pozisyonlandı (Moreau vd 2001). Alt ekstremité ağırlığı araştırıcılar yardımı ile sabitlendi. Kollarını omuzlarında çaprazlaması ve gövdesini geriye doğru kaldırması istendi. Nefes alıp vermeye devam etmesi ve nefesini tutmaması söylendi. Yatay düzlemde pozisyonunu koruyamadığı anda test sonlandırıldı ve kronometre ile elde edilen süre saniye cinsinden kaydedildi (Şekil 3.1.6).



Şekil 3.1.6. Gövde ekstansör kaslarının endurans ölçümü

3.1.3.3. Gövde Lateral Fleksör Enduransı

Sağ ve sol gövde lateral fleksör kaslarının endurans ölçümünde katılımcı sağ için sol, sol için sağ tarafı üzerine yüzü karşıya bakacak ve önkolu yatağa paralel olacak bir şekilde pozisyonlandı (Huxel Bliven KC vd 2013). Hareketi kolaylaştırmak amacıyla, destek yüzeyini arttırmak için altta kalan bacağını fleksiyona getirebileceği söylendi ve boşta kalan kolunu ise omzunda çaprazlaması istendi. Katılımcı hazır olduğunda dirseğinden ve ayaklarından destek alarak kalçasını yukarıya doğru kaldırarak lateral köprü kurması istendi. Katılımcının pozisyonunu koruyamadığı, öne ve arkaya doğru vücut salınımlarının ortaya çıktığı anda test sonlandırıldı. Kronometre ile elde edilen süre saniye cinsinden kaydedildi (Şekil 3.1.7).



Şekil 3.1.7. Gövde lateral fleksörler kaslarının endurans ölçümü

3.1.4. Alt Ekstremitte Denge Ölçümleri

Alt ekstremitte performansı ile motor aktivitenin denge sınırlarında gerçekleştirilmesi birbirleriyle ilişkilidir (Kafri M vd 2019). Bu nedenle performans değerlendirmesinden önce dinamik denge değerlendirmesi yapıldı. Dinamik denge değerlendirmesinde klinikte yaygın olarak kullanılan ve güvenilirliği yüksek olan Y denge testi uygulandı (Plisky PJ vd 2009).

3.1.4.1. Dinamik Dengenin Değerlendirilmesi - Y Denge Testi

Y denge testinin uygulanabilmesi için düz zemine ön ve arka yönler arasındaki açı 135 derece, arka iki yan arasındaki açı 90 derece olacak şekilde büyük bir Y bant yardımıyla çizildi. Kişiden ayaklarını tam merkeze yerleştirmesi istendi. Tek ayak üzerinde dengede dururken diğer ayağı ile sırasıyla anterior (ön), posterolateral (arka dış) ve posteromedial (arka iç) yönlerde uzanması ve ağırlığını sabit olan ayakta tutması

gerektiği anlatıldı. Teste başlamadan önce üç deneme yaptırıldı. Test öğrenildikten sonra her yöne doğru üçer defa uzanması istendi. Kişinin her yön için ölçülen uzanma mesafelerinden en büyük olanı santimetre olarak kaydedildi. Skor hesaplaması için kişinin spina ilica anterior süperioru ile medial malleolü arası bacak boyu iki ekstremitenin için de ölçüldü. Elde edilen üç yöndeki mesafe uzunlukları toplanıp aynı taraf bacak boyunun 3 katına bölünüp 100 ile çarpılarak test skoru elde edildi (Kramer vd 2019) (Şekil 3.1.8).



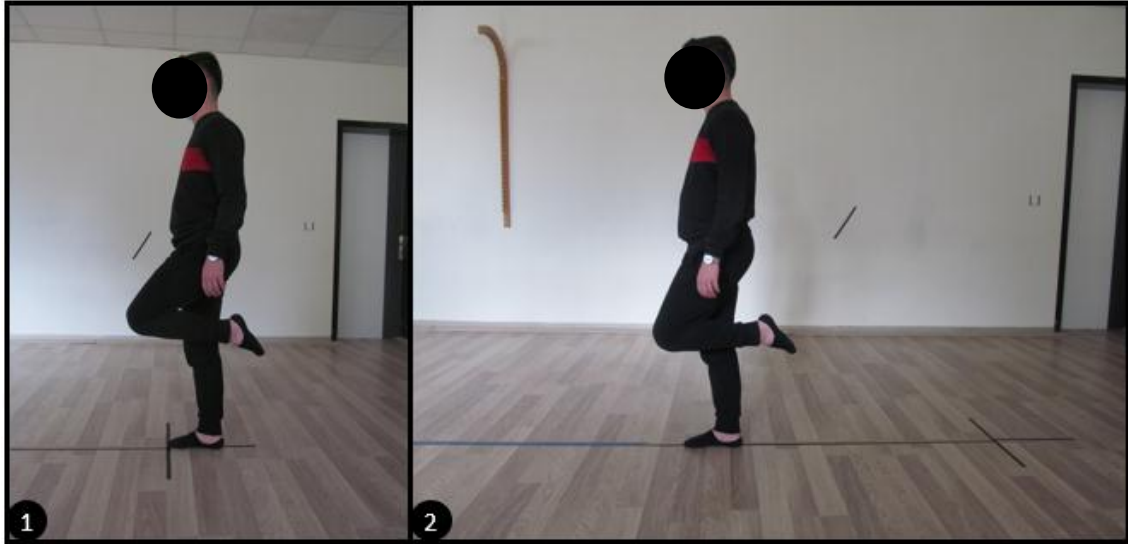
Şekil 3.1.8. Y denge testi. 1) Anterior uzanma 2) Posterolateral uzanma 3)Posteromedial uzanma

3.1.5. Alt Ekstremiten Performans Ölçümleri

Performansın değerlendirilmesinde klinikte birçok test uygulanmaktadır. Bu testlerden sıklıkla kullanılan ve güvenilirliği fazla olan testlerden tek ayak sıçrama testi ve üç adım çapraz sıçrama testi uygulandı (Hegedus vd 2015).

3.1.5.1. Tek Ayak Sıçrama Testi

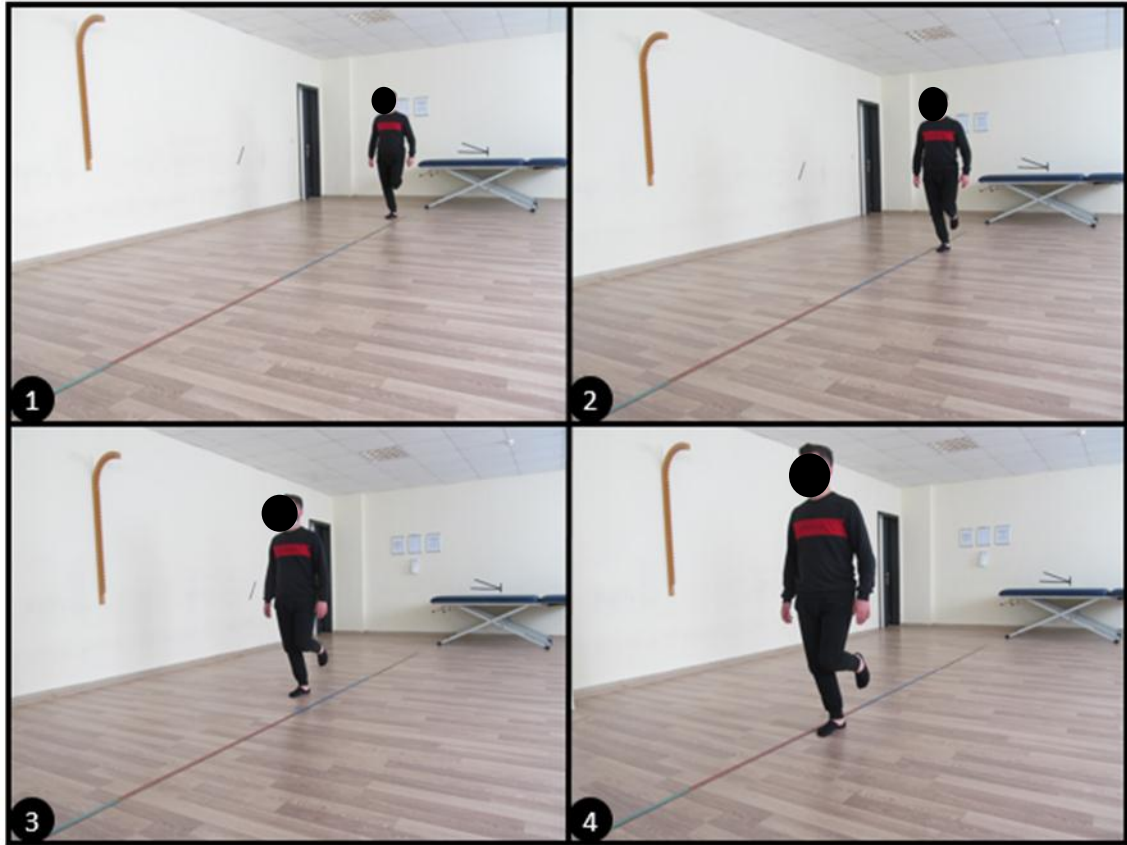
Tek ayak sıçrama testi için; yere yatay bir çizgi ve tam ortasına dikey uzun bir çizgi yere bant yardımıyla çizildi. Yatay çizginin gerisinde gözleri açık tek ayak üzerinde duran kişiden; dikey çizginin tek ayak üzerinde durduğu tarafa, tek seferde atlayabildiği en uzak noktaya, tek ayak üzerinde atlaması istendi. Atladığı noktada ayağın topuk hizası ile başlangıç çizgisi arası mesafe ölçüldü ve santimetre cinsinden kaydedildi. Test her iki ekstremite için yapıldı (Myers vd 2014) (Şekil 3.1.9).



Şekil 3.1.9. Tek ayak sıçrama testi. 1) Başlangıç pozisyonu 2) Sıçrama sonrası gelinen nokta

3.1.5.2. Üç Adım Çapraz Sıçrama Testi

Üç adım çapraz sıçrama testi için; yere yatay bir çizgi ve tam ortasına dikey uzun bir çizgi yere bant yardımıyla çizildi. Kişiden önündeki dikey çizgiyi çaprazlayacak bir şekilde üç çapraz tek ayak sıçrama yapması istendi. Son atladığı noktadaki topuk hizası ile başlangıç çizgisi arası mesafe ölçüldü ve santimetre cinsinden kaydedilir. Test her iki ekstremite için kaydedildi (Smith vd 2018) (Şekil 3.1.10).



Şekil 3.1.10. Üç adım çapraz sıçrama testi. 1) Başlangıç pozisyonu 2) İlk çapraz sıçrama sonrası geline nokta 3) İkinci çapraz sıçrama sonrası geline nokta 4) Üçüncü çapraz sıçrama sonrası geline nokta

3.2. İstatistiksel Analiz

Veriler SPSS 24.0 (IBM SPSS Statistics 24, Armonk, NY: IBM Corp.) paket programıyla analiz edildi. Sürekli değişkenler ortalama \pm standart sapma ve kategorik değişkenler sayı ve yüzde olarak ifade edildi. İncelenen değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu için Kolmogorov-Smirnov testi kullanıldı. Bağımsız grup farklılıklarının karşılaştırmasında Mann Whitney U Testi kullanıldı. Sürekli değişkenler arasındaki ilişkilerin incelenmesinde Spearman Korelasyon analizi kullanıldı. Sürekli değişkenlerin birbirlerine etkilerinin incelenmesinde Lineer Regresyon analizi kullanıldı. Tüm analizlerde $p < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4.BULGULAR

4.1. Tanımlayıcı Bulgular

4.1.1. Katılımcıların Demografik Özellikleri

Katılımcıların yaş ortalamaları 20.03 ± 1.15 (18-25) yılıdır. Katılımcıların boy ortalamaları 1.67 ± 0.09 (1.40-1.89) m, kilo ortalamaları 61.83 ± 11.94 (42-95) kg, vücut kütle indeksi ortalamaları 22.09 ± 3.14 (16.94-32.03) kg/m^2 idi. Katılımcılardan 94'ü kadın 39'u erkekti. Katılımcıların 121'inin dominant alt ekstremitesi sağ iken 12'sinin dominant alt ekstremitesi soldu. Katılımcıların tanımlayıcı verileri Tablo 4.1.1' de verildi.

Tablo 4.1.1 Katılımcıların tanımlayıcı verileri

Değişkenler	Min-max	X±Ss
Yaş (yıl)	18-25	20.03±1.15
Boy (m)	1.40-1.89	1.67±0.09
Kilo (kg)	42-95	61.83±11.94
VKİ (kg/m^2)	16.94-32.03	22.09±3.14
	n	%
Cinsiyet		
• Kadın	94	70.7
• Erkek	39	29.3
Dominant alt ekstremit		
• Sağ	121	91.0
• Sol	12	9.0

min: minimum, max: maksimum, n:katılımcı sayısı, X: ortalama, Ss: standart sapma %: yüzde

4.2. Değerlendirme Sonuçlarına İlişkin Bulgular

4.2.1. Kalça Adduktör Kas Kuvveti, Endurans ve Esneklik Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları

Tüm katılımcıların kalça adduktör kas kuvveti ortalamaları ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması Tablo 4.2.1.1' de verilmiştir. Cinsiyetlere göre kalça adduktör kas kuvvetleri karşılaştırıldığında erkek cinsiyet lehine anlamlı fark vardı ($p<0.05$).

Tablo 4.2.1.1 Tüm katılımcıların kalça adduktör kas kuvveti ortalamaları ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması

Kalça adduktör kas kuvveti (mmHg)	Min-max	X±Ss	p
Kadın	93.33-216.66	154.15±27.21	
Erkek	106.66-300	199.57±47.43	0.000*

min: minimum, max: maksimum, X:ortalama, Ss:standart sapma, p= anlamlılık değeri, * $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık

Kalça adduktör kas kuvveti ile sırasıyla nondominat gövde lateral fleksörlerin enduransı, dominant gövde lateral fleksörlerin enduransı, dominant tek ayak sıçrama testi, dominant üç adım çapraz sıçrama testi ve nondominant üç adım çapraz sıçrama testi skorları arasında pozitif yön ve orta düzeyde ilişki bulundu (sırasıyla $r=0.529;p=0.000$, $r=0.355;p=0.000$, $r=0.314;p=0.000$, $r=0.362;p=0.000$, $r=0.331;p=0.000$).

Kalça adduktör kas kuvveti ile VKİ ve nondominant tek ayak sıçrama testi arasında pozitif yön ve düşük düzeyde ilişki bulundu (sırasıyla $r=0.174;p=0.045$, $r=0.288;p=0.001$).

Kalça adduktör kas kuvveti ile sırasıyla dominant Y denge testi toplam skoru, posteromedial skoru, nondominant Y denge testi toplam skoru, posteromedial skoru ve gövde lateral fleksörlerin enduransının dominant ve nondominat taraf farkı arasında

negatif yön ve düşük düzeyde ilişki bulundu (sırasıyla $r=-0.235;p=0.007$, $r=-0.167;p=0.050$, $r=-0.244;p=0.005$, $r=-0.186;p=0.032$, $r=-0.247;p=0.004$) (Tablo 4.2.1.2).

Tablo 4.2.1.2 Katılımcıların kalça adduktör kas kuvvetleri ile diğer parametreleri arasındaki ilişkinin incelenmesi

Değişkenler	Kalça adduktör kas kuvveti	
	r	p
Tanımlayıcı Veriler		
• VKİ	0.174	0.045*
Kalça adduktör enduransı		
• Dominant ekstremite	0.147	0.091
• Nondominat ekstremite	0.157	0.071
Kalça adduktör esnekliği		
• Dominant ekstremite	-0.035	0.691
• Nondominat ekstremite	0.007	0.936
Core stabilizasyonu		
• Gövde fleksörlerin enduransı	0.149	0.087
• Gövde ekstansörlerin enduransı	0.036	0.679
• Dominant gövde lateral fleksörlerin enduransı	0.355	0.000*
• Nondominant gövde lateral fleksörlerin enduransı	0.529	0.000*
Dominant Y denge testi		
• Anterior	-0.131	0.132
• Posteromedial	-0.167	0.050*
• Posterolateral	-0.088	0.313
• Toplam skor	-0.235	0.007*
Nondominant Y denge testi		
• Anterior	-0.162	0.062
• Posteromedial	-0.186	0.032*
• Posterolateral	-0.081	0.353
• Toplam skor	-0.244	0.005*
Alt Ekstremitte Performansı		
• Dominant tek ayak sıçrama testi	0.314	0.000*
• Nondominant tek ayak sıçrama testi	0.288	0.001*
• Dominant üç adım çapraz sıçrama testi dominant	0.362	0.000*
• Nondominant üç adım çapraz sıçrama testi	0.331	0.000*
Dominant- Nondominant Farklar		
• Gövde lateral fleksörlerin endurans farkı	-0.247	0.004*

Spearman korelasyon analizi $r=$ korelasyon katsayısı, $p=$ anlamlılık değeri, $*p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık

Katılımcıların kalça adduktör kas kuvvetinin etkilediği faktörler lineer regresyon analizi ile incelendiğinde ise nondominant kalça adduktör enduransı ve Y posterolateral

mesafe dominant ve nondominant farkının pozitif yönde anlamlı şekilde etkilendiği bulundu ($p<0.05$) (Tablo 4.2.1.3).

Tablo 4.2.1.3 Katılımcıların kalça adduktör kas kuvvetlerinin etkilediği faktörlerin incelenmesi

Değişkenler	Kalça adduktör kas kuvveti	
	β	p
• Nondominant kalça adduktör enduransı	0.195	0.025*
• Y posterolateral mesafe dominant ve nondominant taraf farkı	0.215	0.013*

Lineer Regresyon Analizi, β :Standartlaştırılmış beta katsayısı, p= anlamlılık değeri, * $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık

Tüm katılımcıların kalça adduktör endurans ortalamaları dominant, nondominant taraf ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması Tablo 4.2.1.4' te verildi. Cinsiyetlere göre ve dominant- nondominant ekstremitelere göre kalça adduktör endurans değerleri karşılaştırıldığında anlamlı fark yoktu ($p>0.05$).

Tablo 4.2.1.4 Tüm katılımcıların kalça adduktör endurans ortalamaları, dominant, nondominant taraf ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması

Kalça adduktör enduransı (tekrar sayısı)	Min-max	$X\pm Ss$	p
Tüm katılımcılar			
• Dominant ekstremitte	20-120	52.55 \pm 17.59	0.107
• Nondominant ekstremitte	18- 112	49.99 \pm 16.40	
Dominant ekstremitte			
• Kadın	20-88	51.58 \pm 14.41	0.329
• Erkek	23-120	54.87 \pm 23.64	
Nondominant ekstremitte			
• Kadın	20-91	49.97 \pm 14.52	0.929
• Erkek	18-112	49.79 \pm 20.34	

min: minimum, max: maksimum, X:ortalama, Ss:standart sapma, p= anlamlılık değeri, * $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık

Dominant kalça adduktör enduransı ile gövde fleksörlerin enduransı arasında pozitif yön orta düzeyde ilişki bulundu ($r=0.306;p=0.000$). Gövde ekstansörlerin enduransı, dominant gövde lateral fleksörlerin enduransı ve dominant Y posteromedial

arasında pozitif yön ve zayıf düzeyde ilişki bulundu (sırasıyla $r=0.189:p=0.029$, $r=0.177:p=0.041$, $r=0.173:p=0.046$).

Nondominant kalça adduktör enduransı ile VKİ arasında negatif yön ve düşük düzeyde ilişki bulundu ($r=-0.176:p=0.042$). Gövde fleksörlerin enduransı, gövde ekstansörlerin enduransı, dominant gövde lateral fleksörlerin enduransı ve nondominant gövde lateral fleksörlerin enduransı arasında pozitif yön ve zayıf düzeyde ilişki bulundu (sırasıyla $r=0.228:p=0.008$, $r=0.185:p=0.033$, $r=0.218:p=0.012$, $r=0.199:p=0.022$) (Tablo 4.2.1.5).

Tablo 4.2.1.5 Katılımcıların dominant ve nondominant kalça adduktör enduransı ile ilişkili parametreler

Değişkenler	Dominant kalça adduktör enduransı	
	r	p
Core stabilizasyonu		
• Gövde fleksörlerin enduransı		
• Gövde ekstansörlerin enduransı	0.306	0.000*
• Dominant gövde lateral fleksörlerin enduransı	0.189	0.029*
	0.177	0.041*
Dominant Y denge testi		
• Posteromedial	0.173	0.046*
	Nondominant kalça adduktör enduransı	
	r	p
Tanımlayıcı Veriler		
• VKİ	-0.176	0.042*
Core stabilizasyonu		
• Gövde fleksörlerin enduransı		
• Gövde ekstansörlerin enduransı	0.228	0.008*
• Dominant taraf gövde lateral fleksörlerin enduransı	0.185	0.033*
• Nondominant taraf gövde lateral fleksörlerin enduransı	0.218	0.012*
	0.199	0.022*

Spearman korelasyon analizi. r = korelasyon katsayısı, p = anlamlılık değeri, * $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık

Katılımcıların dominant kalça adduktör enduransının etkilediği faktörler lineer regresyon analizi ile incelendiğinde ise gövde fleksörlerin enduransı, dominant üç adım çapraz sıçramanın pozitif yönde, nondominant üç adım sıçramanın negatif yönde anlamlı şekilde etkilendiği bulundu ($p<0.05$). Katılımcıların nondominant kalça adduktör enduransının etkilediği faktörler lineer regresyon analizi ile incelendiğinde ise dominant

tek ayak sıçramanın pozitif yönde anlamlı şekilde etkilendiği bulundu ($p<0.05$) (Tablo 4.2.1.6).

Tablo 4.2.1.6 Katılımcıların dominant ve nondominant kalça adduktör enduransının etkilediği faktörlerin incelenmesi

Değişkenler	Dominant kalça adduktör enduransı	
	β	p
• Gövde fleksörlerin enduransı		
• Dominant üç adım çapraz sıçrama	0.337	0.000*
• Nondominant üç adım çapraz sıçrama	0.478	0.001*
	-0.355	0.017*
	Nondominant kalça adduktör enduransı	
	β	p
• Dominant tek ayak sıçrama	0.214	0.013*

Lineer Regresyon Analizi, β :Standartlaştırılmış beta katsayısı, p= anlamlılık değeri, * $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık

Tüm katılımcıların kalça adduktör esnekliği ortalamaları Tablo 4.2.1.7'de verildi. Cinsiyetlere göre ve dominant-nondominant ekstremitelere göre kalça adduktör esneklik değerleri karşılaştırıldığında anlamlı fark yoktu ($p>0.05$) (Tablo 4.2.1.7).

Tablo 4.2.1.7 Tüm katılımcıların kalça adduktör esnekliği ortalamaları, dominant, nondominant ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması

Kalça adduktör esnekliği (derece)	Min-max	$X\pm Ss$	p
Tüm katılımcılar			
• Dominant ekstremit	137-168	148.65 \pm 5.17	0.249
• Nondominant ekstremit	133-166	149.09 \pm 5.85	
Dominant ekstremit			
• Kadın	137-168	148.61 \pm 5.17	0.870
• Erkek	137-159	148.77 \pm 5.26	
Nondominant ekstremit			
• Kadın	133-166	148.80 \pm 6.16	0.373
• Erkek	135-158	149.79 \pm 5.02	

min: minimum, max: maksimum, X:ortalama, Ss:standart sapma, p= anlamlılık değeri, * $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık

4.2.2. Core Stabilizasyon Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları

4.2.2.1. Gövde Fleksör Endurans Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları

Tüm katılımcıların gövde fleksör endurans ortalamaları Tablo 4.2.2.1' de verildi. Cinsiyetlere göre gövde fleksör endurans değerleri karşılaştırıldığında cinsiyetler arasında anlamlı fark yoktu ($p>0.05$).

Tablo 4.2.2.1 Tüm katılımcıların gövde fleksör endurans ortalamaları ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması

Gövde fleksör enduransı (sn)	Min-max	X±Ss	p
Kadın	20-600	124.36±112.17	0.818
Erkek	12-480	127.95±105.44	

min: minimum, max: maksimum, X:ortalama, Ss:standart sapma, p= anlamlılık, * $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık

4.2.2.2. Gövde Ekstansör Endurans Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları

Tüm katılımcıların gövde ekstansör endurans ortalamaları Tablo 4.2.2.2' de verildi. Cinsiyetlere göre gövde ekstansör endurans değerleri karşılaştırıldığında cinsiyetler arasında anlamlı fark yoktu ($p>0.05$).

Tablo 4.2.2.2 Tüm katılımcıların gövde ekstansör endurans ortalamaları ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması

Gövde ekstansör enduransı (sn)	Min-max	X±Ss	p
Kadın	7-156	46.49±29.73	0.883
Erkek	12-108	45.72±21.12	

min: minimum, max: maksimum, X:ortalama, Ss:standart sapma, p= anlamlılık, * $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık

4.2.2.3. Gövde Lateral Fleksör Endurans Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları

Tüm katılımcıların gövde lateral fleksör endurans ortalamaları dominant ve nondominant taraf için Tablo 4.2.2.3' te verildi. Dominant-nondominant taraflar arasında anlamlı fark yoktu ($p>0.05$). Cinsiyetlere göre gövde lateral fleksör enduransları hem dominant hem nondominant taraf için karşılaştırıldığında erkek cinsiyet lehine anlamlı fark vardı ($p<0.05$).

Tablo 4.2.2.3 Tüm katılımcıların gövde lateral fleksör endurans ortalamaları, dominant, nondominant ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması

Gövde lateral fleksör enduransı (sn)	Min-max	X±Ss	p
Tüm katılımcılar			
• Dominant taraf	2-109	37.63±24.40	0.894
• Nondominant taraf	2-115	39.43±26.32	
Dominant taraf			
• Kadın	2-109	32.24±23.71	0.000*
• Erkek	10-90	50.61±21.14	
Nondominant taraf			
• Kadın	2-115	33.19±25.94	0.000*
• Erkek	15-100	54.46±20.77	

min: minimum, max: maksimum, X:ortalama, Ss:standart sapma, p= anlamlılık, * $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık

4.2.3. Alt Ekstremitte Dengesine İlişkin Değerlendirme Sonuçları

4.2.3.1. Y Denge Testine İlişkin Değerlendirme Sonuçları

Tüm katılımcıların dominant ve nondominant taraf Y denge testi anterior, posteromedial, posterolateral ve toplam skor ortalamaları Tablo 4.2.3.1' de verildi.

Dominant-nondominant ekstremiteler arasında posteromedial, posterolateral ve toplam skorlarda dominant ekstremitelere lehine anlamlı fark vardı ($p<0.005$).

Cinsiyetlere göre Y denge testi skorları hem dominant hem nondominant taraf için karşılaştırıldığında nondominant taraf posterolateral skorunda erkek cinsiyet lehine anlamlı fark vardı ($p<0.05$) (Tablo 4.2.3.1).

Tablo 4.2.3.1 Tüm katılımcıların Y denge testi skor ortalamaları, dominant ve nondominant taraf karşılaştırılması

Y denge testi skoru (cm)	Min-max	X±Ss	p
Dominant anterior	43-100	60.94±10.47	0.534
Nondominant anterior	39-87	60.66±10.69	
Dominant posteromedial	13-97	47.97±16.16	0.094*
Nondominant posteromedial	21-97	49.03±16.40	
Dominant posterolateral	31-100	57.19±12.84	0.000*
Nondominant posterolateral	34-113	59.28±12.57	
Dominant toplam	41.92-108.79	64.60±13.92	0.004*
Nondominant toplam	40.56-108.79	65.68±13.68	

min: minimum, max: maksimum, X:ortalama, Ss:standart sapma, p= anlamlılık, * $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık

Tablo 4.2.3.2 Cinsiyetlere göre Y denge testi skor ortalamaları ve skorların karşılaştırılması

Y denge testi skoru (cm)	Min-max Kadın	X±Ss Kadın	Min-max Erkek	X±Ss Erkek	p
Dominant anterior	43-84	60.15±10.44	47-100	62.85±10.43	0.177
Dominant posteromedial	13-88	47.09±16.20	20-97	50.08±16.08	0.335
Dominant posterolateral	33-89	56.07±12.08	31-100	59.90±14.30	0.131
Dominant toplam	42.57-97.86	65.94±13.68	41.92-108.79	65.07±13.86	0.741
Nondominant anterior	39-87	60.09±11.03	45-87	62.02±9.83	0.131
Nondominant posteromedial	21-94	48.08±16.37	28-97	51.31±16.46	0.304
Nondominant posterolateral	34-90	57.52±11.70	45-113	63.54±13.69	0.011*
Nondominant toplam	40.56-97.78	65.01±13.85	45.98-108.79	63.61±14.22	0.598

min: minimum, max: maksimum, X:ortalama, Ss:standart sapma, p= anlamlılık, *p<0.05 istatistiksel olarak anlamlı farklılık

4.2.4. Alt Ekstremitte Performans Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları

4.2.4.1. Tek Ayak Sıçrama Testi Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları

Tüm katılımcıların dominant ve nondominant taraf için tek ayak sıçrama test skoru ortalamaları Tablo 4.2.4.1' de verildi. Dominant-nondominant ekstremiteler arasında dominant ekstremitte lehine anlamlı fark vardı (p<0.05). Cinsiyetlere tek ayak sıçrama test skoru hem dominant hem nondominant taraf için karşılaştırıldığında erkek cinsiyet lehine anlamlı fark vardı (p<0.05).

Tablo 4.2.4.1 Tüm katılımcıların tek ayak sıçrama test skoru ortalamaları, dominant, nondominant ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması

Tek ayak sıçrama test skoru (cm)	Min-max	X±Ss	p
Tüm katılımcılar			
• Dominant ekstremite	28-134	72.92±22.79	0.038*
• Nondominant ekstremite (cm)	15-148	70.19±23.17	
Dominant ekstremite			
• Kadın	28-130	66.91±20.15	0.000*
• Erkek	40-134	87.41±22.50	
Nondominant ekstremite			
• Kadın	6-123	62.89±19.42	0.000*
• Erkek	32-148	86.26±25.58	

min: minimum, max: maksimum, X:ortalama, Ss:standart sapma, p= anlamlılık, *p<0.05 istatistiksel olarak anlamlı farklılık

4.2.4.2. Üç Adım Çapraz Sıçrama Testi Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme Sonuçları

Tüm katılımcıların dominant ve nondominant taraf için üç adım çapraz sıçrama test skoru ortalamaları Tablo 4.2.4.2' de verildi. Dominant-nondominant ekstremiteler arasında anlamlı fark yoktu ($p>0.05$). Cinsiyetlere üç adım çapraz sıçrama test skoru hem dominant hem nondominant taraf için karşılaştırıldığında erkek cinsiyet lehine anlamlı fark vardı ($p<0.05$).

Tablo 4.2.4.2 Tüm katılımcıların üç adım çapraz sıçrama test skoru ortalamaları, dominant, nondominant ve cinsiyetlere göre karşılaştırılması

Üç adım çapraz sıçrama test skoru (cm)	Min-max	X±Ss	p
Tüm katılımcıların			
• Dominant ekstremite	109-454	228.11±64.13	0.765
• Nondominant ekstremite	115-453	225.14±63.45	
Dominant ekstremite			
• Kadın	109-373	207.45±48.59	0.000*
• Erkek	155-454	277.90±70.06	
Nondominant ekstremite			
• Kadın	115-366	203.76±48.71	0.000*
• Erkek	127-453	276.69±65.71	

min: minimum, max: maksimum, X:ortalama, Ss:standart sapma, p= anlamlılık, *p<0.05 istatistiksel olarak anlamlı farklılık

5. TARTIŞMA

Bu çalışma sağlıklı bireylerde kalça adduktör kas kuvveti ile core stabilizasyonu ve alt ekstremitte performansı arasındaki ilişkiyi incelemek amacıyla planlandı. Çalışmanın sonucunda; kalça adduktör kas kuvveti ile dominant ve nondominant taraf gövde lateral fleksörlerin enduransı, gövde lateral fleksörlerin enduransının dominant ve nondominant taraf farkı, tek ayak sıçrama ve üç adım çapraz sıçrama testleri ve Y denge testi skorları arasında ilişki bulundu. Ayrıca; dominant taraf kalça adduktör kas enduransı ile gövde fleksör, ekstansör, dominant taraf gövde lateral fleksör kas enduransları ve Y denge testi skorları arasında ilişki bulundu. Nondominant taraf kalça adduktör enduransı ile gövde fleksör, ekstansör, dominant ve nondominant taraf gövde lateral fleksör enduransları arasında ilişki bulundu.

Alt ekstremitte kinetik zinciri bir bütün olarak işlev görmektedir. Bu durum, alt birimdeki herhangi bir değişikliğin tüm kinetik zinciri etkileyebileceği anlamına gelir. Alt ekstremitte kinetik zincirinin düzgün çalışabilmesi lumbo- pelvik- kalça kompleksinin; distal hareket için proksimalde stabilizasyon sağlamasına bağlıdır. Bu lumbo- pelvik- kalça kompleksi, pelvisi çevreleyen ve gövdeyi destekleyen alanlardır. Pelvisin stabilitesi esas olarak alt ekstremitte üzerinde gövdeyi stabilize eden ve kuvvet aktarımına izin veren kalça çevresi kas veya kas gruplarının aktivitesiyle sağlanır (Verrelst R vd 2018). Ayağı yerden kaldırmak, yere doğru uzanmak veya vücudu bir ekstremitte üzerinde desteklerken gövdeyi ve pelvisi döndürmek gibi aktiviteler, tipik olarak kalçayı çevreleyen kasların güçlü ve spesifik aktivasyonunu gerektirir (Neumann DA 2010).

Kalça adduktör kasları, alt ekstremitte kas hacminin büyük bir kısmını oluştururlar ve hacimleriyle orantılı olarak da alt ekstremitte kas kuvvetine katkı sağlarlar (Akima vd 2007). Kalça adduktör kaslarının ana görevi, açık kinetik zincirdeki uyulduğu addüksiyona getirmek ve kapalı kinetik zincirdeki alt ekstremitteyi pertürbasyona karşı stabilize etmektir (Nicholas SJ vd 2002). Bununla birlikte; kalça adduktör kasları

frontal, sagittal ve transvers düzlemlerin her üçünde de tork üretebilme yeteneğine sahiptirler. Kalça eklemine pozisyonuna bağlı olarak fleksiyon ve ekstansiyon torkları ile vücut anatomik duruşa yakinken internal rotasyon torku üretebilirler. Bu torklar; hızlı koşu, bisiklet binme, dik bir tepede yukarı koşma, tam çömelme ve çömelme pozisyonundan kalkma gibi yüksek güç gerektiren hareketler sırasında faydalıdır. Kalça adduktör kaslarının ani hareketlerde ağrıya ve yaralanmaya duyarlı olması bu fonksiyonları ile kısmen açıklanabilir (Neumann DA 2017).

Literatüre baktığımızda spor aktivitelerindeki ani yön değişikliklerinden dolayı kalça adduktör kaslarının daha sık yaralandığını ve ağrıya neden olduğunu görmekteyiz (Crockett M vd 2015, Esteve E vd 2015). Günümüzde sportif aktivitelere katılım sadece sporcuları değil katılımcıların ilgisi ve rekreasyon kaynaklarının artmasıyla hem genç hem de yaşlı katılımcıları da içerecek şekilde genişlemiştir. Fiziksel aktivitelere erişim artmaya devam ettikçe; daha fazla insan hokey, futbol, kayak, basketbol, jimnastik, dans ve dövüş sanatları gibi yüksek performans kriterleri gerektiren hareketleri içeren sporlara katılmaya başlamışlardır (Roux A vd 2007). Bu tür aktiviteler, ani yön değişikliği için daha fazla kalça hareketliliği gerektirdiğinden kalça adduktör kaslarındaki yaralanma riskini arttırmaktadırlar (Tyler T vd 2001).

Sporcularda olduğu kadar sağlıklı bireylerde de kalça adduktör kasları; alt ekstremitte stabilizasyonuna katkısı (Nicholas SJ 2002), omurga stabilizasyonuna (Cholewicki J vd 1999) ve diz biyomekaniğine etkileri (Zakaria vd 1997) nedeniyle yaralanmalarının önlenmesi gereken kaslardandır. Bu kasların kuvveti de stabilizasyonun devamlılığı için gereklidir. Ayrıca; omurga ya da alt ekstremitte herhangi bir hastalık ve yaralanma olması durumunda kinetik zincirdeki yapılar arasındaki dinamik de bozulacaktır (Galbusera vd 2016). Bu nedenle çalışmamıza omurga ve alt ekstremitte yaralanma, cerrahi ve kronik ağrı öyküsü olan bireyleri dahil etmedik. Böylece yaralanma, cerrahi veya hastalık durumu ile oluşabilecek kompensasyonların değerlendirme sonuçlarımızı etkilemesini engelledik.

Kuvvet ve dengedeki eksiklikler sporda yaralanmaya neden oldukları gibi günlük yaşamda da düşmeye neden olurlar (Muehlbauer T vd 2015). Posterolateral yöndeki düşmelerin ölümcül olabilmesi nedeniyle kalça abduktör ve adduktör kasları gibi frontal düzlemde hareket oluşturan kasların kuvvetleri düşmenin önlenmesini sağlamaktadır (Gafner S vd 2017). Yaşlı popülasyonda düşme öyküsü önemli olduğu için kalça adduktör kuvveti ile ilgili literatürde oldukça çok çalışılmıştır (Inacio M vd 2018, Porto JM vd 2019).

Kalça kaslarının kuvveti, kronik bel ağrısı yaşayan kişilerde de gövde bölgesi kaslarının kuvveti kadar önemlidir (McGregor AH vd 2009). Bu nedenle kronik bel ağrısı yaşayan hastaların kalça çevresi kas kuvvetlerini de değerlendiren çalışmalar mevcuttur (Cooper NA vd 2015, Nourbakhsh MR vd 2002). Bu çalışmalar sonucunda kronik bel ağrılı kişilerin kalça abduktör ve adduktör kas kuvvetlerinin sağlıklı kişilerden daha zayıf olduğu görülmüştür. Fakat genç ve sağlıklı popülasyonda (sporcular dışında) kalça adduktör kas kuvveti ile ilişkili yapılar ve parametreleri konusunda çalışma yer almamaktadır. Bu nedenle çalışma grubumuzu genç ve sağlıklı popülasyon içinden belirledik.

Muskuloskeletal ve kardiyorespiratuar sağlık optimal fiziksel işleyişi destekleyen önemli sağlık göstergelerindedir. Bu göstergelerle ilişkili yapıları belirlemek sağlığın devamlılığını sağlamak için önemlidir. VKİ ile muskuloskeletal ve kardiyorespiratuar sağlık arasındaki ilişkinin incelendiği bir çalışmada, obez ve normal VKİ'ye sahip kadın adölesan katılımcılar yer almıştır. Obezlerin düşük kardiyorespiratuar uygunluğa, azalmış alt ekstremitte kuvvetine, daha fazla kavrama kuvvetine ve daha mobil eklemlere sahip olduğu ve VKİ ile alt ekstremitte kuvveti arasında negatif korelasyon olduğu bulunmuştur (Bonney E vd 2018). Obez ve normal VKİ'ye sahip üniversite öğrencilerinde yapılan diğer bir çalışmada da VKİ ile patlayıcı güç ve kas endüransı arasındaki ilişkilerin, cinsiyetten bağımsız olarak negatif olduğu bulunmuştur (Chang CM vd 2020).

113 sağlıklı genç bireyde yapılan çalışmada VKİ' nin kas kuvvet ölçümüne etkisini normalize etmek amaçlanmış ve VKİ leri arasındaki farkın aşırı olmaması için VKİ değeri 35 ve üzeri olan kişiler analize dahil edilmemiş. Böylece VKİ değerlerinin ortalaması normal aralıkta olmuştur. Çalışmaya dahil edilen grupta VKİ ile kalça çevresi kas kuvveti arasında pozitif korelasyon bulunmuştur (Bazett-Jones DM vd 2011). Bizim çalışmamız 18-25 yaş arasında ve $22.09 \pm 3.14 \text{ kg/m}^2$ VKİ ortalaması ile benzer bir popülasyonda yapılmıştır. Değerlendirme sonuçlarında kalça adduktör kas kuvveti ile VKİ arasında pozitif yönde ilişki bulundu. Popülasyonumuzun normal VKİ değerlerine sahip olması bu sonucu doğrulamıştır.

Cinsiyetlere göre alt ekstremitte kuvvet ve kinematiği arasındaki farklar birçok araştırmaya konu olmuştur (Dwyer MK vd 2010, Palomino-Devia C vd 2017, Hannigan JJ vd 2018). Özellikle sagittal düzlem hareketlerinin cinsiyet farklarından etkilendiği (Dwyer MK vd 2010), erkeklerin kadınlara göre daha iyi aerobik ve muskuloskeletal sistem performansı gösterdikleri ve kadınların erkeklere göre daha düşük kalça abduktör ve eksternal rotatör kas kuvvetine sahip olduğu (Palomino-Devia C vd 2017)

çalışmalarda bildirilen sonuçlar arasındadır. Çalışmamızda da literatür bilgileri ile uyumlu olarak kalça adduktör kas kuvveti ve alt ekstremitte performansları erkeklerde kadınlara göre daha yüksek bulundu. Erkeklerin kas kuvvetlerinin daha fazla olması performans testlerinde daha becerikli olmalarına, sıçrama için gerekli patlayıcı gücü daha fazla oluşturabilmelerine ve denge reaksiyon yanıtlarının daha kolay ortaya çıkmasına neden olmuş olabilir.

Doğası gereği pasif olan insan omurgası dengesiz bir yapıdır. Bu nedenle daha fazla stabilizasyona ihtiyaç duyar ve bu stabilizasyon da gövde kaslarının aktivitesiyle sağlanır. Bu kasların, stabiliteyi sağlamak için tasarlanmış anatomik ve fonksiyonel özelliklere sahip ayrı bir grup olduğu varsayılır. Core kasları olarak adlandırılan bu kaslar kutu görünümüyle omurganın merkezini destekler (Lederman E 2010, Richardson C vd 1999). Core stabilizasyon; lokal, global, yük transfer eden kaslar ve nöromusküler kontrol arasındaki karmaşık bir etkileşimi içerir. Değerlendirilmesi de bu nedenle karmaşıktır fakat literatürde bu amaçla kullanılan birçok geçerli ve güvenilir test mevcuttur. Bu testler genelde kas kuvvet ve enduransı, postural kontrol, denge ve hareket paternlerini içerir. Klinisyenler tarafından kullanılan üç temel test; gövde fleksörlerin, ekstansörlerinin ve lateral fleksörlerinin endurans ölçümüdür (Huxel Bliven KC vd 2013). Biz de çalışmamızda core stabilizasyonu değerlendirmek için bu testleri kullandık. Gövde ekstansör endurans ölçümü için alt ekstremitayı stabilize etme ihtiyacı değerlendirmeyi kısmen zorlaştırmaktadır. Diğer endurans ölçümlerinde katılımcının nefes tutma eğilimine dikkat edilmeli ve sözel uyarılarla desteklenmelidir.

Literatürde kalça addüksiyon egzersizlerinin alt ekstremitte, pelvis ve gövde kaslarının aktivasyonunu artırma etkisi üzerine çalışmalar vardır. (Richardson C vd 1999, Petrofsky J vd 2005). Kalça adduktör kaslarının kasılması, pelvik taban kasları ile abdominal kaslar arasındaki ilişkiyi fasilite eder (Bo K vd 1994). Adduktörlerin internal rotasyon hareketi sayesinde intrapelvik boşluk daralır ve bu durum core kaslarına kasılma için avantaj sağlar (Lee D 2015). Addüksiyon eşliğinde yapılan köprü egzersizleri ile gövde kaslarının aktivasyonu artmaktadır (Park HJ vd 2012).

Kalça adduktör kaslarının köprü ve plank gibi stabilizasyon egzersizlerinde kullanımı genellikle bilateral addüksiyon hareketiyledir (Park HJ vd 2012, Kang MH vd 2016). Bu nedenle çalışmamızda kalça adduktör kaslarının kuvvetine bilateral olarak sıkıştırma testi ile baktık. Bu sayede izole kuvvetten ziyade bilateral olarak oluşturulan kuvvetin core stabilizasyona katkısını doğrudan gözlemledik.

Kalça adduktör kasları ile gövde kasları arasındaki ilişkiyi gösteren çalışmalar literatürde yer almaktadır. İnternal ve eksternal oblikler, anterior oblik askı sistemi aracılığıyla kontralateral kalça adduktör kaslarına bağlıdır (Magee DJ 2014). Kas askısı sisteminde kaslar, sadece işlevsel bir hareket değil aynı zamanda stabilizasyon sağlamak için de birlikte çalışırlar (Page P vd 2011). Thomas WM (2009), kalça adduktör kaslarını internal obliklere gövde lateral fleksör kaslarından quadratus lumborum kasının bağladığını bildirmiştir. Bu durum kalça adduktör kaslarının karın içi basıncı arttırarak stabilizasyona katkısını açıklamaktadır. İnternal ve eksternal oblik kaslar ile L5 paraspinal kasların aktivitesinin de kalça addüksiyonu ile arttığı bildirilmiştir (Kim MH vd 2011). Yoo WG' nin çalışmasında (2017) da gövde stabilitesi için eksternal obliklerden ziyade internal obliklerin eğitiminde kalça addüksiyonunun kullanımının daha uygun olduğu söylenmektedir.

Kalça adduktör kaslarının izometrik kasılmaları, kas askı sistemi yoluyla kontralateral internal ve eksternal oblik kasların fonksiyonunu kolaylaştırmaktadır (Kang MH vd 2016). Çalışmamızda en güçlü ilişki kalça adduktör kaslarının kuvveti ile nondominant taraf gövde lateral fleksörlerin enduransı arasındaydı. Kalça adduktör kas kuvveti ile dominant taraf gövde lateral fleksörleri; dominant ve nondominant taraf kalça adduktör enduransı ile dominant ve nondominant taraf gövde lateral fleksörlerin enduransı arasında da ilişki bulundu. Dolayısı ile gövdenin lateral stabilizasyonunda kalça adduktör kas kuvvet ve enduransının önemli yeri vardır. Lateral stabilizasyon eksikliğine ilişkin durumlarda kalça adduktör kuvvet ve enduransının da göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

Rivera CE (2016) yaptığı çalışmada core kaslarındaki imbalans ve defisitlerin yorgunluk artışına, alt ekstremitelerde enduransının azalmasına ve yaralanma riskinin artmasına neden olacağını bildirmiştir. Bizim çalışmamızda da gövde lateral fleksörlerin enduransının dominant ve nondominant taraf farkları ile kalça adduktör kas kuvveti arasında negatif yön ve düşük düzey ilişki bulundu. Bu durum da dominant ve nondominant taraf arasındaki fark arttıkça yani gövde kaslarında imbalans oluştuğunda kalça adduktör kas kuvvetinin olumsuz yönde etkileneceğini düşündürmektedir.

Jalayondeja ve arkadaşlarının (2015) yaptığı çalışmada gövde kas enduranslarının cinsiyet, kilo ve abdominal yağlanmadan etkilendiği bildirilmiştir. Çalışmamızda gövde lateral fleksörlerin enduransı hem dominant hem nondominant tarafta erkeklerde kadınlara göre daha fazlaydı.

Park HJ ve arkadaşlarının (2012) sağlıklı genç bireylerde yaptıkları çalışmada köprü egzersizi sırasında kalça addüktör ko-kontraksiyonunun internal obliklerin, rectus abdominis, multifidusun ve erektor spinanın aktivasyonunu arttırdığı bulunmuştur. Lee D ve arkadaşlarının (2015) yaptığı çalışmada sling egzersizi sırasında sling yükseklik artışı ile birlikte kalça addüksiyonunun transversus abdominis ve erektor spina kaslarının aktivitesini arttırdığı belirtilmiştir. Çalışmamızda da hem dominant hem de nondominant kalça addüktör endüransı ile gövde ekstansör kaslarının endüransı arasında ilişki bulundu. Bu durum, gövde ekstansiyonu sırasında yapılan kalça addüksiyonunun gövde ekstansiyon hareketinin daha rahat açılmasına yardımcı olabileceğini düşündürmektedir. Kompansasyon durumlarında dikkat edilmesi problemin anlaşılmasına yardımcı olacaktır.

Ek olarak, addüktör magnus aktivitesi ile transversus abdominis ve rectus abdominis kaslarının aktivasyonu arasında ilişki bulunmuştur (Moon HJ vd 2011). Kim SY ve arkadaşları (2016) yaptıkları çalışmada unilateral ve bilateral kalça addüksiyonu ile yapılan plank egzersizinde rectus abdominis, internal ve eksternal obliklerin aktivasyonunun hem unilateral hem de bilateral addüksiyonda arttığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda da hem dominant hem de nondominant taraf kalça addüktör endüransı ile gövde fleksör kaslarının endüransı arasında ilişki bulundu. Ayrıca, dominant taraf kalça addüktör endüransının gövde fleksör kaslarının endüransını etkilediği bulundu. Kalça addüktör kaslarının kuvvet ve endüransının gövde fleksör kaslarının endüransları üzerinde etkilerinin olması gövde hareketlerinin kalitesi üzerine de etkilerinin olabileceğini düşündürmektedir. Çünkü proksimal stabilizasyon distal hareketin kalitesini de belirlemektedir.

Postural kontrol; herhangi bir duruş veya aktivite sırasında bir denge durumunu sürdürme, sağlama veya geri yükleme eylemidir. Dinamik doğası, kütle merkezini destek alanı içinde tutmak için vestibüler, propriyoseptif ve görsel sistemlerden gelen bilgilerle nöromüsküler ayarlamalar gerektirir. Bununla birlikte, bu denge durumu sadece alınan afferent bilgilerden ve uygulanan nöromüsküler yanıtlardan değil aynı zamanda antropometrik özelliklerden, kas-iskelet sistemi bozukluklarından, eklem hareket açıklığından, kuvvetten, cinsiyetten, dominantlıktan ve fiziksel kondisyondan etkilenir (Muehlbauer T vd 2015, Pereira C vd 2018, Riemann BL vd 2013).

Postural kontrolü değerlendirebilmek için çeşitli testler geliştirilmiştir. Bu testler kişinin hareket ettirilmesi, zeminin hareketlendirilmesi veya belirli yönlere uzanma şeklinde gerçekleştirilmektedir. Uzanma testlerinde sıklıkla Yıldız denge testi ve Y denge testi tercih edilmektedir. Statik denge değerlendirmeleri klinik olarak değerli

bilgiler sağlasalar da Y denge testi günlük yaşamın fonksiyonel aktivitelerini daha iyi taklit eder. Ayrıca, iki taraflı postural kontrol asimetrisinin, yaralanma riskinin veya yaralanma sonrası hasarının daha iyi analiz edilmesini sağlar (Fusco A vd 2020). Alt ekstremitte performansı ile motor aktivitenin denge sınırlarında gerçekleştirilmesi birbirleriyle ilişkilidir (Kafri M vd 2019). Dinamik denge yetersizliğinde yetersiz performans sergilenecektir. Bu nedenle performans testlerinin öncesinde dinamik dengeyi Y denge testi ile değerlendirdik.

Kalça adduktör kaslarındaki yaralanmaya bağlı kasık ağrısı yaşayan adölesan futbolcularda yapılan çalışmada kasık ağrısı yaşayanların sağlıklı futbolculara göre posterolateral, posteromedial ve toplam Y denge testi skorlarında azalma gözlenmiştir. (Linek P vd 2019). Altı ay önce opere ayak bileği kırığı geçiren hastalarda alt ekstremitte kuvveti ile Y Denge Testi arasındaki ilişkinin incelendiği çalışmada ise; sağlam ekstremitede kalça adduktör kas kuvveti ile Y denge testi anterior, posteromedial ve posterolateral skorlar arasında ilişki bulunurken, opere tarafta Y Denge Testi anterior skor arasında ilişki bulunmuştur. Bu ilişkiye kalça adduktör kaslarının kalça fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinde de görev almalarının neden olabileceği belirtilmiştir (Salas-Gomez D vd 2020). Kalça adduktör kasları, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerine katkıları sayesinde öne ve geriye uzanmalar içeren Y denge testinin her skoruna dolaylı olarak etki edeceklerdir.

Literatürle uyumlu olarak çalışmamızda kalça adduktör endüransı ile dominant taraf Y posteromedial skoru arasında düşük düzey ve pozitif yönde ilişki bulundu. Ayrıca, kalça adduktör kas kuvvetinin dominant ve nondominant taraf Y denge testi posterolateral skor farkını etkilediği bulundu. Çalışmamızda kalça adduktör kas kuvveti ile nondominant taraf Y denge testi posteromedial skoru, dominant ve nondominant taraf Y toplam skoru arasında düşük düzey ve negatif yönde ilişki bulundu. Negatif ilişki literatürde daha önce yer almamıştır. Y denge skorunun etkilendiği diğer bileşenler (boy, bacak boyu, alt ekstremitte ve gövdenin kontraktıl ve nonkontraktıl yapılarının esnekliği gibi) bu duruma sebep olmuş olabilir. Muehlbauer T ve arkadaşlarının (2015) hazırladığı sistematik derleme ve meta-analizde çocuklar, adölesanlar, genç, orta yaşlı ve yaşlı yetişkinlerde denge ve alt ekstremitte kas kuvvetleri arasında ağırlıklı olarak düşük korelasyonlar bulunmuştur. Biz de çalışmamızda Y denge testi sonuçları ile kas kuvveti arasında düşük korelasyon bulduk. Dengenin kuvvet dışında etkilendiği bir çok parametre olması kuvvetle olan ilişkisinin düşük olmasına neden olabilir.

Çalışmamızda Y denge testi; posterolateral, posteromedial ve toplam skorlarında dominant ve nondominant taraflar arasında anlamlı fark vardı. Ayrıca,

nondominant taraf posterolateral skorunda erkek cinsiyet lehine anlamlı farkı vardı. Bu durum dengenin cinsiyetten ve dominantlıktan etkilendiğini belirten literatürü (Pereira C vd 2018, Riemann BL vd 2013) desteklemektedir. Kuvvetin cinsiyetten etkilenmesi dengenin de cinsiyetten etkilenmesi sonucunu dolaylı olarak doğurmuş olabilir. Ayrıca, nondominant ekstremitenin sabit dominant ekstremitenin ise uzandığı test skorları daha yüksektir. Bu durum, dominant ekstremitayı kontrol edebilme kabiliyetinin daha iyi olduğunu ve ekstremitenin daha etkin kullanıldığını göstermiştir.

Fonksiyonellik; klinikte yaygın kullanılan, hareket sonucunda bir amaca ulaşmayı içeren fakat standart bir formu olmayan kişiden kişiye değişiklik gösteren bir terimdir. Fonksiyonelliği değerlendirme standardı da mevcut değildir ve bir hareketi fonksiyonel olarak adlandırmak zordur (Cook G vd 2014). Performans ise daha çok bir kurala bağlıdır ve sporda kullanılan bir terimdir. Bir fonksiyonu skorlama olarak da tanımlanabilir. Yeni dönem değerlendirmelerde fiziksel yetenekleri somutlaştırmak ve aktiviteye özgü bozuklukları belirlemek amacıyla fonksiyonel performans testleri kullanılmaktadır (Kivlan BR vd 2013). Alt ekstremitaya yönelik fonksiyonel performans testleri hareket, çeviklik, denge ve sıçrama/zıplama testleri olarak sınıflandırılırlar (Kivlan BR vd 2012). Sıçrama/zıplama testlerinden tek ayak sıçrama testi en sık kullanılan testlerdendir. Tek ayak sıçrama mesafesi, üç adım sıçrama mesafesi, üç adım çapraz sıçrama mesafesi ve 6 metre süreli sıçrama mesafesi şeklinde uygulanabilir (Hegedus vd 2015).

Literatürde kas kuvvetinin çeviklik içeren hareketlerin performansını ve sıçrama aktivitelerinin uygulanmasını etkilediğine dair yaygın bir kanı vardır. Bazı çalışmalar kas kuvveti ile fonksiyonel performans arasında ilişki bildirmiştir (Greenberger HB vd 1995, Hamilton RT vd 2008).

Kalça çevresi kasların kuvveti ile fonksiyonel performans testleri arasındaki ilişkinin incelendiği çalışmada en güçlü ilişki üç adım sıçrama testi ile kalça adduktör tepe kuvveti arasında bulunmuştur. Ayrıca, erkeklerde performans test skorları kadınlara göre daha fazladır (Kollock R vd 2015). Çalışmamızın sonucunda kalça adduktör kas kuvveti ile dominant ve nondominant taraf tek ayak sıçrama ve üç adım çapraz sıçrama test skorları arasında ilişki bulundu. Dominant taraf kalça adduktör enduransının dominant ve nondominant taraf üç adım çapraz sıçrama mesafesini; nondominant taraf kalça adduktör enduransının da dominant taraf tek ayak sıçrama mesafesini etkilediği bulundu. Hem tek ayak sıçrama hem de üç adım çapraz sıçrama test skorları erkeklerde kadınlara göre daha fazlaydı. Dolayısı ile alt ekstremita

performansında cinsiyetin, kalça adduktör kas kuvvet ve enduransının önemli olduğu söylenebilir.

Çalışmamızın güçlü yanları; sağlıklı bireylerde kalça adduktör kas kuvveti ile core stabilizasyonu ve alt ekstremitte performansı arasındaki ilişkiyi inceleyen ilk çalışma olmamızdır. Çalışmamızda tüm değerlendirmelerin aynı kişi tarafından yapılması, değerlendirmeler için değerlendirmelere uygun olarak hazırlanmış bir salon kullanılması çalışmamızı güçlü kılmaktadır.

Çalışmamızın limitasyonu; çalışmanın evreni Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Burdur Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu' ndaki öğrenci dağılımı cinsiyet açısından eşit değildi ve kadın nüfus daha fazlaydı. Bu nedenle çalışmamızın kadın katılımcı sayısı 94 iken erkek katılımcı sayısı ise 39'du. Bu durum çalışmamızda cinsiyetlere göre sayı eşitsizliği oluşturdu.

6. SONUÇ

Bu çalışmadan elde edilen ana sonuçlar:

1. Kalça adduktör kas kuvveti ve enduransı ile core stabilizasyon arasında ilişki bulundu. Gövde lateral fleksörleri ile hem kalça adduktör kas kuvveti hem de enduransı ilişkilidir. Gövde fleksör ve ekstansörlerinin enduransı ile ise kalça adduktör enduransı ilişkilidir.
2. Kalça adduktör kas kuvveti ve enduransı ile dinamik denge arasında ilişki bulundu. Y denge testi posteromedial ve toplam skorları hem kalça adduktör kuvveti hem de enduransı ile ilişkilidir.
3. Kalça adduktör kuvveti ile alt ekstremitte performansı arasında ilişki bulundu. Kalça adduktör kas kuvveti ile hem tek ayak sıçrama hem de üç adım çapraz sıçrama test skorları ilişkilidir.
4. Cinsiyetten, VKİ'den ve ekstremitte dominantlığından etkilenen değerlendirme parametreleri bulunmuştur. VKİ ile kalça adduktör kas kuvveti ilişkilidir. Adduktör kas kuvveti, gövde lateral fleksör enduransı, denge ve performans test skorları cinsiyetten etkilenmektedir. Denge ve performans test skorları dominantlıktan etkilenmektedir.

Bir sonraki adımda cinsiyetlere göre yakın sayıda katılımcı ile çalışma planlamak cinsiyetler arası farkların daha iyi anlaşılmasına olanak sağlayacaktır. Ayrıca, farklı hastalık gruplarında kalça adduktör kas kuvveti ile core stabilizasyonu arasındaki ilişkinin incelenmesine hastalıklarla ortaya çıkan değişimlerin ortaya çıkması açısından ihtiyaç vardır. Sporcu değerlendirmesinde kullanılan performans testlerine ek olarak kalça adduktör kas kuvvetinin de değerlendirmelere eklenmesi sporcularda bu parametreler arasındaki ilişkinin incelenebilmesi ve spor performansının verimi açısından gereklidir.

7. KAYNAKLAR

Akima H, Ushiyama J, Kudo J et al. Effect of unloading on muscle volume with and without resistance training. *Acta Astronaut.* 2007;60: 728–736.

Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, Fredericson M. Core stability exercise principles. *Curr Sports Med Rep.* 2008 Feb;7(1):39-44.

Bazett-Jones DM, Cobb SC, Joshi MN, Cashin SE, Earl JE. Normalizing hip muscle strength: establishing body-size-independent measurements. *Arch Phys Med Rehabil* 2011;92(1):76-82.

Benfica PDA, Aguiar LT, Brito SAF, Bernardino LHN, Teixeira-Salmela LF, Faria CDCM. Reference values for muscle strength: a systematic review with a descriptive meta-analysis. *Braz J Phys Ther.* 2018 Sep - Oct;22(5):355-369.

Blemker SS, Delp SL. Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. *Ann Biomed Eng.*2005;33(5):661–673.

Bo K, Stien R: Needle EMG registration of striated urethral wall and pelvic floor muscle activity patterns during cough, Valsalva, abdominal, hip adductor, and gluteal muscle contractions in nulliparous healthy females. *Neurourol Urodyn* 1994;13: 35–41.

Bonney E, Ferguson G, Smits-Engelsman B. Relationship between body mass index, cardiorespiratory and musculoskeletal fitness among South African adolescent girls. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2018; 15(6):1087.

Budinoff LC, Tague RG. Anatomical and developmental bases for the ventral arc of the human pubis. *Am J Phys Anthropol* 1990;82:73–79.

Burdett R, Vanswearingen J. Reliability of Isokinetic Muscle Endurance Tests. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987;8(10):484-488.

Byrd, J. T. Operative hip arthroscopy, *Springer*, Newyork, 2005, s.229-235.

Campbell G, Skubic M. Balance and Gait Impairment: Sensor-Based Assessment for Patients With Peripheral Neuropathy *Clin J Oncol* 2018;22(3), 316–325.

Cejudo A, Ayala F, De Baranda PS, Santonja F. Reliability Of Two Methods Of Clinical Examination Of The Flexibility Of The Hip Adductor Muscles. *Int J Sports Phys Ther* 2015 Dec;10(7):976-983.

Chang CM, Hwang FM, Chi SC (2020). The Association between Body Mass Index and Physical Fitness of Normal Weight/Overweight/Obese University Students. *Int J Environ Res Public Health* 2020; 17(15): 5391.

Cholewicki J, Juluru K, McGill SM. Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. **J Biomech** 1999;32:13–17.

Cholewicki J, VanVliet JJ. Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. **Clin Biomech** 2002;17: 99–105.

Clay J. H. Basic clinical massage therapy: integrating anatomy and Treatment, **Lippincott Williams & Wilkins**, Philadelphia, 2008, s.329-332.

Cook G, Burton L, Hoogenboom BJ, Voight M. Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function - part 1. **Int J Sports Phys Ther** 2014 May;9(3):396-409.

Cooper NA, Scavo KM, Strickland KJ, Tipayamongkol N, Nicholson JD, Bewyer DC, Sluka KA. (2016). Prevalence of gluteus medius weakness in people with chronic low back pain compared to healthy controls. **Eur Spine J** 2016;25(4):1258-1265.

Crisco J.J. M.M. Panjabi, I. Yamamoto, and T.R. Oxland. Stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II: experiment. **Clin Biomech** 1992;7: 27-32.

Crockett M, Aherne E, O'Reilly MICHAEL, Sugrue G, Cashman J, Kavanagh E. Groin Pain in Athletes: A Review of Diagnosis and Management. **Surg Technol Int** 2015;26:275-282.

Damien P. Byrne, Kevin J. Mulhall and Joseph F. Baker. Anatomy & Biomechanics of the Hip. **TOSMJ** 2010;4: 51-57.

Delahunt E, Kennelly C, McEntee BL, Coughlan GF, Green BS. The thigh adductor squeeze test: 45° of hip flexion as the optimal test position for eliciting adductor muscle activity and maximum pressure values. **Man Ther** 2011 Oct;16(5):476-480.

Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional Reach: A New Clinical Measure of Balance. **J Gerontol** 1990;45:192-197.

Dwyer MK, Boudreau SN, Mattacola CG, Uhl T L, Lattermann C. Comparison of lower extremity kinematics and hip muscle activation during rehabilitation tasks between sexes. **J Athl Train** 2010;45(2):181-190.

Dziedzic D, Bogacka U, Ciszek B. Anatomy of sartorius muscle. **Folia Morphol** 2014 Aug;73(3):359-362.

Esteve E, Rathleff MS, Bagur-Calafat C, Urrutia G, Thorborg K. Prevention of groin injuries in sports: a systematic review with meta-analysis of randomised controlled trials. **Br J Sports Med** 2015;49(12): 785-791.

Fredericson M, Moore T. Muscular balance, core stability, and injury prevention for Fujikawa K. Functional classification of lower limb muscles. **Okajimas Folia Anat Jpn.** 1968 Jun;44(6):383-444.

Fusco A, Giancotti GF, Fuchs PX, Wagner H, da Silva RA, Cortis C. Y balance test: Are we doing it right?. **J Sci Med Sport** 2020;23(2):194-199.

Fuss F. K. & Bacher, A. New aspects of the morphology and function of the human hip joint ligaments. **J Anat** 1991;192(1)1-13.

Gafner S, Bastiaenen CH, Terrier P, Punt I, Ferrari S, Gold G, Allet L. Evaluation of hip abductor and adductor strength in the elderly: a reliability study. **Eur Rev Aging Phys Act** 2017;14(1):5.

Galbusera F, Lovi A, Bassani T, Brayda-Bruno M. MR Imaging and Radiographic Imaging of Degenerative Spine Disorders and Spine Alignment. ***Magn Reson Imaging Clin N Am*** 2016 Aug;24(3):515-522.

Ganderton C, Pizzari T, Harle T, Cook J, Semciw A. A comparison of gluteus medius, gluteus minimus and tensor fascia latae muscle activation during gait in post-menopausal women with and without greater trochanteric pain syndrome. ***J Electromyogr Kinesiol*** 2017 Apr;33:39-47.

Greenberger HB, Paterno MV. Relationship of knee extensor strength and hopping test performance in the assessment of lower extremity function. ***J Orthop Sports Phys Ther*** 1995;22:202–206.

Grob K, Manestar M, Filgueira L, Ackland T, Gilbey H, Kuster MS. New insight in the architecture of the quadriceps tendon. ***J Exp Orthop*** 2016;3(1):1-9.

Hamilton RT, Shultz SJ, Schmitz RJ, Perrin DH. Triplehop distance as a valid predictor of lower limb strength and power. ***J Athl Train*** 2008;43:144–151.

Hannigan JJ, Osternig LR, Chou LS. Sex-Specific Relationships between hip strength and hip, pelvis, and trunk kinematics in healthy runners. ***J Appl Biomech*** 2018;34(1):76-81.

Hegedus EJ, McDonough S, Bleakley C, Cook CE, Baxter GD. Clinician-friendly lower extremity physical performance measures in athletes: a systematic review of measurement properties and correlation with injury, part 1. The tests for knee function including the hop tests. ***Br J Sports Med*** 2015;49(10): 642-648.

Hodges PW, Richardson CA: Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. ***Phys Ther*** 1997;77: 132–144.

Hur P, Pan YT, DeBuys C. Free Energy Principle in Human Postural Control System: Skin Stretch Feedback Reduces the Entropy. ***Sci Rep*** 2019 Nov 14;9(1):168-170.

Huxel Bliven KC, Anderson BE. (2013). Core stability training for injury prevention. ***Sports health*** 2013;5(6):514-522.

Inacio M, Creath R, Rogers MW. Low-dose hip abductor-adductor power training improves neuromechanical weight-transfer control during lateral balance recovery in older adults. ***Clin Biomech*** 2018;60:127-133.

Jacobson G. P. Newman CW, Kartush JM. Handbook of balance function testing, ***Singular Publishing Group***, San Diego, 1993, s:308.

Jalayondeja W, Kraingchieocharn S. Trunk Extensor, Flexor and Lateral Flexor Endurance Time in Sedentary Workers Aged 20-49 Years. ***J Med Assoc Thai*** 2015;98: 23-28.

Johnston J. D., Noble, P. C., Hurwitz, D. E., & Andriacchi, T. P. Biomechanics of the hip. *The adult hip. 2nd ed. Lippincott Williams & Wilkins*, Philadelphia, 2007, s:81-90.

Jones CJ, Rikli RE, Beam WC, A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. ***Res Q Exerc Sport*** 1999;70(2): 113-119.

Kafri M, Hutzler Y, Korsensky O, Laufer Y. Functional performance and balance in the oldest-old. ***J Geriatr Phys Ther***, 2019;42(3):183-188.

Kang MH, Kim SY, Kang MJ, Yoon SH, Oh JS. (2016). Effects of isometric hip movements on electromyographic activities of the trunk muscles during plank exercises. ***J Phys Ther*** 2016;28(8):2373-2375.

Karl F. Bowman, Jr., M.D., Jeremy Fox, B.A., and Jon K. Sekiya, M.D. Clinically Relevant Review of Hip Biomechanics. *Arthroscopy* 2010 Aug; 26 (8):1118-1129.

Katzmarzyk PT, Malina RM, TMK S, et al. Physical activity and health-related fitness in youth: Amultivariate analysis. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30:709–714.

Kea J, Kramer J, Forwell L, Birmingham T. Hip abduction-adduction strength and one-leg hop tests: test-retest reliability and relationship to function in elite ice hockey players. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001;31(8):446-455.

Kell RT, Bell G, Quinney A. Musculoskeletal fitness, health outcomes and quality of life. *Sports Med* 2001;31(12):863-873.

Kim MH, Yoo WG: Effects of a visual feedback device for hip adduction on trunk muscles and sitting posture in visual display terminal workers. *Asia Pac J Public Health* 2011; 23: 378–385.

Kim SM, Yoo WG. Comparison of trunk and hip muscle activity during different degrees of lumbar and hip extension. *J Phys Ther Sci* 2015 Sep;27(9):2717-2718.

Kim SY, Kang MH, Kim ER, Jung IG, Seo EY, Oh JS. Comparison of EMG activity on abdominal muscles during plank exercise with unilateral and bilateral additional isometric hip adduction. *J Electromyogr Kinesiol* 2016;30:9-14.

Kivlan BR, Carcia CR, Clemente FR, Phelps AL, Martin RL. Reliability and validity of functional :performance tests in dancers with hip dysfunction. *Int J Sports* 2013;8(4), 360.

Kivlan BR, Martin RL. Functional performance testing of the hip in athletes: a systematic review for reliability and validity *Int J Sports* 2012;7(4): 402.

Kollock R, Van Lunen BL, Ringleb SI, Oñate JA. (2015). Measures of functional performance and their association with hip and thigh strength. *J Athl Train* 2015;50(1):14-22.

Kramer TA, Sacko RS, Pfeifer CE, Gatens DR, Goins JM, Stodden DF. The Association Between The Functional Movement Screentm, Y-Balance Test and Physical Performance Tests In Male and Female High School Athletes. *Int J Sports Phys Ther* 2019 Dec;14(6):911-919.

Kusnanto H, Agustian D, Hilmento D. Biopsychosocial model of illnesses in primary care: A hermeneutic literature review. *J Family Med Prim Care* 2018 May-Jun;7(3):497-500.

Lederman E. The myth of core stability. *J Bodyw Mov Ther* 2010;14(1);84-98.

Lee D, Park J, Lee S. Effects of bridge exercise on trunk core muscle activity with respect to sling height and hip joint abduction and adduction *J Phys Ther Sci* 2015 Jun;27(6):1997-1999.

Lee SY: The correlation of hip abductor, adductor and abdominis, low limb muscle activation during bridging exercise with Hip abductor and adductor contraction. *J Korean Soc Phys Med* 2012;7:199–203.

Lindström B, Lexell J, Gerdle B, Downham D. Skeletal Muscle Fatigue and Endurance in Young and Old Men and Women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1997 Jan;52(1):59-66.

Linek P, Booyesen N, Sikora D, Stokes M. Functional movement screen and Y balance tests in adolescent footballers with hip/groin symptoms. *Phys Ther Sport* 2019;39: 99-106.

Magee DJ: Orthopedic Physical Assessment, 6th ed. St. **Elsevier**, St. Louis, 2014.

McGill SM, Childs A, Liebenson C. Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80: 941–944.

McGrath TM, Waddington G, Scarvell JM, Ball NB, Creer R, Woods K, Smith D. The effect of limb dominance on lower limb functional performance--a systematic review. *J Sports Sci* 2016;34(4):289-302.

McGregor AH, Hukins DWL. Lower limb involvement in spinal function and low back pain. *J Back Musculoskeletal Rehabil* 2009;22(4):219–222.

Moon HJ, Koo BO: The effect of change in transversus abdominis thickness using ultrasound image during a hip adductor contraction. *J Kor Soc Phys Med* 2011;6: 287–292.

Moore K. Ed. Clinically Oriented Anatomy. 3rd ed, **Williams and Wilkins**, Baltimore, 1992, s:29-42.

Moreau CE, Green BN, Johnson CD, Moreau SR, Isometric back extension endurance tests: a review of the literature. *JMPT* 2001;24: 110- 122.

Muehlbauer T, Gollhofer A, Granacher U. Associations between measures of balance and lower-extremity muscle strength/power in healthy individuals across the lifespan: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med* 2015;45(12):1671-1692.

Murray M, Drought A, Kory R. Walking patterns of normal men. *J Bone Joint Surg* 1964;46:335–360.

Myers BA, Jenkins WL, Killian C, Rundquist P. Normative data for hop tests in high school and collegiate basketball and soccer players. *Int J Sports Phys Ther* 2014 Oct;9(5):596-603.

Myrtos CD. Low back disorders: Evidence-based prevention and rehabilitation. *J Can Chiropr Assoc* 2012;56(1): 76.

Netter FH, Drake R, Vogl W, Adam W, Mitchell M. İnsan anatomisi atlası, 6. Baskı, Eds. Cumhur M, **Nobel Tıp Kitapevleri**, İstanbul, 2015.

Neumann DA. Kinesiology of the Musculoskeletal System, Foundations for Rehabilitation, Third Edition Copyright, **Elsevier**, Amsterdam, 2017, s:488-489.

Nicholas JA, Grossman RB, Hershman EB. The importance of a simplified classification of motion in sports in relation to performance. *Orthop Clin North Am* 1977;8:499–532.

Nicholas SJ, Tyler TF. (2002). Adductor muscle strains in sport. *Sports Med* 2002; 32(5): 339-344.

Nicola TL, Jewison DJ. The anatomy and biomechanics of running. *Clin Sports Med* 2012;31: 187–201.

Nourbakhsh MR, Arab AM. Relationship between mechanical factors and incidence of low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther Therapy* 2002;32(9):447–460.

Olchowik G, Tomaszewski M, Olejarz P, Warchoń J., Róžańska-Boczula M, Maciejewski, R. The human balance system and gender. *Acta Bioeng Biomech* 2015;17.

Ozcaldiran B. Knee flexibility and knee muscles isokinetic strength in swimmers and soccer players. *Isokinet Exerc Sci* 2008;16(1): 55-59.

Page P, Frank CC, Lardner R. Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: the Janda approach. *J Orthop Sports Phys Ther* 2011;41(10):799-800..

Palomino-Devia C, González-Jurado JA, Ramos-Parraci CA. Body composition and physical fitness in Colombian high school students from Ibagué. *Biomédica* 2017;37(3):408-415.

Panjabi M.M. Clinical spinal instability and low back pain. *J. Electromyogr Kinesiol* 2003;13:371-379.

Park HJ, Oh DW, Na SW: Effect of hip adductor co-contraction on trunk muscle activation during bridge exercise in healthy young individuals. *J Korean Soc Phys Med* 2012;7: 275–282.

Pereira C, da Silva RA, de Oliveira MR et al. Effect of body mass index and fat mass on balance force platform measurements during a one-legged stance in older adults. *Aging Clin Exp Res* 2018; 30:441–447.

Petrofsky J, Morris A, Bonacci J. Muscle use during exercise: a comparison of conventional weight equipment to Pilates with and without a resistive exercise device. *J Appl Res* 2005, 5: 160–173.

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.

Polkowski GG, Clohisy JC. Hip biomechanics. *Sports Med Arthrosc Rev* 2010 Jun;18(2):56-62.

Porto JM, Júnior RCF, Bocarde L, Fernandes JA, Marques NR, Rodrigues NC, de Abreu DC. Contribution of hip abductor–adductor muscles on static and dynamic balance of community-dwelling older adults. *Aging Clin Exp Res* 2019;31(5):621-627.

Probst D, Stout A, Hunt D. Piriformis Syndrome: A Narrative Review of the Anatomy, Diagnosis, and Treatment. *PM&R* 2019 Aug;11(1):54-63.

Richardson C, Jull G, Hodges P, and Hides J. Therapeutic exercise for Spinal Segmental Stabilization in Low Back Pain: Scientific Basis and Clinical Approach, *Churchill Livingstone*, Edinburgh, 1999.

Riemann BL, Davies GJ. Limb, sex, and anthropometric factors influencing normative data for the biodex balance system SD athlete single leg stability test. *Athl Train Sports Health Care* 2013; 5:224–232.

Rivera CE. Core and Lumbopelvic Stabilization in Runners. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2016 Feb;27(1):319-337.

Roux A, Evenson K, McGinn A, Brown D, Moore L, Brines S, Jacobs Jr D. Availability of recreational resources and physical activity in adults. *Am J Public Health* 2007;93(3):493-499.

Ryan S, Kempton T, Pacecca E, Coutts AJ. Measurement Properties of an Adductor Strength-Assessment System in Professional Australian Footballers. *Int J Sports Physiol Perform* 2019 Feb 1;14(2):256-259.

Salas-Gomez D, Fernandez-Gorgojo M, Sanchez-Juan P, Bercero EL, Perez-Núñez MI, Barbado D. Quantifying balance deficit in people with ankle fracture six months after surgical intervention through the Y-Balance test. *Gait Posture* 2020.

Schuenke M, Schulte E, Schumacher U. THIEME Atlas of Anatomy. In: Ross L, Lamperti E, Eds. General Anatomy of the Musculoskeletal System, **Thieme**, New York, 2006.

Seldes RM, Tan V, Hunt J, et al. Anatomy, histologic features, and vascularity of the adult acetabular labrum. *Clin Orthop Relat Res* 2001; (382): 232-240.

Serner A, Mosler AB, Tol JL, Bahr R, Weir A. Mechanisms of acute adductor longus injuries in male football players: a systematic visual video analysis. *Br J Sports Med* 2019 Feb;53(3):158-164.

Smith J, De Phillipio N, Azizi S, McCabe A, Beverine C, Orendurff M, Pun S, Chan C. The Lower Extremity Grading System (Legs) To Evaluate Baseline Lower Extremity Performance In High School Athletes. *Int J Sports Phys Ther* 2018 Jun;13(3):401-409.

Strimpakos N. The assessment of the cervical spine. Part 2: strength and endurance/fatigue. *J Bodyw Mov The* 2011 Oct;15(4):417-30.

Tanabe H. Aging process of the acetabular labrum--an electronmicroscopic study. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi* 1991; 65(1): 18-25.

Thomas WM. Anatomical Trains. Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists, **Churchill Livingstone**, London, 2009.

Toohy LA, de Noronha M, Taylor C, Thomas J. The validity and reliability of the sphygmomanometer for hip strength assessment in Australian football players. *Physiother Theory Pract* 2018 Feb;34(2):131-136.

Torry MR, Schenker ML, Martin HD, Hogoboom D, Philippon MJ. Neuromuscular hip biomechanics and pathology in the athlete. *Clin Sports Med* 2006 Apr;25(2):179-97.

Tyler T, Nicholas S, Campbell R, McHugh M. The association of hip strength and flexibility with the incidence of adductor muscle strains in professional ice hockey players. *Am Journal Sports Med* 2001;29(2): 124-128.

Verrelst R, Van Tiggelen D, De Ridder R, Witvrouw E. Decreased average power of the hip external muscles as a predictive parameter for lower extremity injury in women: a prospective study. *Clin J Sport Med* 2018;28(6):533-537.

White TD, Black MT, Folkens PA. Human osteology, **Elsevier**, Amsterdam, 2011.

Yoo WG. Changes in isolation ratios of the trunk muscles during hip adduction. *J Phys Ther* 2017;29(9):1596-1597.

Zajac FE. How musculotendon architecture and joint geometry affect the capacity of muscles to move and exert force on objects: a review with application to arm and forearm tendon transfer design. *J Hand Surg Am* 1992;17(5):799-804.

Zakaria D, Harburn KL, Kramer JF. Preferential activation of the vastus medialis oblique, vastus lateralis, and hip adductor muscles during isometric exercises in females. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997 Jul;26(1):23-28.

8. ÖZGEÇMİŞ

1994 yılında Aydın'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Söke'de, lise öğrenimini Ortaklar Anadolu Öğretmen Lisesi'nde tamamladı. 2011-2016 yılları arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu'nda lisans eğitimini aldı. 2019 yılında Pamukkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalında lisansüstü eğitimine başladı.

2016-2018 yılları arasında özel bir kurumda fizyoterapist olarak çalıştı. 2018 yılında Burdur Gençlik ve Spor İl Müdürlüğü'nde çalışmaya başladı. İlgili alanları ortopedik rehabilitasyon ve sporcu rehabilitasyonudur. Evli ve bir çocuk annesidir.

9. EKLER

Ek-1

Evrak Tarih ve Sayısı: 25/12/2019-E.92292



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

Sayı :60116787-020/92292
Konu :Başvurunuz hk.

25/12/2019

Sayın Doç. Dr. Nihal BÜKER

İlgi :09.12.2019 tarihli dilekçeniz.

İlgi dilekçe ile başvurmuş olduğunuz "**Sağlıklı Bireylerde Kalça Adduktör Kas Kuvvetinin, Core Stabilizasyonu ve Alt Ekstremité Performansı ile İlişkisinin incelenmesi**" konulu çalışmanız 24.12.2019 tarih ve 22 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-2

Evrak Tarih ve Sayısı: 10/12/2020-E.73332



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

Sayı :60116787-020/73332
Konu :Başvurunuz Hk.

10/12/2020

Sayın Doç. Dr. Nihal BÜKER

İlgi :13/11/2020 tarihli dilekçeniz ^{10.185.1.97}
⁴⁸⁶

İlgi dilekçe ile başvurmuş olduğunuz "Sağlıklı Bireylerde Kalça Adduktör Kas Kuvvetinin, Core Stabilizasyonu ve Alt Ekstremité Performansı ile İlişkisinin İncelenmesi" konulu çalışmanız 08.12.2020 tarih ve 23 sayılı kurul toplantımızda görüşülmüş olup,

Yapılan görüşmelerden sonra, söz konusu çalışmanın 111 katılımcı ile tamamlanmasında 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

Evrak Tarihi ve Sayısı: 20/12/2019-E.13002



T.C.
BURDUR MEHMET AKİF ERSOY ÜNİVERSİTESİ
Burdur Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Müdürlüğü



Sayı : 76153374-302.14.06-E.13002
Konu : Değerlendirme (Nevriye ÜNAL
SÜZER)

20/12/2019

SAYIN FZT.NEVRIYE ÜNAL SÜZER

İlgi : 16/12/2019 tarihli, sayılı ve "Değerlendirme (Nevriye ÜNAL SÜZER)" konulu yazı

İlgi dilekçenize istinaden Yüksekokulumuz öğrencilerine "Sağlıklı Bireylerde Kalça Adduktör Kas Kuvvetinin Core Stabilizasyonu ve Alt Ekstremitte Performansı ile İlişkisinin incelenmesi" konulu değerlendirmeyi yapmanız Müdürlüğümüzce uygun görülmüştür. Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Dr. Öğr. Üyesi Mümin POLAT
Müdür



Boşanın Aslı
Elektronik İmzalıdır
20.12.2019

Evrakı Doğrulamak İçin : <https://ehys.mehmetakif.edu.tr/en/Vision/Doğrula/5D4Y8HD>

Ayrıntılı bilgi için lütfen: Ayye Bölge

Telefon:+90248 2132600 Faks:+90248 2132611

Evsik Pin Kodu: 97702

e-Posta: burdurshmyo@mehmetakif.edu.tr Elektronik Ağ: <http://burdurshmyo.mehmetakif.edu.tr>

Kep Adresi : maku@hsd1.kep.tr



Bu belge 3128 sayılı Elektronik İmza Kanununun 2. maddesi çerçevesinde güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-4

DEĞERLENDİRME FORMU

DEMOGRAFİK BİLGİLER

Ad Soyad :
Yaş-Doğum Tarihi :
Cinsiyet :
Dominant Alt Ekstremité :
Kilo-Boy-VKİ :

BACAĞ BOYU

Sağ	Sol
..... cm cm

KALÇA ADDUKTÖR KASLARI

Kuvvet	
1. Ölçüm mmHg
2. Ölçüm mmHg
3. Ölçüm mmHg
Ortalama mmHg

Endürans	
Sağ	Sol
..... t.s./dk t.s./dk

Esneklik	
Sağ	Sol
..... derece derece

GÖVDE KASLARI ENDURANSI

FLEKSÖR
..... s

EKSTANSÖR
..... s

LATERAL FLEKSÖR	
Sağ	Sol
..... s s

Y DENGE TESTİ

	Sağ (Ant./Post.med./Post.Lat.)	Sol (Ant./Post.med./Post.Lat.)
1. Ölçüm cm cm
2. Ölçüm cm cm
3. Ölçüm cm cm
En Yüksek cm cm
SKOR (ToplamMesafe/3xBacakBoyux100)		

SICRAMA TESTLERİ

Tek Ayak Sıçrama Testi		Çapraz Sıçrama Testi	
Sağ	Sol	Sağ	Sol
..... cm cm cm cm

Ek-5

Resim Çekimi ve Kullanımı Yayın Hakkı Devir Sözleşmesi Formu

Çalışma sırasında çekilmiş fotoğraflarımın gereği halinde, kimlik bilgilerim verilmeyecek şekilde GÖZLERİ AÇIK/KAPALI olarak bilimsel çalışmalar, tezler, eğitim faaliyetleri ve bilimsel yayınlar için kullanılmasına İZİN VERDİĞİMİ beyan ederim.

Akademik çalışmalarda yayınlanacak resimlerimin yazım ve yayın kurallarına uygun olarak hazırlanıp sunulmasından Proje yürütücüsü sorumludur (09/11/2020).

Gönüllü / Hasta Adı Soyadı: Yakup Emirhan SAYAN



İzni veren kişi (Gönüllü / Hasta ya da velisi / vasisi)* Adı Soyadı İMZA:

PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ Adı Soyadı İMZA: Nevriye ÜNAL SÜZER



*NOT: Reşit olmayan bireyler adına aileleri tarafından imzalanacaktır.