T.C

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI AÇILARDAKİ KALÇA ABDÜKTÖR VE EKSTANSÖR İZOMETRİK KAS GÜCÜNÜN TEK BACAK DURUŞTAKİ POSTÜRAL DİZİLİME ETKİSİ

Mustafa Tahsin ÖZER

ORCID: 0000-0001-6543-086X

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI

Protez Ortez Yüksek Lisans Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR - EKİM 2023

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2021970198

T.C

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI AÇILARDAKİ KALÇA ABDÜKTÖR VE EKSTANSÖR İZOMETRİK KAS GÜCÜNÜN TEK BACAK DURUŞTAKİ POSTÜRAL DİZİLİME ETKİSİ

Mustafa Tahsin ÖZER

ORCID: 0000-0001-6543-086X

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI

Protez Ortez Yüksek Lisans Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı: Prof. Dr. İbrahim Engin ŞİMŞEK

ORCID: 0000-0001-8784-6604

İkinci Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Ata ELVAN

ORCID: 0000-0002-5920-8207

İZMİR- EKİM 2023

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2021970198

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

ETİK BEYANI

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırlayıp sunduğum "Farklı Açılardaki Kalça Abdüktör Ve Ekstansör İzometrik Kas Gücünün Tek Bacak Duruştaki Postüral Dizilime Etkisi" başlıklı yüksek lisans tezim içinde elde ettiğim verileri, bilgileri, belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak hazırlayıp sunduğumu, tezimde yararlandığım eserlere bilimsel kurallara uygun bir şekilde atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, tezimin özgün olduğunu, tezimde kullandığım tüm görsellerin tarafımca çekindiğini ve özgün olduğunu, tezimin çalışma ve yazımında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabul ettiğimi beyan ederim.

İmza:

Öğrencinin Adı Soyadı:

Tarih:

TEŞEKKÜR

Lisansüstü eğitimim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerini aktararak mesleki ve akademik hayatıma ışık tutarak gelişimimde büyük katkısı olan değerli hocam Prof. Dr. İbrahim Engin ŞİMŞEK'e,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgi ve tecrübeleri ile yol gösteren, hiçbir zaman desteğini esirgemeyen hem hoca hem de bir abi olan sayın Dr. Öğr. Üyesi Ata ELVAN'a

Yanına gittiğimde beni geri çevirmeyip yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Doç Dr. Seher ÖZYÜREK'e,

İyi ki tanışmışız dediğim, bana hem iyi hem kötü gün dostu olan, akademik hayatta sırtımı güvenle yaslayabildiğim Arş. Gör. Zeynep SAĞ'a,

Tüm desteklerinden dolayı yüksek lisans hayatım boyunca yanımda olan Uzm. Fzt. Hafize Hilal KARGIN'a,

Hem değerli bilgi ve tecrübelerini aktaran hem de hoş sohbetleri ile sürekli yanımda olan ve desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocalarım Arş. Gör. Ümit AKAY'a, Arş. Gör. Ümit YEŞİL'e ve Arş. Gör. Uğur VEREP'e,

Çalışmalarım boyunca yardımlarını hiç esirgemeyen ve her zaman destekleyen değerli hocalarım Öğr. Gör. Mehmet Alphan ÇAKIROĞLU'na ve Öğr. Gör. Kezban Ümran KÖMÜR'e,

Her zaman desteklerini hissettiğim ve yanımda olan canım ailem; İjlal SELÇUK'a, Eda SELÇUK'a, Ali ÖZER'e, Tuğba Koyuncu'ya, Hasan KOYUNCU'ya ve Duru KOYUNCU'ya

Sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa Numarası
TABLOLAR DİZİNİ	**I**
ŞEKİLLER DİZİNİ	**III**
SİMGELER VE KISALTMALAR	**IV**
ÖZET	**V**
ABSTRACT	**VII**
1. GİRİŞ	**1**
2. GENEL BİLGİLER	**3**
2.1. Kaslar	**3**
2.1.1. Kas Yapısı	**3**
2.1.2 Kasılma Tipleri	**4**
2.1.2.1 İzometrik Kontraksiyon	**4**
2.1.2.2 Konsantrik Kontraksiyon	**5**
2.1.2.3 Eksantrik Kontraksiyon	**5**
2.1.3 Gerim-Kuvvet İlişkisi	**5**
2.1.3.1 Pasif Gerim – Kuvvet İlişkisi	**5**
2.1.3.2 Aktif Gerim ve Kuvvet İlişkisi	**6**
2.2. Kalça Anatomisi	**7**
2.2.1 Kemiksel Anatomi	**7**
2.2.1.1 Asetabulum	**7**

2.2.1.2 Femur **8**

2.2.2 Ligamant ve Kapsüler Anatomi **9**

2.2.3 Asetabulum ve femur vaskülarizasyonu **9**

2.2.4 Kas Anatomisi **10**

2.2.4.1 Kalça ön tarafında yer alan kaslar **10**

2.2.4.2 Kalça arka tarafında yer alan kaslar **10**

2.3. Kalça eklem biyomekaniği **11**

2.3.1 Kalça eklem stabilitesi **11**

2.3.2 Kalça abdüktörleri ve eklem biyomekaniği **12**

2.3.3 Kalça ekstansörleri ve eklem biyomekaniği **14**

2.4. Postür **15**

3. GEREÇ VE YÖNTEM **17**

3.1. Araştırmanın Tipi **17**

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı **17**

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi **17**

3.4. Çalışma Materyali **18**

3.5. Araştırmanın Değişkenleri **18**

3.5.1. Bağımsız Değişkenler **18**

3.5.2. Bağımlı Değişkenler **18**

3.6. Veri Toplama Araçları **18**

3.6.1. Antropometrik Ölçümler **19**

3.6.1.1. Pelvis Genişliği **18**

3.6.1.2. Quadriceps (Q) Açısının Değerlendirilmesi **20**

3.6.2. İzometrik Kas Gücünün Değerlendirilmesi **21**

3.6.2.1. Kalça Abdüktör İzometrik Kas Gücünün Değerlendirilmesi **22**

3.6.2.2. Kalça Ekstansör İzometrik Kas Gücünün Değerlendirilmesi **23**

3.6.3. Postüral Dizilimin Değerlendirilmesi **25**

3.7. Araştırma Planı ve Takvimi **27**

3.8. Verilerin Değerlendirilmesi **28**

3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları **28**

3.10. Etik İzinler **29**

4. BULGULAR **30**

4.1. Katılımcıların Demografik ve Klinik Özellikleri **30**

4.2. Farklı Açılardaki Kalça Abdüktör İzometrik Kas Gücü ile Postüral Değişim Arasındaki İlişki **36**

4.3. Farklı Açılardaki Kalça Ekstansör İzometrik Kas Gücü ile Postüral Değişim Arasındaki İlişki **39**

5. TARTIŞMA **42**

6. SONUÇ VE ÖNERİLER **50**

7. KAYNAKLAR **51**

8. EKLER **57**

EK-1 Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu **57**

EK-2 Veri Kayıt Formu **60**

EK-3 Etik Onay **62**

EK-4 Özgeçmiş **64**

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1 Çalışma Planı ……... 27

Tablo 2 Demografik Bilgiler ……..... 30

Tablo 3 Pelvis Genişliği Ölçüm Sonuçları ……... 30

Tablo 4 Kalça Abdüksiyon İzometrik Kas Gücü Sonuçları …….. 31

Tablo 5 Cinsiyetler Arası Kalça Abdüksiyon İzometrik Kas Gücü Sonuçları ……..… 31

Tablo 6 Kalça Ekstansör İzometrik Kas Gücü Sonuçları ……..… 32

Tablo 7 Cinsiyetler Arası Kalça Ekstansör İzometrik Kas Gücü Sonuçları …….…… 32

Tablo 8 Çift Bacak Duruş Sırasındaki Postür Ölçüm Sonuçları ……..…… 33

Tablo 9 Cinsiyetler Arası Çift Bacak Duruş Sırasındaki Postür Ölçüm Sonuçları …….…….. 33

Tablo 10 Tek Bacak Duruş Sırasındaki Postür Ölçüm Sonuçları …….…… 34

Tablo 11 Cinsiyetler Arası Tek Bacak Duruş Sırasındaki Postür Ölçüm Sonuçları …….…… 34

Tablo 12 Çift Bacak Duruştan Tek Bacak Duruşa Geçişteki Postüral Değişim Sonuçları ……35

Tablo 13 Cinsiyetler Arası Çift Bacak Duruştan Tek Bacak Duruşa Geçişteki Postüral Değişim Sonuçları ……... 35

Tablo 14 Farklı Açılardaki Kalça Abdüktör Kas Gücü ile Postüral Dizilimdeki Açı Değişimleri Arasındaki İlişki …….……. 36

Tablo 15 Cinsiyetlere Göre Farklı Açılardaki Kalça Abdüktör Kas Gücü ile Postüral Dizilimdeki Açı Değişimleri Arasındaki İlişki …….…… 37

Tablo 16 Sağ ve Sol Taraf Farklı Açılardaki Kalça Abdüktör Kas Gücü ile Postüral Dizilimdeki Açı Değişimleri Arasındaki İlişki …… 37

Tablo 17 Farklı Açılardaki Kalça Ekstansör Kas Gücü ile Postüral Dizilimdeki Açı Değişimleri Arasındaki İlişki ……... 38

Tablo 18 Cinsiyetlere Göre Farklı Açılardaki Kalça Ekstansör Kas Gücü ile Postüral Dizilimdeki Açı Değişimleri Arasındaki İlişki ……. 39

Tablo 19 Sağ ve Sol Taraf Farklı Açılardaki Kalça Ekstansör Kas Gücü ile Postüral Dizilimdeki Açı Değişimleri Arasındaki İlişki …… 40

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1 Sarkomerin yapısı ……... 3

Şekil 2 Miyofibril, Endomisyum, Perimisyum ve Epimisyum gösterimi …….. 4

Şekil 3 Pasif Gerilmeye Karşı Kas Dokusunun Cevabı ……. 6

Şekil 4 Aktif Gerim ve Uzunluk İlişkisi ……. 7

Şekil 5 Asetabulumu oluşturan yapılar ……... 8

Şekil 6 Femur anatomisi ……. 9

Şekil 7 Frontal Düzlem Abdüksiyon Açı Değerlerine Göre Olarak Maksimal İzometrik Kalça Abdüksiyon Torku ……. 13

Şekil 8 Frontal Planda Vücut Ağırlığı, Kalça Abdüktor Kas Kuvveti Ve Ekleme Binen Yüklerin Şematik Gösterimi ……. 14

Şekil 9 Vücut Kumpası …… 19

Şekil 10 Pelvis Genişliği Ölçümü ……. 19

Şekil 11 Quadriceps Açısı …… 21

Şekil 12 Hand Held Dinomemetre ……... 22

Şekil 13 Kalça Abdüktör İzometrik Kas Gücü Ölçümü ……..…… 23

Şekil 14 Kalça Ekstansör İzometrik Kas Gücü Ölçümü …….. 24

Şekil 15 İşaretleyici Yerleşimi …….…... 26

Şekil 16 Frontal Planda Çift Ayak Duruştaki Postüral Dizilim ……... 26

Şekil 17 Frontal Planda Tek Ayak Duruştaki Postüral Dizilim ……...… 27

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

> : Büyüktür

< : Küçüktür

^{0} : Derece

%: Yüzde

Min: Minimum

Maks: Maksimum

Ort: Ortalama

SS: Standart Sapma

cm: santimetre

kg: Kilogram

BW: Vücut ağırlığı

BKİ: Beden Kütle İndeksi

m: musculus

n: Nervous

SİAS: Spina İliaka Süerior İnferior

SİAİ: Spina İliaka Anteior İnferior

C7: Servikal 7. Vertebra

T12: Torakal 12. Vertebra

L1: Lomber 1. Vertebra

L5: Lomber 5. Vertebra

Q Açısı: Quadriceps Açısı

PSM: PostureScreen Mobile

ÖZET

Farklı Açılardaki Kalça Abdüktör ve Ekstansör İzometrik Kas Gücünün Tek Bacak Duruştaki Postüral Dizilime Etkisi

Bu çalışmada, sağlıklı genç popülasyondaki farklı açılardaki kalça abdüktör ve ekstansör izometrik kas gücünün tek bacak ayakta duruşa geçiş sırasındaki femoral adduksiyondaki değişim ile ilişkisinin araştırılması amaçlandı.

Çalışmaya 18-32 yaş arası sağlıklı 47 birey dahil edildi. Bireylerin demografik bilgileri kaydedildi. Vücut kumpası ile SİAS arası mesafe referans alınarak pelvis genişliği ölçüldü. Kas gücü ölçümleri için Hand Held Dinamometre (Lafayette Instrument Company, ABD) kullanıldı. Kalçanın 10^0 adduksiyon, 0^0, 10^0 abdüksiyon ve 30^0 abdüksiyon açılarındaki kalça abdüktör izometrik kas gücü ölçüldü. Kalçanın 10^0 ekstansiyon, 0^0, 10^0 fleksiyon ve 30^0 fleksiyon açılarındaki kalça ekstansör izometrik kas gücü ölçüldü. Frontal plandaki postüral dizilimin değerlendirilmesinde PostureScreen Mobile® (PostureCo, Inc., Trinity, FL) (PSM) mobil uygulaması kullanıldı. Çift bacak duruştan tek bacak duruşa geçiş sırasındaki baş, omuz, pelvis açılarındaki değişim, Q açısındaki değişim ve femoral adduksiyon açısındaki değişim kaydedildi. Farklı açılardaki izometrik kas gücü ile postüral dizilimdeki değişim arasındaki ilişki Pearson korelasyon testi ile incelendi.

Çalışmanın sonuçlarına göre, kalçanın tüm açı değerlerindeki abdüktör kas gücü ile femoral adduksiyon değişimi arasında orta düzeyde negatif yönlü ilişki bulundu. Kalça abdüktör izometrik kas gücü ile femoral adduksiyon arasındaki en yüksek korelasyon değeri kalça 0^0 izometrik kas gücünde ($r=0,506$) tespit edildi. Tüm açılardaki kalça ekstansör kas gücü ile femoral adduksiyon değişimi arasında orta düzeyde pozitif yönlü ilişki bulundu. En yüksek korelasyon katsayısı kalça 10^0 ekstansiyondaki kas gücünde ($r=0,497$) tespit edildi.

Çalışmada, uzunluk-gerim ilişkine uyumlu kalça abdüktör ve ekstansör izometrik kas gücü sonuçları elde edildi. Tek bacak duruşa geçişteki femoral adduksiyondaki değişim ile kalça abdüktör ve ekstansör izometrik kas gücü arasında orta derecede ilişki bulunmuştur. Tek bacak duruşa geçiş sırasındaki femoral adduksiyondaki değişim, kalça abdüktör ve ekstansör kaslardaki uzunluk gerim ilişkisindeki değişim hakkında fikir vermektedir. Kalça abdüktör ve ekstansör izometrik kas gücü ile tek bacak duruştaki baş, gövde, pelvis açıları ve Q açısı arasında ilişkili bulunmamıştır.

Anahtar Sözcükler: kalça stabilitesi, femoro-pelvik dizilim, gerilme zayıflığı

Tezin Sayfa Adedi: 64

Danışman: Prof. Dr. İbrahim Engin ŞİMŞEK

ABSTRACT

The effect of hip abductor and extensor isometric muscle strength at different angles on postural alignment in single leg stance

This study aimed to investigate the relationship between hip abductor and extensor isometric muscle strength at different angles and the change in femoral adduction during the double leg stance to single-leg stance in a healthy young population.

47 healthy individuals who is ages between 18-32 years were included in the study. The demographic information of the individuals was recorded. The width of the pelvis was measured to take distance between SIAS as a reference by using body caliper. A Hand Held Dynamometer (Lafayette Instrument Company, USA) was used for muscle strength measurements. Hip abductor isometric muscle strength was measured at 10^0 adduction, 0^0, 10^0 abduction and 30^0 abduction angles of the hip. Hip extensor isometric muscle strength was measured at 10^0 extension, 0^0, 10^0 flexion and 30^0 flexion angles of the hip. PostureScreen Mobile® (PostureCo, Inc., Trinity, FL) (PSM) application was used to evaluate the postural alignment in the frontal plane. The change in head, shoulder, pelvis angles and the change in Q angle during the transition from double-leg stance to single-leg stance were recorded. The relationship between isometric muscle strength at different angles and the change in postural alignment was examined using the Pearson correlation test.

According to the results of the study, a moderate negative correlation was found between the abductor muscle strength at all angles and femoral adduction. The highest correlation value was found in the isometric muscle strength of the hip 0^0 (r=0.506) and the muscle strength at 30^0 abduction (r=0.496). A moderate negative correlation was found between hip extensor muscle strength at all angles and femoral adduction. The highest correlation coefficient was found in muscle strength at hip 10^0 extension (r=0.497).

In the study, hip abductor and extensor isometric muscle strength results compatible with the strain-stress curve. A moderate relationship was found between the change in femoral adduction during the transition to single-leg stance and hip abductor and extensor isometric muscle strength. The change in femoral adduction during the transition to single-leg stance gives an idea about the change in the length-tension relationship in the hip abductor and extensor muscles. There was no

correlation between hip abductor and extensor isometric muscle strength and head, trunk, pelvis angles and Q angle in single-leg stance.

Keywords: hip stability, femoro-pelvic alignment, stretch weakness
Page Number: 64
Advisor: Prof. Dr. İbrahim Engin ŞİMŞEK

1. GİRİŞ

Kalça eklemi, proksimal yüzünü asetabulum ve distal yüzünü femur başının oluşturduğu çok eksende harekete izin veren top-soket tipi bir eklemdir. Aktiviteler sırasında gövde ve alt ekstremiteler arasındaki yük geçişinin sağlanmasında anahtar role sahiptir (1,2). Eklem stabilitesi, kas-iskelet dokularının bir eklemde sağladığı direnci ifade eder. Eklem stabilitesi pasif, aktif ve nöral alt sistemlerin katkılarının ürünüdür. Yapılan in vivo çalışmalar gluteus medius, gluteus minimus ve gluteus maksimus kaslarının kas lifi dizilimleri yönüyle kalça stabilitesine katkı sağladığını düşündürmektedir. Ancak bu konu ile ilgili daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır (2,3).

Kalçanın stabilite mekanizmasının değerlendirilmesine ilişkin primer bakış, bireyin frontal düzlemde femoropelvik dizilimi kontrol etme yeteneğidir. Optimal femoropelvik dizilim, alt ekstremite için hem enerji harcamasının hem de potansiyel olarak zarar verici kuvvetlerin en aza indirildiği durum olarak tanımlanabilir. Femoropelvik dizilimin değerlendirilmesi ile alt ekstremite fonksiyonlarının yorumlanması ve belirli patolojilerin altta yatan nedenlerinin tespiti için önem arz eder (4). Alt ekstremite aktivitelerindeki femoropelvik dizilimin kontrolü üzerine gluteal mekanizmaların etkin bir rol oynadığı düşünülmektedir. Ancak farklı aktivitelerde farklı sonuçlar rapor edilmiştir. Yapılan çalışmalar gluteal kas aktivitesinin en fazla tek bacak üzerindeki aktivitelerde meydana geldiğini bildirmektedir (3,5). Bu nedenle, gluteal mekanizmaların kalça-pelvis kontrolü ve postüral dizilime etkisinin değerlendirilmesinde tek bacak üzerinde duruş görevini eşsiz bir seçenek kılmaktadır. Kalça adduksiyonu pozisyonunda tek kalça üzerinde ayakta durmak, gluteus medius üzerine yük anlamına gelmektedir. Kalça abdüktör kaslarının öncelikle tek ayakta duruşta medio-lateral stabilitenin kontrolünde kullanıldığı gösterilmiştir. Tek bacak duruşu gerektiren aktiviteler sırasında, gluteal kaslar pelvik düşmeyi ve kalça addüksiyonunu önleme işlevi görmektedir (6).

İzometrik kas gücü testi, kalça abdüktör ve ekstansör kas fonksiyonlarının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan güvenilir bir yöntemdir (7). Literatürde, aktiviteler sırasında alt ektremitenin kontrolü ile kalça çevresi izometrik kas gücünü ilişkilendiren çalışmalar yer almaktadır (3,5,8–10). Ancak bu aktivitelerin daha iyi yorumlanabilmesi, kas yapı ve işleyişine çok yönlü bir bakış gerektirir. Farklı anatomik pozisyonlardaki kas tepkilerinin incelenmesi aktivitelerin daha sağlıklı yorumlanmasına ışık tutabilmektedir (10). Günümüzde aktiviteler sırasındaki postüral dizilimin değerlendirilmesinde akıllı telefon tabanlı postür analiz programları

güvenilir ve geçerli bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır. Objektif bir değerlendirme için belirli bir mekân gerektirmemesi ve düşük maliyet avantajları ile kliniklerde kullanımı gün geçtikçe yaygınlaşmaktadır (11,12). Bu bilgiler ışığında farklı açılardaki kalça abdüktör ve ekstansör izometrik kas gücü ile femoro-pelvik kontrol arasındaki ilişkinin incelenmesi amacı ile oluşturulan hipotezler aşağıda belirtilmektedir.

H_0: Kalça adduksiyon pozisyonunda ölçülen abdüktör izometrik kas gücü tek bacak ayakta duruş sırasında meydana gelen femoral adduksiyon açısındaki değişim ile ilişkili değildir.

H_1: Kalça adduksiyon pozisyonunda ölçülen abdüktör izometrik kas gücü tek bacak ayakta duruş sırasında meydana gelen femoral adduksiyon açısındaki değişim ile ilişkilidir.

H_2: Kalça fleksiyon pozisyonunda ölçülen ekstansör izometrik kas gücü tek bacak ayakta duruş sırasında meydana gelen femoral adduksiyon açısındaki değişim ile ilişkili değildir.

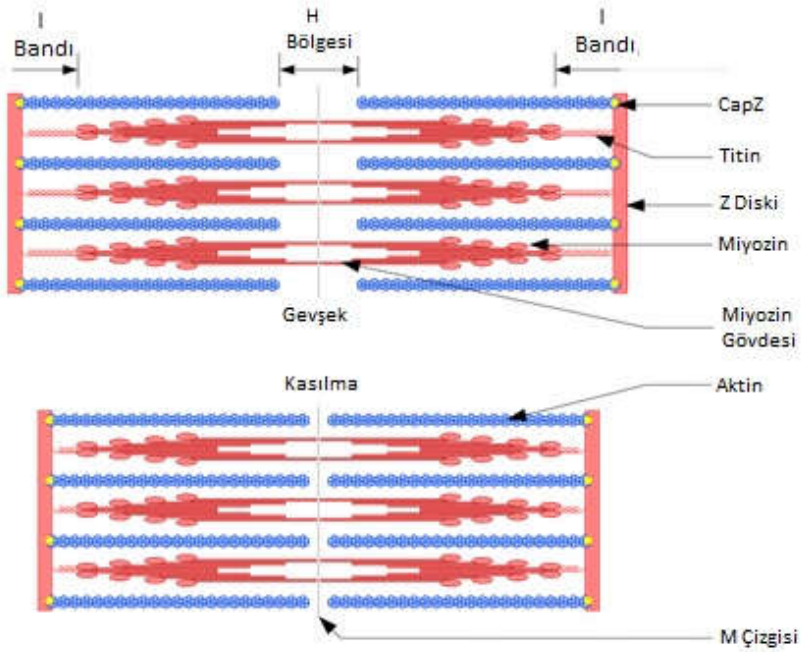
H_3 Kalça fleksiyon pozisyonunda ölçülen ekstansör izometrik kas gücü tek bacak ayakta duruş sırasında meydana gelen femoral adduksiyon açısındaki değişim ile ilişkilidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kaslar

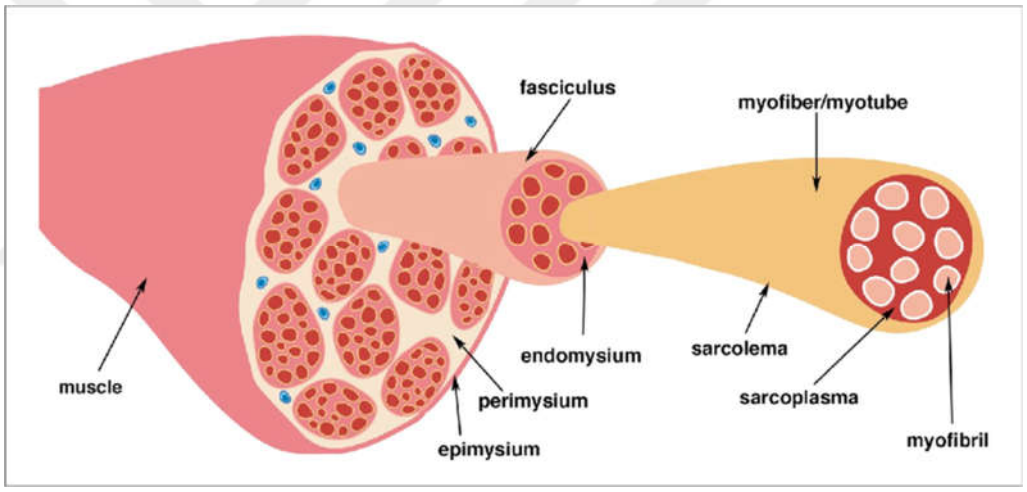
2.1.1. Kas Yapısı

Kaslar, vücut segmentinde hareket açığa çıkaran uyarılabilir fonksiyonel birimlerdir. Kas karnı ve tendon olmak üzere 2 alt birimden oluşur. Farklı tiplerdeki bağ dokular, çeşitli mekanik özelliklere bağlı olarak bir araya gelip tendonu oluşturur ve kas karnını kemiğe bağlar. Kas karnını, kasılabilen kas hücreleri ve bu hücreleri saran bağ doku oluşturur (13). Her bir hücre aslında bir kas lifini oluşturur. Kas lifleri, miyofibril adı verilen çok sayıda küçük fibrilden oluşur. Bu miyofibriller yapısında birçok miyofilamnet içerir. Bu miyoflamentlerden en önemlileri kasın istemli (aktif) kuvvet oluşturmasında rol oynayan aktin ve miyozin proteinleridir. Miyofibriller, belirli bir düzen içerisinde sarkomeri oluşturur. Sarkomerler, istemli kuvvet üretimi için temel birimlerdir. Miyofilamnetlerin düzenli yerleşimi, ışık mikroskobu altında bantlar oluşmasına neden olur. A bandı, miyozinin varlığını gösterir. I bantları, ince aktin miyoflamentinin göstergesidir. H bandı aktin ve miyozinler arasındaki boşluğu tanımlar. M bandı, miyozinlerin merkezde kalınlaştığı ortak bölgeyi temsil eder. Z bandı, sarkomerler arasındaki bağlantı bölgeleridir (14) (Şekil 1).



Şekil 1. Sarkomerin yapısı (Medical gallery of David Richfield'en Türkçe'ye çevirilmiştir.) (15)

Kontraktil proteinler dışında titin ve desmin gibi yapısal proteinler de sarkomer yapısında mevcuttur ve özellikle kuvvet iletiminde önemli roller üstlenir. Titin proteini kas lifi içinde pasif bir gerim yaratırken, desmin proteini bitişik sarkomerlerin hizalanmasında rol oynar. Bu yapısal proteinler temel olarak pasif gerim oluşturulmasına ve kuvvet aktarımına yardımcı olurlar. Bu yapısal proteinlere ek olarak kas liflerinin etrafını saran, çoğunlukla kolajenden ve bir miktar elastinden oluşan zarlar bulunur. Kas lifi çevresini saran bu yapıya endomisyum adı verilir. Kas lifleri bir araya gelerek kas fasikülünü oluşturur. Kas fasikülü perimisyum tarafından sarılır. Kas fasikülleri bir araya gelerek kası oluşturur. Epimisyum, kası dıştan saran yapıdır (Şekil 2). Endomisyum, perimisyum ve epimisyım, kas karnının uçlarında toplanarak muskulotendinöz bileşkeyi oluşturur. Bu yapılar, kasa yapısal destek sağlar ve esneklik kazandırır (16)



Şekil 2. Miyofibril, Endomisyum, Perimisyum ve Epimisyum gösterimi (17)

2.1.2. Kasılma Tipleri

2.1.2.1. İzometrik Kontraksiyon

Kas aktivasyonu ile birlikte eklem pozisyonunda değişiklik olmadan kas kontraksiyonunun olmasına izometrik kontraksiyon adı verilir (18). İzometrik aktivasyon sırasında, kasta üretilen internal tork, eksternal torka torka eşittir. Bu nedenle kas boyunda değişim veya eklem hareketi söz konusu değildir (19). İzometrik olarak üretilen kuvvetler eklemlere ve bir bütün olarak vücuda

gerekli stabiliteyi sağlar. Örneğin, gövdenin 45^0 fleksiyonunda sabit durmak ve bu pozisyonu korumak için sırt kaslarının izometrik kasılmasını gerektirir (14).

Bir kasın maksimal izometrik kuvveti genellikle kasın tepe (pik) gücünün genel bir göstergesi olarak kullanılır. Klinik ortamlarda, maksimal olarak aktive olan kasın kuvvetini doğrudan ölçmek mümkün değildir. Ancak, kasın internal tork üretimi, çeşitli eklem açılarında izometrik olarak ölçülebilir. Eklem dönme merkezine göre belirli bir noktaya kuvvet ölçüm cihazı (dinamometre) konumlandırılarak, maksimal eforlu kas kasılması ile klinik olarak güç ölçülebilir. Bu değerlendirmede kas interal tork ve eksternal tork eşit kabul edilir. Farklı eklem açılarında izometrik gücün test edilmesi, kas gücünün fonksiyonel aralığının karakterize edilmesini sağlar. Bu bağlamda, özellikle belirli eklem hareket açıklığında maksimal tork gerektiren bazı durumlarda bireyin göreve uygunluğunu belirlemek için gerekli olabilir. (14).

2.1.2.2. Konsantrik Kontraksiyon

Konsantrik kontraksiyonda, kastaki internal tork, eksternal torktan fazladır. Dolayısıyla, bu kas aktivtesiyle kas boyunca bir çekme kuvveti oluşturur, kasın boyu kısalır (19). Bir konsantrik kasılmayı takiben kasta meydana gelen değişiklikler kuvvet düşüşüne neden olur. Kas kısalması arttıkça üretilen kuvvette azalma olduğu kabul edilir. Kuvvetteki bu azalma, kas sertliğinin (stifness) azalması ile ilişkilendirilmiştir (20). Bu değişim kas içindeki hem aktif hem de pasif yapılardaki değişimler ile ilişkilendirilmiştir (21,22).

2.1.2.3. Eksantrik Kontraksiyon

Eksternal kuvvetlerin, kas internal kuvvetinden büyük olduğu zaman gerçekleşen kas aktivasyon tipidir (19). Eksantrik aktivasyon ile izometrik kuvvet seviyesini aşan bir yük, kasın yavaşça uzamasına neden olur. Daha büyük bir yük uygulandığında uzama hızı artar. Kasın karşı koyamayacağı maksimum bir yük vardır ve bu yük seviyesinin ötesinde kas kontrolsüz bir şekilde uzar (14).

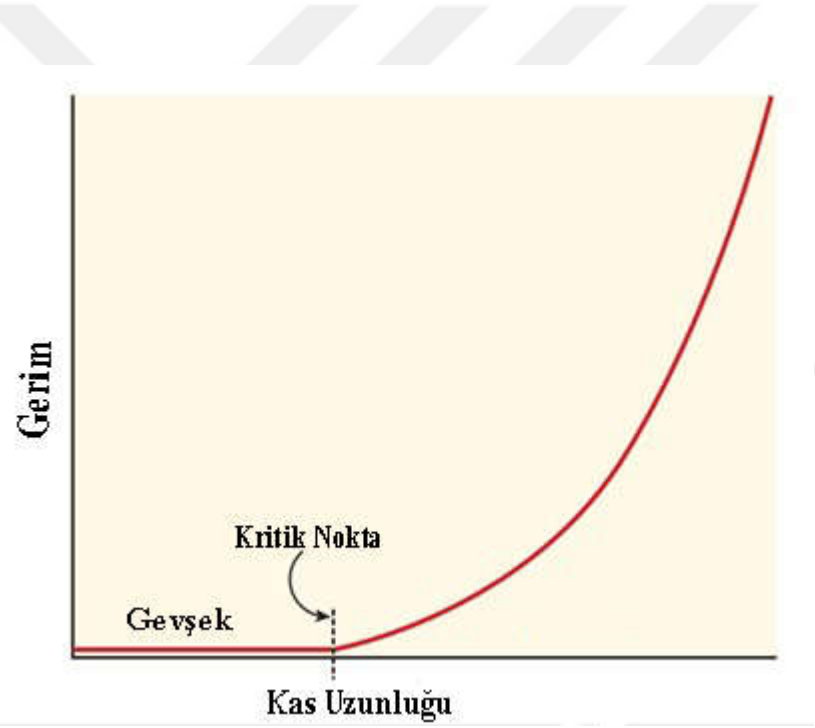
2.1.3. Gerim-Kuvvet İlişkisi

2.1.3.1. Pasif Gerim ve Uzunluk İlişkisi

Kas yapısında; aktif proteinler, bu proteinleri birbirine bağlayan titin proteini ve tendonlar seri elastik yapıyı oluşturur. Bunun aksine, aktif proteinleri çevreleyen yapılar paralel elastik yapıyı oluşturur. Tüm bu yapılar bir bütün olarak kuvvet iletiminde rol oynayarak güç oluşturulmasına katkıda bulunur. Kası pasif olarak germek hem seri hem de paralel elastik yapılarda bir gerim

oluşturur. Her kasın gerildiği zaman bir gerim-uzunluk eğrisi vardır (Şekil 3). Gerilmiş sağlıklı bir kastaki gerim, non-kontraktil yapılar tarafından üretilen elastik kuvvetlere bağlanır. Bir kas sadece hafif veya orta derecede gerildiğinde, yapısal proteinler (özellikle titin) kas içindeki pasif gerilimin çoğuna katkıda bulunur. Bununla birlikte, bir kas daha fazla gerildiğinde, hücre dışı bağ dokuları (özellikle tendonu oluşturanlar) pasif gerilimin çoğuna katkıda bulunur (16).

Pasif uzunluk-gerilim eğrisi, kas yapısı ve lif uzunluğuna bağlı olarak değişir. Gerilmiş kaslardaki pasif gerim, eklemi eksternal kuvvetlere karşı hareket ettirmek veya stabilize etmek gibi birçok yararlı amaca hizmet eder. Orta derecede gerilmiş bir kasta depolanan potansiyel enerji, kasın tam kuvvet potansiyeli ile karşılaştırıldığında nispeten az olsa da maksimum uzama sırasında kas ve tendonun bileşenlerinin hasar görmesini önlemeye yardımcı olabilir (16).

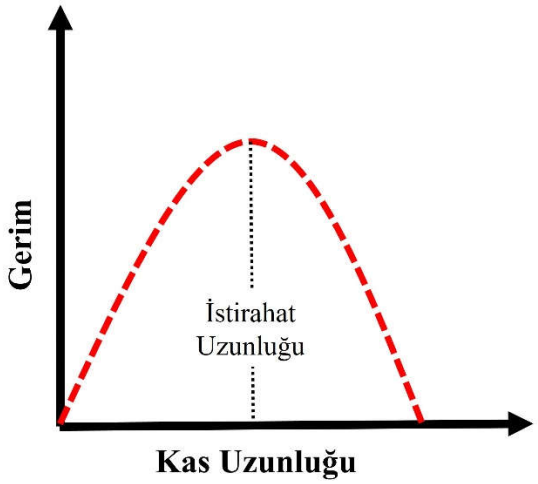


Şekil 3. Pasif gerilmeye karşı kas dokusunun cevabı (Görsel Türkçe 'ye çevrilmiştir) (16).

2.1.3.2. Aktif Gerim ve Uzunluk İlişkisi

Kas dokusunun, sinir sistemi tarafından uyarılması ile istemli kuvvet oluşturulur. Kasın aktif kuvvet oluşumuna dair Hugh Huxley ve Andrew Huxley tarafından kayan filamentler teorisi geliştirilmiştir (23,24). Bu teoriye göre üretilen istemli kuvvet, aktin ve miyozin arasındaki çapraz köprülerin sayısına bağlıdır. Bir kas lifinin (veya sarkomerin) istirahat uzunluğu, en fazla sayıda

çapraz köprüye izin verdiği uzunluktur. Sarkomer istirahat uzunluğundan fazlasına uzadığında veya kısaltıldığında, çapraz köprülerin sayısı azalır ve tam aktivasyon altında bile daha az miktarda aktif kuvvet üretilir (Şekil 4) (16).



Şekil 4. Aktif Gerim ve Uzunluk İlişkisi

2.2. Kalça Anatomisi

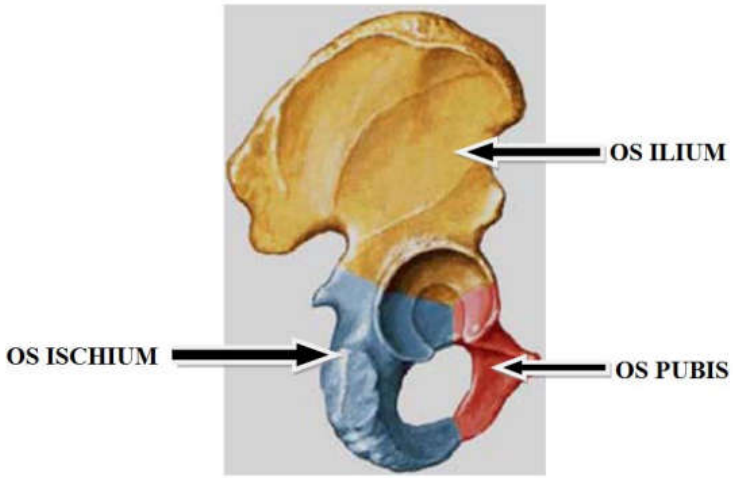
Kalça eklemi, top-soket şeklinde eklem yüzeyleri olan sferoid tipte bir eklemdir. 3 düzlemde de hareket gözlenen amfiartroz bir eklemdir. Eklemin proksimal yüzünü asetabulum, distal yüzünü femur başı oluşturur. Eklem yüzeyleri kıkırdak ile kaplıdır. Sinovyal membran, eklemi çevreler (25).

2.2.1. Kemiksel Anatomi

2.2.1.1. Asetabulum

Os coxa'nın lateralinde yer alan ve kalça ekleminin konkav yüzeyini oluşturan bölümüdür. Asetabulumun yaklaşık %40'ını ilium, yaklaşık %40'ını iskium ve geri kalan %20'sini pubis oluşturur (26). İlium, iskium ve pubis kemikleri, ters Y şekli oluşturacak şekilde birleşir ve 14-16 yaşlarında kemikleşerek asetabulumu oluşturur. Asetabulumun içinde, hilal şeklinde facies lunata adı verilen kıkırdak bir yapı yer alır. Bu yapı aksiyel yüklenmeleri femura iletir. Asetabulumıun en güçlü ve kalın yerini oluşturur. Asetabulumu dıştan saran fibrokartilaj bir yapı olan labrum, asetabulumun derinliğini arttırır (27). Ayrıca eklem içi negatif basınç oluşturarak eklem stabilitesine

ve eklem çevresi yük dağılımına yardımcı olur (28). Labrum, inferolateralde transvers ligamanet olarak devam eder (Şekil 5) (29).

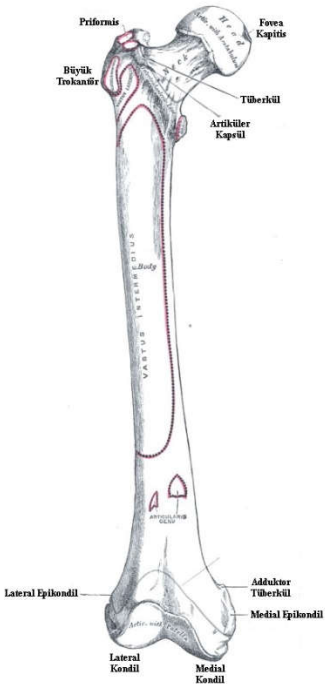


Şekil 5. Asetabulumu oluşturan yapılar

2.2.1.2. Femur

Vücudun en uzun ve en güçlü kemiğidir. Ayakta durma ve yürüyüş gibi aktiviteler sırasında vücut ağırlığının taşınmasında, bu aktiviteler sırasında meydana gelen kuvvetlerin diğer vücut segmentlerine iletilmesinde rol oynar (30). Baş, boyun ve gövde olmak üzere 3 anatomik kısma ayrılır. Femur başı, kalça ekleminin distal eklem yüzünü oluşturur. Bu eklem yüzeyi kıkırdak ile kaplıdır. Femur başının yaklaşık 2/3'lük kısmı asetabulum ile eklemleşir. Femur başının merkezi ile asetabulum merkezi tam olarak örtüşür (27). Eklem merkezinin hafif inferiorundan lig. capitis femoris'in tutunduğu fovea capitis femoris bulunur (31). Femur boynu ve gövdesinin birleştiği yerde trokantör major bulunur. Frontal planda trokantör major, yaklaşık olarak femur başı eklem merkezi ile aynı seviyededir. Femur gövdesinin posterior medialinde trokantör minör isimli kemik çıkıntısı bulunur ve iliopsoas kası için tutunma noktasını oluşturur (27) (Şekil 6).

Femur boynunun aksiel ekseni ile gövde ekseni arasında yaklaşık 125 derecelik bir açı bulunur. Bu açıya femoral inklinasyon açısı denir. Bu açı çocuklarda yaklaşık 150 derecedir ve yaş ile birlikte normal değerlerine gelir. Ekleme binen yük ve kalça abdüktör kas aktivitesine bağlı olarak açının derecesi şekillenir (27). Bu açının artması coxa valga, azalması coxa varae olarak adlandırılır (32).



Şekil 6. Femur anatomisi (33)

2.2.2. Ligamentler ve Kapsül

Eklem kapsülü, asetabulumun kenarına, transvers asetabular ligamente ve femur boynuna yapışır. Kapsül superior anteriorda kalın ve güçlü iken, posterior inferiorda zayıf ve incedir. İntrakapsüler ve ekstrakapsüler ligamanetler kapsülü destekler ve eklem stabilitesine katkıda bulunur. Ligamamentum teres kalçanın intrakapsüler ligamentidir. Femur baş ve boynunun beslenmesi, obturator arterden dal alan ligamentum teres ile sağlanır (27). İskiofemoral, pubofemoral ve iliofemoral ligamanetler, kalçanın esktraartiküler ligamantleridir. İskiofemoral ligamanet, asetabulum posterior inferiorundan orijin alır ve femur boynunda sonlanır. Kalça ekstansiyonunu limitler. Pubofemoral ligamanet, intertrokanterik çizgi ile pubisin superioru arasında bulunur. Kalçanın ekstansiyon ve abdüksiyonunu limitler. İliofemoral ligament, spina iliaka anterior inferior (SIAI) ve iliumdan orijin alır ve intertrokantarik çizgiye yapışır. Kalça ekleminin aşırı ekstansiyonuna engel olur (32).

2.2.3. Asetabulum ve femur vaskülarizasyonu

Asetabulumu besleyen 3 arter yer almaktadır. Asetabulumun posterior-superiorunu superior gluteal arter, superior-inferiorunu inferior gluteal arter, anteriorunu da obturator arter beslemektedir. Femur baş ve boyun kısmı medial-lateral sirkumfleks femoral arterden beslenir (32).

2.2.4. Kas Anatomisi

Kalça eklemi 3 düzlemde de rotasyonlara izin veren bir eklemdir. Bu hareketlerin kontrolünde etkili olan 22 kas, sadece hareket açığa çıkarmaz, aynı zamanda da eklem stabilitesine katkıda bulunurlar.

2.2.4.1. Kalça ön tarafında yer alan kaslar

M. iliopsoas: m. psoar major ve m. İliacus kasları oluşturur. m. Psoas major kasının origosu T12-L5 vertebraların transvers çıkıntılarıdır. İnguinal bağ seviyesinde iliacus ile birleşit. Distalde trokantör minöre yapışır. Femoral sinirden inervasyon alır. Kalçanın primer fleksör kasıdır (34).

M. psoas minor: m. psoas major' un anteriorunda seyreder. T12 ve L1 vertebralardan başlar. Pecten ossis pubis ve fascia iliaca'da sonlanır. L1 spinal sinir tarafından innerve edilir. Gövdeyi zayıf bir şekilde fleksiyona getirir (35).

2.2.4.2. Kalça arka tarafında yer alan kaslar

M. gluteus maksimus: Kalçanın posteriorunda yer alan kuadrangüler yapıda olan ve yüzeyel seyreden bir kastır. Derin ve yüzeyel olmak üzere 2 katmandan oluşur. İliumun linea glutea posteriorundan, ligamentum sacrotuberalenin dış yüzünden, koksiksin lateralinden ve sakrum alt kısmından orijin alır. İki adet insersiyosu vardır. Yüzeyel lifler fasya latanın (trunkus iliotibialis) posterior yüzüne tutunur. Derin lifler femur proksimalinde gluteal tuberositasda sonlanır (36). İnferior gluteal sinir tarafından innerve edilir. İnferior gluteal arter ve superior gluteal arterden beslenir. Derin tabaka, kalça ekstansiyonu sırasından femuru posteriora çeker. Femur sabitken çift taraflı kasılması pelvise ekstansiyon tek taraflı kasılması pelvise internal rotasyon yaptırır. Yüzeyel katman, femurun ekstansiyonu, abdüksiyonu ve eksternal rotasyonunda görev alır. (27).

M. gluteus medius: Pelvis lateralinde yer alır. Linea glutea anteriordan, iliak krestten ve line gluetea posteriordan orijin alır. Distalde trokantör majöre yapışır. Sakral pleksustan dal alan n. Gluteus superior tarafından innerve edilir (35). Ön, orta ve arka lifler olmak üzere 3 kısma ayrılır. Kalçanın primer abdüktör kasıdır. Ön lifler kalça fleksiyonuna, arka lifler kalça ekstansiyonuna

yardımcı olur. Tek taraflı kasılması, tek ayak üzerinde duruş sırasında pelvisin düşmesini önleyerek kalça stabilitesinde rol oynar (27).

M. gluteus minimus: Gluteus mediusun derininde yer alır. Linea glutealis anterior ve linea glutealis inferiordan orijin alır. Distalde trokantör majora yapışır. Pleksus sakralisten dal alan n. Gluteus superiordan innervasyon alır. Femur abdüksiyonu ve internal rotasyonunda görev alır (31).

M. tensör fascia lata: Krista iliaka anterior superior, iliak kreştin anteriorundan başlayarak fascia latanın yapısına katılır. Uyluğa abdüksiyon, fleksiyon ve internal ratosyon yaptırır (35).

2.3. Kalça biyomekaniği

Kalça eklemi, aktiviteler sırasında alt ekstremite ile gövde arasında köprü görevi kurması yönüyle ve pelvis hareketlerinin kontrolünde önem arz eder. 3 düzlemde de harekete izin verir. Bu 3 düzlemin kesişim noktası, eklemin rotasyon merkezini oluşturur. Kalça eklemi nötralde iken fleksiyon yönünde 120^0, ekstansiyon yönünde 10^0, internal rotasyon 15^0, eksternal rotasyon 35^0'lik harekete izin verir. Ayrıca kalça ekstansiyonda iken abdüksiyon 45^0 ve adduksiyon 25^0'lik hareket açıklığı mevcuttur. Bu denli hareket serbestliğine rağmen oldukça stabil bir eklemdir. Femur başı, derin bir çukur ile sarılarak stabil hale getirilmiştir. Böylelikle günlük yaşam aktiviteleri sırasında eklemin stabilizasyonu sağlanır (37).

2.3.1. Kalça Eklem Stabilitesi

Eklem stabilitesi, muskuloskeletal yapıların eklemin aktif ve pasif hareketlerine sağladığı direnç sayesinde eklemi oluşturan komponentler arasında optimal hareketliliği ifade eder (38). Stabilite temelde 3 faktör tarafından kontrol edilir. Birincisi, eklem yüzeylerinin optimal uyumu ve pasif yapıların (ligamentler, kapsül) fonksiyonlarıdır. İkinci faktör kas aktivasyonu ve fasyanın fonksiyonudur. Üçüncü olarak motor kontrol, beden farkındalığı gibi nöral fonksiyonlardır. Eğer eklem hareketlerindeki bu uyumun bozulması ile eklem laksisitesi gözlenirse eklemde aşırı translasyona ve aşırı yüklenmelere neden olur. Aşırı sertlik hareketliliği ve fonksiyonu kısıtlar. Bu nedenle eklem stabilitesi için değişen yüklenme durumuna göre yer çekimi ve reaksiyon kuvvetlerine karşı koordineli kas aktivasyonunun ve ligament fonksiyonlarının optimal uyumunu gerektirir. Optimal stabilite, performans ile efor arasındaki dengenin sağlanmasıdır ve enerji tasarrufunu beraberinde getirir. Fasya, ligamentler ve kaslar değişen yüklenme koşullarında eklem yüzeylerine kompresif kuvvetler oluşturarak enerji tasarrufuna katkı sağlar (39).

Tüm aktivitelerimiz, yer çekimine karşı bir sürekli bir tepki gerektirir. Özellikle bipedal yürüyüş oluşan bu kuvvetlerin pelvis ve kalça eklemi vasıtasıyla sağlıklı bir şekilde aktarılmasını gerektirir. Yaşam boyunca bu aktarım ne kadar sağlıklı olursa fonksiyonların verimliliği bu denli yüksek olmaktadır (40). Kalça eklemi, eklem yüzeylerini oluşturan kemikleri çevreleyen güçlü kapsül, ligamentler ve kaslar ile stabilize edilir. Femur başı, asetabuluma sıkı bir şekilde konumlandırılmıştır ve labrum tarafından sıkıca sarılır. Ek olarak, eklem içi negatif basınç bir vakum etkisi oluşturur. Ayrıca iliofemoral, pubofemoral ve ischiofemoral liagmentler ile kapsül desteklenmektedir (37).

Eklem stabilitesindeki temek faktör eklem yüzeylerinin şekli ve uyumudur. Asetabulum, laterale, inferiora ve anteriora bakacak şekilde konumlanmaktadır. Femur başını superiordan ve posteriordan önemli ölçüde kaplar. Bu durum yürüyüşte, özellikle ilk temas ve duruş fazı ortası (mid-stance) fazında femur başına destek sağlar. Femur başını anterior ve inferiordan kapladığı alan sınırlıdır. Böylece, kalça fleksiyon hareket açıklığı daha fazladır ve emekleme, çömelme gibi aktiviteler rahatlıkla yapılabilmektedir. Ayrıca, koşma gibi kalça ekstansiyonu isteyen aktivitelerde femur başının anteriordaki kaplama alanının az olması, anterior translasyon potansiyelini arttırmaktadır (41).

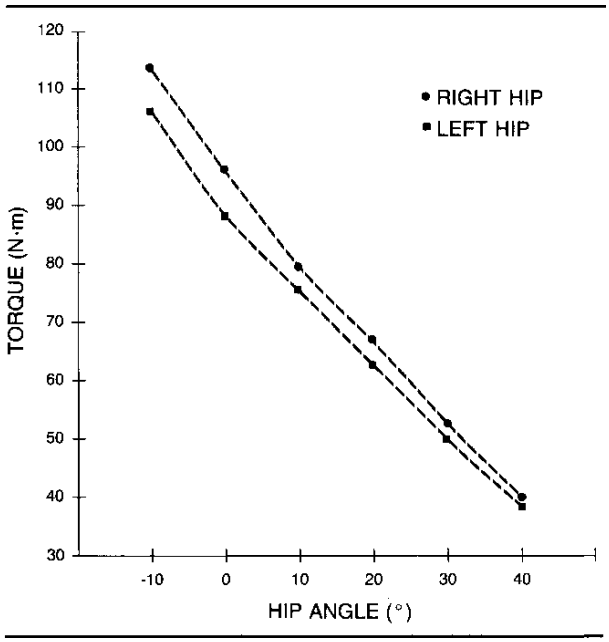
2.3.2. Kalça Abdüktörleri ve Eklem Biyomekaniği

M. Gluteus minimus, m. tensör fascia lata ve m. gluteus medius kalçanın abdüktörleridir. M. gluteus minimus, kalça eklem kapsülünün supeior-posterior tarafından bağlantılıdır. Aktiviteler sırasında eklem kapsülü sertliğini ayarlayarak eklemi stabilize etmede önem arz eder. Propriyoseptif bir rol sağlamanın yanında, femur başının anterior dislokasyonu önlemeye de yardımcı olmaktadır. Ufak bir kas olmasına rağmen abdüktör kasların kesitsel alanın %20'sini oluşturur (42). Ön, orta ve arka olmak üzere 3 segmente ayrılır. Ön lifler, kalça fleksiyonda iken kalça fleksiyona gelirken internal rotasyona, orta lifler abdüksiyona ve arka lifler eksternal rotasyona katkı sağlamaktadır (42,43).

M. tensör fascia lata, kalça abdüktörlerinin en küçüğüdür ve toplam abdüktor kas kesit alanının yaklaşık %11'ini oluşturur (37). Kısa bir kas olmasına rağmen uzun bir tendinöz yapı ile devam eder. SIAS'tan orijin alır. Kalçanın lateralinden ve hafif anteriorundan doğru geçerek iliotibial bant adı verilen fasyal banda yapışır. Böylece aşağı doğru ilerler ve tibiaya yapışır. Kalça abdüktörüdür ancak kalçanın anteriorunda konumlanması nedeniyle kalça fleksiyondayken abdüksiyon hareketi sırasında etkin bir şekilde görev yapar (44).

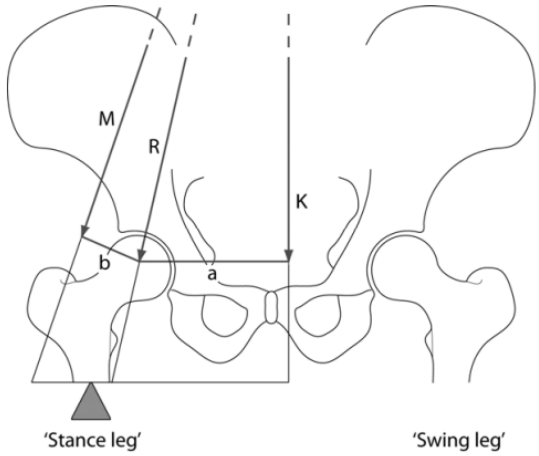
Gluteus medius, kalçanın lateralini kaplayan üçgen şeklindeki kastır. Kalçanın primer abdüktorudur. Pelvis ve kalça stabilizasyonunda önemli bir rolü vardır. Ön, arka ve orta (yüzeyel) olmak üzere 3 parçaya ayrılır. Her bir parçadaki lif yönleri farklıdır. Her bir parça ayrı olarak innerve edilir ve bu sayede aktiviteler sırasında farklı yönlerde kuvvet oluşturularak eklem kontrolü sağlanır (38). Gottschalk ve ark., in-vivo çalışmalara ve elektromyografik çalışmalara dayanarak. m. gluteus mediusun arka parçasının özellikle yürüyüş sırasında kalça ekleminin stabilizasyonunda önemli bir rol aldığını, orta parçasının kalça abdüksiyonunu başlattığını ve ön parçasının pelvisin rotasyonuna katkısı olduğunu öne sürmektedir (45). Anatomik modellemeler, fizyolojik kesit alanı (PSCA)/lif uzunluk oranının yüksek olmasından ötürü ve abdüksiyon kuvvet kolu avantajından ötürü m. gluteus mediusun özellikle vücut ağırlığı altında pelvis stabilitesini kolayca yapabileceğini göstermektedir (45).

Pelvis stabil halde iken kalça abdüktörlerinin kontraksiyonu, femurun pelvis üzerinde abdüksiyonuna (femoral on pelvis abduction) neden olur. Bu durumda femur üzerinden ölçülen kalça abdüksiyon momentinin kalça abdüktör kas torkuna eşit olduğu kabul edilir. Kalçanın abdüksiyon açısı arttığında kas kısaltılmış (contracted) pozisyona gelir ve maksimal abdüksiyonda en az maksimal torkunu üretir. Kalça 10 derece adduksiyonda iken, yani abdüktor kaslar gergin iken en yüksek torku üretir. (Şekil 7) Klinik olarak da kalça abdüktorlerinin kas gücünün manuel ölçümü bu şekilde yapılır (37).



Şekil 7. Frontal düzlem abdüksiyon açı değerlerine göre olarak maksimal istemli izometrik kalça abdüksiyon torku (10).

Kalça abdüktörlerinin aktiviteler sırasındaki en önemli fonksiyonlarından birisi tek bacak üzerinde duruş sırasında gerçekleşir (46). Tek bacak duruş sırasında kaslar tarafından üretilen abdüktor tork sayesinde pelvis ve kalça stabilitesi sağlanır. Kalça çevresi kas gruplarında güçsüzlüğe bağlı olarak omurga, pelvis ve alt ekstremite dizilimi etkilenebilmektedir (37). Kalça abdüktor kaslar, tek bacak duruş sırasında sadece tork oluşturarak stabilitesini sağlamaz. Aynı zamanda asetabulum ve femur başı arasında oluşan kompresif kuvvetlerin de çoğundan sorumludur. Tek bacak üzerinde duruş sırasında vücut ağırlık merkezinin kuvvet kolu, kalça abdüktor kas kuvvet kolunun yaklaşık 2 katıdır. Bu bağlamda frontal planda pelvisin stabil edilmesi için kalça abdüktörler vücut ağırlığının 2 katı kuvvet üretmesi gerekmektedir. Bu durumda pelvisi stabilize etmek için büyük miktarda kas aktivasyonu ve enerji tüketimi gerektir. Ancak ekleme binen kompresif yükler sayesinde de pasif olarak eklem stabilitesine katkı sağlanmaktadır. Vücut ağırlığı ve kalça çevresi kas kasılmaları ile eklem üzerine vücut ağırlığının 2,5 ile 3 katı oranında kompresif yük biner. Bu yükün yaklaşık %66'sından kalça abdüktor kaslar sorumludur (Şekil 8). Bu sayede optimal enerji tüketimi ile tek bacak üzerinde duruş gerçekleştirilir (37).



Şekil 8. Frontal planda vücut ağırlığı, kalça abdüktor kas kuvveti ve ekleme binen yüklerin şematik gösterimin M: Kalça abdüktor kas kuvveti, K: Vücut ağırlığı, R: Eklem reaksiyon kuvveti (47)

2.3.3. Kalça Ekstansörleri ve Eklem Biyomekaniği

m. gluteus maksimus, primer kalça ekstensörü olarak görev yapar. Kalçanın en güçlü ekstansör kasıdır. Günlük yaşamda olarak oturuş pozisyonundan ayağa kalkma, yokuş ve merdiven çıkma gibi aktivitelerde etkin olarak kullanılır. Koşma, zıplama gibi vücudun yukarı ve ileri doğru

itilmesi gereken durumlarda sıçrayıcı gücü oluşturur (37). Aktiviteler sırasında güç oluşturmanın yanında pelvis ve kalça ekleminin stabilitesinde de rol oynamaktadır. M. gluteus maksimusun yüzeyel lifleri iliotibial band ile birleşerek devam eder. Böylece, m.tensor fascia latae ile iliotibial bandın geriminin kontrol eder. Bu yol ile tek bacak duruş sırasında femorapelvik dizilimin frontal plandaki kontrolü için gerekli olan abdüktör güç oluşumuna katkıda bulunur. Yapılan çalışmalar gerekli olan abdüktör gücün %70'i m. gluteus mediustan karşılandığını, geri kalan %30'u iliotibial bandın gerginliğini kontrol eden tensör fascia latae ve m. gluteus maksimus kasları tarafından karşılandığını göstermektedir (4,48). Yürüyüşün tek destek fazında ve tek bacak duruş sırasında kalça ve pelvisin stabilitesinde bu kasların aktivasyonları gerekmektedir (37). M. gluteus maksimus,çapraz lif uzanımı bakımından tek bacak üzerinde duruşta transvers planda pelvisin anterior ve posterior yöndeki stabilitesinde önemli rol oynar (49).

2.4. Postür

Postür, statik veya dinamik durumlarda vücut bölümlerini birbirlerine göre konumunu tanımlar. Duruş sırasında vücut bölümlerinin birbirine göre konumları yorumlanarak gerilen kaslar, çekme ve kompresyon kuvvetine bağlı olarak yumuşak dokularda oluşabilecek stres belirlenir. Duruş sırasında dokularda meydana gelen bu kompresyon veya çekme kuvvetleri gibi stres belirli bir seviyeye kadar normal kabul edilir ve tamamen ortadan kalkması mümkün değildir. Ancak bu stresin aşırı hale gelmesi, çeşitli yaralanmalara neden olabilmektedir (50).

Postür, sıklıkla çift ayak üzerinde duruş sırasında değerlendirilir. Çift ayak üzerinde yapılan postür analizi ile elde edilen veriler değerlidir ancak her zaman yeterli olmayabilir. Gerekli durumlarda, masa başı oturuş postürü, uyku postürü, tek bacak duruş, çömelme gibi fonksiyonel aktiviteler sırasında postür analizleri de eşlik etmelidir. Değerlendirme için çekül hattı denilen referans çizgisinden faydalanılır. En basit şekli ile bir ip ucuna ağırlık (kurşun vb) takılarak bu çizgi elde edilebilir (50,51). Ancak günümüzde manuel olarak lazer ışıkla veya dijital uygulamaları ile bu referans çizgileri oluşturulabilmektedir (52). Frontal, sagital ve transvers planda, çeşitli anatomik noktaların çekül hattına göre konumları değerlendirilerek postür analizleri yapılmaktadır (50).

Frontal planda, anterior postür analizinde anatomik referans noktaları olarak genellikle göz pupilleri, çene, sternum manubrium, akromioklavikular eklem, SİAS, patella ortası, ayak ikinci ve üçüncü metatars arası kullanılır. Posteriorda, kulak kepçesi (lobulus auricularis), spinöz çıkıntılar (C7, T1, T3, T5, T7, T10, T12, L3, L5), skapula alt açısı, SIPS ve aşil tendonu sıklıkla kullanılır. Sagital plandaki analizde lateralde, tragus, akromioklavikular eklem, C7 spinal çıkıntı, torkantör

major, SİAS, SİPS, diz eklem orta noktası, lateral malleol referans anatomik noktalar olarak kullanılır (53). Bu noktaların birbirleri ile birleştirilerek oluşturdukları açılar veya çekül hattına mesafelerine göre postür analizi yapılır (51).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Araştırma prospektif kesitsel bir çalışmadır.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma, Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesindeki Fizik Tedavi-5 laboratuvarında yapıldı.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi

Çalışma, Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesindeki öğrenciler ve araştırmacı yakınları arasındaki gönüllü gençlerde yapıldı. Dahil edilme kriterlerini karşılayan 47 sağlıklı genç çalışmaya alındı. Dahil edilme kriterleri ve dışlanma kriterleri aşağıda listelenmiştir.

Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

- 18-32 yaş arasındaki kadın ve erkek bireyler
- Beden kütle indeksi 18 ile 24,99 kg/m^2 arasında olanlar

Çalışmadan Dışlanma Kriterleri

- Son 6 ay içinde ortopedik cerrahi geçmişi olmak
- Ağrı şikâyeti
- Dengeyi etkileyen sağlık problemi varlığı

Çalışmanın en küçük örneklem büyüklüğü, literatüre bakılarak GPower 3.1 programında %95 güven aralığı, %80 güç analizi ve etki büyüklüğü (r) 0.339 alınarak hesaplanmıştır. Buna göre çalışmada en küçük örneklem büyüklüğü 56 katılımcı olarak bulunmuştur (54). Katılımcıların çalışmadan ayrılma durumu da göz önüne alınarak %10 da eklenerek 62 katılımcının alınması planlanmıştır. Çalışma ile ilgili bilgilendirilmiş onam formu EK-1'de mevcuttur.

Çalışmaya evreni 47'ye ulaştığında çalışmanın primer hipotezi için Post-Hoc güç analizi yapıldı. Yapılan güç analizleri sonucunda ulaşılan katılımcı sayısının primer hipotezin anlamlı çıkan parametrelerinde %99 güce ulaşması sonucu çalışma tamamlandı.

3.4. Çalışma Materyali

Çalışmada hücre hattı, deney hayvanı vb. materyal kullanılmamıştır. Dahil edilme kriterlerini karşılayan gönüllülerin demografik bilgileri alınarak değerlendirmeler yapılmıştır. Cinsiyet, yaş, boy, kilo, beden kütle indeksi, pelvis genişliği, hastalık veya cerrahi geçmişi gibi bilgileri ve diğer değişkenleri içeren veri kayıt formu EK-2'de mevcuttur. Katılımcıların kalça abdüktör ve ekstansör makzimal izometrik kas gücünün değerlendirilmesinde hand-held dinamometre (Lafayette Instrument Company Lafayette IN USA), çift bacak ve tek bacak duruş sırasındaki postür değerlendirmesi için PostureScreen Mobile® (PSM) (PostureCo, Inc., Trinity, FL) isimli mobil uygulama kullanıldı. Pelvis genişliği ölçümü için 60 cm beden kumpası (OttoBock, Almanya) kullanıldı.

3.5. Araştırmanın Değişkenleri

3.5.1. Bağımsız Değişkenler

- Cinsiyet
- Yaş
- Boy
- Kilo
- Beden kütle indeksi (BKİ)
- Pelvis Genişliği
- Kalça abdüktor izometrik kas gücü (10^0 adduksiyon, nötral, 10^0 abduksiyon 30^0 abduksiyon)
- Kalça ekstansör izometrik kas gücü ölçümü (10^0 ekstansiyon, nötral, 10^0 fleksiyon 30^0 fleksiyon)

3.5.2. Bağımlı Değişkenler

- Postür parametreleri (baş açısı, omuz açısı, kalça açısı, sağ ve sol Q açısı, sağ ve sol kalça adduksiyon açısı)

3.6. Veri Toplama Araçları

Değerlendirme öncesi katılımcıların cinsiyet, yaş, boy, kilo, BKİ, özgeçmiş, telefon ve adres bilgileri kaydedildi. Veri kayıt formu EK-2'de bulunmaktadır.

3.6.1. Antropometrik Ölçümler

3.6.1.1. Pelvis Genişliği

Katılımcılar iki ayağı üzerinde sessiz ayakta duruşu sırasında her iki spina iliala anterior superior (SİAS) arasındaki 60 cm'lik mesafe vücut kumpası (Ottobock, Almanya) kullanılarak ölçüldü (Şekil 9). Elde edilen veri santimetre (cm) cinsinden kaydedildi (Şekil 10).



Şekil 9. Vücut Kumpası

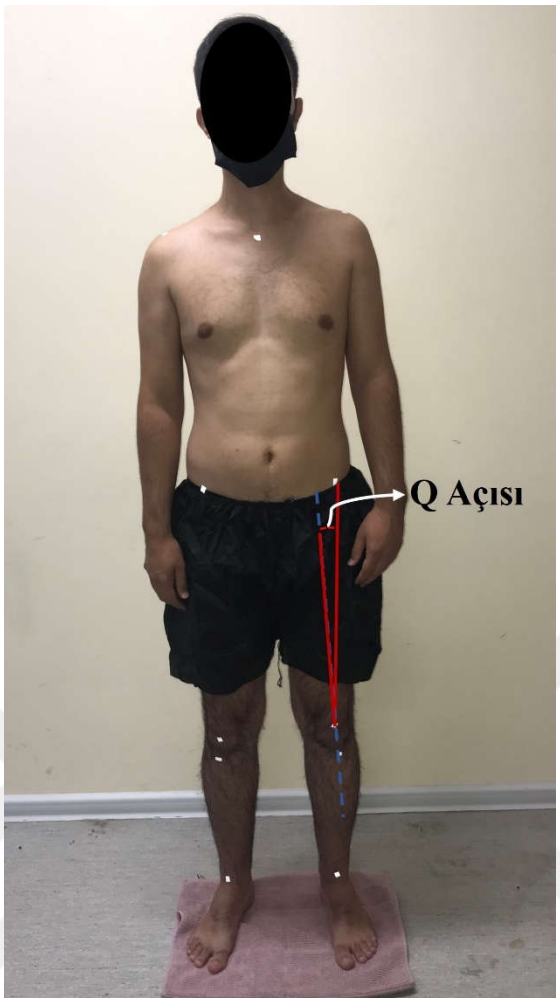


Şekil 10. Pelvis Genişliği Ölçümü

3.6.1.2. Quadriceps (Q) Açısının Değerlendirilmesi

Quadriseps (Q) açısı, quadriseps femoris kas liflerinin yönü ve patellar tendon arasında oluşan açı olarak tanımlanır (55). Q açısı, SIAS'tan patella merkezine çizilen bir çizgi ile patella merkezinden anterior tibial tüberozitenin ortasına çizilen çizgi arasında kalan açıdır. Statik ve dinamik koşullarda Q açısının ölçümü yapılmaktadır (56). Literatürde çeşitli değerlendirme yöntemleri ve prosedürler yer almaktadır. Bu yöntemler arasında görüntüleme teknikleri (manyetik rezonans, bilgisayarlı tomografi, direkt grafi), gonyometre kullanılarak manuel ölçümler ve çeşitli uygulamalar yardımı ile fotoğraflama sonrasında dijital ölçümler yer almaktadır (57). Bu testler arası güvenilirlik 0.20 – 0.75 arasında değişmektedir. Ayrıca test içi güvenilirliği 0.22 – 0.75 olarak zayıf bir güvenilirliğe sahip olduğu gösterilmektedir (58,59). Henüz değerlendirmede ortak kılınan bir prosedür yayınlanmamıştır (60). Geleneksel olarak sırtüstü yatış pozisyonunda ve quadriceps kasında minimum kontraksiyonda iken statik ölçüm yapılması belirtilmektedir (56). Bu açının 15 ile 20 derece arasında olması normal kabul edilir. Q açısının 20 dereceden büyük olması patellafemoral ağrı ve alt ekstremite yaralanmaları ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Ancak güncel çalışmalar statik olarak değerlendirilen Q açısı ile patellafemoral ağrıyı ilişkilendirememektedir (60,61). Bu nedenle, dinamik aktiviteler sırasında, artan femoral adduksiyon gibi Q açısını etkileyebilecek şekilde değişen alt ekstremite mekaniği varlığında "dinamik Q açısı" kullanılmasını önerilmiştir (60,62). Dinamik yükleme koşullarıyla değişen Q açısının değerlendirilmesi daha güçlü bir korelasyona sahip olmaktadır. Bu nedenle son zamanlarda dinamik aktivitelerde alt ekstremite biyomekaniğinin klinik değerinin araştırılması önem kazanmaktadır (59). Bu bağlamda Q açısı pelvis–kalça-tibial pozisyonu, ayak-ayakbileği pozisyonu, kalça–diz kas gücü ile ilişkilendirilmektedir (63–65).

Değerlendirmeler, PostureScreen Mobile® (PSM) mobil uygulaması ile Iphone marka telefondan görüntü alarak ölçümler gerçekleştirildi. Değerlendirmelerden önce her iki SİAS, patella orta noktası ve tuberositas tibianın orta noktasına yansıtıcı işaretleyici (marker) yerleştirildi. Telefon kamerası, katılımcıdan 1,5 m uzaklıkta olacak şekilde yerleştirildi. Telefon dik bir şekilde konumlandırıldı. Ekranın orta noktası katılımcının pelvisi ile hizalanacak şekilde kameranın yerden yüksekliği ayarlandı. Hizalamalar için uygulamada bulunan kılavuz çizgilerden yararlanıldı. Bacaklar omuz genişliğinde açık, rahat bir şekilde çift ayak üzerinde duruşta ve tek bacak üzerinde duruşta (sağ ve sol) olmak üzere 2 koşulda görüntü alarak değerlendirmeler yapıldı. Her iki koşul için ölçümler 3 tekrarlı yapıldı. (Şekil 11)



Şekil 11. Quadriceps Açısı

3.6.2. İzometrik Kas Gücünün Değerlendirilmesi

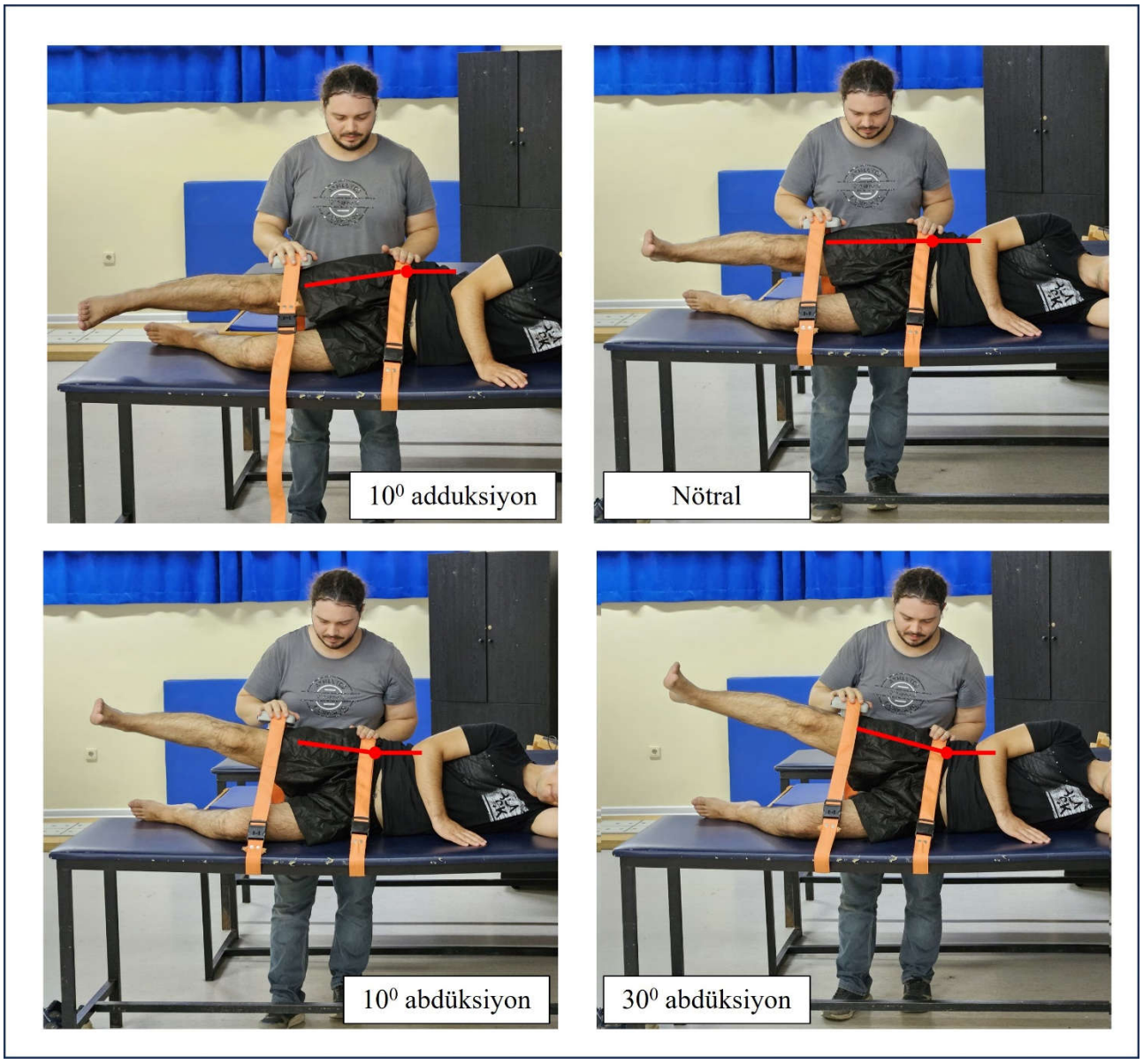
Maksimal izometrik güç, hand held dinamometre kullanılarak objektif ve güvenilir bir şekilde ölçülebilmektedir (7). Bu çalışmada, hand held dinometre bir eksternal kemer yardımı ile sabitlenerek kas gücü değerlendirmesi yapılmıştır. Böylelikle, değerlendirici tarafından doğabilecek ölçüm hataları minimuma indirilerek güvenilir bir şekilde değerlendirme yapılabilmektedir (66). İzometrik kas gücü değerlendirmelerinde Lafayette marka hand held dinamometre (Lafayette Instrument Company, ABD) kullanıldı (Şekil 12). Kilogram (kg) cinsinden sonuçlar elde edildi. Elde edilen veriler, katılımcıların vücut ağırlığına (BW) göre yüzdesi alınarak kaydedildi.



Şekil 12. Hand Held Dinomemetre

3.6.2.1. Kalça Abdüktör İzometrik Kas Gücünün Değerlendirilmesi

Katılımcılar, test edilecek taraf üstte kalacak şekilde yan yatışta pozisyon almaları ve altta kalan dizini 90 derece, kalçasını 30-45 derece arasında fleksiyona alacak şekilde pozisyonlandı. Test edilecek ekstremite kalça 0^0 fleksiyon ve diz tam ekstansiyonda pozisyonlandı. Hand Held Dinamometre (Lafayette Instrument Company Lafayette IN USA) eklem aralığının 5 cm proksimaline yerleştirildi. Bir kemer, pelvisin sabitlenmesi için, bir kemer ise el dinamometresnin sabitlenmesi için konumlandırıldı. Test edilen taraf kalça 10^0 adduksiyonda, 0^0 nötralde, 10^0 abdüksiyonda ve 30^0 abdüksiyonda olacak şekilde kas izometrik ölçümleri yapıldı. Katılımcıdan 5 saniye boyunca maksimal güç ile kalça abdüksiyonu yönünde dinamometreye bastırması istendi. Değerlendirmeler sırasında katılımcı sözlü olarak maksimal güç oluşturması için teşvik edildi ve maksimal güce ilk 2 saniyede ulaşması istendi. Her bir açı için ölçümler 3 defa tekrarlandı. Her tekrar arasında 30 saniye dinlenme verildi. Diğer açı değerine geçmeden 1 dakikalık dinlenme arası verildi. Tekrarların sonunda yorgunluk sözel olarak soruldu. Elde edilen verilerin vücut ağırlığına oranı yüzde hesaplanıp kaydedildi. Aynı prosedür diğer taraf ekstremite için de uygulandı (Şekil 13).

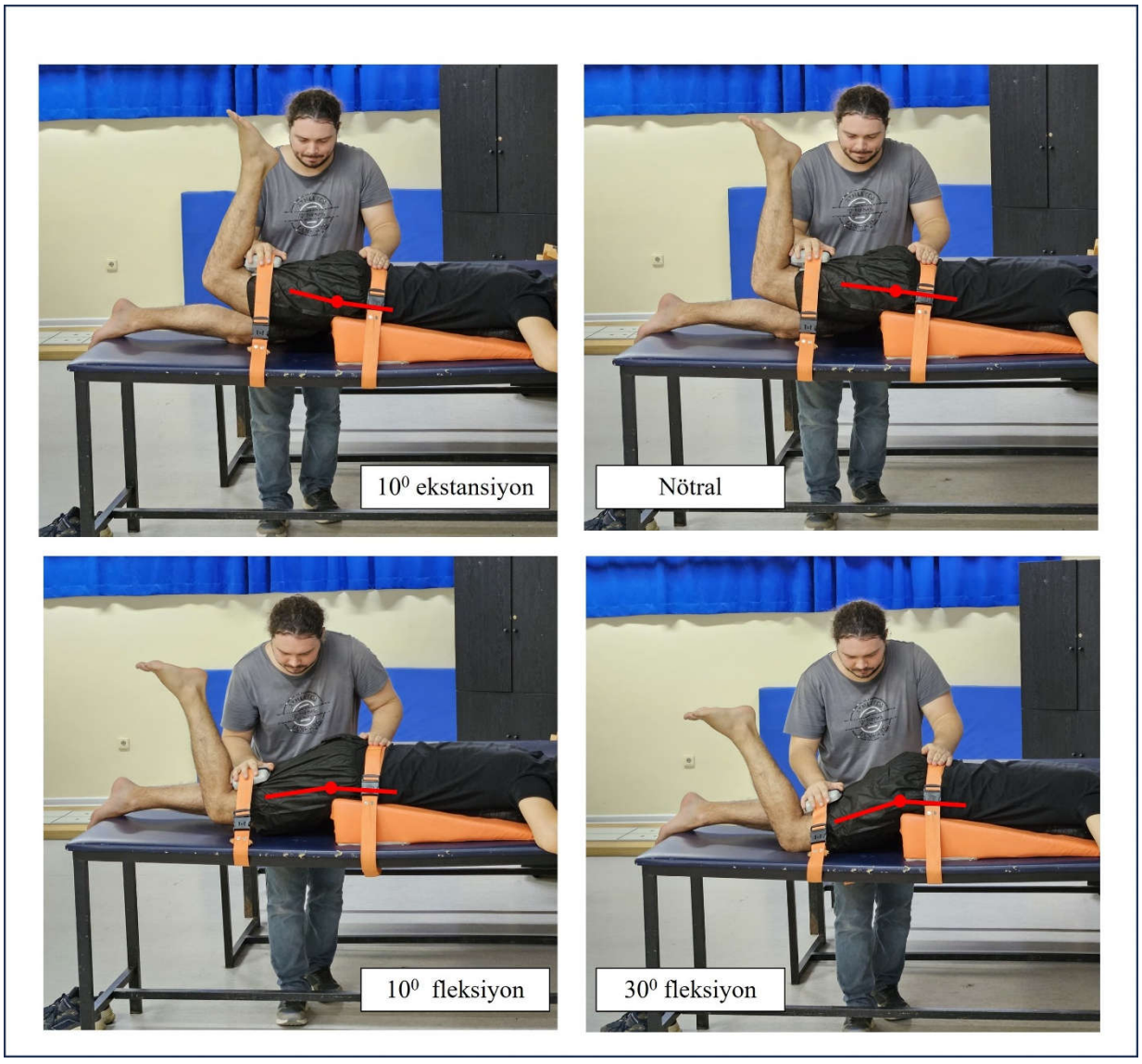


Şekil 13. Kalça Abdüktör İzometrik Kas Gücü Ölçümü

3.6.2.2. Kalça Ekstansör İzometrik Kas Gücünün Değerlendirilmesi

Katılımcı sedye üzerinde yüzüstü pozisyonlandı. Kompansasyonların önlenmesi adına katılımcının pelvisi bir kemer yardımı ile sedyeye sabitlendi. Hand held dinamometre (Lafayette Instrument Company Lafayette IN USA) popliteanın 5 cm proksimaline konumlandırıldı ve dinamometre de bir kemer yardımıyla sabitlendi. Değerlendirilen ekstremitede diz 90^0 fleksiyona alındı. Kalça 10^0 ekstansiyon, 0^0 nötral, 10^0 fleksiyon ve 30^0 fleksiyondayken izometrik kas gücü ölçümleri yapıldı. Katılımcıdan ekstansiyon yönünde dinamometreye maksimal güç ile 5 saniye

boyunca bastırması istendi. Değerlendirmeler sırasında katılımcı sözlü olarak maksimal güç oluşturması için teşvik edildi ve maksimal güce ilk 2 saniyede ulaşması istendi. Ölçümler her bir açıda 3 tekrarlı yapıldı ve her tekrar arasında 30 saniye dinlenme verildi. Her bir açı değişimi arasında da 1 dakikalık dinlenme verildi. Tekrarların sonunda yorgunluk sözel olarak soruldu. Her bir açıdaki 3 tekrar sonuçları kaydedilerek ortalaması alındı. Elde edilen verilerin vücut ağırlığına oranı yüzde olarak hesaplanıp kaydedildi. Aynı prosedür ile karşı taraf kalça değerlendirmesi yapıldı (Şekil 14).



Şekil 14. Kalça Ekstansör İzometrik Kas Gücü Ölçümü

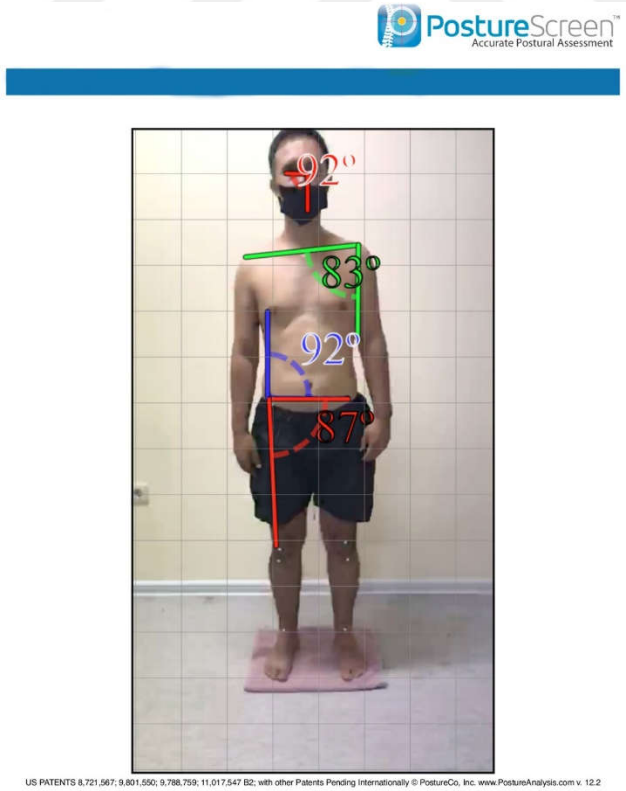
3.6.3. Postüral Dizilimin Değerlendirilmesi

Katılımcıların postür diziliminin değerlendirmeleri; PostureScreen Mobile® (PostureCo, Inc., Trinity, FL) (Versiyon 12.2) ile yapıldı. PostureScreen Mobile® (PSM), Android veya IOS işletim sistemi destekli cihazlarda kullanılabilen bir mobil uygulamadır ve fotografik postür değerlendirme yöntemidir. Farklı ortamlarda postür değerlendirmesine imkan sağlayan güncel bir yaklaşımdır. Kullanımı kolay, hızlı, düşük maliyetli ve güvenilir bir değerlendirme yöntemi olup ICC skoru 0,71 ile 0,99 arasında değişen değerlendiriciler arası güvenilirlik belirtilmektedir. (12,67). Ölçüm hatalarının minimuma indirilmesi amacıyla uygulamanın belirlediği anatomik noktalara yansıtıcı (marker) yapıştırılarak değerlendirme yapılabilmektedir (12). Değerlendirmelerin ince kıyafetler üzerinden yapılması herhangi bir sorun teşkil etmemektedir (68).

Frontal planda anterior analiz için katılımcıların akromioklavikular eklem, SIAS, patella orta noktası, tuberositas tibianın ortası, ayak bilek eklemin ortasına yansıtıcılar yapıştırıldı (Şekil 15). Değerlendirmeler için IOS (v15.6) işletim sistemi destekli Iphone 7 (Apple Inc, ABD) akıllı telefon kullanıldı. Cep telefonu katılımcıdan 1,5 metre uzakta olacak şekilde konumlandırıldı. Kameranın yerden yüksekliği, telefon ekranındaki kılavuz çizgi katılımcının pelvisine denk gelecek şekilde ayarlandı. Değerlendirme için katılımcıya "Rahat bir şekilde ayakta dur ve karşıya bak." komutu verildi. Doğal duruşun sergilendiğinden emin olmak için komutun 10-15 saniye sonrasında görüntü alındı (Şekil 16). Tek bacak üzerinde duruş değerlendirilmesinde, katılımcıdan bir dizini 90 derece fleksiyona alması istenmiştir. Katılımcıya "Dizini bük" komutu verildikten sonra hareketi tamamladığı andaki görüntü kaydedildi (Şekil 17). Sağ ve sol bacak üzerindeki duruşlar için değerlendirme tekrarlandı. Tekrarlı değerlendirmelerden kaynaklı oluşacak postüral malpozisyonun önlenmesi adına tekrarlar arası 2 dakika ara verildi. Ayrıca tek bacak duruşta yorgunluktan doğabilecek postüral kompansasyonları engellemek adına aynı taraf bacak üzerinde duruş tekrarlı olarak değerlendirilmedi. Sağ, sol, sağ, sol, sağ, sol şeklinde sıralama takip edilerek değerlendirmeler yapıldı. Her bir koşul için frontal plandaki baş-omuz-kalça acılaşması, femur adduksiyon açısı kaydedildi. Değerlendirmeler 3 tekrarlı yapıldı. Elde edilen sonuçların ortalamaları alındı. Çift bacak ayakta duruş ve tek bacak üzerinde duruştaki açı farkları hesaplanıp kaydedildi.



Şekil 15. İşaretleyici Yerleşimi



Şekil 16. Frontal Planda Çift Ayak Duruştaki Postüral Dizilim



Şekil 17. Frontal Planda Tek Ayak Duruştaki Postüral Dizilim

3.7. Araştırma Planı ve Takvimi

Tablo 1 Çalışma Planı

	Ekim 2022	Kasım 2022	Aralık 2022	Ocak 2023	Şubat 2023	Mart 2023	Nisan 2022	Mayıs 2023	Haziran 2023	Temmuz 2023	Ağustos 2023	Eylül 2023	Ekim 2023
Kaynak tarama	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X		
Planlama	X	X											
Ön çalışma	X	X											
İzinler – onaylar	X	X											
Veri toplama ve değerlendirme		X	X	X	X	X	X	X	X				
İstatiksel çözümleme						X	X	X	X	X	X		
Yazım						X	X	X	X	X	X	X	
Basım													X
Sunum													X

3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Verilerin analizi SPSS (Statistical Packpage for Social Science for Windows) programının 24.0 versiyonu kullanılarak yapıldı. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro–Wilk testleri kullanılarak incelendi. Parametrik koşullar sağladığı için elde edilen sonuçların yorumlanmasında parametrik testler kullanıldı. Cinsiyetler arası farkların incelenmesinde non-parametrik testler kullanıldı.

Çalışmanın primer hipotezine yönelik olarak farklı açılardaki kalça abdüktör izometrik kas gücü ile çift ayak duruştan tek ayak duruşa geçiş sırasında femoral adduksiyon değişimi arasındaki korelasyon incelendi. Ayrıca farklı açılardaki kalça abdüktör kas gücünün çift ayak duruştan tek bacak duruşa geçiş sırasında frontal plandaki baş, omuz, pelvis angulasyonu ve Q açısındaki değişim ile ilişkisi incelenmiştir. Bu değerlendirme için Pearson korelasyon testi kullanıldı.

Çalışmanın sekonder hipotezine yönelik farklı açılardaki kalça ekstansör izometrik kas gücü ile çift ayak duruştan tek ayak duruşa geçiş sırasında femoral adduksiyon değişimi arasındaki korelasyon Pearson korelasyon testi kullanılarak incelendi. Ayrıca farklı açılardaki kalça ekstansör kas gücünün çift ayak duruştan tek bacak duruşa geçiş sırasında frontal plandaki baş, omuz, pelvis angulasyonu ve Q açısındaki değişim ile ilişkisi Pearson korelasyon testi kullanılarak incelenmiştir.

3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları

1) Yorgunluğun, kas gücüne etkisi göz önüne alınarak yorgunluk katılımcılara sözel olarak sorularak geri dönüş alındı. Borg yorgunluk ölçeği gibi skalalar kullanılarak detaylı bir yorgunluk değerlendirmesi yapılmamıştır.
2) Kadın ve erkek katılımcı sayısı eşit değildir. Cinsiyete bağlı olarak değişen antropometri sonuçları etkileyebilmektedir. Ancak bu çalışmada kalça abdüktör ve ekstansör izometrik kas gücünün tek bacak duruştaki postüral dizilimdeki değişim ile ilişkisi incelendi. Çalışmanın hipotezlerindeki abdüktör ve ekstansör kas gücü ile postüral dizilimdeki değişimlerde cinsiyetler arasında anlamlı fark yoktur.
3) Postüral dizilimdeki sadece frontal plandaki açısal değişimler değerlendirilmiştir. Diğer düzlemlerde meydana gelebilecek kompansasyonlar gözlemsel tespit edilmiştir. Farklı ölçüm yöntemleri ile eş zamanlı olarak 3 plandaki açısal değişimler ile daha sağlıklı sonuçlar elde edilmesi mümkündür.

3.10. Etik İzinler

Etik izin, Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 7532-GOA dosya no 26.10.2022 tarihli, 2022/34-19 karar no ile alındı (EK-3). Çalışmaya katılan kişiler yazılı ve sözlü olarak bilgilendirildi ve yazılı onam belgeleri alındı (EK-2).

4. BULGULAR

4.1. Katılımcıların Demografik ve Klinik Özellikleri

Çalışmaya 29'u kadın, 18'i erkek olmak üzere toplamda 47 gönüllü dahil edilmiştir. Katılımcıların demografik bilgileri Tablo 2'de gösterilmektedir.

Tablo 2. Demografik Bilgiler

	Kadın			**Erkek**			**Toplam**		
	Min	**Maks**	**Ort ± SS**	**Min**	**Maks**	**Ort ± SS**	**Min**	**Maks**	**Ort ± SS**
Yaş	19	30	23,83 ± 0,60	20	32	24 ± 1,07	19	32	23,89 ± 3,76
Boy (cm)	160	170	164,96 ± 0,59	170	180	176 ± 0,86	160	180	169,2 ± 6,36
Kilo (kg)	50	70	57,20 ± 0,95	61	80	72,66 ± 1,24	50	80	63,06 ± 9,37
BKİ (kg/m^2)	18,59	24,98	21,02 ± 0,33	20,29	24,91	23,45 ± 0,34	18,59	24,98	21,95 ± 2,04

(Min: minimum, maks: maksimum, ort: ortalama, SS: standart sapma, BKİ: Beden kütle indeksi, cm: santimetre, kg;kilogram)

Katılımcıların ayakta duruş sırasında vücut kumpası kullanılarak iki SIAS arası mesafe ölçülmüştür. Pelvis genişliği sonuçları Tablo 3'te gösterilmektedir. Pelvis genişliğine bağlı olarak kalça abdüktör ve ekstansör kas gücünün moment kolunu arttıracağı göz önüne bulundurarak kadın ve erkekler arasındaki dağılım non-parametrik olarak Mann Whitneyy U testi ile karşılaştırılmıştır. Kadın ve erkekler arasında pelvis genişliği sonuçlarında anlamlı farklılık yoktur (Tablo 3).

Tablo 3. Pelvis Genişliği Ölçüm Sonuçları

	Erkek (Ort ± SS)	**Kadın (Ort ± SS)**	**p**
Pelvis Genişliği (cm)	23,89 ± 0,27	23,96 ± 0,18	0,641

(Mann Whitneyy U testi) (Ort: ortalama, SS: standart sapma, cm: santimetre)

Katılımcıların farklı açılarda kalça abdüktör izometrik kas gücü değerlendirmesi yapıldı. Kalçada herhangi bir fleksiyon ve ekstansiyon olmadan, 10^0 adduksiyonda, nötralde (0^0), 10^0 abdüksiyon ve 30^0 abdüksiyon olmak üzere 4 farklı açıda kalça abdüktör izometrik kas gücü ölçüldü. Her bir açıda 3 tekrarlı değerlendirme yapıldı ve ortalamaları alındı. Elde edilen veriler vücut ağırlığına oranı yüzde olarak hesaplandı. Kalça abdüksiyon izometrik kas gücü sonuçları Tablo 4'te gösterilmektedir. Sağ ve sol taraf kalça abdüktör izometrik kas gücü arasındaki fark Indipendent t test kullanılarak hesaplandı. Cinsiyetlerin kendi içinde ölçüm sonuçları ve cinsiyetler

arasındaki farklılık Tablo 5'te gösterilmektedir. Cinsiyetler arasındaki fark analizi için Mann Whitney U testi kullanılmıştır.

Tablo 4. Kalça Abdüksiyon İzometrik Kas Gücü Sonuçları

	Sağ (Ort ± SS)	**Sol (Ort ± SS)**	**(p)**
10^0 Adduksiyon (% BW)	38,32 ± 8,76	36,75 ± 8,36	0,860
0^0 (%BW)	35,16 ± 8,23	34,09 ± 9,07	0,564
10^0 Abdüksiyon (%BW)	32,40 ± 8,22	30,87 ± 8,14	0,963
30^0 Abdüksiyon (%BW)	25,25 ± 7,97	24,85 ± 7,53	0,508

(Indipendent t test) (ort: ortalama, SS: standart sapma, BW: vücut ağırlığı)

Tablo 5. Cinsiyetler Arası Kalça Abdüksiyon İzometrik Kas Gücü Sonuçları

		Erkek (Ort ± SS)	**Kadın (Ort ± SS)**	**(p)**
10^0 Adduksiyon (%BW)	Sağ	38,50 ± 2,52	38,16 ± 1,40	0,991
	Sol	38,01 ± 2,43	35,96 ± 1,29	0,375
0^0 (%BW)	Sağ	35,50 ± 2,31	34,95 ± 1,34	0,965
	Sol	35,27 ± 2,64	33,35 ± 1,40	0,484
10^0 Abdüksiyon (%BW)	Sağ	32,76 ± 2,48	32,16 ± 1,22	0,930
	Sol	31,40 ± 2,22	30,54 ± 1,37	0,662
30^0 Abdüksiyon (%BW)	Sağ	25,27 ± 2,16	25,23 ± 1,35	0,950
	Sol	25,47 ± 2,19	24,47 ± 1,17	0,793

(Mann Whitneyy U Testi) (ort: ortalama, SS: standart sapma, BW: vücut ağırlığı)

Kalçanın tüm açılarında sağ taraf kalça abdüktör izometrik kas gücü değeri sol tarafa göre daha fazla çıkmıştır. Ancak sağ ve sol taraf değerleri arasında anlamlı fark bulunmamaktadır. Cinsiyetler arasındaki kalça abdüktör izometrik kas gücü değerleri erkekler ile kadınlar arasında benzer olarak bulunmuştur ve cinsiyetler arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır.

Katılımcıların farklı açılarda kalça ekstansör izometrik kas gücü değerlendirmesi yapıldı. Kalçada herhangi bir abdüksiyon ve adduksiyon olmadan, 10^0 ekstansiyon, nötralde (0^0), 10^0 fleksiyon ve 30^0 fleksiyonda olmak üzere 4 farklı açıda kalça ekstansör izometrik kas gücü ölçüldü. Her bir açıda 3 tekrarlı değerlendirme yapıldı ve ortalamaları alındı. Elde edilen veriler vücut ağırlığına oranı yüzde olarak hesaplandı. Kalça ekstansör izometrik kas gücü sonuçları Tablo 6'da gösterilmektedir. Sağ ve sol taraf kalça ekstansör izometrik kas gücü arasındaki fark Indipendent t

test kullanılarak hesaplandı. Cinsiyetlerin kendi içinde ölçüm sonuçları ve cinsiyetler arasındaki farklılık Tablo 7'de gösterilmektedir. Cinsiyetler arasındaki fark analizi için Mann Whitney U testi kullanıldı.

Tablo 6. Kalça Ekstansör İzometrik Kas Gücü Sonuçları

	Sağ (Ort ± SS)	**Sol (Ort ± SS)**	**(p)**
10^0 Ekstansiyon (%BW)	24,10 ± 7,23	23,45 ± 7,96	0,267
0^0 (%BW)	27,04 ± 7,49	26,36 ± 8,13	0,251
10^0 Fleksiyon (%BW)	26,01 ± 7,76	26,07 ± 7,91	0,785
30^0 Fleksiyon (%BW)	22,45 ± 7,15	22,31 ± 7,58	0,619

(Indipendent t test) (ort: ortalama, SS: standart sapma, BW: vücut ağırlığı)

Tablo 7. Cinsiyetler Arası Kalça Ekstansör İzometrik Kas Gücü Sonuçları

		Erkek (Ort ± SS)	**Kadın (Ort ± SS)**	**(p)**
10^0 Ekstansiyon (%BW)	Sağ	23,47 ± 1,61	24,48 ± 1,38	0,827
	Sol	23,54 ± 1,64	23,38 ± 1,60	0,615
0^0 (%BW)	Sağ	27,68 ± 1,66	26,64 ± 1,45	0,547
	Sol	26,86 ± 1,70	26,05 ± 1,62	0,47
10^0 Fleksiyon (%BW)	Sağ	27,49 ± 1,58	25,09 ± 1,54	0,149
	Sol	23,35 ± 1,71	25,29 ± 1,54	0,304
30^0 Fleksiyon (%BW)	Sağ	23,09 ± 1,58	22,04 ± 1,39	0,381
	Sol	22,96 ± 1,82	21,90 ± 1,41	0,555

(Mann Whitneyy U Testi) (ort: ortalama, SS: standart sapma, BW: vücut ağırlığı)

Kalçanın tüm açı değerlerinde sağ taraftaki kalça ekstansör izometrik kas gücü sol tarafa göre daha fazla bulunmuştur. Sağ taraf ve sol taraf değerler arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır. Cinsiyetler arası karşılaştırmada genel olarak erkeklerin kalça ekstansör izometrik kas gücü kadınlara göre fazla bulunmuştur. Cinsiyetler arası değerlerde anlamlı farklılık yoktur.

Katılımcıların, çift bacak üzerinde duruş sırasındaki frontal plandaki açısal değerleri Tablo 8'de gösterilmektedir. Cinsiyetlerin kendi içinde ölçüm sonuçları ve cinsiyetler arasındaki farklılık Tablo 9'da gösterilmektedir. Cinsiyetler arasındaki fark analizi için Mann Whitney U testi kullanılmıştır.

Tablo 8. Çift Bacak Duruş Sırasındaki Postür Ölçüm Sonuçları

	(Ort ± SS)
Baş Açısı (^{0})	2,04 ± 1,74
Omuz Açısı (^{0})	1,30 ± 1,345
Pelvis Açısı (^{0})	1,60 ± 1,37
Sağ Bacak Q açısı (^{0})	18,99 ± 8,37
Sol Bacak Q Açısı (^{0})	19,97 ± 8,16
Sağ Taraf Femur Adduksiyon Açısı (^{0})	82,93± 2,72
Sol Taraf Femur Adduksiyon Açısı (^{0})	83,07 ± 2,89

(Ort: ortalama, SS: standart sapma, cm: santimetre, ^{0} : derece)

Tablo 9. Cinsiyetler Arası Çift Bacak Duruş Sırasındaki Postür Ölçüm Sonuçları

	Erkek (Ort ± SS)	**Kadın (Ort ± SS)**	**p**
Baş Açısı (^{0})	2,26 ± 0,47	1,89 ±0,28	0,638
Omuz Açısı (^{0})	1,54 ± 0,43	1,13 ± 0,17	0,904
Pelvis Açısı (^{0})	1,87 ± 0,36	1,43 ± 0,22	0,363
Sağ Bacak Q açısı (^{0})	14,10 ± 2,13	21,03 ± 1,17	**0,001***
Sol Bacak Q Açısı (^{0})	14,37 ± 1,79	22,44 ± 1,19	**0,001***
Sağ Taraf Femur Adduksiyon Açısı (^{0})	84,08 ± 0,54	82,22 ± 0,51	0,057
Sol Taraf Femur Adduksiyon Açısı (^{0})	84,77 ± 0,61	82,03 ± 0,47	**0,021***

*(Mann Whitneyy U Testi) (Ort: ortalama, SS: standart sapma, cm: santimetre, ^{0} : derece, *:p<0.05)*

Sağ ve sol tek bacak üzerinde duruş sırasındaki açısal değerler Tablo 10'da gösterilmektedir. Cinsiyetlerin kendi içinde ölçüm sonuçları ve cinsiyetler arasındaki farklılık Tablo 11'de gösterilmektedir. Cinsiyetler arasındaki fark analizi için Mann Whitney U testi kullanılmıştır.

Tablo 10. Tek Bacak Duruş Sırasındaki Postür Ölçüm Sonuçları

	Sağ (Ort ± SS)	**Sol (Ort ± SS)**
Baş Açısı (^{0})	3,08 ± 1,64	3,40 ± 2,40
Omuz Açısı (^{0})	3,33 ± 2,25	2,62 ± 1,70
Pelvis Açısı (^{0})	4,07 ± 2,61	3,98 ± 1,81
Q açısı (^{0})	21,12 ± 9,28	20,42 ± 9,31
Femur Adduksiyon Açısı (^{0})	80,20 ± 3,88	81,28 ± 4,24

(Ort: ortalama, SS: standart sapma, cm: santimetre, ^{0} : derece)

Tablo 11. Cinsiyetler Arası Tek Bacak Duruş Sırasındaki Postür Ölçüm Sonuçları

		Erkek (Ort ± SS)	**Kadın (Ort ± SS)**	**(p)**
Baş Açısı (^{0})	Sağ	2,73 ± 0,45	3,28 ± 0,26	0,114
	Sol	3,993 ± 0,58	3,023 ± 0,43	0,199
Omuz Açısı (^{0})	Sağ	3,34 ± 0,58	3,13 ± 0,39	0,751
	Sol	2,53 ± 0,46	2,67 ± 0,28	0,282
Pelvis Açısı (^{0})	Sağ	3,71 ± 0,64	4,28 ± 0,47	0,393
	Sol	4,35 ± 0,52	3,73 ± 0,27	0,357
Q açısı (^{0})	Sağ	16,26 ± 1,94	23,13 ± 1,61	**0,005***
	Sol	15,55 ± 2,10	22,44 ± 1,54	**0,004***
Femur Adduksiyon Açısı (^{0})	Sağ	80,97 ± 1,13	79,74 ± 0,59	0,123
	Sol	82,75 ± 1,70	80,39 ± 0,87	0,078

*(Mann Whitneyy U Testi) (Ort: ortalama, SS: standart sapma, ^{0} : derece, *: p<0,05)*

Çift bacak ve tek bacak duruş arasındaki postüral değişim sonuçları Tablo 12'de gösterilmektedir. Tek bacak duruşta elde edilen verilerden çift bacak duruştaki veriler çıkarılarak değişim sonuçları elde edilmiştir. Cinsiyetlerin kendi içinde ölçüm sonuçları ve cinsiyetler arasındaki farklılık Tablo 13'te gösterilmektedir. Cinsiyetler arasındaki fark analizi için Mann Whitney U testi kullanılmıştır.

Tablo 12. Çift Bacak Duruştan Tek Bacak Duruşa Geçişteki Postüral Değişim Sonuçları

	Sağ (Ort ± SS)	**Sol (Ort ± SS)**
Baş Açısındaki Değişim (^{0})	1,13 ± 2,88	1,34 ± 4,95
Omuz Açısındaki Değişim (^{0})	1,91 ± 2,91	1,68 ± 3,36
Pelvis Açısındaki Değişim (^{0})	3,30 ± 3,49	3,85 ± 3,19
Q açısındaki Değişim (^{0})	2,12 ± 5,03	0,45 ± 4,99
Femur Adduksiyon Açısındaki Değişim (^{0})	2,72 ± 3,98	1,80 ± 4,56

(Ort: ortalama, SS: standart sapma, ^{0} : derece)

Tablo 13. Cinsiyetler Arası Çift Bacak Duruştan Tek Bacak Duruşa Geçişteki Postüral Değişim Sonuçları

		Erkek (Ort ± SS)	**Kadın (Ort ± SS)**	**(p)**
Baş Açısı (^{0})	Sağ	1,07 ± 0,86	1,16 ± 0,43	0,504
	Sol	1,68 ± 1,3	0,5 ± 0,71	0,264
Omuz Açısı (^{0})	Sağ	1,76 ± 0,63	2,01 ± 0,57	0,818
	Sol	1,90 ± 0,97	1,54 ± 0,52	0,827
Pelvis Açısı (^{0})	Sağ	3,00 ± 0,60	3,49 ± 0,74	0,375
	Sol	4,39 ± 0,72	3,52 ± 0,60	0,352
Q açısı (^{0})	Sağ	2,16 ± 1,36	2,10 ± 0,85	0,726
	Sol	1,18 ± 1,42	-0, 01 ± 0,79	0,381
Femur Adduksiyon Açısı (^{0})	Sağ	3,11 ± 1,08	2,48 ± 0,67	0,878
	Sol	2,02 ± 0,82	1,64 ± 0,95	0,810

(Ort: ortalama, SS: standart sapma, ^{0} : derece)

4.2. Farklı Açılardaki Kalça Abdüktör İzometrik Kas Gücü ile Postüral Değişim Arasındaki İlişki

Farklı açılardaki kalça abdüktör izometrik kas gücünün, çift bacak duruştan tek bacak duruşa geçişteki postüral dizilim üzerine etkisi Pearson korelasyon testi kullanılarak bakılmıştır. Pearson korelasyon analizinde r değerine bakılarak bağımlı ve bağımsız değişkenler arasındaki ilişki yorumlanır. Bu r değeri -1 ve +1 arasındadır. Eğer, r değeri 0-0,1 arasında ise gözardı edilebilir korelasyon; 0,1-0,39 arasında ise düşük düzeyde korelasyon; 0,4-0,69 arasında ise orta düzeyde korelasyon; 0,7-0,89 arasında ise güçlü korelasyon; 0,9-1 arasında ise çok güçlü korelasyon olarak yorumlanır. Bu değerler pozitif ise pozitif korelasyondan, negatif ise negatif korelasyondan söz edilir (69).

Tablo 14. Farklı Açılardaki Kalça Abdüktör Kas Gücü ile Postüral Dizilimdeki Açı Değişimleri Arasındaki İlişki

		Baş Açısı	**Omuz Açısı**	**Pelvis Açısı**	**Q Açısı**	**Femoral Adduksiyon**
10^0 Adduksiyon	p	0,483	0,238	0,295	0,093	<0,001
	r	-0,073	-0,123	0,109	-0,174	-0,458**
0^0	p	0,632	0,229	0,484	0,060	<0,001
	r	-0,050	-0,125	0,073	-0,195	-0,506**
10^0 Abdüksiyon	p	-,746	0,234	0,318	0,136	<0,001
	r	-0,034	-0,124	0,104	-0,155	-0,483**
30^0 Abdüksiyon	p	0,446	0,147	0,469	0,091	<0,001
	r	-0,080	-0,151	0,076	-0,175	-0,496**

*(Pearson Korelasyon Testi) (**p<0,01)*

Tablo 15. Cinsiyetlere Göre Farklı Açılardaki Kalça Abdüktör Kas Gücü ile Postüral Dizilimdeki Açı Değişimleri Arasındaki İlişki

			Baş Açısı	Omuz Açısı	Pelvis Açısı	Q Açısı	Femoral Adduksiyon
10^0 Adduksiyon	Kadın	p	0,334	0,742	0,028	0,633	<0,001
		r	0,129	0,044	0,289*	-0,064	-0,500**
	Erkek	p	0,955	0,385	0,790	0,034	0,036
		r	0,010	-0,149	-0,046	-0,351*	-0,351*
0^0	Kadın	p	0,165	0,867	0,072	0,367	<0,001
		r	-0,185	-0,022	0,238	-0,121	-0,581**
	Erkek	p	0,748	0,535	0,753	0,063	0,055
		r	0,056	-0,107	0,054	-0,313	-0,322
10^0 Abdüksiyon	Kadın	p	0,154	0,675	0,054	0,408	<0,001
		r	-0,190	-0,056	0,254	-0,111	-0,595**
	Erkek	p	0,628	0,663	0,951	0,167	0,097
		r	0,084	-0,075	0,011	-0,236	-0,281
30^0 Abdüksiyon	Kadın	p	0,304	0,655	0,089	0,215	<0,001
		r	-0,137	-0,060	0,225	-0,165	-0,514**
	Erkek	p	0,762	0,348	0,761	0,147	0,092
		r	0,052	-0,161	-0,052	-0,247	-0,285

*(Indipendent t testi) (**p<0,01)*

Tablo 16. Sağ ve Sol Taraf Farklı Açılardaki Kalça Abdüktör Kas Gücü ile Postüral Dizilimdeki Açı Değişimleri Arasındaki İlişki

			Baş Açısı	Omuz Açısı	Pelvis Açısı	Q Açısı	Femoral Adduksiyon
10^0 Adduksiyon	Sağ	p	0,456	0,603	0,492	0,056	0,009
		r	0,111	-0,078	0,103	-0,281	-0,378**
	Sol	p	0,142	0,306	0,578	0,225	0,001
		r	-0,217	-0,153	0,083	-0,18	-0,486**
0^0	Sağ	p	0,642	0,539	0,648	0,059	0,002
		r	0,07	-0,092	0,068	-0,277	-0,442**
	Sol	p	0,269	0,384	0,529	0,202	0,001
		r	-0,165	-0,13	0,094	-0,189	-0,476**
10^0 Abdüksiyon	Sağ	p	0,571	0,258	0,621	0,088	0,008
		r	0,085	0,168	0,074	0,252	-0,381**
	Sol	p	0,273	0,498	0,355	0,376	<0,001
		r	-0,176	-0,101	0,138	-0,132	-0,526**
30^0 Abdüksiyon	Sağ	p	0,982	0,613	0,35	0,088	0,002
		r	0,003	-0,076	0,139	-0,252	-0,433**
	Sol	p	0,222	0,171	0,508	0,253	0,006
		r	-0,182	-0,203	0,099	-0,17	-0,393**

*(Pearson Korelasyon Testi) (**p<0,01)*

Femoral adduksiyondaki değişim ile farklı açılardaki kalça abdüktör kas gücü arasında korelasyon katsayısı (r) 0,458 ile 0,506 arasında değişen negatif yönlü orta düzeyde anlamlı (p=0,000) bir ilişki saptandı. En yüksek korelasyon 0^0 nötraldeki kas gücü (r=0,506) ve sonrasında 30^0 abdüksiyondaki kas gücünde (r=0,496) bulunmuştur. Femoral adduksiyon haricindeki postüral parametreler ile kalça abdüktör kas gücü arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Q açısı ile kalça abdüktör kas gücü arasında anlamlı olmamakla birlikte p değeri 0,060 ile 0,093 arasında değişen, düşük düzeyde anlamlı olmaya yakın sonuçlar elde edilmiştir.

Abdüktör izometrik kas gücü ile tek bacak duruşa geçişteki postüral dizilimdeki değişim cinsiyetlere göre incelendiğinde erkelerde sadece 10^0 adduksiyondaki izometrik kas gücü ile femoral adduksiyondaki değişim arasında anlamlı negatif yönlü zayıf bir ilişki bulunmuştur. Kadınlarda tüm açılardaki abdüktör izometrik kas gücü ile femoral adduksiyondaki değişim arasında negatif yönlü orta derecede bir ilişki bulunmuştur. Sağ ve sol taraflar karşılaştırıldığında sağ tarafta en yüksek korelasyon katsayısı 0^0 açı değerinde, sol tarafta ise 10^0 abdüksiyondaki kas gücü değeri ile en yüksek korelasyon katsayısı tespit edilmiştir.

4.3. Farklı Açılardaki Kalça Ekstansör İzometrik Kas Gücü ile Postüral Değişim Arasındaki İlişki

Farklı açılardaki kalça ekstansör izometrik kas gücünün, çift bacak duruştan tek bacak duruşa geçişteki postüral dizilim üzerine etkisi Pearson korelasyon testi kullanılarak bakılmıştır.

Tablo 17. Farklı Açılardaki Kalça Ekstansör Kas Gücü ile Postüral Dizilimdeki Açı Değişimleri Arasındaki İlişki

		Baş Açısı	**Omuz Açısı**	**Pelvis Açısı**	**Q Açısı**	**Femoral Adduksiyon**
10^0 Ekstansiyon	p	0,932	0,464	0,510	0,169	<0,001
	r	-0,009	-0,076	0,069	-0,143	-0,497**
0^0	p	0,343	0,480	0,309	0,126	<0,001
	r	-0,099	-0,074	0,106	-0,159	-0,455**
10^0 Fleksiyon	p	0,994	0,391	0,362	0,065	<0,001
	r	-0,001	-0,089	0,095	-0,191	-0,464**
30^0 Fleksiyon	p	0,995	0,273	0,301	0,075	<0,001
	r	-0,001	-0,114	0,108	-0,184	-0,402**

*(Pearson Korelasyon Testi) (** p < 0,01)*

Tablo 18. Cinsiyetlere Göre Farklı Açılardaki Kalça Ekstansör Kas Gücü ile Postüral Dizilimdeki Açı Değişimleri Arasındaki İlişki

			Baş Açısı	**Omuz Açısı**	**Pelvis Açısı**	**Q Açısı**	**Femoral Adduksiyon**
10^0 Ekstansiyon	Kadın	p	0,823	0,958	0,291	0,198	<0,001
		r	-0,30	0,007	0,141	-0,171	-0,593**
	Erkek	p	0,570	0,276	0,690	0,133	0,283
		r	0,144	-0,271	-0,101	0,368	-0,268
0^0	Kadın	p	0,271	0,884	0,120	0,128	<0,001
		r	-0,147	-0,20	0,207	-0,202	-0,555**
	Erkek	p	0,768	0,324	0,812	0,215	0,288
		r	0,075	-0,247	0,060	-0,307	-0,265
10^0 Fleksiyon	Kadın	p	0,905	0,729	0,163	0,050	<0,001
		r	-0,016	0,046	0,185	-0,259*	-0,600**
	Erkek	p	0,674	0,204	0,872	0,213	0,476
		r	0,106	0,314	0,041	0,308	-0,180
30^0 Fleksiyon	Kadın	p	0,729	0,648	0,218	0,022	<0,001
		r	-0,046	-0,061	0,164	-300*	-0,525**
	Erkek	p	0,940	0,316	0,900	0,298	0,383
		r	0,019	-0,251	0,032	-0,260	-0,219

*(Indipendent t testi) (** p < 0,01)*

Femoral adduksiyondaki değişim ile farklı açılardaki kalça ekstansör kas gücü arasında korelasyon kat sayısı (r) 0,402 ile 0,497 arasında değişen orta düzeyde negatif yönlü ilişki saptanmıştır. En yüksek korelasyon (r=0,497) 10^0 ekstansiyondaki kalça ekstansör kas gücü ile bulunmuştur. Femoral adduksiyon haricindeki postüral parametreler ile kalça ekstansör kas gücü arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır. 10^0 ve 30^0 fleksiyondaki kas gücü ve Q açısındaki değişim arasında düşük düzeyde (r= 0,191 ve r= 0,184) anlamlı olmaya yakın (p=0,065 ve p=0,0075) negatif yönlü korelasyon bulunmuştur.

Cinsiyete göre karşılaştırıldığında kadınlarda tüm açılardaki kalça ekstansör izometrik kas gücü ile femoral adduksiyondaki değişim arasında orta derecede anlamlı bir ilişki mevcut iken erkeklerde kalça ekstansör izometrik kas gücü ile femoral adduksiyondaki değişim arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır. Sağ ve sol taraflar ayrı ayrı değerlendirildiğinde genel olarak kalçanın fleksiyon açısı artıkça elde edilen ekstansör kas gücü ile femoral adduksiyondaki değişim arasındaki korelasyon katsayısında azalmalar mevcuttur.

Tablo 19. Sağ ve Sol Taraf Farklı Açılardaki Kalça Ekstansör Kas Gücü ile Postüral Dizilimdeki Açı Değişimleri Arasındaki İlişki

			Baş Açısı	**Omuz Açısı**	**Pelvis Açısı**	**Q Açısı**	**Femoral Adduksiyon**
10^0 Ekstansiyon	Sağ	p	0,570	0,451	0,390	0,105	<0,001
		r	-0,85	0,113	0,128	-0,240	-0,508**
	Sol	p	0,700	0,382	0,403	0,261	0,018
		r	-0,58	-0,130	0,125	-0,167	-0,345*
0^0	Sağ	p	0,340	0,327	0,217	0,295	0,002
		r	0,-142	0,146	0,184	0,156	-0,433**
	Sol	p	0,249	0,333	0,273	0,115	0,003
		r	-0,171	-0,114	0,163	-0,233	-0,431**
10^0 Fleksiyon	Sağ	p	0,471	0,074	0,144	0,207	0,003
		r	0,108	0,263	0,0217	-0,187	-0,430**
	Sol	p	0,362	0,303	0,552	0,150	0,027
		r	-0,136	-0,153	0,089	-0,213	-0,322*
30^0 Fleksiyon	Sağ	p	0,487	0,162	0,096	0,337	0,025
		r	0,104	0,207	0,246	-0,143	-0,327*
	Sol	p	0,428	0,057	0,718	0,140	0,143
		r	-0,118	-0,280	0,054	-0,219	-217

*(Indipendent t testi) (** p < 0,01)*

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı, kalçanın farklı açılarında kalça abdüktör ve ekstansör izometrik kas gücü ile tek bacak duruşta frontal planda meydana gelen postüral dizilimdeki değişim arasındaki ilişkisinin incelenmesidir. Kalça eklemi, aktiviteler sırasında alt ekstremite ve gövde arasında köprü görevi görmesi sebebiyle önem arz etmektedir. Özellikle tek bacak üzerindeki aktivitelerde kalça eklemi ve pelvis kontrolü, aktivitenin verimli ve sağlıklı bir şekilde gerçekleştirilmesinde odak noktadadır (3,5). Ancak son yıllarda kalça çevresi kasların aktivasyonu ve fonksiyonları üzerine git gide artan sayıda çalışmalar yapılmasına rağmen tam olarak açıklık getirilemeyen konular mevcuttur (2,37). Özellikle kasların hareketinin (ve gücünün) anatomik pozisyonun dışında aktive edildiğinde kas davranışının nasıl değişeceği konusundaki çalışmalar sınırlıdır ve bu konuda daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Literatürde kalça abdüktör ve ekstansör kasların nötral pozisyon dışındaki davranışı ve bu davranışların aktiviteler sırasındaki kalça eklem stabilitesi, femoropelvik kontrol ve postüral dizilimdeki değişim ile ilişkisi hakkındaki çalışmalarda eksiklik görülerek bu çalışmanın yapılması gerekliliği düşünülmüştür. Bu kasların kapsamlı olarak incelenmesi, kasların anormal işleyişine bağlı bozuklukların teşhisi ve tedavi edilmesinde daha sağlıklı bir bakış sağlayacaktır (37).

Yaşları 18 ile 32 arasında değişen sağlıklı genç popülasyonda yapılan bu çalışmada, hand held dinamometre kemer yardımı ile ekstremiteye ve değerlendirme masasına sabitlenerek kalçanın farklı açılarında kalça abdüktör ve ekstansör izometrik kas gücü ölçümü yapıldı. Kilogram cinsinden elde edilen değerlerin vücut ağırlığına oranı yüzde cinsinden kaydedildi. Yukarıda bahsedildiği gibi tek bacak üzerindeki aktivitelerde kalça çevresindeki kaslar, aktivitenin kontrolü ve postüral dizilimin kontrolü konusunda önemli görevler düşmektedir ve bu kontrolün sağlanması için vücut ağırlığından doğan momentler ile baş edilmesi gerekmektedir (5). Bu bakış açısı ile elde edilen izometrik kas gücünün yorumlanmasından ziyade, elde edilen bu izometrik kas gücü sonuçlarının vücut ağırlığına oranının yorumlanmasının daha sağlıklı olacağı düşünülmektedir. Bu oran cinsiyet, yaş, kilo, beden kütle indeksi, kondisyon durumu ve antrenman geçmişine göre kişiler arasında farklılık gösterebilir. Ayrıca kas gücünün farklı ölçüm yöntemlerine göre farklı sonuçlar elde edilebilir. Yöntemlerdeki bu farklılıklar, farklı ölçüm cihazı kullanımı, kilogram, libre, Newton gibi farklı birimlere göre kas gücü sonuçlarının kaydedilmesi, değerlendirilen kişinin farklı pozisyonlarda (oturarak, sırtüstü veya yüzüstü, dizler fleksiyonda veya ekstansiyonda) ve farklı anatomik noktalardan (diz proksimalinden veya ayak bilek proksimalinden) kas gücü ölçümü yapılmasından kaynaklı olabilmektedir. Ayrıca değerlendirme prosedürlerindeki farklılıklar da

sonuçları etkileyebilmektedir (70,71). Bu nedenlerden dolayı yaygın kabul edilen bir oran mevcut değildir ve literatürde bu konu hakkındaki sonuçlar sınırlıdır. Bu çalışmada kalça abdüktör izometrik kas gücü sonuçları arasında en yüksek ortalama değerler kalçanın 10^0 adduksiyon pozisyonundayken sağ tarafta %38,32 ± 8,76 ve sol tarafta %36,75 ± 8,36 olarak kaydedildi. Kalça nötraldeyken sağ tarafta %35,16 ± 8,23 ve sol tarafta %34,09 ± 9,07 değerleri kaydedildi. Kalça abdüksiyona alındıkça (başka bir ifade ile kasın boyu kısaltıldıkça) elde edilen kas gücü sonuçlarında azalma ve sağ ve sol taraf arasındaki farkın azaldığı gözlendi. Sağ ve sol taraf arasında kas gücü sonuçları arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır. Stickler ve ark, genç sağlıklı kadınlarda yaptığı, kalçanın nötral pozisyonudaki abdüktör izometrik kas gücü sonucununu vücut ağırlığının yaklaşık %35'i olarak bulmuştur. Katılımcıların demografik bilgileri, yaptığımız çalışmadakine çok yakındır. Ayrıca tamamen aynı yöntemle değerlendirmeler yapılmıştır. Bu açıdan elde ettiğimiz sonuçlar ile Stickler ve ark. çalışmasındaki sonuçlarla uyum göstermesi beklenen bir durum olarak düşünülmektedir (54). Alvarenga ve ark. genç kadın popülasyonda yapmış olduğu çalışmada kalçanın nötral pozisyonunda gluteus medius izometrik kas gücünü ortalama dominant tarafta %17,22 ve non-dominant tarafta %16,47 olarak bulmuşlardır (71). Fenato ve ark. sağlıklılar ile obezleri karşılaştırdığı çalışmada, 20 ile 60 yaş aralığındaki ve çoğunluğu (%92) kadınlardan oluşan bireylerde yaptığı çalışmada kontrol grubunda kalça nötral pozisyondaki abdüktör izometrik kas gücünü ortalama sağ tarafta 292.0 ± 94.5 Newton (29,76 kg) ve sol tarafta 290.7 ± 76.6 Newton (29,56 kg) abdüktör izometrik kas gücü sonucuna ulaşmıştır (70). Vücut ağırlığına oranı ortalama %51,2 olarak bulmuşlardır. Yaptığımız çalışmada elde ettiğimiz abdüktör izometrik kas gücü sonuçları Alvarenga ve arkadaşlarının elde ettiği sonuçlara göre yüksek, Fenato ve arkadaşlarının elde ettiği sonuçlara göre düşük bulunmuştur. Alvarenga ve arkadaşlarının çalışması sadece kadınlardan oluşmaktaydı. Yaptığımız çalışmadaki kadın katılımcılar ile Alvarenga ve arkadaşlarının çalışmasındaki katılımcıların demografik bilgileri birbirlerine benzerlik göstermektedir. Ancak değerlendirme prosedüründeki farklılıklar ve kullanılan cihazdaki farklığın sonuçların farklı çıkmasında etkili olduğu düşünülmektedir. Ek olarak göz önünde bulundurulması gerekilen noktalar olarak, katılımcıların maksimal gücünü ölçüm sırasında yansıttığından emin olma konusu ve yorgunluk konusu yer almaktadır. Çünkü Alvarenga ve arkadaşları 5 tekrarlı bir değerlendirme yapılmıştır ve değerlendirmeler arası 15 sn dinlenme periyotları yer verilmiştir (70). Yaptığımız çalışmaya kıyasla tekrar sayısının daha fazla olması ve dinlenme periyotlarının daha düşük olması, katılımcılarda yorgunluk açığa çıkarmış olabilir. Ayrıca değerlendiricinin maksimal gücü teşviki konusundaki talimatları ve tutumu da sonuçları etkileyen bir faktör olarak düşünülmesi gerekmektedir. Fenato ve ark. yaptığı çalışmaya bakıldığında kontrol grubundaki katılımcıların

vücut ağırlığı, yaptığımız bu çalışmaya göre daha düşük değerdedir. Benzer bir prosedür kullanılmasına rağmen farklı bir değerlendirme cihazı kullanılmıştır. Bu faktörler göz önüne alındığında elde ettikleri kalça abdüktör izometrik kas gücünün vücut ağırlığına oranı sonuçlarının, elde ettiğimiz verilere göre daha yüksek olması beklenen bir sonuç olarak düşünülebilir. Ayrıca Fenato ve ark. yaptığı bu çalışmada obez grupta elde edilen sonuçların kontrol gruba göre yarı yarıya olması da bu düşüncemizi destekler niteliktedir. Nitekim vücut ağırlığı arttıkça kalça abdüktör izometrik kas gücünün vücut ağırlığına oranındaki değerin azalması beklenen bir durumdur. Bahsi geçen bu iki çalışmada da kadınların çoğunlukta olduğu da göz önünde bulundurulmalıdır. Yaptığımız bu çalışmada 29 kadın (katılımcıların %61,7'si) ve 19 erkek (katılımcıların %38,3'ü) yer almaktadır. Kadın ve erkekler arasında pelvis genişliği değerleri olarak anlamlı fark mevcut değildir. Ayrıca elde edilen kalça abdüktör izometrik kas gücü sonuçları arasında da anlamlı fark yoktur ve elde edilen sonuçlar benzerdir. İlk bakışta erkeklerdeki değerlerin kadınlara göre daha fazla olması beklenen bir durum olarak düşünülebilir. Ancak aynı beden kütle indeksine sahip olan katılımcılar arasında kadınların vücut ağırlığı ortalama 57,20 kg iken erkeklerin 72,66 kilogramdır. Erkeklerin vücut ağırlığının kadınlara göre fazla olmasına bağlı olarak elde edilen izometrik kas güçlerinin vücut ağırlığına oranı cinsiyetler arası benzer çıkmasını açıklar niteliktedir.

Yapılan bu çalışmada, kalçanın farklı açılarındaki ekstansör izometrik kas gücü değerlendirmeleri sonucunda en yüksek değerler kalçanın nötralde (0^0) olduğu pozisyondayken sağ tarafta %27,04 ± 7,49 ve sol tarafta %26,36 ± 8,13 olarak bulundu. Kalçanın fleksiyon açısının artması ile izometrik kas gücü değerlerinde azalma görüldü. Hollman ve ark. genç sağlıklı kadınlarda yaptığı çalışmada kalçanın nötral pozisyonunda ölçülen ekstansör izometrik kas kuvveti değerlerini Newton cinsinden kaydetmiş ve vücut ağırlığına oranlamıştır. Elde ettikleri bu değeri %43.6 ±11.1 olarak bulmuşlardır (72). Farklı ölçüm cihazları ve farklı ölçüm birimleri baz alınarak yapılan çalışmalara bağlı olarak elde edilen sonuçlar değişiklik göstermektedir ve bu durum bu değer için ortak bir konsensüs oluşturulmasını zorlaştırmaktadır. Alvarenga ve ark. yapmış olduğu çalışmada bu değeri %27,91 olarak bulmuşlardır ve yaptığımız çalışmada elde ettiğimiz kalça ekstansör izometrik kas gücü sonuçları ile uyuşmaktadır. Sonuç olarak, yukarıda da bahsedildiği gibi elde edilen izometrik kas gücü değerlerinin vücut ağırlığına oranını etkileyen birçok faktör bulunmaktadır ve çalışmalarda bu faktörlere bağlı olarak farklı sonuçlar çıkabilmektedir. Ayrıca literatürde bu konuda sınırlı çalışmalara rastlanmıştır. İlerleyen dönemlerde bu konudaki çalışmaların artmasına bağlı olarak elde edilen değerlerin daha sağlıklı yorumlanabileceği düşünülmektedir.

Değerlendirme yöntemlerinin çeşitlilik kazanması, teknolojideki ilerlemeler ve değerlendirme yöntemlerinin daha ulaşılabilir olmasıyla frontal plandaki postüral dizilimi içeren çalışmalar gitgide yaygınlaşmaktadır. Bu yöntemler arasında 3 boyutlu hareket yakalama sistemleri, dijital kameralar yardımı ile çekilen fotoğraflar üzerinden değerlendirmeler ve akıllı cihazlar için geliştirilen postür değerlendirme uygulamaları yer almaktadır (73). Tek bacak üzerinde duruş sırasındaki frontal plan postür analizini içeren çalışmalar da literatürde yer almaktadır. Yapılan bu çalışmada tek bacak üzerinde duruşta elde edilen frontal plandaki postüral dizilim sonuçları literatürdeki diğer çalışmalar ile uyum göstermektedir. Bu çalışmada pelvis açısı ortalama ve standart sapması 4,07 ± 2,61 derece (R) ile 3,98 ± 1,81 derece (L) bulundu. Takacs ve Hunt'ın genç sağlıklılarda yapmış olduğu çalışmada, dominant taraf üzerinde tek bacak üzerinde duruş sırasında pelvisteki açılaşma 2,19 ± 0,61 bulunmuştur (73). Bu çalışmada omuz açısı ortalama 3,33 ± 2,25 derece (R) ile 2,62 ± 1,70 derece (L) bulunmuştur. Takacs ve Hunt'ın çalışmasında 2,08 ± 5,44 derece olarak bulunmuştur (73). Elde ettiğimiz sonuçlar ile Tacaks ve Hunt'ın çalışmasındaki sonuçlar ile uyuşmaktadır. Tacaks ve Hunt'ın çalışmasında altın standart olan 3 boyutlu hareket yakalama sistemi kullanılmıştır ve bu sistem daha hassas bir ölçüm imkanı sunmaktadır. Ayrıca 9 erkek katılımcı üzerinde değerlendirme yapılmıştır. Yaptığımız çalışmada PostureScreen Mobile akıllı cihaz uygulaması ile değerlendirme yapılmıştır. Katılımcıların demografik özelliklerindeki farklılıklar ve değerlendirme yöntemindeki farklılıklara bağlı olarak sonuçlarda az da olsa farklılık olabileceği düşünülmektedir. Edmondston ve ark. sağlıklı genç kadınlarda, frontal planda fotografik analiz yöntemi ile yaptığı çalışmada femoral adduksiyon açısını 84,2 ± 2,7 olarak bulunmuştur (74). Khuu ve Lewis'in 16 erkek ve 16 kadın katılımcı ile 3 boyutlu hareket yakalama sistemi ile yaptığı değerlendirmede femoral adduksiyon açısını kadınlarda 83,6 ± 3,3 ve erkeklerde 86,4 ± 5,9 olarak bulmuşlardır (75). Bu çalışmada 80,20 ± 3,88 derece (R) ve 81,28 ± 4,24 derece (L) olarak bulunmuştur. Cinsiyetlere göre bakıldığında erkeklerde 82,75 ± 1,70 ve kadınlarda 80,39 ± 0,87 olarak bulunmuştur ve cinsiyetler arası anlamlı fark bulunmamaktadır. Çalışmalardaki femoral adduksiyon sonuçları birbirleri ile uyumludur. Ancak cinsiyete bağlı farklılıklar ve değerlendirme yöntemlerindeki farklılıklardan kaynaklı sonuçlar arasında çok az da olsa fark oluşturabilmektedir. Fotografik analiz yapılırken dikkat edilmesi gereken hususlardan, analizin yapılacağı uygun fotoğraf karesinin seçilmesidir. Çünkü tek ayak duruş sırasında, katılımcı sabit bir şekilde kalamayacaktır ve sürekli olarak denge sağlama çabası içine girecektir. Bu hususta 3 boyutlu hareket yakalama sistemleri, hareketin tamamı boyunca gözlemlemeye izin vermesi açısından daha avantajlı konumdadır. Ayrıca değerlendirmeler için referans noktalarında da farklılıklar mevcuttur. Khuu ve Lewis, iki SIAS arasına çizilen çizgi ile diz orta noktasına uzanan çizgi arasındaki açıyı

referans almıştır. Edmondston ve ark çalışmasında ve yaptığımız çalışmada iki SIAS arasında uzanan çizgi ve femur lateral kondili referans alınmıştır. Bu çalışmalar haricinde tek bacak duruşta femoral adduksiyon sonuçlarını veren başka bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışma dahilinde değerlendirilen bir başka parametre de tek bacak duruştaki Q açısı değeridir. Bu çalışmada 18,99 ± 8,37 derece (R) ve 19,97 ± 8,16 derece (L) bulunmuştur. Farklı değerlendirme yöntemlerine göre farklı Q açısı sonuçları elde edilebilmektedir. Genellikle kullanılan prosedür, Q açısının supin pozisyonda değerlendirilmesi yönündedir. Ancak, ayakta duruş sırasında ve tek bacak üzerindeki görevlerdeki Q açısı değerlendirmelerine de ihtiyaç duyulmaktadır. Tek bacak duruşta Q açısı değerlendiren literatürde sadece Herrington'un çalışmasına rastlanmıştır. 60 asemptomatik kadın ve 16 patellafemoral ağrısı olan kadınlarda yapmış olduğu fotografik değerlendirme sonucunda tek bacak duruşta 10^0 ile 15^0 arasında Q açısı sonuçları bildirmektedir. Sonuçların sağlıklı yorumlanabilmesi için farklı değerlendirme yöntemler ile daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Çalışmanın hipotezleri gereği asıl üzerinde durulacak konu, tek bacak duruşa geçerken frontal planda meydana gelen postüral dizilimdeki değişimlerdir. Çift bacak duruştan tek bacağa geçiş sırasında elde edilen frontal planda meydana gelen postüral dizilimdeki değişim sonuçları da literatürle uyumluluk göstermektedir. Bu çalışmada sağ tarafta ortalama femoral adduksiyonda 2,72 ± 3,98 derece, Q açısında 2,12 ± 5,03 derece, pelvis açısında 3,30 ± 3,49 derece, omuz açısında 1,91 ± 2,91 derece ve baş açışında 1,13 ± 2,88 derece değişim elde edildi. Sol tarafta femoral adduksiyonda ortalama 1,80 ± 4,56 derece, Q açısında 0,45 ± 4,99 derece, pelvis açısında 3,85 ± 3,19 derece, omuz açısında 1,68 ± 3,36 derece ve baş açısında ortalama 1,34 ± 4,95 derece artış bulundu. Allison, Bennell ve ark. 3 boyutlu hareket analizi kullanarak genç popülasyonda yapmış olduğu çalışmada tek bacak duruşa geçiş sırasında femoral adduksiyonda 3,2 ± 4,3 derecelik artış bulmuştur. Aynı çalışmada frontal plandaki pelvis açısında 2,90 ± 5,2 olarak bulunmuştur (76). Herrington'un yapmış olduğu çalışmada patellafemoral ağrısı olmayan kadınlarda çift bacak duruştan tek bacak duruşa geçişte Q açısında ortalama 2,3 derecelik bir artış bulunmuştur (77). Yaptığımız çalışmada hem erkek hem kadın katılımcılar yer almaktadır. Çift ayak ve tek ayak duruşta Q açısı değeri cinsiyetler arası anlamlı fark olmasına karşın, Q açısındaki değişimde cinsiyetler arası anlamlı fark bulunmamaktadır. Bu durum, Q açısının dinamik aktivitelerde değerlendirilmesi gerekliliği görüşünü de destekler niteliktedir. Çünkü statik koşullarda elde edilen Q açısı sonuçlarının yorumlanmasının sağlıklı sonuçlar vereceği konusu literatürde tartışmalıdır. Son zamanlarda dinamik aktivitelerdeki Q açısının değişiminin yorumlanmasının daha sağlıklı olacağı görüşü öne sürülmektedir (59). Ancak literatürde çoğunlukla aktivite olarak tek bacak

çömelme (squat) sırasındaki Q açısı değişimine yönelik değerlendirmelere daha fazla rastlanmış olup tek bacak duruş sırasındaki değerlendirmeler için Herrington'un çalışması haricindeki çalışmaya rastlanmamıştır.

Son yıllarda gluteal kasların aktivasyonu ve fonksiyonları üzerine birçok çalışma yapılmasına rağmen tam olarak açıklık getirilemeyen belirli konular mevcuttur. Kasların anatomik pozisyon dışında etkinleştirildiğinde nasıl davranacağı ile ilgili daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Böylece, kalça kaslarının anormal işleyişine dayalı bozuklukları teşhis etme ve tedavi etme yönünden daha sağlıklı bir bakış elde edilecektir (37). Hasta popülasyonlarda yapılan çalışmalar da bu düşünceyi destekler niteliktedir. Allison, Bennell ve ark. kontrol grubuna göre gluteal tendinopatisi olanlarda tek bacak duruşa geçiş sırasında daha fazla femoral adduksiyon açısına sahip olduğunu göstermiştir ve gluteal tendinopatili bireylerde kalça abdüktör kaslarının uzunluk-gerim eğrisinde değişiklik olabileceğini ileri sürmüştür (76). Ayrıca günlük yaşam alışkanlıklarına bağlı olarak kasların uzunluk-gerim ilişkisinde değişiklikler olabileceği ve kalça abdüktörlerinin sürekli uzama stresine maruz kalmasını kümülatif bir sonucu olarak değişen uzunluk-gerilim ilişkisi geliştirdiği öne sürülmüştür (10). Goldspink, bu durumu "gerilme zayıflığı (stretch weakness)" teorisi ile açıklamaktadır (82). Bu teori doğrultusunda bu çalışma için kalça adduksiyon pozisyonunda abdüktör izometrik kas gücü daha yüksek olanların tek bacak duruştaki femoral adduksiyon değişiminin daha az olacağı hipotezi ortaya atılmıştır.

Farklı açılardaki kalça abdüktör izometrik kas gücü ile frontal plandaki femoral adduksiyon açısındaki değişim arasındaki ilişki incelendiğinde, tüm açı değerlerindeki kas gücü ile femoral adduksiyon açısındaki değişim arasında orta derecede negatif yönlü bir ilişki saptandı. Çalışmanın primer hipotezi olan kalça adduksiyonda pozisyonundayken elde edilen abdüktör izometrik kas gücü daha yüksek olanların tek bacak ayakta duruş sırasındaki femoral adduksiyon artışına orta derecede (r=0,458) ilişkisi olduğu görülmektedir. Ayrıca kalça 0^0 nötraldeki abdüktör izometrik kas gücü ile femoral adduksiyondaki değişim arasında diğer açılardaki izometrik kas gücüne göre daha yüksek korelasyon katsayısı (r=0,506) olduğu tespit edildi. Bu durum, kasların her ne kadar uzatılmış pozisyonundaki adaptasyonlara sahip olsa da femoropelvik kontrolü sağlamada en etkili gücü nötral pozisyondaki kas gücünün sağladığı olarak yorumlanmaktadır. Bu durumdan yola çıkarak, tek bacak duruşta kalça abdüktör kaslardaki uzunluk-gerilim ilişkisindeki değişimin femoropelvik kontrole etkisi olduğunun ancak etki eden başka faktörlerin de araştırılması gerekliliği söylenebillir. Sağ ve sol taraftaki abdüktör izometrik kas gücü ile femoral adduksiyondaki değişim karşılaştırıldığında sağda en yüksek korelasyon kalçanın nötral pozisyonunda, solda en yüksek 10^0

abdüksiyon pozisyonundaki izometrik kas gücünden elde edildi. Bu durum, kalça adduksiyondayken daha fazla güç açığa çıkaran sağ taraf kaslarının sol tarafa göre kalçayı daha fazla adduksiyona götürme eğiliminde olduğu yönünde yorumlanmaktadır. Sağ ve sol taraf arasındaki bu farklılık, Goldspink'in gerilme zayıflığı teorisini destekler niteliktedir. Ancak ileriki çalışmalarda günlük yaşam alışkanlıkları mesleki alışkanlıklar ve kasların morfolojik özelliklerini de içeren çalışmalar ile araştırılması gerektiği düşünülmektedir. Cinsiyete göre ilişkiye bakıldığında erkeklerden elde edilen sonuçlar göze çarpmaktadır. 10^0 adduksiyondaki ve nötraldeki abdüktör kas gücü ile femoral adduksiyondaki artış ile negatif yönlü zayıf bir ilişki bulundu. Diğer açılardaki kas gücü değerleri ile femoral adduksiyondaki değişim arasında anlamlı ilişki bulunmamaktadır. Bu durum aslında çalışmanın primer hipotezi ile uyuşmaktadır ve uzatılmış pozisyona adapte olmuş kasın femoral adduksiyon artışına daha az izin verdiğini göstermektedir. Ancak kısaltılmış pozisyona adapte olan kasın fonksiyon üzerine ilişkisini açıklayamamaktadır. Kadınlarda da kalçanın tüm açılarındaki değerler ile femoral adduksiyondaki değişim arasında negatif yönlü orta derece ilişki mevcuttur. Kadınlar ve erkekler arasındaki bu farklılık, esneklik gibi cinsiyete özgü farklılıklardan kaynaklı olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca, kalça abdüktör kas gücü ile femoral adduksiyondaki değişim dışındaki postüral parametrelerle anlamlı bir ilişki saptanmamıştır ve bu paramtrelerdeki değişim kalça abdüktör izometrik kas gücü ile açıklanamaktadır. Gluteal tendinopati gibi hasta popülasyonlarda yapılan benzer çalışmalar kontrol grubuna göre pelvis açısında değişim olduğunu ve tek bacak duruşta pelvis düşmesine (pelvik drop) işaret edebileceğini göstermektedir (76). Bu çalışmaya sağlıklı genç bireyler dahil edilmiştir ve pelvis açısındaki değişim ile kalça abdüktör kas gücü arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Çünkü, yukarıda da bahsedildiği gibi pelvis düşmesi femoral adduksiyonun artışına neden olan farklı durumlardan sadece bir tanesidir. Patolojinin yorumlanması için sadece pelvik düşmeye bakılması sağlıksız sonuçlar doğurabilmektedir. Pelvis açısındaki değişim ve diğer postüral parametrelerdeki değişimin altta yatan nedenlerinin ilerleyen çalışmalarda araştırılması önerilmektedir.

Bu çalışmada sekonder olarak çift bacak ayakta duruştan tek bacak ayakta duruşa geçişte frontal planda postüral dizilimdeki değişimin farklı açılardaki kalça ekstansör izometrik kas gücü ile ilişkisi incelendi. Tüm açı değerlerindeki gluteus maksimus kas gücü ile femoral adduksiyondaki değişim arasında negatif yönlü orta düzeyde bir korelasyon elde edildi. Frontal plandaki baş, omuz ve pelvis açılarındaki değişim ve Q açısındaki değişim ile gluteus maksimus kas gücü arasında anlamlı bir ilişki tespit edilmedi. Çalışmanın sekonder hipotezi olan kalça fleksiyon pozisyonunda ekstansör izometrik kas gücü yüksek olanların tek bacak ayakta duruş sırasındaki femoral adduksiyon artışına negatif yönlü orta derecede ($r=0,402$) anlamlı ilişki tespit edildi. Ancak en

yüksek korelasyon katsayısı 10^0 ekstansiyondaki kas gücü ile femoral adduksiyondaki değişim arasındaki (r=0,497) elde edilmiştir. Aslında kalça 0^0 iken en yüksek izometrik güç elde edildi. Ancak 10^0 ekstansiyondaki izometrik kas gücü frontal plandaki femoropelvik dizilimin kontrolünde daha etkili olabileceği görüldü. Kalçanın fleksiyon açısı arttıkça (kas uzatıldıkça) elde edilen izometrik kas gücü ile femoropelvik dizilimdeki değişim arasındaki ilişki azalmaktadır. Bu durum gerilme zayıflığı teorisi ile uyuşmaktadır. Cinsiyetlere göre bakıldığında kadınlarda tüm açılardaki kalça ekstansör kas gücü ile femoral adduksiyondaki değişim arasında orta derecede ilişki bulunmuştur. Erkeklerde elde edilen sonuçlar ile femoral adduksiyondaki değişim arasında anlamlı sonuçlar elde edilmemiştir. Kadın ve erkek katılımcı sayısındaki farklılıklar ve antropometrik özelliklerdeki farklılıklar sonuçları etkileyebilmektedir. Ayrıca kadınlarda 10^0 fleksiyon ve 30^0 fleksiyon açısındaki ekstansör kas gücü ile Q açısındaki değişim arasında negatif yönlü anlamlı düşük düzeyde bir ilişki dikkat çekmektedir. Bu durum, kalça fleksiyonda iken izometrik kas gücü daha yüksek olanların Q açısındaki değişimi kontrol edebileceğine dair zayıf bir kanıt sunmaktadır. İlerleyen çalışmalarda bu durumun daha detaylı incelenmesi önerilmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Literatürde, tek bacak duruşta kalça abdüktör ve ekstansör izometrik kas gücü ile ilişkisini inceleyen çalışmaların yeterli olmadığı düşünülerek bu çalışma yapıldı. Sağlıklı genç popülasyonda farklı açılardaki kalça abdüktör ve ekstansör kas gücü ile çift bacak duruştan tek bacağa geçiş sırasındaki postüral dizilim parametrelerindeki değişim arasındaki ilişki ile ilgili aşağıdaki sonuçlara ulaştık.

1. Kalça abdüktörleri ve ekstansör kas gücü ile ilgili uzunluk-gerim ilişkisi ile uyumlu sonuçlar elde edildi.

2. Tüm açılardaki kalça abdüktör ve ekstansör izometrik kas gücü ile femoral adduksiyondaki değişim arasında orta derecede anlamlı ilişki bulundu. Diğer postüral parametreler ile anlamlı ilişki tespit edilmedi.

Fotografik postür analizi, gün geçtikçe kliniklerde yaygınlaşmaktadır. Farklı aktiviteler sırasnda fotografik postür analizi yapmak mümkündür. Yapılan bu çalışmanın sonuçlarına göre tek bacak duruş sırasında yapılan postür analizi, kalça abdüktör ve ekstansör kasların uzunluk-gerim ilişkisi hakkında fikir verebilmektedir. Literatürde, farklı açılardaki kalça abdüktör ve ekstansör kas gücünün tek bacak duruştaki dizilim ile ilişkisini inceleyen başka bir çalışmaya rastlanmamaktadır. Farklı açılarda kalça abdüktör kas gücünü inceleyen çalışmalar mevcuttur. Ancak farklı açılardaki kas davranışlarının fonksiyonel bir aktivitedeki postüral dizilimdeki değişim ile ilişkisinin incelendiği öncü bir çalışma olduğu düşünülmektedir. Ayrıca literatürde kalça abdüktörlerinin frontal plandaki dizilime etkisini inceleyen çalışmalar yer almasına rağmen kalça ekstansörlerinin etkisini inceleyen çalışmalar sınırlıdır. Bu bağlamda kasların dinamik koşullar altındaki davranışının daha iyi anlaşılabilmesi için dinlenme pozisyonu dışındaki davranışlarını değerlendiren ve bunun farklı aktivitelere etkisinin inceleneceği çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. İlerleyen zamanlarda sadece sağlıklı popülasyonla değil, gluteal tendinopati gibi hasta popülasyonlarındaki kas davranışlarının da incelenerek benzer bir çalışma yapılmasının literatüre katkısının olacağı düşünülmektedir. Ayrıca elde edilen kas gücü değerleri femoral adduksiyondaki değişim haricinde meydana gelen açı değişimlerini açıklayamamaktadır. Baş, gövde ve pelviste meydana gelen açı değişimlerinin altta yatan farklı nedenlerinin incelenmesi önerilmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Geoffrey Ng KC, Jeffers JRT, Beaulé PE. Hip Joint Capsular Anatomy, Mechanics, and Surgical Management. J Bone Joint Surg American 2019 ;101(23): 21-41.
2. Retcford TH, Crossley KM, Grimaldi A, Kemp JL, Cowan. Can local muscles augment stability in the hip? A narrative literature review. J Musculoskelet Neuronal Interact. 2013;13(1):1–12.
3. Moore D, Semciw AI, Pizzari T. A Systematıc Revıew And Meta-Analysıs Of Common Therapeutıc Exercıses That Generate Hıghest Muscle Actıvıty In The Gluteus Medıus And Gluteus Mınımus Segments. Int J Sports Phys Therapy. 2020;15(6):856.
4. Grimaldi A. Assessing lateral stability of the hip and pelvis. Man Ther. 2011;16(1):26–32.
5. Nascimento MB, Vilarinho LG, Lobato DFM, Dionisio VC. Role of gluteus maximus and medius activation in the lower limb biomechanical control during functional single-leg Tasks: A systematic review. Knee. 2023 1;43:163–75.
6. Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. 1996;75(6):2334–43.
7. Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, Adair B, Pua YH, Williams GP, et al. Assessment of Lower Limb Muscle Strength and Power Using Hand-Held and Fixed Dynamometry: A Reliability and Validity Study. PLoS One. 2015 Oct 28;10(10).
8. Earl JE. Gluteus Medius Activity during 3 Variations of Isometric Single-Leg Stance. J Sport Rehabil. 2005;14(1):1–11.
9. Boudreau SN, Dwyer MK, Mattacola CG, Lattermann C, Uhl TL, McKeon JM. Hip-Muscle Activation during the Lunge, Single-Leg Squat, and Step-Up-and-Over Exercises. J Sport Rehabil. 2009;18(1):91–103.
10. Neumann DA, Soderberg GL, Cook TM. Comparison of Maximal Isometric Hip Abductor Muscle Torques Between Hip Sides. Phys Ther. 1988;68(4):496–502.
11. Scholarsarchive B, Cristine B, Hopkins B. Validity of PostureScreen Mobile® in the Measurement of Standing Posture. 2014; 42(2): 132-140
12. Szucs KA, Brown EVD. Rater reliability and construct validity of a mobile application for posture analysis. J Phys Ther Sci. 2018;30(1):31.
13. Oatis CA. Biomechanics of Skeletal Muscle. In: Oatis CA, editor. Kinesiology The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement. 2nd ed. Philadelphia PA: Wolters Kluwer; 2009; 45–68.
14. Hunter SK, Brown DA. Muscle: the Primary Stabilizer and Mover of the Skeletal System. In: Neumann DA, editor. Kinesiology of the Musculoskeletal System. 2nd ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2010; 47–75.
15. Richfield D. Medical gallery of David Richfield. WikiJournal of Medicine. 2014;1(2).

16. Hunter SK, Brown DA. Muscle: the Primary Stabilizer and Mover of the Skeletal System. In: Neumann DA, editor. Kinesiology of the musculoskeletal system _ foundations for physical rehabilitation. 2nd ed. St. Louis, Missour: Mosby Elsevier; 2010; 47–75.

17. Fernández-Costa JM, Fernández-Garibay X, Velasco-Mallorquí F, Ramón-Azcón J. Bioengineered in vitro skeletal muscles as new tools for muscular dystrophies preclinical studies. J Tissue Eng. 2021;12.

18. Hamill J, Knutzen K, Derrrick T. Muscular Considerations for Movement. In: Hamill J, Knutzen K, Derrrick T, editors. Biomechanical Basis of Human Movement. 4th ed. Philadelphia PA: Wolters Kluwer; 2015. p. 59–98.

19. Neumann DA. Getting Started. In: Neumann DA, editor. 3-27. 2nd ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2010. p. 3–27.

20. Abbott BC, Aubert XM. The force exerted by active striated muscle during and after change of length. J Physiology. 1952;117(1):77.

21. Rassier DE, Herzog W. Force enhancement following an active stretch in skeletal muscle. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2002;12(6):471–7.

22. Herzog W. Force enhancement following stretch of activated muscle: Critical review and proposal for mechanisms. Med Biol Eng Comput. 2005;43(2):173–80.

23. Huxley H, Hanson J. Changes in the Cross-Striations of Muscle during Contraction and Stretch and their Structural Interpretation. Nature 1954 173:4412. 1954;173(4412):973–6.

24. Huxley AF, Niedergerke R. Structural changes in muscle during contraction; interference microscopy of living muscle fibres. Nature. 1954;173(4412):971–973.

25. Byrne DP, Mulhall KJ, Baker JF. Anatomy & Biomechanics of the Hip. The Open Sports Medicine Journal. 2014 Jun 18;4(1):51–7.

26. Ross Lawrence, Lamperti ED. General Anatomy of the Musculoskeletal System. Thieme Atlas of Anatomy: General Anatomy and Musculoskeletal System. 3rd ed. New York: Thieme New York; 2006.

27. Eyüboğlu F, Sayaca Ç, Çalik M, Korkem D, Tascılar LN, Kaya D. Kinesiology of the hip. In: Angin S, Simsek IE, editors. Comparative Kinesiology of the Human Body Normal and Pathological Conditions. 1st ed. London: Elseiver; 2020. p. 375–92.

28. Kim YH. Acetabular dysplasia and osteoarthritis developed by an eversion of the acetabular labrum. Yonsei Med J. 1984;25(2):97–104.

29. Larson CM, Swaringen J, Morrison G. A review of hip arthroscopy and its role in the management of adult hip pain. Iowa Orthop J. 2005; 25:172–179.

30. Benhnke R. Kinetic anatomy. 3rd ed. Behnke RS, editor. Human Kinetics. Human Kinetics; 2012; 227–243.

31. Arifoğlu Y. Her Yönüyle Anatomi. 1st ed. Arifoğlu Y, editor. İstanbul: İstanbul Tıp Kitapevi Sağlık Yayıncılık Hiz. Ltd. Şti; 2017; 52.

32. Fatih Ekşioğlu M, Açar Hİ, Tekdemir İ. Kalça ekleminin fonksiyonel anatomisi. TOTBİD Dergisi. 2011;10(1):32–7.

33. Chang A, Breeland G, Hubbard JB. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Femur. StatPearls.. 2022.

34. Turgut A. Kalça eklemi anatomisi ve biyomekaniği. TOTBID. 2015;(14):27–33.

35. Gökmen F, Ertürk M. Hareket Sistemi,Kemikler. In: Gökmen F, editor. Sistematik Anatomi. 1st ed. İzmir; 2003; 17–90.

36. Parson SH. Clinically Oriented Anatomy, 6th edn. J Anat. 2009; 215(4):474.

37. Neumann DA. Hip. In: Standring S, editor. Gray's Anatomy. 41st ed. St. Louis, Missour: Mosby Elsevier; 2011; 376–382.

38. Retcford TH, Crossley KM, Grimaldi A, Kemp JL, Cowan. Can local muscles augment stability in the hip? A narrative literature review. J Musculoskelet Neuronal Interact. 2013;13(1):1–12.

39. Vleeming A, Stoeckart R. The role of the pelvic girdle in coupling the spine and the legs: a clinical–anatomical perspective on pelvic stability. In: Vleeming A, Mooney V, Stoeckart R, editors. Movement, Stability & Lumbopelvic Pain. 2nd ed. Churchill Livingstone: Elseiver; 2007; 113–140.

40. Lee DG, Vleeming A, Mooney, Stoeckart R. Impaired load transfer though the pelvic girdle-a new model of altered neutral zone function. 2007.

41. Moore J. The sporting hip. In: Porter S, Wilson J, editors. A Comprehensive Guide to Sports Physiology and Injury Management. 1st ed. Elsevier Inc.; 2021; 194–206.

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

43. Cowan RM, Semciw AI, Pizzari T, Cook J, Rixon MK, Gupta G, et al. Muscle Size and Quality of the Gluteal Muscles and Tensor Fasciae Latae in Women with Greater Trochanteric Pain Syndrome. Clin Anat. 2020; 33(7):1082–90.

44. Lippert LS. Hip. In: Lippert LS, editor. Clinical Kinesiology and Anatomy of the Lower Extremities. Philadelphia: F. A. Davis Company; 2006; 231–250.

45. Flack NAMS, Nicholson HD, Woodley SJ. A review of the anatomy of the hip abductor muscles, gluteus medius, gluteus minimus, and tensor fascia lata. Clinical Anatomy. 2012;25(6):697–708.

46. Diamond LE, van den Hoorn W, Bennell KL, Wrigley T V., Hinman RS, O'Donnell J, et al. Deep hip muscle activation during squatting in femoroacetabular impingement syndrome. Clinical Biomechanics. 2019; 69:141–7.

47. Byrne DP, Mulhall KJ, Baker JF. Anatomy & Biomechanics of the Hip. The Open Sports Medicine Journal. 2014; 18;4(1):51–57.

48. Kummer B. Is the Pauwels' theory of hip biomechanics still valid? A critical analysis, based on modern methods. Ann Anat. 1993;175(3):203–10.

49. Hamill J, Knutzen KM, Derrick TR, editors. Functional Anatomy of the Lower Extremity. In: Biomechanical Basis of Human Movement. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015; 172–240.

50. Muscolino JE. Posture and the Gait Cycle. In: Muscolino JE, editor. Kinesiology - The Skeletal System and Muscle Function. 2nd ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby; 2011; 601–24.

51. Oatis CA. Characteristics of Normal Posture and Common Postural Abnormalities. In: Carol A., editor. Kinesiology The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement. 2nd ed. Philadelphia, PA: Wolters Kluwer; 2009; 875–91.

52. Szucs KA, Brown EVD. Rater reliability and construct validity of a mobile application for posture analysis. J Phys Ther Sci. 2018;30(1):31–6.

53. Do Rosário JLP. Photographic analysis of human posture: A literature review. J Bodyw Mov Ther. 2014;18(1):56–61.

54. Stickler L, Finley M, Gulgin H. Relationship between hip and core strength and frontal plane alignment during a single leg squat. Phys Ther Sport. 2015;16(1):66–71.

55. Schulthies SS, Francis RS, Fisher AG, Van De Graaff KM. Does the Q Angle Reflect the Force on the Patella in the Frontal Plane? Phys Ther [Internet]. 1995;75(1):24–30.

56. Livingston LA. The Quadriceps Angle: A Review of the Literature. J Orthop Sports Phys Ther. 1998;28(2):105–9.

57. Smith TO, Hunt NJ, Donell ST. The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2008;16(12):1068–79.

58. Livingston LA. The quadriceps angle: A review of the literature. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 1998 [cited 2023 Jul 24];28(2):105–9.

59. Skouras AZ, Kanellopoulos AK, Stasi S, Triantafyllou A, Koulouvaris P, Papagiannis G, et al. Clinical Significance of the Static and Dynamic Q-angle. 2022; 14(5): e24911.

60. Harput G. Kinesiology of the knee joint. In: Angın S, Şimşek İE, editors. Comparative Kinesiology of the Human Body Normal and Pathological Conditions. 1st ed. London: Elsevier Inc.; 2020; 393–410.

61. Silva D de O, Briani RV, Ferrari D, Pazzinatto MF, Aragão FA, Azevedo FM de. Q angle and subtalar pronation are not good predictors for pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. Fisioterapia e Pesquisa. 2015;22(2):169–75.

62. Powers CM. The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. 2003;33(11):639–46.

63. Nguyen AD, Boling MC, Levine B, Shultz SJ. Relationships between lower extremity alignment and the quadriceps angle. Clin J Sport Med. 2009;19(3):201–6.

64. Hollman JH, Kolbeck KE, Hitchcock JL, Koverman JW, Krause DA. Correlations between Hip Strength and Static Foot and Knee Posture. J Sport Rehabil 2006;15(1):12–23.

65. Ceballos-Laita L, Carrasco-Uribarren A, Cabanillas-Barea S, Pérez-Guillén S, Medrano-de-la-Fuente R, Hernando-Garijo I, et al. Relationship between Hip Abductor Muscle Strength and Frontal Plane Kinematics: A Cross-Sectional Study in Elite Handball Athletes. Applied Sciences 2022; 12(19):10044.

66. Thorborg K, Bandholm T, Hölmich P. Hip- and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2013;21(3):550–555.

67. Cristine B, Hopkins B. Validity of PostureScreen Mobile® in the Measurement of Validity of PostureScreen Mobile® in the Measurement of Standing Posture Standing Posture. 2014.

68. Boland DM, Neufeld E V, Ruddell J, Dolezal BA, Cooper CB. Inter- and intra-rater agreement of static posture analysis using a mobile application. J Phys Ther Sci. 2016;28(12):3398.

69. Schober P, Schwarte LA. Correlation Coefficients: Appropriate Use and Interpretation. Anesth Analg. 2018;126(5):1763–1768.

70. Alvarenga G, Kiyomoto HD, Martinez EC, Polesello G, Alves VL dos S. Normatıve Isometrıc Hıp Muscle Force Values Assessed By A Manual Dynamometer. Acta Ortop Bras . 2019;27(2):124–128.

71. Fenato RR, Araujo ACF, Guimarães ATB. Comparison of gluteus medius strength between individuals with obesity and normal-weight individuals: a cross-sectional study. BMC Musculoskelet Disord. 2021;22(1).

72. Hollman JH, Hohl JM, Kraft JL, Strauss JD, Traver KJ. Modulation of Frontal-Plane Knee Kinematics by Hip-Extensor Strength and Gluteus Maximus Recruitment During a Jump-Landing Task in Healthy Women. J Sport Rehabil. 2013;22(3):184–190.

73. Takacs J, Hunt MA. The effect of contralateral pelvic drop and trunk lean on frontal plane knee biomechanics during single limb standing. J Biomech. 2012 Nov 15;45(16):2791–6.

74. Edmondston S, Leo Y, Trant B, Vatna R, Kendell M, Smith A. Symmetry of trunk and femoro-pelvic movement responses to single leg loading tests in asymptomatic females. Man Ther. 2013 Jun 1;18(3):231–6.

75. Khuu A, Lewis CL. Position of the non-stance leg during the single leg squat affects females and males differently. Hum Mov Sci. 2019 Oct 1;67:102506.

76. Allison K, Bennell KL, Grimaldi A, Vicenzino B, Wrigley T V., Hodges PW. Single leg stance control in individuals with symptomatic gluteal tendinopathy. Gait Posture. 2016 Sep 1;49:108–113.

77. Herrington L. Does the change in Q angle magnitude in unilateral stance differ when comparing asymptomatic individuals to those with patellofemoral pain? Physical Therapy in Sport. 2013;14(2):94–7.

78. Gottschalk F, Kourosh S, Leveau B. The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. J Anat. 1989;66:179.

79. Muyor JM, Martín-Fuentes I, Rodríguez-Ridao D, Antequera-Vique JA. Electromyographic activity in the gluteus medius, gluteus maximus, biceps femoris, vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris during the Monopodal Squat, Forward Lunge and Lateral Step-Up exercises. PLoS One. 2020;15(4):e0230841.

80. Nguyen AD, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A Preliminary Multifactorial Approach Describing the Relationships Among Lower Extremity Alignment, Hip Muscle Activation, and Lower Extremity Joint Excursion. J Athl Train. 2011;46(3):246–56.

81. Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between Knee Valgus, Hip-Muscle Strength, and Hip-Muscle Recruitment during a Single-Limb Step-Down. J Sport Rehabil. 2009;18(1):104–17.

82. Goldspink G, Tabary C, Tabary JC, Tardieu C, Tardieu G. Effect of denervation on the adaptation of sarcomere number and muscle extensibility to the functional length of the muscle. J Physiol. 1974;236(3):733.

8. EKLER

EK-1 Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

GÖNÜLLÜ BİLGİLENDİRME FORMU

Araştırmanın Adı: Farklı açılardaki kalça abdüktör ve ekstansör izometrik kas gücünün tek bacak duruştaki postüral dizilime etkisi
Sorumlu Araştırıcının Adı: Prof. Dr. İbrahim Engin ŞİMŞEK
Yardımcı Araştırmacının Adı: Mustafa Tahsin ÖZER
"Farklı açılardaki kalça abdüktör ve ekstansör izometrik kas gücünün tek bacak duruştaki postüral dizilime etkisi" isimli araştırmada yer almak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışma bilimsel araştırma amaçlı olarak yapılmaktadır ve katılım gönüllülük esasına dayalıdır.

Bu araştırmaya katılıp katılmama kararını vermeden önce, araştırmanın neden ve nasıl yapılacağını bilmeniz gerekmektedir. Bu nedenle bu formun okunup anlaşılması büyük önem taşımaktadır. Eğer anlayamadığınız ve sizin için açık olmayan şeyler varsa, ya da fazla bilgi isterseniz size iletişim bilgileri verilen araştırmacıya sorabilirsiniz.

Araştırmanın amacı nedir; benden başka kaç kişi bu araştırmaya katılacak?

Çalışmamızın amacı, farklı açılardaki kalça abdüksiyon (bacak açma) ve ekstansör (bacağın geriye hareketi) izometrik kas gücünün tek bacak ayakta duruş sırasındaki postüral dizilime etkisinin incelenmesidir. Çalışma Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesinde bulunan Hareket Analiz Laboratuvarında yapılacaktır. Araştırmaya 18-30 yaş arası 62 sağlıklı birey dahil edilecektir.

Bu çalışmaya katılmak ve yukarıdaki aktiviteleri yapmak size hiçbir zarar vermeyecek ve bir ağrı ortaya çıkarmayacak, **maddi ve manevi yük getirmeyecek, sigorta kuruluşunuzdan herhangi bir ücret talep edilmeyecektir.** Çalışma için tekrar gelmeniz gerekirse yol masrafları katılımcı tarafından sağlanacaktır.

Çalışmada kullanılmak üzere alınan bilgiler ve elde edilen veriler araştırmayı ve istatiksel analizleri yürütmek için kullanılacaktır ancak kimlik bilgileriniz tıp etiği ve KVKK düzenlenmelerine uygun şekilde gizli tutulacaktır. Araştırma için kullanılacak bilgileriniz üçüncü kişilerle paylaşılmayacaktır. Yalnızca gereği halinde, sizinle ilgili bilgileri etik kurullar ya da resmi makamlar inceleyebilir. Araştırmanın sonunda, kendi sonuçlarınızla ilgili bilgi istemeye hakkınız vardır. Veriler herhangi bir yayın, rapor veya sunumda kullanıldığında sizi tanımlayan hiçbir bilgi açıklanmayacak ve isminiz gizli tutulacaktır.

Bu araştırmaya katılırsam beni ne bekliyor?

Demografik bilgiler alınacak ve katılım için herhangi bir engeli olmayan bireylere aşağıda anlatılan değerlendirmeler yapılacaktır.

-Yan yatış pozisyonunda kalçanın farklı açılarında hand held dinamometre (el dinamometresi) ile kas gücü ölçümü yapılacaktır. Hand held dinamometre bacağınızın yan tarafına bir kemer yardımı ile sabitlenecek ve 5 saniye boyunca maksimal gücünüz ile dinamometreye bacağınız ile bastırmanız istenecektir. Her bir kalça açısındaki ölçümler 3 tekrar olmak üzere tekrarlanacaktır. Ölçüm diğer bacağınız için tekrarlanacaktır.

-Yüzüstü yatış pozisyonunda kalçanın farklı açılarında hand held dinamometre (el dinamometresi) ile kas gücü ölçümü yapılacaktır. Hand held dinamometre bacağınızın arka tarafına bir kemer yardımı ile sabitlenecek ve 5 saniye boyunca maksimal gücünüz ile dinamometreye bacağınız ile bastırmanız istenecektir. Her bir kalça açısındaki ölçümler 3 tekrar olmak üzere tekrarlanacaktır. Ölçüm diğer bacağınız için tekrarlanacaktır.

-Ayak medial ark yüksekliği ölçümü yapılacaktır. Medial arkınızın çatısını oluşturan ayağınızın iç tarafında bulunan kemik çıkıntısı olan naviküler kemik tespit edilecektir. Otururken ve her iki ayağa eşit ağırlık verirken naviküler kemik çıkıntınızın yer ile olan mesafesi ölçülecektir. Ölçüm her iki bacak için 3 tekrarlı yapılacaktır.

-Çift bacak ayakta duruşta ve tek bacak ayakta duruşta akıllı telefona yüklü bir uygulama ile postüral (duruş) dizilimi değerlendirilecektir. Postüral dizilimin değerlendirilmesi için PostureScreen Mobile® (PostureCo, Inc., Trinity, FL) (PSM) isimli uygulama kullanılacaktır. Akıllı telefon, 1,5 metre uzağa sabitlenecektir. Çift bacak ayakta duruş ve tek bacak ayakta duruşta 3 tekrar olmak üzere uygulama üzerinden ön taraftan fotoğraf çekilecektir. Tek kullanımlık maskeler ile yüzünüzün bir kısmı kapatılacaktır. Fotoğraf çekimi kıyafetler ile yapılabilmektedir. Fotoğraflar çekildikten sonra üzerinde sağ ve sol göz bebekleri, nazal filtrum (burun ile dudak arasındaki çukur), köprücük kemiğinizin omuza yakın olan sağ ve sol uçları (akromioklavikular eklemler), göğüs kemiği (sternum) uç noktası, sağ ve sol kaburgalarınızın dış uçları, sağ ve sol SIAS (leğen kemiğinizin ön tarafındaki çıkıntı), diz kapaklarınızın orta noktası, diz eklemlerinizin en iç ve dış noktaları ve ayak bileklerinizin orta noktası işaretlenecektir. Uygulama, karşılıklı gelen noktalar arasında bir doğru çizerek baş, omuz, gövde, kalça ve bacak acılaşmalarını hesaplamaktadır. Fotoğraf çekimi PostureScreen Mobile uygulaması üzerinden yapılacak olup herhangi bir platformda paylaşılmayacaktır.

-Değerlendirmeler tahmini 30 dakika sürmektedir.

Bu araştırmaya katılmalı mıyım?

Bu araştırmada yer almak tamamen size bağlıdır. Şimdi bu formu imzalasanız bile istediğiniz herhangi bir zamanda bir neden göstermeksizin araştırmadan ayrılmakta özgürsünüz. Eğer katılmak istemez iseniz veya araştırmadan ayrılırsanız, sizin için en uygun tedavi planı bu kararınızdan etkilenmeksizin uygulanacaktır. Eğer araştırmayı yürüten doktorunuz araştırmaya devam etmenizin sizin için yararlı olmayacağına karar verirse sizi araştırma dışı bırakabilir, bu durumda da sizin için standart olarak verilmesi gereken en uygun tedavi uygulanacaktır.

Araştırmanın olası riskleri nelerdir?

Çalışmamızda herhangi bir olası risk öngörülmemektedir.

Araştırmanın olası riskleri konusunda ne gibi önlemler alınacaktı?

Araştırma ile ilgili ortaya çıkabilecek herhangi bir sağlık probleminde her türlü tıbbi girişim tarafımızdan yapılacak; bu konudaki tüm harcamalar da tarafımızdan karşılanacaktır

Bu araştırmaya katılmamın maliyeti nedir?

Bu araştırmada yer almak tümüyle sizin isteğinize bağlıdır. Bu araştırma için size herhangi bir ödeme yapılmayacaktır. Araştırma sırasında oluşabilecek masraflar size ve bağlı olduğunuz kuruma ödetilmeyecektir.

Kişisel bilgilerim nasıl kullanılacak?

Araştırmayı yapan doktorunuz kişisel bilgilerinizi, araştırmayı ve istatiksel analizleri yürütmek için kullanacaktır ancak kimlik bilgileriniz tıp etiği ve KVKK düzenlenmelerine uygun şekilde gizli tutulacaktır. Araştırma için kullanılacak bilgileriniz üçüncü kişilerle paylaşılmayacaktır.

Yalnızca gereği halinde, sizinle ilgili bilgileri etik kurullar ya da resmi makamlar inceleyebilir. Araştırmanın sonunda, kendi sonuçlarınızla ilgili bilgi istemeye hakkınız vardır. Araştırma sonuçları araştırma bitiminde tıbbi literatürde yayınlanabilecektir ancak kimliğiniz açıklanmayacaktır.

KATILIMCININ/HASTANIN BEYANI

Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim dalında, Dr. Öğr. Üyesi Ata ELVAN tarafından tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı ve ilgili metni okudum.

Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımıma ve doktorum ile olan ilişkime herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum. Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir neden göstermeden araştırmadan çekilebilirim. (*Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağının bilincindeyim).* Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabileceğim konusunda bilgilendirildim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

Araştırmadan elde edilen benimle ilgili kişisel bilgilerin gizliliğinin korunacağını biliyorum.

Araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunumun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).
Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte Prof. Dr. İbrahim ENGİN ŞİMŞEK, Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi İnciraltı/İZMİR adresinde ve + numaralı telefondan arayabileceğimi biliyorum.
Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu koşullarla söz konusu klinik araştırmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın, gönüllülük içerisinde katılmayı kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Katılımcı Adı, soyadı: Adres: Tel: İmza: Tarih:	**Katılımcı ile görüşen araştırmacı** Adı soyadı, unvanı: Fzt. Mustafa Tahsin ÖZER
Görüşme tanığı Adı, soyadı: Adres: Tel: İmza: Tarih:	**Sorumlu Araştırmacı** Adı soyadı, unvanı: Prof. Dr. İbrahim Engin ŞİMŞEK

EK-2 Veri Kayıt Formu

Çalışma Adı: Farklı açılardaki kalça abdüktör ve ekstansör izometrik kas gücünün tek bacak duruştaki postüral dizilime etkisi

Değerlendirme Tarihi:

<u>Demografik Bilgiler</u>

Katılımcı Numarası:……

Yaş:…… Cinsiyet:……..

Boy Uzunluğu (cm):…… Vücut Ağırlığı (kg):……. BKİ (kg/m^2):……

Adres:……

……

Telefon:…….

Özgeçmiş:…….

<u>Antropometrik Ölçümler</u>

Pelvis genişliği (cm): Q açısı (der):

Naviküler kemik düşme (cm): R: …./……./…… (Ort: ……..) L: ……./……./…… (Ort: ……..)

<u>Kalça Abdüktör İzometrik Kas Gücü</u>

10^0 adduksiyon	R: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:
	L: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:

0^0 Nötral	R: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:
	L: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:

10^0 abdüksiyon	R: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:
	L: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:

30^0 abdüksiyon	R: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:
	L: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:

Kalça Ekstansör İzometrik Kas Gücü

10^0 ekstansiyon	R: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:
	L: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:

0^0 Nötral	R: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:
	L: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:

10^0 fleksiyon	R: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:
	L: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:

30^0 fleksiyon	R: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:
	L: ……/……/……	
	Ort.:	%Vücut Ağırlığı:

Postüral Dizilimin Değerlendirilmesi

Baş angulasyonu	R: ……/……/…… Ort: …..
	L: ……/……/…… Ort: …..

Omuz angulasyonu	R: ……/……/…… Ort: …..
	L: ……/……/…… Ort: …..

Kalça angulasyonu	R: ……/……/…… Ort: …..
	L: ……/……/…… Ort: …..

Femoral adduksiyon	R: ……/……/…… Ort: …..
	L: ……/……/…… Ort: …..

Q açısı	R: ……/……/…… Ort: …..
	L: ……/……/…… Ort: …..

EK-3 Etik Onay

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ata Elvan

Araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederiz.

ETİK KOMİSYONUN ADI	**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**
AÇIK ADRES	**Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR**
TELEFON	**0 232 412 22 54-0 232 412 22 58**
FAKS	**0 232 412 22 43**
E-POSTA	**goaek@deu.edu.tr**

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	7532-GOA	
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ MÜNFERİT ARAŞTIRMA ☐ ÖÇM ☐ YÜKSEKLİSANS ☒ DOKTORA ☐	
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	**Farklı Açılardaki Kalça Abdüktör ve Ekstansör İzometrik Kas Gücünün Tek Bacak Duruştaki Postüral Dizilime Etkisi**	
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU		
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Dr. Öğr. Üyesi Ata Elvan FTR Fakültesi	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ☐

	Belge Adı	**Tarihi**	**Versiyon Numarası**	**Dili**
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2022/34-39	Tarih:26.10.2022
	Dr. Öğr. Üyesi Ata Elvan'ın sorumlusu olduğu **"Farklı Açılardaki Kalça Abdüktör ve Ekstansör İzometrik Kas Gücünün Tek Bacak Duruştaki Postüral Dizilime Etkisi"** isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, araştırmanın mevcut haliyle etik yönden uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Mehmet Birhan Yılmaz (Başkan)	Kardiyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Emel Çalıkoğlu (Başkan Yardımcısı)	Prevantif Onkoloji	Onkoloji Enstitüsü	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Ahmet Okay Çağlayan	Moleküler Tıp	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Suna Asilsoy	Çocuk Sağlığı Ve Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Seher Özyürek	Muskuloskeletal Fizyoterapi	DEÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Nil Hocaoğlu Aksay	Tıbbi Farmakoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Meryem Öztürk Haney	Halk Sağlığı Hemşireliği	Hemşirelik Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Aylin Özgen Alpaydın	Göğüs Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Aliye Akcalı	Periodontoloji	Diş Hekimliği Fakültesi	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Şule Özbilgin	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	DEÜ Tıp Fakültesi Cerrahi Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E ☐	H ☒	
Dr.Öğr.Üyesi Özlenen Şimşek Papur	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Kadın	E ☐	H ☒	
Dr.Öğr.Üyesi Tolga Şahin	Spor Yönetim Bilimleri	Necat Hepkon Spor Bilimleri Fakültesi	Erkek	E ☐	H ☒	
Öğr.Gör.Dr.Kıvanç Yüksel	Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Bilişim A.D	Erkek	E ☐	H ☒	

EK-4 Özgeçmiş



MUSTAFA TAHSİN ÖZER

Kişisel Bilgiler

İletişim Bilgileri

İletişim Adresi

Telefon

E-posta

İnternet Sayfası

Öğrenim Bilgileri

07 Şubat 2022 - Şu Anda (1 yıl 8 ay)
Yüksek Lisans, Tezli Program, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ, PROTOZ-ORTEZ (YL) (TEZLİ)
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 4.0 / 4.0

12 Ağustos 2017 - 15 Ekim 2020 (3 yıl 3 ay)
Ön Lisans, İkinci Öğretim, İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
SAĞLIK HİZMETLERİ MESLEK YÜKSEKOKULU, ORTOPEDİK PROTEZ VE ORTEZ PR. (İÖ) (TAM BURSLU)
Diploma Numarası: 202050100265
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 3.58 / 4.0

04 Eylül 2012 - 18 Mayıs 2016 (3 yıl 9 ay)
Lisans, Anadal/Normal Öğretim, İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ, FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON PR.
Diploma Numarası: 404
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 2.93 / 4.0

Deneyim / İşyeri Bilgileri

01 Mart 2019 - 01 Haziran 2021 (2 yıl 4 ay) (Tam Zamanlı)
FİZYOTERAPİST, OTTOBOCK. MEDİKAL HİZMETLERİ LTD. ŞTİ.

01 Ocak 2018 - 01 Aralık 2018 (1 yıl) (Tam Zamanlı)
FİZYOTERAPİST, BALKAN SAĞLIK HİZMETLERİ

Bilimsel Teknolojik Faaliyet Alanları

Anahtar Kelimeler

Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon

Biyomekanik

Protez

Ar-Ge Yetkinlik

Bildiriler

S. GÜRÜHAN, G. BARĞI & M. T. ÖZER, Transtibial Amputelerde Yürüyüş, Tam Metin Bildiri, VI. INTERNATIONAL HALICH CONGRESS ON MULTIDISCIPLINARY SCIENTIFIC RESEARCH, 18 Ağustos 2023, 20 Ağustos 2023, 784 - 790.

M. T. ÖZER & A. ELVAN, Cep Telefonu İle Mesajlaşmanın Yürüyüş Hızı, Kadans Ve Pelvis Kinematik Parametrelerine Etkisi, Tam Metin Bildiri, 6th Internatıonal Health Scıence And Lıfe Congress (Ihslc 2023), 02 Mart 2023, 05 Mart 2023, 89 - 95.

Z. SAĞ, M. T. ÖZER, A. ELVAN & İ. E. ŞİMŞEK, Farklı Hiperekstansiyon Korselerinin Basamak İnme Aktivitesindeki Postüral Kontrol Ve Plantar Basınç Parametrelerine Etkisi, Tam Metin Bildiri, 6th Internatıonal Health Scıence And Lıfe Congress (IHSLC 2023), 02 Mart 2023, 05 Mart 2023, 583 - 590.

TÜBİTAK Burs ve Destekleri

BİDEB Destekleri

MUSTAFA TAHSİN ÖZER, Etkinlik Destekleri ve Eğitim Bursları Müdürlüğü, 2210-A Genel Yurt İçi Yüksek Lisans Burs Programı, Başvurusu Reddedildi, 2021 - 2, 01.10.2021 - 30.09.2023.

Panelistlik/İzleyicilik/Raportörlük Sayısı

Hakemlik/Panelistlik/Dış Danışmanlık Sayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0
İzleyicilik/Danışmanlık Sayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0
Raportörlük Sayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0