

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON TEZLİ YÜKSEK LİSANS
PROGRAMI**

**GLUTEUS MEDIUS VE TENSOR FASCIA LATAE KASLARINI
ÇALIŞTIRAN EGZERSİZLERDE PELVİS GENİŞLİĞİNİN KAS
AKTİVASYONUNA ETKİSİ**

HAZIRLAYAN

ECE BAŞARAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ANKARA – 2023

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON TEZLİ YÜKSEK LİSANS
PROGRAMI**

**GLUTEUS MEDIUS VE TENSOR FASCIA LATAE KASLARINI
ÇALIŞTIRAN EGZERSİZLERDE PELVİS GENİŞLİĞİNİN KAS
AKTİVASYONUNA ETKİSİ**

HAZIRLAYAN

ECE BAŞARAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. H. BARAN YOSMAOĞLU

ANKARA – 2023

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Tezli Yüksek Lisans Programı çerçevesinde Ece Başaran tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 6/01/2021

Tez Adı: Gluteus Medius ve Tensor Fascia Latae Kaslarını Çalıştıran Egzersizlerde Pelvis Genişliğinin Kas Aktivasyonuna Etkisi

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)

İmza

.....	
.....	
.....	
.....	
.....	

ONAY

Prof. Dr. F. Belgin ATAÇ

Enstitü Müdürü

Tarih: ... / ... /

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: 28 / 12 / 2022

Öğrencinin Adı, Soyadı: Ece BAŞARAN.

Öğrencinin Numarası: 22010057

Anabilim Dalı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Programı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı: Prof. Dr. H. Baran YOSMAOĞLU

Tez Başlığı: Gluteus Medius ve Tensor Fascia Latae Kaslarını Çalıştıran Egzersizlerde Pelvis Genişliğinin Kas Aktivasyonuna Etkisi

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam sayfalık kısmına ilişkin, ... / ... / tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 13 'dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:.....

ONAY

Tarih: 28 / 12 / 2022

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyad, İmza:

Prof. Dr.H. Baran YOSMAOĞLU

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimimin başından sonuna kadar benden desteğini esirgemeyen, deneyim ve tecrübesiyle yol gösteren sevgili tez danışmanım Prof. Dr. H. Baran YOSMAOĞLU'na,

Çalışmamı gerçekleştirebilmem için bana yol açan ve imkan sağlayan sayın Prof. Dr. Nevin Atalay GÜZEL'e,

Çalışma süresince ölçümlerde yardımcı olan, her sorunda beni sabırla dinleyen ve çözüm bulan değerli Araş. Gör. Uzm. Fzt. Fuat YÜKSEL'e,

Baştan sona her zaman ölçümlerimde yardımcı olan Fırat Erdem ERDOLU'ya,

Bu süre boyunca bana hep yardımcı ve destek olan, varlığını yanımda hissettiğim Dr. Fzt. Tuğçe KALAYCIOĞLU'na,

Eğitimin önemini her daim vurgulayan, bana karşı her zaman yardımcı ve hoşgörülü tutumuyla destek olan Dr. Öğretim Üyesi Ateş ŞENDİL'e,

Tez yazımı süresince beni hep motive eden, desteğini ve sevgisini her zaman yanımda hissettiğim Uzm. Fzt. Sualp GÜNDÜZ'e,

Bugüne kadar, her konuda benim hep yanımda olmuş, beni desteklemiş, sabır göstermiş ve attığım her adımda gurur duyan ve yardımcı olan sevgili anne ve babam Kadriye BAŞARAN ve Suat BAŞARAN'a teşekkürü borç bilirim.

ÖZET

BAŞARAN, E. Gluteus Medius ve Tensor Fascia Latae Kaslarını Çalıştıran Egzersizlerde Pelvis Genişliğinin Kas Aktivasyonuna Etkisi, Başkent Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2023. Çalışmamızın amacı pelvis genişliği ve femur uzunluğunun egzersiz sırasında gluteus medius ve tensor fascia latae kasının aktivasyon düzeylerine etki edip etmediğini incelemektir. Çalışmamızda 20 kadın 20 erkek olmak üzere toplam 40 katılımcı vardı. Katılımcıların yaşlarının medyan değeri 23 idi. Tek bacak çömelme, tek bacak köprü ve yan köprü egzersizleri sırasında 2 fizyoterapist gözetimi altında gluteus medius ve tensor fascia latae kaslarının yüzeyel elektromyografi ile kas aktivasyonları ölçüldü. Tek bacak çömelme egzersizi sırasında kinematik veriler kamera ile kaydedilip, fotografik görüntü üzerinden bireylerin diz valgus açıları ölçüldü. Spina iliaca anterior superiorlardan ve trokanter majörlerden iki farklı pelvis genişliği, femur uzunluğu ve boy ölçümleri kaliper ve mezura ile ölçüldü. Tüm egzersizlerde gluteus medius kas aktivasyonu tensor fascia latae kas aktivasyonundan istatistiksel olarak yüksekti ($p=0,000^*$). Yan köprü egzersizinde, TFL kas aktivasyonu diğer iki egzersizdeki TFL kas aktivasyonlarından önemli derecede yüksek bulundu ($p=0,010^*$). Gluteus medius aktivasyonları açısından her 3 egzersiz arasında istatistiksel olarak fark bulunamadı ($p>0,05$). Fotografik ölçüm üzerinde tek bacak çömelme esnasında diz valgus açıları kadınlarda erkeklere oranla daha yüksekti ($p=0,022^*$). Fakat kas aktivasyonları ve diz valgus değerleri arasında herhangi bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$). Tek bacak çömelmede (TBÇ) TFL kas aktivasyonu ile, femur uzunluğu ($p=0,018$) ve trokanter majörlerden ölçülen pelvis genişliği ($p=0,026$) değişkenleri anlamlı derecede ilişkili bulundu. Tek bacak köprüde yine TFL kas aktivasyonu ile femur uzunluğu arasında istatistiksel olarak ilişkili olduğu bulundu ($p=0,031$). Gluteus medius aktivasyonları ile pelvis genişlikleri ve femur uzunluğu arasında istatistiksel ilişki bulunmadı ($p>0,05$). Femur uzunluğu için hesaplanan regresyon katsayısı negatif değerli olduğundan TFL kas aktivasyonu ile arasında ters yönlü bir ilişki, trokanter majörlerden ölçülen Pelvis Genişliği / Boy değişkeni için hesaplanan regresyon katsayısı pozitif değerli olduğundan kas aktivasyonu ile arasında aynı yönlü bir ilişki olduğu bulundu. Femur uzunluğundaki 1 birimlik standart sapma artışı, TBÇ egzersizinde TFL kas aktivasyonunda 0,401 birimlik standart sapma kadar azalışa sebep olmuştur. Trokanter majörlerden ölçülen Pelvis Genişliği / Boy değişkenindeki 1 birimlik standart sapma artışı, TBÇ egzersizinde TFL kas aktivasyonunda 0,311 birimlik standart sapma kadar artışa sebep olmaktadır. Sonuç olarak, pelvis genişliği ve femur uzunluğu TFL kas aktivasyonunu etkilerken gluteus medius üzerinde herhangi bir değişiklik yaratmamıştır. TBÇ ve TBK egzersizlerinde TFL kas aktivasyonu, kadınlarda erkeklere göre daha yüksek bulunmuştur. Tüm egzersizlerde TFL kas aktivasyonu, GM kas aktivasyonuna göre daha yüksek çıkmıştır.

Anahtar Kelimeler: Gluteus medius, tensor fascia latae, pelvis, yüzeyel elektromyografi, femur

ABSTRACT

BAŞARAN, E. The Effect of Pelvis Width on Muscle Activation in Exercises That Activate The Gluteus Medius and Tensor Fascia Latae Muscles, Başkent University, Institute of Medical Sciences, Physiotherapy and Rehabilitation Master's Thesis, Ankara, 2021. The aim of our study was to examine whether pelvis width and femur length affect the activation levels of the gluteus medius and tensor fascia latae muscle during exercise. In our study, there were a total of 40 participants, 20 women and 20 men. The median value of ages of the participants was 23. Three exercises were determined as single leg squat, single leg bridge and side bridge. During the exercises, muscle activations of the gluteus medius and tensor fascia latae muscles were measured by superficial electromyography under the supervision of 2 physiotherapists. During the single leg squat exercise, the exercise was recorded with a camera, and the knee valgus angles of the individuals were measured on a photographic image. Among the anthropometric measurements, two different pelvis widths measured with caliper from the anterior superior of the spina iliaca and the trochanter major, femur length and height measured with tape measure in the study. Gluteus medius muscle activation was significantly higher than tensor fascia latae muscle activation in all exercises ($p=0,000^*$). TFL muscle activation in the side bridge exercise was significantly higher than the TFL muscle activations in the other two exercises ($p=0,010^*$). There was no statistical difference between all 3 exercises in terms of gluteus medius activations ($p>0.05$). On the photographic measurement, knee valgus angles were higher in women than in men during single-leg squatting ($p=0,022^*$), but no correlation was found between muscle activations and knee valgus values. Considering the anthropometric features, TFL muscle activation was found to be significantly associated with femur length ($p=0,018^*$) and pelvis width ($p=0,026^*$) measured from the trochanter majors. A statistically significant correlation was found between TFL muscle activation and femur length in the single leg bridge ($p=0.031$). There was no statistical relationship between gluteus medius activations and pelvis widths and femur length ($p>0.05$). Since the regression coefficient calculated for femur length was negative (-0.000932), an inverse relationship was found between TFL muscle activation and femur length. Since the regression coefficient (0.376231) calculated for the variable Pelvis Width/Height measured from the trochanter majors was positive, there was a positive correlation between muscle activation and pelvis width. A 1 unit standard deviation increase in femur length caused a decrease of 0.401 unit standard deviation in TFL muscle activation in single leg squat exercise. A 1 unit standard deviation increase in the Pelvis Width/Height variable measured from the trochanter majors causes an increase of 0.311 unit standard deviation in TFL muscle activation in single leg squat exercise. As a result, while pelvis width and femur length affected TFL muscle activation, it did not cause any change on gluteus medius. TFL muscle activation was found higher in women than men in SLS and SLB exercises. TFL muscle activation was higher than GM muscle activation in all exercises.

Keywords: Gluteus medius, tensor fascia latae, pelvis, surface electromyography, femur

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
TABLolar LİSTESİ	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Pelvis	3
2.1.1. Cinsiyete göre pelvis farklılıkları	3
2.2. Gluteus Medius.....	4
2.3. Tensor Fascia Latae.....	4
2.4. Elektromyografi (EMG)	7
2.4.1. Yüzeysel elektromyografi	8
2.4.2. EMG sinyalini etkileyen ana faktörler:.....	9
2.4.2.1. Doku karakteristiği	9
2.4.2.2. Fizyolojik “Cross Talk”	9
2.4.2.3. Kas merkezi ve elektrot bölgesi arasındaki geometrideki değişiklik	9
2.4.2.4. Dış gürültü	10
2.4.2.5. Elektrot ve amplifikatörler	10
2.4.3. Gürültünün oluşabileceği kaynaklar:.....	10
2.4.4. Amplifikatör ve Elektrotların Yerleştirilmesi	10
2.4.4.1. Cilt Hazırlığı (31):.....	10
2.4.4.1.1. Derideki Kılların Temizlenmesi	10
2.4.4.1.2. Cilt Temizliği	11
2.4.5. Ham EMG Sinyali.....	11
2.4.6. Normalizasyon	12
3. GEREÇ VE YÖNTEM	13
3.1. Bireyler	13
3.2. Kas Aktivasyonu Ölçümüne Hazırlık Aşaması	14
3.3. Kas Aktivasyonu Ölçümü	16

3.4. Tek Bacak Çömelme Egzersizi	17
3.5. Tek Bacak Köprü Egzersizi.....	17
3.6. Yan Yatışta Köprü Egzersizi	18
3.7. Değerlendirme Yöntemleri	18
3.8. Pelvis Genişliğinin ve Femur Uzunluğunun Değerlendirilmesi.....	18
3.9. İstatistiksel Yöntem	19
4. BULGULAR	20
5. TARTIŞMA	26
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	32
KAYNAKLAR.....	34
EKLER	
EK 1: Özgeçmiş	
EK 2: Aydınlatılmış Onam Formu	
EK 3: Öndeğerlendirme İstatistik	

TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1. Deri Direnci Değişkenlerine Ait Değerler	16
Tablo 4.1. Demografik Değişkenler	20
Tablo 4.2. Egzersizlere Göre Kas Aktivasyonların Karşılaştırılması	20
Tablo 4.3. Diz Açısının Değerlendirilmesi.....	20
Tablo 4.4. Diz Açısının Cinsiyete Göre Karşılaştırılması	20
Tablo 4.5. TBÇ Egzersizinde Diz Açısı ile Kas Aktivasyonlarının İlişkisi	20
Tablo 4.6. Egzersizlere Göre Kas Aktivasyon Değerleri	20
Tablo 4.7. Kas Aktivasyonları ile Antropometrik Değişkenlerin İlişkisi	21
Tablo 4.8. TBÇ Egzersizinde Antropometrik Değişkenlerin TFL Kas Aktivasyonu Üzerindeki Etkisi.....	22
Tablo 4.9. Cinsiyete Göre Kas Aktivasyonlarının Karşılaştırılması.	23
Tablo 4.10. Cinsiyete Göre Antropometrik Değişkenlerin Karşılaştırılması	24

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 3.1. Katılımcı Sayısı	13
Şekil 3.2. MİK Değerlerinin Kaydedilmesi	16
Şekil 3.3. Tek Bacak Çömelme Egzersizi	17
Şekil 3.4. Tek Bacak Köprü Egzersizi.....	18
Şekil 3.5. Yan Köprü Egzersizi.....	18
Şekil 4.1. Egzersizler Üzerindeki Kas Aktivasyonları	22
Şekil 4.2. Egzersizler Üzerindeki Kas Aktivasyonlarının Cinsiyete Göre Karşılaştırılması.....	25

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

α	Anlamlılık düzeyi
%	Yüzde oran
TFL	Tensor fascia latae
GM	Gluteus medius
SIAS	Spina iliaca anterior superior
VKİ	Vücut kütle indeksi
TBÇ	Tek bacak çömelme
TBK	Tek bacak köprü
YK	Yan köprü
EMG	Elektromyografi
sEMG	Yüzeyel elektromyografi
MİK	Maksimal istemli kontraksiyon
IT	İliotibial
SPSS	İstatistik paket programı
mm	Milimetre
cm	Santimetre
n	Katılımcı sayısı

1. GİRİŞ

Gluteus medius, ana pelvik stabilizatör kaslardan biridir ve femur ve kalçanın transvers ve frontal düzlem üzerindeki hareketini kontrol etmede ve lumbo-pelvik kalça kompleksinde stabiliteyi sağlamada önemli rol oynar (1). Yürüyüş esnasında da lumbo-pelvik kalça kompleksinin ve alt ekstremitenin hareket kontrolünün sağlanmasında rol alır (2). Ayrıca gluteus medius tek bacak duruşta pelvisin majör stabilizatörlerindendir (3). Yürüyüşün orta duruş fazında veya tek ayak üzerinde ayakta duruş sırasında, havadaki alt ekstremitenin ağırlığı ile pelvisin ve üst gövdenin ağırlığı, yerçekimi merkezini yere temas eden femurdan uzaklaştırır. Tam bu noktada yere temas eden alt ekstremitenin kalçaabduktör kasları kasılarak bu dengesizliği düzeltir. Bu durumda yere temas eden taraftaki yük taşıyan gluteus medius ve tensor fascia latae kaslarının kuvveti büyük önem taşır (4).

Gluteus medius kası unilateral duruşta stabilizasyonu sağlar. Gluteus medius zayıflığı diz, kalça veya bel patolojilerine sebep olabilir (5). Tensor fascia latae kasının da, iliotibial bant ile Gerdy tüberkülüne yapışarak diz ve kalçanın stabilizasyonunda önemli rolü vardır (6). Bu kaslarda görülen zayıflık; diz ve kalça kinematiklerinde olumsuz değişikliklere, artmış yaralanma riskine ve azalmış spor performansına sebep olabilir (5).

Pelvis; merkezinde dar olup, üst ve alt kısmında genişleyen büyük, düz bir kemiktir (4). Sakrum, koksiks ve iki tane de os koksa içerir (7). Kadın pelvisi anatomik olarak erkek pelvisine göre daha düz ve geniş olup, öne doğru açılması daha fazladır (4). Kadın pelvisi iskiyal çıkıntılar arasında ölçüldüğünde (bispinöz genişlik) daha geniş iken; biasetabular genişlik tüm popülasyonlarda kadın ve erkekler arasında önemli ölçüde farklı değildir (7). Gluteus medius, iliumun dış yüzeyinden başlayıp femurun trokanter majör kısmına uzandığı için, bu kas, bispinöz genişlikten etkilenebilir ve kas aktivasyonu da buna bağlı olarak değişebilir.

Literatürde gluteus medius ve tensor fascia latae kasını iyi aktive ettiğini gösterilen çalışmalar bulunmasına rağmen, kadın erkek anatomik farklılıklarının bu aktivasyona nasıl etki ettiğini gösteren bir veri yoktur. Halbuki pelvis genişliği gibi basit antropometrik farklılıklar gluteus medius ve tensor fascia latae kasını çalıştırmak için seçilen egzersizlerin etkinliğini etkileyebilir. Pelvis stabilizasyon egzersizleri fizyoterapistlerin rehabilitasyonlarında sık kullandığı egzersizlerden biridir. Fakat “bu egzersizleri ne kadar

doğru yapıyoruz?” ; “amacımızı, hedefimizi gerçekleştirebiliyor muyuz?” ;
“hedeflediğimiz kaslar doğrultusunda doğru egzersizi seçebiliyor muyuz?” ve “hedeflenen kas grubu vücudun biyomekanik özelliklerinden etkileniyor mu?” sorularının cevaplarını bulmak için bu çalışmayı planladık. Çalışmadaki amacımız; pelvis genişliğinin biyomekanik olarak egzersiz sırasında gluteus medius ve tensor fascia latae kas aktivasyonu üzerindeki etkisini ve hangi egzersizin gluteus medius ve tensor fascia latae kas aktivasyonu üzerinde daha etkili olduğunu araştırmaktır.

Çalışmanın hipotezleri:

H1: Pelvis genişliği gluteus medius ve tensor fascia latae kas aktivasyonlarını etkiler.

H2: Cinsiyete bağlı olarak gluteus medius ve tensor fascia latae kas aktivasyonlarında farklılık vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Pelvis

İnsan pelvisi sakrum, koksiks ve iki os koksa içerir. Her os koksa iskium, ilium ve pubis olmak üzere üç bölümden oluşur. Pelvisin; sagittal, frontal ve transvers düzlemlerde çeşitli hareketleri mevcuttur.

Sagittal düzlemde anterior ve posterior pelvik tilt; frontal düzlemde pelvik düşüş ve pelvik yükselme; transvers düzlemde ise ileri ve geri dönüş hareketi görülür. Frontal ve transvers düzlemlerdeki hareketler tipik olarak pelvisin duruş bacağına karşısındaki tarafın hareketi ile tanımlanır (7).

2.1.1. Cinsiyete göre pelvis farklılıkları

Pelvis, insan vücudunun, kadınların erkeklerden daha büyük ortalama boyutlara sahip olduğu tek parçasıdır (8). Kadınlarda pelvik kanal daha büyük olup, subpubik açı daha geniştir (8). Kadın pelvisi daha az belirgin iskial çıkıntılara sahiptir ve daha geniş olma eğilimindedir. Erkek pelvisi ise tipik olarak daha uzun ve kavisli bir sakruma sahiptir (7). Kadın pelvisi, iskial spinözler arasında ölçüldüğünde (bispinöz genişlik) daha geniş olmasına rağmen, biasetabular genişlik kadınlar ve erkekler arasında önemli ölçüde farklı değildir (9, 10).

Gluteus maximus, gövde fleksiyonunun kontrolünde önemli bir rol alır ve iniş sırasında kalça emilimine katkıda bulunur. Kadınlar erkeklere göre daha dik inebilirler, bu da kalça emilimini azaltır ve sonuç olarak diz ve ayak bileği yüklerini artırır. Dişiler, erkeklerle karşılaştırıldığında ise daha düşük gluteus maksimus aktivasyonuna ve kalça ekstansiyon gücüne sahiptir. Bu, posterior kalça kaslarının diz yaralanmalarını önlemede oynadığı kritik rolü gösterebilir (11).

2.2. Gluteus Medius

Gluteus medius (GM) geniş ve yelpaze şeklindedir, superior iliuma yapışır ve büyük trokanterin lateral yüzüne yerleşir. Gluteus medius, toplam abdüktör kas kesit alanının %60'ını oluşturur (12). Kalçanın majör abdüktörüdür (13). Anatomik olarak gluteus medius üç parçadan oluşur:

- 1- ön
- 2- orta
- 3- arka

Gluteus mediusun ön ve orta parçaları kalça abdüksiyonunu başlatmaya yardımcı olur. Ön kısmı tek başına abdüksiyon yapar, medial yönde döner ve kalça fleksiyonuna yardımcı olur. Arka parçası ise; kalçanın ekstansiyon, abdüksiyon ve lateral rotasyonunu sağlar (12). Gluteal kaslar, alt ekstremitenin uzaydaki stabilitesi ve hareketi için büyük önem taşır (14). Bir bütün olarak gluteus medius, ağırlık taşıma aktiviteleri sırasında femur ve pelvisi stabilize eder (12). Pelvisin hem transvers hem de frontal düzlemde kontrolünü sağlamada önemli bir rol oynar (15). Gluteus medius kalçayı, özellikle de asetabular fossadaki femur başını ve yürüyüş sırasında pelvisi stabilize eder (14). Ayrıca kalçanın ağırlık taşıyan aktivitelerdeki hareketini dizi aşırı valgustan kaçırmak için eksantrik olarak kontrol eder ve yardımcı olur (14).

2.3. Tensor Fascia Latae

Tensor fascia latae (TFL) kası, spina iliaka anterior superiordan (SIAS) ve iliak krestin anterior yönünden başlar; femurun üzerinde anterolateral yöne doğru trokanter majör üzerinden yüzeysel olarak iliotibial bandın derin ve yüzeysel fasyası arasından iner ve ona bağlanır.

İliotibial (IT) bant, tensor fasya latanın bir parçası olup, lateral uyluktaki tensor fasya lata ve gluteus maksimus kaslarından katkı alır (6). Gerdy tüberkülüne yapışır ve böylece diz ekleminin anterolateral stabilizatörü olarak işlev görür (16). İliotibial bant; kuvvetleri kalçadan dize iletir ve ayrıca önemli bir postural fonksiyona da hizmet eder (6).

Küçük olmasına rağmen, TFL hem kalça hem de dizin hareketine ve stabilizasyonuna yardımcı olmak için birkaç kas grubuyla çalışır (17). Femoral abdüksiyona izin veren gluteus medius ve gluteus minimus ile birlikte çalışarak kalça abdüksiyonu sağlar (18). TFL, kalça abdüktörü

olmanın yanı sıra, kalçanın aynı zamanda bir iç rotatörüdür. Ayrıca lateral patellar retinakulumu bağlı olan iliotibial bant yoluyla patella üzerinde lateral bir kuvvet uygulayabilir (19). İliotibial bant aracılığıyla da gluteus maximus ile çalışıp kalçaya abduksiyon yaptırır. Dolayısıyla TFL bir aksesuar diz fleksörüdür, ancak hareketi diz 30 derecenin üzerinde fleksiyondayken görülür. Buna ek olarak, diz tam ekstansiyonda iken IT bant ile dizin stabilizasyonuna da yardımcı olur. IT bant aracılığıyla tibianın lateral rotasyonunu da sağlar. Klinik olarak, TFL'nin bir diğer ana işlevi de yürümeye yardımcı olmaktır. TFL bunu, ağırlık taşıyan taraftaki iliumu aşağı doğru çekerek karşı kalçanın yükselmesine neden olarak yapar. Ağırlık taşımayan kalçanın yükselmesi, yürüyüşün salınım aşamasında bacağın yere çarpmadan sallanmasını sağlar (17).

Klinik ortamda, kalça biyomekaniği sebebiyle oluşabilecek durumlara göz atacak olursak; genel diz ağrısı, bildirilen en yaygın alt ekstremitte yaralanmalarından biridir ve kadınların erkeklere göre 3,5 kat daha fazla diz yaralanması yaşadığı bildirilmiştir. Dizdeki bu artan yaralanma riski, sıklıkla alt ekstremitte hareket paternlerindeki farklılıklar ve değişiklikler ile ilişkilendirilmiştir. Literatürde tartışılan ve klinisyenler için önemli olan bir değişiklik de dinamik diz valgusudur (20).

Dinamik diz valgusu (DDV), potansiyel olarak femurun adduksiyon ve iç rotasyonunun, dizin abduksiyonunun, anterior tibial translasyonun, eksternal tibial rotasyon ve ayak bileği eversiyonunun bir kombinasyonundan oluşan alt ekstremitte hareket paternidir (21). Alt ekstremitedeki bu değişiklikler tibiofemoral eklemdaki anormal stresi ve anterior cruciate ligament yaralanması, patellofemoral ağrı, iliotibial bant sendromu, akut lateral ayak bileği yaralanması, kronik ayak bileği instabilitesi gibi yaralanmaların riskini de artırır (20).

Dinamik diz valgusu; spina iliaca anterior superior (SIAS), patella orta noktası ve medial ve lateral malleol hattının orta noktası baz alınarak ölçülebilir. Tek bacak çömelme sırasındaki çömelme fazında bu noktalar, kişinin tam karşısından alınan görüntü üzerinde işaretlenerek açı ölçümü yapılır ve olması gereken açı 180 derecedir (21). Bu sistemle kişinin dizinin, ne kadarlık bir açıyla valgusa ya da varusa gittiği hesaplanır.

Dinamik diz valgusu literatürde, kalça eksternal rotasyonunun, abduksiyonunun ve ekstansiyonunun zayıf olmasından kaynaklanan bir kompensasyon ve sıklıkla alt ekstremitte yaralanması için ise biyomekanik bir risk faktörü olarak da tanımlanmaktadır (20, 22, 23). Birçok diz yaralanması, temassız durumlarda meydana geldiğinden, kas kuvveti gibi eklemler için stabiliteye katkıda bulunan faktörler, koruyucu bir mekanizma olarak işlev görebilir (24). Kas kuvvetindeki

zayıflık; dizde valgusa, kalça addüksiyonuna, internal rotasyonuna, alt ekstremit eklemlerinin aşırı stres oluşturabileceği pozisyonlara ve alt ekstremit e yaralanmalarına yol açabilir (12, 25-27). Düşük kalça kuvvetinin başka bir sonucu olan femoral hareket kontrolündeki azalma, önemli ölçüde daha büyük bir diz valgus açısına yol açabilir (24).

Patellofemoral ağrı sendromu gibi bazı kas-iskelet sistemi rahatsızlıklarında da gluteus medius zayıflığı mevcuttur. Bu hastalarda genellikle çömelme gibi tek bacaklı görevler sırasında kalça addüksiyonunda ve iç rotasyonda bir artış görülür (14).

Ağırlık taşımayan koşullar altında yapılan bir kadavra çalışmasında, iliotibial bant üzerindeki yük arttıkça, anterior tibial translasyonun ve tibial valgus rotasyonunun arttığı ve bunun dinamik diz valgusunu etkileyebileceği kanıtlanmıştır (28). Gluteus medius zayıflığının; kalça kinematiğindeki değişiklikler ve patellanın lateral yer değiştirmesini artıran iliotibial hattaki yüksek gerilim ile ilişkili olduğu göz önüne alındığında, kalça abdükörlerini güçlendirmeyi amaçlayan eğitim programları, TFL yerine öncelikle gluteus mediusu güçlendirmeyi amaçlamaktadır (13, 19, 29).

2.4. Elektromyografi (EMG)

Elektromyografi (EMG), kas fiberlerine ait membranların fizyolojik durumlarındaki değişikliklere ait sinyalleri voltaj olarak kaydeden deneysel bir yöntemdir (30). EMG sinyali, kasın fonksiyonel, anatomik ve fizyolojik özelliklerini temsil eder ve kasın motor ünitelerinin elektriksel aktiviteleri hakkında bize bilgi sağlar (31, 32). Normal ve patolojik koşullar altında insan vücudunun davranışlarını anlamamanın temel yöntemi EMG sinyallerinin kayıt altına alınması ile sağlanmaktadır (32).

EMG, temel fizyolojik ve biyomekanik çalışmaların yanı sıra uygulamalı araştırma, fizyoterapi ve rehabilitasyon, spor eğitimi, insan vücudunun endüstriyel ürünler ve çalışma koşulları ile etkileşimleri için bir değerlendirme aracı olarak yapılmıştır (33):

- Tıbbi Araştırmalarda; ortopedi, cerrahi, fonksiyonel nöroloji ve yürüyüş ve postür analizi
- Rehabilitasyonda; cerrahi veya kaza sonrası, nörolojik rehabilitasyon, fizik tedavi ve aktif eğitim terapisi
- Ergonomide; risk önleme, ergonomik dizayn
- Spor Bilimlerinde; biyomekanik, hareket analizi, atletlerde kuvvet eğitimi ve spor rehabilitasyonu gibi kullanım alanlarına sahiptir.

EMG kullanımının yararları şunlardır:

- 1- Doğrudan kasa bakmayı sağlar,
- 2- Kas performansının ölçülmesini sağlar,
- 3- Cerrahi öncesinde ve sonrasında karar vermeye yardımcı olur,
- 4- Tedavi ve eğitimlerin düzenlenme biçimini kanıtlar,
- 5- Hastaların kaslarını bulmasını ve o kası çalıştırmasına yardımcı olur,
- 6- Spor aktivitelerinin geliştirilmesi için analize izin verir,
- 7- Ergonomik çalışmalarda kasın cevabını belirler (33).

EMG’de kullanılan elektrotlar iğne elektrot ve yüzeysel elektrot olarak iki çeşide ayrılır ve özellikle kinezyolojik çalışmalarda yüzeysel elektrot daha çok tercih edilir (34). Yüzeysel elektrotları için, gümüş/gümüş klorür önceden jelleştirilmiş elektrotlar en sık kullanılan elektrotlardır ve genel kullanım için önerilir (33), (34).

2.4.1. Yüzeyel elektromyografi

Yüzey elektromiyografisi (sEMG), geçmişte sağlıklı deneklerin çeşitli aktivitelerindeki nöromüsküler yanıtları değerlendirmek ve patolojiye bağlı veya rehabilitasyon sırasında olası değişiklikleri araştırmak için kullanılmıştır (31). Kinezyolojik EMG'nin odak noktası, postürel görevler, fonksiyonel hareketler, çalışma koşulları ve tedavi/egitim rejimleri dahilinde kasların gönüllü nöromüsküler aktivasyonunun incelenmesi olarak tanımlanabilir (33). Ayrıca kas eğitimi hedeflerine göre yüzeyel EMG ile en iyi egzersizler seçilebilir (35). Yüzey elektromyografide, sinyaller noninvaziv olarak deri yüzeyinden kaydedilir (30).

Yüzey elektrotlarının kullanımı klinik ve fizyolojik uygulamalarda daha fazla kabul görmeye başlamıştır ve kas grupları arasındaki etkileşimi değerlendirmek için en yaygın tekniktir (32, 36). Kolay kullanım avantajının yanı sıra, ana limitasyonu sadece yüzeysel kasların tespit edilebilmesidir. Daha derin kaslar için ince tel veya iğne elektrotları kaçınılmazdır (33).

Yüzey elektrotlarının bir diğer avantajı, non-invaziv olmaları ve elektrodu yerleştirmeden önce hastaya anestezi uygulanmasına gerek olmamasıdır. Operasyon basit ve ağrısızdır (32).

Tablo 2.1. Yüzeyel ve iğne elektrot farkları

Yüzeyel Elektrot		İğne Elektrot	
Avantaj	Dezavantaj	Avantaj	Dezavantaj
Uygulaması çabuk ve basit	Sadece yüzeysel kaslar için kullanılır	Derin kaslara ulaşabilir	Tıp sertifikası gerekir
Tıp uzmanlığı veya sertifikası gerekmez	Yan seslerden etkilenebilir	Çok az yan ses ihtimali vardır	
Rahatsızlık verme oranı azdır	Kişinin hareket yeteneğini engelleyebilir		

Yüzeyel EMG uygulanırken bazı noktalara dikkat edilmesi gerekir. Göz kararıyla ya da elektrot uygulanacak kas dışındaki komşu kasların da gereksiz yere kasılmasına izin vererek elektrot uygulama yerini seçmek hatalı kayıtlara neden olabilir.

Bir diğer hata kaynağı ise elektrot yerleştirilecek bölgede yeteri kadar temizlik yapılmamasıdır. Bu durumda şebeke elektriğinin yol açacağı gürültü ile hareket artefaktlarının yol açabileceği gürültü sEMG sinyallerinde bozulmalara neden olabilir.

Elektrotlarla sEMG cihazı arasında bağlı olan kablolar eğer uygun yerlere bantlarla sabitlenmezse yine hareket durumunda sinyal bozan artefaktlar ortaya çıkabilir (30).

Kastan bir EMG sinyali kaydedildiği zaman, çeşitli gürültü türleri onu kirletir. Bu nedenle, EMG sinyallerini analiz etmek ve sınıflandırmak çok zordur. EMG sinyalinin nitelikleri, bireyin cilt oluşumuna, kan akış hızına, ölçülen cilt sıcaklıklarına, doku yapısına (kas, yağ vb.), ölçüm bölgesine ve daha fazlasını içeren vücudun iç yapısına da bağlıdır. Bu nitelikler, EMG sinyallerinde farklı türde gürültü sinyalleri üretir. Bu, EMG sinyallerinin teşhisini etkileyebilir (32).

2.4.2. EMG sinyalini etkileyen ana faktörler (33):

2.4.2.1. Doku karakteristiği

İnsan vücudu iyi bir elektrik iletkenidir, ancak ne yazık ki elektrik iletkenliği doku tipine, kalınlığına, fizyolojik değişikliklere ve sıcaklığa göre değişir. Özneden özneye ise bu, büyük bir değişiklik gösterir.

2.4.2.2. Fizyolojik “Cross Talk”

Komşu kaslar, önemli miktarda, lokal elektrot bölgesi tarafından tespit edilen EMG üretebilir. Tipik olarak bu "Cross Talk", genel sinyal içeriklerinin %10-%15'ini geçmez veya hiç mevcut değildir. Ancak kas gruplarında dar düzenlemelere dikkat edilmelidir.

2.4.2.3. Kas merkezi ve elektrot bölgesi arasındaki geometrideki değişiklik

Sinyal kaynağı ile tespit bölgesi arasındaki herhangi bir mesafe değişikliği, EMG verilerini değiştirecektir. Bu, tüm dinamik hareket çalışmalarının doğal bir sorunudur ve ayrıca dış baskıdan da kaynaklanabilir.

2.4.2.4. Dış gürültü

Çok gürültülü elektrik ortamlarına daha fazla dikkat edilmelidir. En zorlu olanı, tipik olarak diğer harici aygıtların yanlış topraklanmasıyla üretilen güç uğultusuna doğrudan müdahaledir.

2.4.2.5. Elektrot ve amplifikatörler

Elektrotların seçimi/kalitesi ve dahili amplifikatör gürültüsü, EMG taban çizgisine bazı sinyal içerikleri ekleyebilir. Bu faktörlerin çoğu, verilen oda/laboratuvar koşullarının doğru şekilde hazırlanması ve kontrol edilmesiyle en aza indirilebilir veya kontrol edilebilir.

Tüm bu maddelere dikkat edildiğinde tamamen gürültüsüz bir kayıt imkansızdır. Küçük genlik artışları görülebilir ancak bunlar 10 – 15 mikrovoltu geçmemelidir (33).

2.4.3. Gürültünün oluşabileceği kaynaklar (34):

- 1- Elektrostatik alan : Deri ile elektrot arası
- 2- Elektronik cihazlar : Televizyon, havalandırma, güç hatları, lambalar vb.
- 3- Hareket artefaktı : Hareket esnasında kablo, amplifikatör veya elektrodun yerinden oynamasına bağlı oluşan istenmeyen sinyaller
- 4- Yan ses : Ölçüm yapılacak olan kasa komşu olan diğer kas gruplarından gelen aksiyon potansiyelleri

2.4.4. Amplifikatör ve Elektrotların Yerleştirilmesi

2.4.4.1. Cilt Hazırlığı (33):

2.4.4.1.1. Derideki Kılların Temizlenmesi

Bu, özellikle nemli koşullar altında veya terli cilt tipleri veya dinamik hareket koşulları altında elektrotların yapışmasını iyileştirmek için gereklidir.

2.4.4.1.2. Cilt Temizliği

Ölü deri hücrelerini temizlemek (yüksek empedans üretirler) ve cildi kir ve terden arındırmak için gereklidir. Bir zımpara kağıdından yardım alınabilir.

Cilt üzerinde kabloların ve amplifikatörün sabitlenmesi gereklidir. Bu, statik veya yavaş hareket testleri için önemli olmayabilir, ancak dinamik çalışmalarda, kablo hareketi artefaktlarının önlenmesine yardımcı olur ve elektrotların deriden ayrılma riskini en aza indirir. Her elektrot ucunu sabitlemek için normal bant, elastik kayışlar veya ağ bandajlar kullanılabilir, ancak çok fazla gerginlikten kaçınılmalıdır.

Elektrot uygulamasına yönelik önerilerin çoğu, baskın kemik bölgelerine ve çıkıntılara veya kolayca palpe edilebilen diğer yapılara dayalı, “Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessments of Muscles” (SENIAM) gibi anatomik işaret sistemi ile çalışır.

Özellikle yeni başlayanlar için, normal bir multimetre veya özel empedans ölçerler ile elektrotlar arasındaki gerçek empedans direncini ölçerek seçilen yöntemin kalitesini kontrol etmek faydalı olacaktır (33).

2.4.5. Ham EMG Sinyali

Üst üste bindirilmiş motor ünite aksiyon potansiyelleri (MUAP) tespit eden filtrelenmemiş ve işlenmemiş bir sinyale ham EMG Sinyali denir. Kas gevşediğinde, az ya da çok gürültüsüz bir EMG taban çizgisi görülebilir. Ham EMG taban çizgisi gürültüsü, özellikle EMG yükselticisinin kalitesi, ortam gürültüsü ve verilen algılama koşulunun kalitesi gibi birçok faktöre bağlıdır.

Son teknoloji ürünü bir amplifikatör performansı ve uygun cilt hazırlığı varsayıldığında ortalama taban çizgisi gürültüsü 3 – 5 mikrovolttan yüksek olmamalıdır, hedef 1 ila 2 olmalıdır. Tespit aparatındaki parazit yaratan gürültü veya sorunları, “artan” temel aktivite veya kas hipertonusu olarak yorumlamamaya dikkat edilmelidir (33).

2.4.6. Normalizasyon

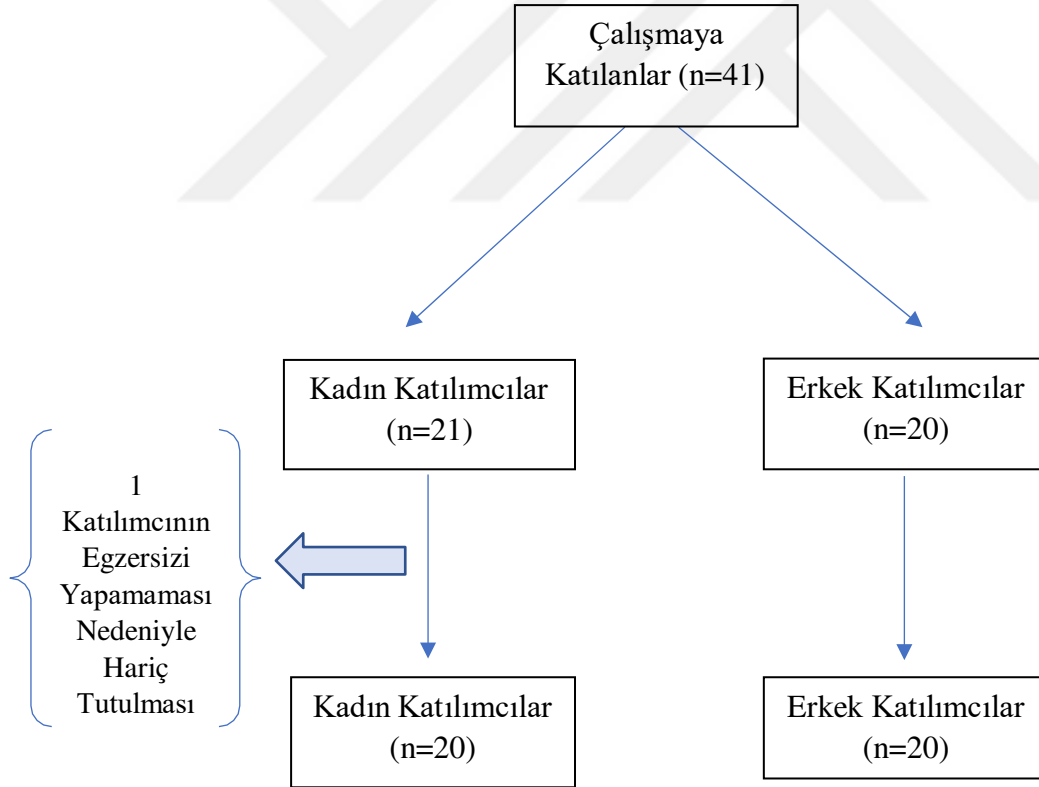
Maksimum istemli kasılma (MİK) normalizasyonu için araştırılacak aktiviteye ait sEMG sinyali maksimum kasılma sırasındaki sEMG amplitüdünün maksimum değerine bölünerek normalize edilir. Bu şekilde sEMG sinyalleri o kasa ve kişiye özgü maksimum değer yüzdesi olarak gösterildiği için kıyaslama ve istatistik işlemleri gibi analizler uygulanabilir hale gelir (30).

Çalışmamızda yapılacak olan toplam 3 egzersiz belirlendi. Egzersiz seçiminde önceden yapılan çalışmalarda egzersiz karşılaştırmalarında gluteus medius kasında yüksek aktivasyon görülen egzersizler seçildi (35, 37-39).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Bireyler

Hipotezlere uygun olarak hesaplanan örneklem genişliği hesaplamalarında 15 kadın ve 15 erkek olacak şekilde toplam 30 kişi ile çalışılması gerektiği sonucuna varıldı. 18 – 45 yaş aralığındaki 20 kadın ve 20 erkek katılımcı olmak üzere toplam 40 kişi çalışmaya dahil edildi. Katılımcılar profesyonel anlamda herhangi bir sportif aktivite ve düzenli fiziksel aktivite yapmadıklarından dolayı sedanter oldukları kanısına varıldı. Aşağıda verilen konsort diyagramında da görüldüğü üzere, çalışmaya başta 41 katılımcı ile başlandı. Bir kadın katılımcı egzersizleri yapamaması sebebiyle çalışmadan hariç tutuldu ve çalışmaya 20 kadın 20 erkek olmak üzere toplam 40 kişi ile devam edildi (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Katılımcı Sayısı

Katılımcıların egzersizler sırasında kas aktivasyon ölçümleri ve değerlendirmeleri Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Sporcu

Sağlığı Ünitesi'nde gerçekleştirildi. Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu ve Etik Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: KA22/47) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir ve katılımcılara gönüllü olduklarına dair aydınlatılmış onam formu imzalatılmıştır.

18-45 Yaş aralığında olması ve mevcut egzersizleri doğru yapabiliyor olması dahil edilme kriterlerindendir. Son 2 yıl içinde kişinin herhangi bir alt ekstremité cerrahisi veya yaralanması geçirmiş olması, hamileliği, romatizmal hastalığı, sistemik hastalığı ve nöromusküler hastalığı olması çalışmanın hariç tutma kriterlerini oluşturur. Egzersizler 2 fizyoterapist gözetiminde yapılmıştır. Çalışma 05.03.2022 tarihinde başlayıp 13.10.2022 tarihinde sona ermiştir.

3.2. Kas Aktivasyonu Ölçümüne Hazırlık Aşaması

Katılımcıların ilk olarak gluteus medius ve tensor fascia lata kası için elektrotları yerleştireceğimiz noktaların lokasyonları Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessments of Muscles (SENIAM) (40) yardımıyla bulundu.

Gluteus medius kası için yan yatış pozisyonunda krista iliaca dan trokanter majöre giden hattın orta noktası mezura ile belirlendi. Klinik test olarak, bir el gluteus medius üzerinde, diğer el ayak bileğinden tutacak şekilde adduksiyon yönünde yapılan manuel direnç testi kullanıldı.

Tensor fascia lata kası için olan lokasyon, yine yan yatış pozisyonunda spina iliaca anterior superior dan lateral femoral kondile uzanan hattın 1/6 proksimalde kalan taraftaki nokta olarak belirlendi.

Belirlenen bölgelerdeki deride, elektrot sinyallerinin olabildiğince düzgün kaydedilmesini sağlamak ve deri direncini 5Ω 'un altına indirebilmek için (33) cilt bir zımpara kağıdı ve bir tıraş bıçağı ile temizlendi ve ardından alkollü bir pamuk ile silinip uygulamaya hazırlandı. Tek kullanımlık kendinden yapışkanlı Ag/AgCl elektrotlar (3M Red dot kare EKG elektrodu) temizlenen bölgeye yapıştırıldı ve iki elektrot arası mesafe 20 mm (33) olarak ayarlandı. Daha sonra katılımcıların deri direnci Uni-T UT33D dijital multimetre ile ölçülüp kaydedildi (Tablo 3.1). Amplifikatörler elektrotlara bağlanıp ince kesilmiş tıbbi ipek flaster yardımı ile deriye yapıştırıldı.

Tablo 3.1. Deri Direnci Değişkenlerine Ait Değerler

	Medyan	En Küçük Değer- En Büyük Değer
Gluteus Medius Deri Direnci	1,295	(0,49 - 1,96)
TFL Deri Direnci	1,140	(0,43 - 1,98)

(TFL: Tensor Fascia Latae)

3.3. Kas Aktivasyonu Ölçümü

EMG verilerinin sinyal analizi Noraxon myoRESEARCH®3.14 (Noraxon USA) yazılımı ile gerçekleştirildi. Ham EMG sinyalleri elektrokardiak artefakt olasılığına karşı ilk önce görsel olarak kontrol edildi. 10 Hz, IIR (Infinite Impulse Response), Butterworth High-Pass ve 500 Hz, IIR, Butterworth Low-Pass hareket artefakt filtresinden geçirildi. Daha sonra EMG sinyallerinin değerlendirilebilmesi için 100 ms aralıklarla Root Mean Square (RMS) ile düzenlendi.

İlk olarak; EMG verilerini normalize etmek amacıyla; katılımcı dominant tarafı üstte kalacak şekilde yan yatarken, bir kemer ile femur distalinden yeterli direnç sağlandıktan sonra, kişiden maksimum kuvvetiyle 3 defa kemere karşı abduksiyon yapması istendi ve bu esnada maksimal istemli kontraksiyon (MİK) değerleri kaydedildi (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. MİK Değerlerinin Kaydedilmesi

Çalışmada yapılacak toplam 3 egzersiz belirlendi. Bunlar sırasıyla tek bacak çömelme (TBÇ), tek bacak köprü (TBK) ve yan köprü (YK) idi. Her egzersiz 3'er defa yapıldı.

Hastaya, her bir egzersiz yapılmadan önce tek tek öğretilip gösterildi ve denemeleri istendi. Her bir egzersiz arası dinlenme molası verildi, katılımcı hazır hissedince devam edildi.

3.4. Tek Bacak Çömelme Egzersizi

İlk egzersiz 45 derece dominant taraf diz fleksiyonu ile çömelme idi (Şekil 3.3). Hastanın dominant tarafı “Topa hangi ayağıyla vuruyorsun?” sorusu ile belirlendi. Diz fleksiyon derecesi egzersiz sırasında inklinometre ile (41) (JTECH Dualer Iq Pro Secondary Inclinator, USA) kişinin yaptığı hareketi engellemeyecek şekilde femur distaline bağlanarak ölçüldü. Egzersizin yapılış süresi; 3 saniyede çömelme, 3 saniye 45 derece diz fleksiyonda bekleyiş ve 3 saniyede çömelmeden kalkış şeklinde toplam 9 saniye olarak belirlendi. Egzersiz sırasında kişide denge bozukluğu olduğunda veya kişinin non-dominant ayağını yere koymasına halinde egzersiz tekrarlandı.



Şekil 3.3. Tek Bacak Çömelme Egzersizi

Tek bacak çömelme egzersizi sırasında video görüntüleme, kişinin tam karşısına yerleştirilen Logitech 922A model kamera ile yapıldı. Dizdeki valgus açısı ise Image J programı kullanılarak, kişi tam 45 derece diz fleksiyonunda iken fotografik olarak ölçüldü. Valgus açısının daha rahat ölçülebilmesi için spina iliaca anterior superiora, patella orta noktasına ve lateral ve medial malleol hattının orta noktasına işaret bantları yapıştırıldı (42). Egzersiz sırasında katılımcıya diz valgusunu önlemek için herhangi bir uyarıda bulunulmadı.

3.5. Tek Bacak Köprü Egzersizi

Kişi mat üzerinde sırtüstü uzanıp dominant taraf ayağı ile destek alarak tek bacak köprü kurdu (Şekil 3.4). Bu esnada kişi non-dominant taraftaki dizini tam ekstansiyonda tuttu. Egzersizin süresi; 3 sn’de kalkış, 3 sn bekleme ve 3 sn’de iniş olarak belirlendi.



Şekil 3.4. Tek Bacak Köprü Egzersizi

3.6. Yan Yatışta Köprü Egzersizi

Katılımcı dominant tarafı aşağıda kalacak şekilde yan döndü ve 15 sn boyunca kalça yukarıda köprü kurarak bekledi (Şekil 3.5). Egzersiz sırasında vücut düzgünlüğüne dikkat edildi.



Şekil 3.5. Yan Köprü Egzersizi

3.7. Değerlendirme Yöntemleri

Çalışmaya katılanların yaş, cinsiyet, boy, kilo, dominant ekstremit, pelvis genişlikleri ve femur uzunluğu değerleri değerlendirme formuna kaydedildi.

3.8. Pelvis Genişliğinin ve Femur Uzunluğunun Değerlendirilmesi

Pelvis genişlikleri spina iliaca anterior superiorlardan ve femoral trokantör majörlerden olmak üzere kaliper (Holtain, U.K.) ile mm cinsinden ölçülüp kaydedildi. Kaydedilen değerleri normalize etmek için; her bir pelvis genişliği, kişinin boy uzunluğuna oranlandı (43).

Bir mezura yardımı ile de spina iliaca anterior superior ile medial femoral kondil arası mesafe ölçülüp femur uzunluğu cm cinsinden kaydedildi.

3.9. İstatistiksel Yöntem

Bu çalışmada istatistiksel analizler SPSS 22.0 istatistiksel paket programı kullanılarak yapılmıştır. Test sonuçlarında elde edilen p değerleri, $\alpha=0,05$ ve testin gerekliliğine göre $\alpha=0,01$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

Analiz aşamasında öncelikle sürekli değişkenlerde normal dağılıma uygunluğun analizi için “Shapiro Wilk Testi” kullanılmıştır. Sürekli değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri “medyan (en küçük değer – en büyük değer)”, kategorik değişkenlerin ise katılımcı sayısı (n) ve yüzde (%) şeklinde gösterilmiştir.

Çalışmada analize katılan sürekli değişkenlerde normallik varsayımı sağlanmadığından bağımsız gruplarda değişkenlerin karşılaştırılmasında iki grup için *Mann Whitney U Testi*, üç grup için *Kruskal Wallis H Testi* kullanılmıştır. Kruskal Wallis H Testi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı fark saptanan değişkenlerin ikili karşılaştırmalarında Mann Whitney U Testi’nden yararlanılmıştır. Sürekli değişkenlerin ilişkisinin araştırılmasında ise *Spearman Korelasyon Katsayısı*’ndan yararlanılmıştır. Birden fazla sürekli değişkenin etkisinin araştırılmasında ise *Regresyon Analizi* kullanılmıştır. Ayrıca iki kategorik değişkenin ilişkisinin araştırılmasında *Ki-Kare Testi*’nden yararlanılmıştır.

Örneklem büyüklüğü hesaplamasındaki güç oranı 0,80’dir ve örneklem büyüklüğü “Electromyographic Analysis of Gluteus Medius and Gluteus Maximus During Rehabilitation Exercises” (38) adlı makaledeki EMG verileri göz önünde bulundurularak hesaplanmıştır.

4. BULGULAR

Tablo 4.1. Demografik Değişkenler

	Medyan	En Küçük Değer – En Büyük Değer
Yaş	23	(19 – 33)
Kilo (kg)	65	(47 – 95)
Boy (cm)	170,5	(155 – 187)
VKİ	22,65	(18,68 – 29,72)

(VKİ: Vücut Kütle İndeksi)

Tablo 4.2. Egzersizlere Göre Kas Aktivasyonların Karşılaştırılması

		Medyan (%)	En Küçük Değer – En Büyük Değer	p değeri
YK	GM	43,1	(0,167 - 2,218)	0,000*
	TFL	19,1	(0,027 - 0,931)	
TBÇ	GM	42,5	(0,173 - 1,947)	0,000*
	TFL	15	(0,041 - 0,536)	
TBK	GM	50,9	(0,106 - 2,375)	0,000*
	TFL	11,8	(0,008 - 0,688)	

(YK: Yan Köprü, TBÇ: Tek Bacak Çömelme, TBK: Tek Bacak Köprü, GM: gluteus medius, TFL: tensor fascia latae * p<0,05)

Tabloda yer alan Mann Whitney U Testi sonuçlarına göre; YK, TBÇ ve TBK egzersizlerinin üçünde de gluteus medius (GM) kas aktivasyonu değerleri ile TFL kas aktivasyonu değerleri ($p<0,05$) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. Her üç egzersizde de GM kas aktivasyonu değerleri TFL kas aktivasyonu değerlerine göre daha yüksektir.

Tablo 4.3. Diz Açısının Değerlendirmesi

		Medyan	En Küçük Değer – En Büyük Değer	p değeri
Diz Açısı	Valgus (n=25)	6,039	0,433 - 17,238	0,989
	Varus (n=15)	5,400	0,824 – 16,190	

Çalışmada diz açısı analizlere dahil edilmeden önce, bazı katılımcıların TBÇ egzersizlerini varusta yaptığı görülmüştür. Bu sebeple TBÇ egzersiz değerlerinin açılarının değerlendirilmesinde valgusta ve varusta yapan katılımcıların karşılaştırması yapılmıştır. Tablo 4'te yer alan Mann Whitney U Testi sonuçlarına göre TBÇ egzersizini valgusta ve varusta yapanların diz açıları arasında ($p>0,05$) istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Tablo 4.4. Diz Açısının Cinsiyete Göre Karşılaştırılması

	Cinsiyet		p değeri
Diz Açısı	Kadın (n=20)	Erkek (n=20)	
Valgus (n=25)	16 (%80)	9 (%45)	0,022*
Varus (n=15)	4 (%20)	11 (%55)	

* p<0,05

Tablo 4.4'te yer alan Ki-Kare Testi sonuçlarına göre diz açısı cinsiyete göre ($p<0,05$) istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir. Kadınlarda valgus olanların oranı %80 iken, erkeklerde bu oran %45 olup kadınlarda valgus açısı görülen katılımcı daha fazladır.

Tablo 4.5. TBÇ Egzersizinde Diz Açısı ile Kas Aktivasyonlarının İlişkisi

	Diz Açısı
TBÇ Egzersizinde Gluteus Medius Kas Aktivasyonu	r = -0,076 p = 0,641
TBÇ Egzersizinde TFL Kas Aktivasyonu	r = 0,037 p = 0,822

(TBÇ: tek bacak çömelme, TFL: tensor fascia latae)

Tablo 4.5'te yer alan Spearman Korelasyon Testi sonuçlarına göre diz açısı ile TBÇ egzersizinde gluteus medius kas aktivasyonu ($p>0,05$) ve TBÇ egzersizinde TFL kas aktivasyonu ($p>0,05$) arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamıştır.

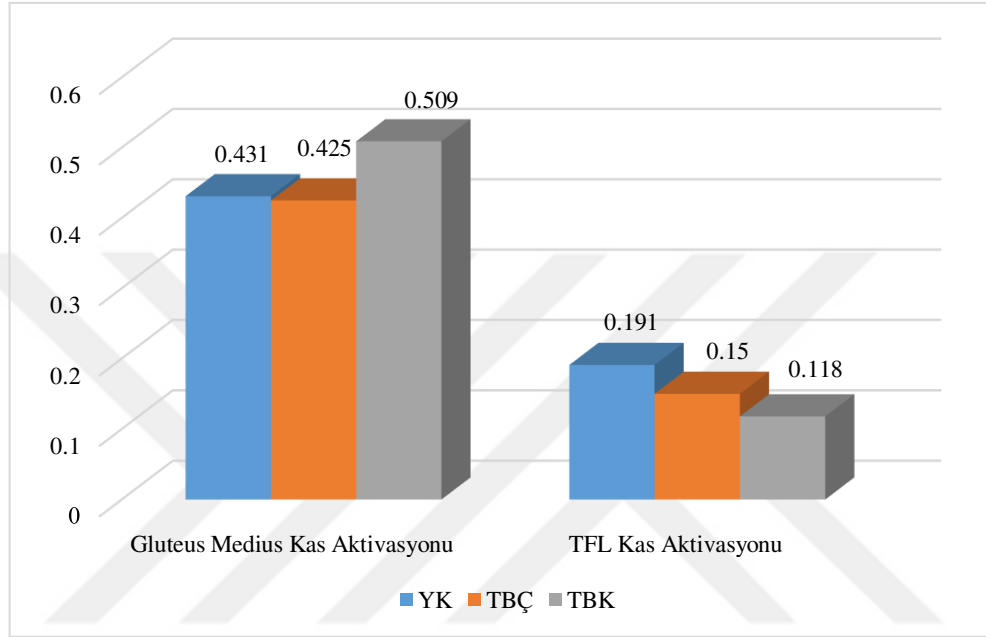
Tablo 4.6. Egzersizlere Göre Kas Aktivasyon Değerleri

		Medyan (%)	En Küçük Değer – En Büyük Değer	p değeri
GM Kas Aktivasyonu	YK	43,1	(0,167 - 2,218)	0,077
	TBÇ	42,5	(0,173 - 1,947)	
	TBK	50,9	(0,106 - 2,375)	
TFL Kas Aktivasyonu	YK	19,1	(0,027 - 0,931)	0,010*
	TBÇ	15	(0,041 - 0,536)	
	TBK	11,8	(0,008 - 0,688)	

(GM: Gluteus Medius, TFL: Tensor Fascia Latae, YK: Yan Köprü, TBÇ: Tek Bacak Çömelme, TBK: Tek Bacak Köprü, * $p<0,05$)

Tablo 4.6'da yer alan Kruskal Wallis Testi sonuçlarına göre; gluteus medius kas aktivasyonu değerleri egzersiz türleri ($p>0,05$) bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemiştir. TFL kas aktivasyonu değerleri ise egzersiz türleri ($p<0,05$) bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir.

İkili karşılaştırmalar için yapılan testler sonucunda TFL kas aktivasyonu TBÇ (medyan=0,150) ve TBK (medyan=0,118) egzersizleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemiş ($p>0,05$) olup, YK egzersizinde (medyan=0,191) TFL Kas Aktivasyonu diğer iki egzersize göre ($p<0,05$) istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir. Sonuç olarak YK egzersizi TFL kas aktivasyonunda diğer iki egzersize göre daha etkili bulunmuştur.



Şekil 4.1. Egzersizler Üzerindeki Kas Aktivasyonları

Tablo 4.7. Kas Aktivasyonları ile Antropometrik Değişkenlerin İlişkisi

	Femur Uzunluğu	SIAS'lardan Ölçülen Pelvis Genişliği / Boy	Trokanter Majör'lerden Ölçülen Pelvis Genişliği / Boy
YK Egzersizinde Gluteus Medius Kas Aktivasyonu	$r = 0,109$ $p = 0,502$	$r = 0,103$ $p = 0,528$	$r = -0,078$ $p = 0,634$
TBÇ Egzersizinde Gluteus Medius Kas Aktivasyonu	$r = 0,092$ $p = 0,573$	$r = -0,025$ $p = 0,877$	$r = -0,071$ $p = 0,662$
TBK Egzersizinde Gluteus Medius Kas Aktivasyonu	$r = 0,126$ $p = 0,439$	$r = -0,207$ $p = 0,201$	$r = -0,165$ $p = 0,309$
YK Egzersizinde TFL Kas Aktivasyonu	$r = -0,175$ $p = 0,280$	$r = 0,278$ $p = 0,082$	$r = 0,063$ $p = 0,698$
TBÇ Egzersizinde TFL Kas Aktivasyonu	$r = -0,373$ $p = 0,018^*$	$r = 0,278$ $p = 0,082$	$r = 0,351$ $p = 0,026^*$
TBK Egzersizinde TFL Kas Aktivasyonu	$r = -0,341$ $p = 0,031^*$	$r = 0,008$ $p = 0,959$	$r = 0,237$ $p = 0,140$

(GM: Gluteus Medius, TFL: Tensor Fascia Latae, YK: Yan Köprü, TBÇ: Tek Bacak Çömelme, TBK: Tek Bacak Köprü, * $p<0,05$)

Tablo 4.7’de yer alan Spearman Korelasyon Testi sonuçlarına göre; TBÇ egzersizinde TFL kas aktivasyonu ile femur uzunluğu ($p<0,05$) ve trokanter majörlerden ölçülen Pelvis Genişliği / Boy ($p<0,05$) değişkenleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur. Ek olarak TBK Egzersizinde TFL kas aktivasyonu ile femur uzunluğu ($p<0,05$) arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur. Diğer kas aktivasyonları ile antropometrik değişkenler arasındaki ilişkilerde ($p>0,05$) istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamıştır.

TBÇ egzersizinde TFL kas aktivasyonu ile femur uzunluğu arasında ($r = -0,373$) ters yönlü zayıf bir ilişki, trokanter majörlerden ölçülen Pelvis Genişliği / Boy değişkeni arasında ise ($r = 0,351$) aynı yönlü zayıf bir ilişki bulunmuştur. Sonuç olarak femur uzunluğu arttıkça TBÇ egzersizinde TFL kas aktivasyonu az da olsa azalmakta, trokanter majörlerden ölçülen Pelvis Genişliği / Boy değeri arttıkça TBÇ egzersizinde TFL kas aktivasyonu az da olsa artmaktadır.

TBK egzersizinde TFL kas aktivasyonu ile femur uzunluğu arasında da ($r = -0,341$) yine ters yönlü zayıf bir ilişki bulunmuştur. Sonuç olarak femur uzunluğu arttıkça TBK egzersizinde TFL kas aktivasyonu az da olsa azalmaktadır.

Tablo 4.8. TBÇ Egzersizinde Antropometrik Değişkenlerin TFL Kas Aktivasyonunu Üzerindeki Etkisi

TBÇ Egzersizinde TFL Kas Aktivasyonu	Standardize Edilmemiş Katsayılar		Standartlaştırılmış Katsayılar	t değeri	p değeri
	B	Standart Hata	Beta		
Sabit Terim	0,103	0,350		0,296	0,769
Femur Uzunluğu	-0,000932	0,000325	-0,401	-2,868	0,007*
Trokanter Majör’lerden Ölçülen Pelvis Genişliği / Boy	0,376231	0,169132	0,311	2,224	0,032*

* $p<0,05$

TBÇ egzersizinde TFL kas aktivasyonuna femur uzunluğu ve trokanter majörlerden ölçülen Pelvis Genişliği / Boy değişkenlerinin etkisinin araştırılmasında regresyon analizi sonuçlarına göre; femur uzunluğunun ($p<0,05$) ve trokanter majörlerden ölçülen Pelvis Genişliği / Boy değişkeninin ($p<0,05$) TBÇ egzersizinde TFL kas aktivasyonuna istatistiksel olarak anlamlı etkisi bulunmuştur. Femur uzunluğu için hesaplanan regresyon katsayısı (-0,000932) negatif değerli olduğundan kas aktivasyonu ile arasında ters yönlü bir ilişki, trokanter majörlerden ölçülen Pelvis Genişliği / Boy değişkeni için hesaplanan regresyon katsayısı (0,376231) pozitif değerli olduğundan kas aktivasyonu ile arasında aynı yönlü bir

ilişki olduğu yorumu yapılır ki bu sonuç Tablo 7’de elde edilen sonuçlarla uyumludur. Femur uzunluğundaki 1 birimlik standart sapma artışı, TBÇ egzersizinde TFL kas aktivasyonunda 0,401 birimlik standart sapma kadar azalışa sebep olmaktadır. Trokanter majörlerden ölçülen Pelvis Genişliği / Boy değişkenindeki 1 birimlik standart sapma artışı, TBÇ egzersizinde TFL kas aktivasyonunda 0,311 birimlik standart sapma kadar artışa sebep olmaktadır. Sonuç olarak TBÇ egzersizinde TFL kas aktivasyonu üzerinde; femur uzunluğunun etkisi trokanter majörlerden ölçülen pelvis genişliği / boy değişkeninin etkisine göre daha fazladır.

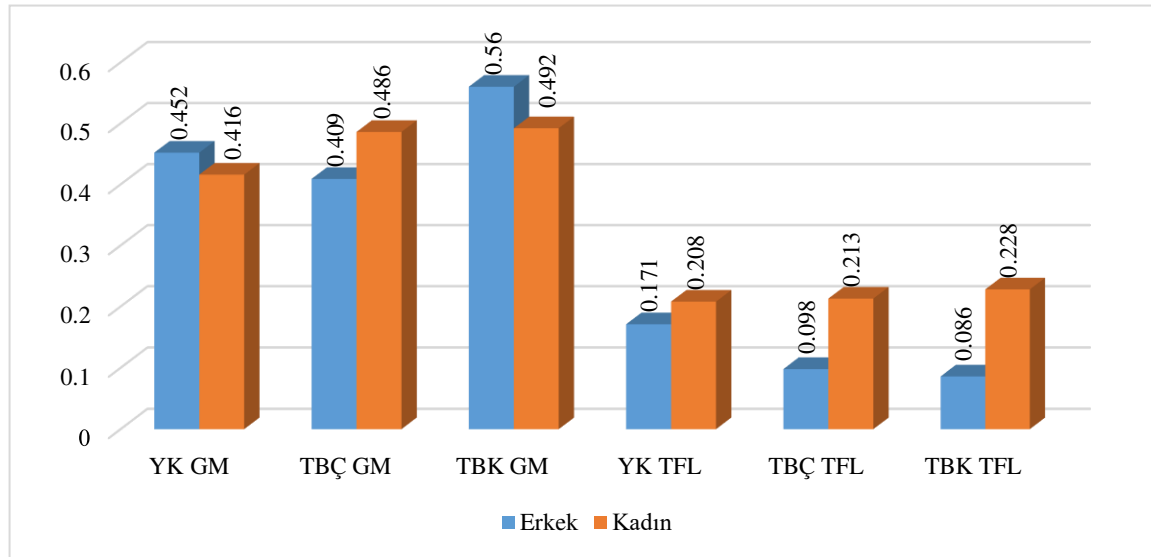
Tablo 4.9. Cinsiyete Göre Kas Aktivasyonlarının Karşılaştırılması

	Cinsiyet				p değeri
	Kadın		Erkek		
	Medyan (%)	En Küçük Değer – En Büyük Değer	Medyan (%)	En Küçük Değer – En Büyük Değer	
YK Egzersizinde Gluteus Medius Kas Aktivasyonu	41,6	(0,168 - 1,027)	45,2	(0,167 - 2,218)	0,779
TBÇ Egzersizinde Gluteus Medius Kas Aktivasyonu	48,6	(0,173 - 0,791)	40,9	(0,197 - 1,947)	0,512
TBK Egzersizinde Gluteus Medius Kas Aktivasyonu	49,2	(0,106 - 1,119)	56	(0,178 - 2,375)	0,231
YK Egzersizinde TFL Kas Aktivasyonu	20,8	(0,072 - 0,931)	17,1	(0,027 - 0,384)	0,114
TBÇ Egzersizinde TFL Kas Aktivasyonu	21,3	(0,097 - 0,536)	9,8	(0,041 - 0,318)	0,000*
TBK Egzersizinde TFL Kas Aktivasyonu	22,8	(0,065 - 0,688)	8,6	(0,008 - 0,336)	0,001*

(TBÇ: tek bacak çömelme, TBK: tek bacak köprü, YK: Yan köprü, TFL: tensor fascia latae, * p<0,05)

Tablo 4.9’da yer alan Mann Whitney U Testi sonuçlarına göre; cinsiyete göre her üç egzersizde de gluteus medius kas aktivasyonu bakımından ($p>0,05$) istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Yine cinsiyete göre YK Egzersizinde TFL kas aktivasyonu bakımından da ($p>0,05$) istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Ancak TBÇ egzersizinde TFL kas aktivasyonu ($p<0,05$) ve TBK egzersizinde TFL kas aktivasyonu ($p<0,05$) bakımından cinsiyete göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur.

Kadınlarda TBÇ (medyan=0,213) ve TBK (medyan=0,228) egzersizlerinde TFL kas aktivasyonu değerleri erkeklere (TBÇ medyan= 0,098); TBK medyan=0,086) göre daha yüksektir.



Şekil 4.2. Egzersizler Üzerindeki Kas Aktivasyonlarının Cinsiyete Göre Karşılaştırılması

Tablo 4.10. Cinsiyete Göre Antropometrik Değişkenlerin Karşılaştırılması

	Cinsiyet				p değeri
	Kadın		Erkek		
	Medyan	En Küçük Değer – En Büyük Değer	Medyan	En Küçük Değer – En Büyük Değer	
Femur Uzunluğu	545	(440 - 590)	620	(500 - 660)	0,000
SIAS'lardan Ölçülen Pelvis Genişliği / Boy	1,410	(1,222 – 1,551)	1,326	(1,326 – 1,163)	0,033*
Trokanter Majör'lerden Ölçülen Pelvis Genişliği / Boy	1,651	(1,542 – 1,820)	1,565	(1,401 – 1,828)	0,023*

* p<0,05

TBK egzersizi için sadece femur uzunluğu, TBÇ egzersizi için femur uzunluğu ve trokanter majörlerden ölçülen Pelvis Genişliği / Boy değişkenlerinin etkisini kontrol altında tutarak cinsiyet ile TBÇ ve TBK egzersizlerinde TFL Kas Aktivasyonu arasındaki ilişkinin araştırılması için hesaplanan kısmi korelasyon katsayılarına bakıldığında istatistiksel olarak anlamlı ilişki ($p > 0,05$) bulunmamaktadır (cinsiyet*TBÇ egzersizlerinde TFL Kas Aktivasyonu: $r = 0,306$), (cinsiyet*TBK egzersizlerinde TFL Kas Aktivasyonu: $r = 0,229$).

Bu bilgiler ışığında TBÇ ve TBK egzersizlerinde TFL Kas Aktivasyonunu etkileyen asıl değişkenler cinsiyetten bağımsız olarak femur uzunluğu (hem TBÇ hem de TBK egzersizleri için) ve trokanter majörlerden ölçülen Pelvis Genişliği / Boy (TBÇ egzersizi için) olarak karşımıza çıkmaktadır.

5. TARTIşMA

Gluteus medius ve tensor fascia latae kaslarının aktivasyonlarını incelediğimiz bu çalışmada; sağlıklı bireylerde tek bacak çömelme, tek bacak köprü ve yan köprü olmak üzere üç çeşit egzersiz uygulandı. Ölçümler sonucunda, çalışmamızın önemli bulgularında biri, gluteus medius kas aktivasyonu ve pelvis genişliği arasında herhangi bir ilişki olmadığı yönündedir. H1 hipotezimize göre bizim beklentimiz gluteus medius kasının çekiş açısının değişebileceği öngörüsüyle, pelvis genişliğinin kas aktivasyonları ile negatif yönde bir ilişkisi olabileceği yönündeydi. Pelvis genişliğinin kadınlarda erkeklerden daha geniş olduğu bilgisi ile hareket ettiğimizde ise (9, 10), H2 hipotezimiz cinsiyete bağlı olarak GM ve TFL kas aktivasyonlarında farklılık olduğu yönünde idi. Fakat gluteus medius kas aktivasyonlarında, yapılan üç egzersizde de cinsiyetler arasında herhangi bir üstünlük görölmedi. Bu yönde yapılan çalışmalara bakacak olursak, Zeller ve ark. (44) erkekler ve kadınlar arasında tek bacak çömelme egzersizinde, çalışmaya alınan 9 kadın 9 erkek arasında (yaklaşık 90 derece diz fleksiyonu ile) kadınlar (%41 maksimal izometrik kontraksiyon), erkeklere göre (%77 maksimal izometrik kontraksiyon) daha az kas aktivasyon değerini göstermiş. Bizim sonuçlarımıza benzer şekilde, yapılan başka bir çalışmada (26), 21 kişide tek bacak çömelme egzersizinde diz fleksiyon açısını 30 derece ile başlatıp kişilerin hareketi kaç derece ile sonlandırdığı belirtilmemiş ve kadın ve erkeklerde istatistiksel bir fark olmaksızın gluteus medius kasının ortalama aktivasyon değerini %64 maksimal izometrik kontraksiyon olarak hesaplanmış. Maureen ve ark. (45) da toplam 42 kişide kapalı kinetik zincir egzersizlerinde (tek bacak çömelme, lunge, basamak çıkıp inme), GM kas aktivasyonlarında egzersizler arasında anlamlı olarak herhangi bir fark bulamamışlar. Literatüre bakıldığında, çalışmamızı destekleyen çalışmaların yanı sıra, farklı sonuçlar elde eden çalışmaların bulunduğu görölmektedir. Bu durum egzersizler sırasında GM kas aktivasyonunun kişiye özel multifaktöriyel sebeplerinden dolayı değerimesinden kaynaklı olabilir. Öte yandan GM'ta herhangi bir fark bulunmamasına rağmen, tek bacak çömelme egzersizindeki TFL kas aktivasyonunun, trokanter majörlerden ölçölen pelvis genişliği / boy değerini arttıka arttığı görölmektedir. Aynı zamanda femur uzunluğu arttıka tek bacak çömelme ve tek bacak köprü egzersizlerindeki TFL kas aktivasyonunun azalmaktadır.

TFL kas aktivasyonunu bir de cinsiyete göre karşılaştırdığımızda; tek bacak köprü ve tek bacak çömelme egzersizlerinde TFL kas aktivasyonu kadınlarda erkeklere göre anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Trokanter majörlerden ölçülen pelvis genişliği / boy değişkeninin medyan değerinin kadınlarda erkeklerden önemli derecede daha yüksek olması bu çıkan sonucu destekliyor. Ancak TBC ve TBK egzersizlerinde TFL Kas Aktivasyonunu etkileyen asıl değişkenler cinsiyetten bağımsız olarak femur uzunluğu ve trokanter majörlerden ölçülen Pelvis Genişliği / Boy olarak karşımıza çıkmaktadır. Dolayısıyla, kadınlarda TFL kas aktivasyonu erkeklerden daha yüksektir gibi bir çıkarımda bulunmamıza rağmen, TFL kas aktivasyonu hakkında yorum yapabilmemiz için cinsiyeti değil, femur boyunu ve pelvis genişliğini göz önünde bulundurabiliriz. Bu bulgu regresyon analizi ile daha ayrıntılı incelendiğinde, femur boy uzunluğunun, trokanter majörlerden ölçülen pelvis genişliği / boy değişkenine göre TFL kas aktivasyonu üzerinde daha etkili olduğu sonucuna ulaşılmaktadır.

TFL'nin, SIAS ve iliak krestin anteriorundan başlayıp trokanter majörün üzerinden femur boyunca uzanan iliotal bandı bağlandığını düşünürsek, femur boyunun artması sonucunda kasın çekiş açısının ve kuvvet kolunun değiştiğini düşünebiliriz. Bu yüzden kuvvet kolu uzadığı için, TFL'nin kas aktivasyon değerinin azaldığı yorumunda bulunabiliriz. Aynı şekilde TFL kası kasılırken optimal uzunluğa sahip olmadığı ve biyomekanik avantajını kaybettiği için egzersiz sırasında daha düşük kas aktivasyonu oluşturmuş olabilir.

Çalışmamızdan çıkan diğer bir sonuç ise, yapılan üç egzersiz arasında GM kas aktivasyonu açısından istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmadığıdır. Bu konuyu araştıran diğer çalışmalara bakacak olursak; Muyor JM ve ark. (35) yana basamak çıkma, öne adım alma, lateral lunge ve tek bacak çömelme egzersizlerini karşılaştırmışlar. Her bir hareket 5 maksimum tekrarlı yapılabilecek şekilde ağırlık kullanılarak gerçekleştirilmiş ve gluteus medius kas aktivasyonu tek bacak çömelme egzersizinde diğer egzersizlere göre daha yüksek bir EMG aktivitesi göstermiştir. Başka bir çalışmada, (42) çift bacak çömelme ve modifiye tek bacak çömelme egzersizlerini karşılaştırdığı çalışmada modifiye tek bacak çömelmede çift bacak çömelmeye göre önemli ölçüde gluteus medius daha yüksek EMG aktivasyonu bulunmuş. Ekstrom ve ark. (46) yaptıkları çalışmada çift bacak köprü, tek bacak köprü ve yan köprü karşılaştırıldığında; çift bacak köprü egzersizinde gluteus medius kas aktivasyon oranı %28 maksimal izometrik kontraksiyon (MİK), tek bacak köprüde %47

MİK ve yan köprüde ise %74 MİK olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu bulgular, frontal düzlemde pelvik stabilitenin korunmasında gluteus medius kasının önemini vurgulamaktadır (47). Bizim çalışmamızda kullandığımız egzersizler unilateral ağırlık aktarılan egzersizlerdir. Tek tarafa ağırlık aktarılan egzersizlerde pelvik stabiliteyi korumak için daha fazla kas aktivasyonu gerekir. Bütün bu egzersizlerde yüksek ve benzer kas aktivasyonu görüldüğü için, çalışmamızda egzersizler arasında herhangi bir üstünlük görülmemiş olabilir.

Çalışmamızda, egzersizlerdeki GM kas aktivasyonları, TFL kas aktivasyonlarına göre önemli derecede fazla bulundu. Bu bulgu, TBC, TBK, YK egzersizlerinde GM kasının pelvisin stabilizasyonundaki önemini vurgulamaktadır. Literatürde bu sonucu destekleyen başka çalışmalar da vardır. Michele Fernandes F. ve ark. (14) yaptığı çalışmada; bilateral köprü, unilateral köprü, bilateral kalça abduksiyonu ile yapılan köprü ve tek bacak çömelme olmak üzere 4 egzersiz karşılaştırılmış olup yapılan dört egzersizde de GM aktivasyonunun TFL aktivasyonuna kıyasla anlamlı derecede daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Yapılan başka iki çalışmada da midye, bilateral ve unilateral köprü, dört ayaklı kalça ekstansiyonu, yana adım atma ve çömelme egzersizlerinde yine GM kas aktivasyonunun önemli ölçüde TFL aktivasyonuna göre daha fazla olduğunu bulmuşlardır (13, 19).

Tüm bu dört egzersiz için gluteus medius aktivasyonları orta dereceli (<%40 MİK) iken; TFL aktivasyonları ise düşük dereceli (<%20 MİK) olarak sınıflandırılmıştır. MİK yüzde değerlerine bakacak olursak; bazı çalışmalar; GM ve TFL kas aktivasyonunu düşük (< %20 MİK), orta (%20-40 MİK), yüksek (%40-60 MİK) ve çok yüksek (>%60 MİK) olarak sınıflandırmıştır (12, 14). Bu sınıflandırmaya göre bizim çalışmamızda, 3 egzersizde de TFL kas aktivasyonları düşük (< %20 MİK); GM aktivasyonları ise yüksek (%40-60 MİK) olarak sınıflandırılabilir. Andersen ve ark. ise, kuvvet kazanımı elde etmek için daha yüksek %MİK değerlerine sahip egzersizlerin gerekli olduğunu öne sürmüştür (48). Boren K. ve ark. yaptığı çalışma da, tek bacak köprü egzersizinde gluteus medius'ta çok yüksek kas aktivasyonu (%82 MİK) bulmuştur (38). Yine aynı egzersizde; başka bir çalışma, (49) diz fleksiyon açısını 40 derece olarak belirleyip, gluteus medius kas aktivasyonunu %20 MİK değerinden daha az bulmuşlar. Diğer bir araştırmada, aynı egzersiz sırasında diz fleksiyon açısı belirtilmeyip, hastalara yapabildikleri kadar çömelmeleri talimatını verilip GM kas aktivasyon değeri %75-85 MİK olarak hesaplanmıştır (50). Biz ise, çalışmamızda tek bacak çömelme egzersizini 45 derece diz fleksiyonu ile yaptık ve gluteus medius kas aktivasyon

değerimiz %48 MİK olarak yüksek bir değerde hesaplandı. Çalışmamıza katılan bireyler sedanter bireyler olduklarından, çömelmedeki diz fleksiyon açısını, kişinin hareket sırasında denge ve stabilizasyonunu etkileyebileceği sebebiyle, yapması nispeten daha kolay olan 45 derece diz fleksiyonunu seçtik. Ek olarak, diğer çalışmalar da, yine tek bacak çömelme sırasında, katılımcıların diz fleksiyon açılarını yaklaşık 60 derece (24); 60 dereceden daha fazla bir diz fleksiyonu (51) olarak belirlemişler fakat Dwyer ve ark. (45), katılımcılara kaç derece diz fleksiyon açısı yapacaklarına dair herhangi bir talimat vermemişler ve bu çalışmalar sonucunda farklı GM aktivasyon sonuçları bulmuşlardır. Son yıllarda yapılan bir sistematik derleme ve meta analizde ise, tek bacak çömelme egzersizinde 13 çalışma bir araya toplandığında gluteus medius aktivitesi orta düzeyde rapor edilmiş (52). Ancak bu çalışmalar arasında çömelme derinliği, egzersiz tekniği ve tekrar sayısı gibi faktörler değişiklik göstermiştir.

Görüldüğü üzere, yapılan bu egzersiz, birçok çalışmada diz fleksiyon açısı farklı tutularak gerçekleştirilmiştir. Açılardaki bu farklılığın, ortaya çıkan kas aktivasyon değerlerinin farklı olmasının bir sebebi olabileceği düşünülmektedir (47). Buna ek olarak da, bazı egzersizler theraband veya dışarıdan bir ağırlık ile yapılıp, bazıları da bizim çalışmamızdaki gibi ek bir ağırlık olmadan, yalnızca vücut ağırlığıyla yapılmıştır. Bu durum da, kas aktivasyon değerlerinin birçok çalışmada farklı bulunmasının bir sebebi olabilir.

Gluteus medius kas zayıflığı, sadece kalça eklemindeki hareketi değil, aynı zamanda diz ve ayak bileği eklemlerindeki hareketi de etkileyebilir (53). Diz valgusunu değerlendirecek olursak; yapılan çalışmalar, kalça kas disfonksiyonunun distal hareket paternleri ve artmış diz valgusu ile ilişkili olduğunu ve ayak bileği burkulması, iliotibial bant sendromu, patellofemoral ağrı sendromu ve temassız ön çapraz bağ yaralanması gibi yaralanmaların olası bir nedeni olduğunu bildirilmiştir (3, 54-62). Diz abduksiyon momentinin azaldığına dair bulgular, kalça abdükör kasları güçlendirmenin diz eklemindeki yükü değiştirebileceğini düşündürmüş ve patellofemoral ağrı sendromu veya diğer alt ekstremité yaralanmalarının önlenmesinde ve tedavisinde yararlı olabileceği ve diz abduksiyon momentini azalttığı belirtilmiştir (45, 63). McCurdy ve ark.'nın yaptığı çalışmada (42), modifiye tek bacak çömelme egzersizinde yüksek maksimum diz valgus açıları meydana gelmiştir. Dizin pozisyonunu kontrol etmek için daha fazla hamstring ve kalça abdükör aktivitesinin gerekebileceği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise, Gluteus medius kas aktivasyon değeri, TBÇ egzersizinde yüksek değerde (%40 – 60 MVIC)

bulunurken egzersiz sırasında ölçtüğümüz diz valgus açılarının, GM ve TFL kas aktivasyonlarıyla ilişkisi önemli seviyede bulunmamıştır. Literatüre bakıldığı zaman, GM kas aktivitesinin yüksek olması diz valgus açısını azaltıcı bir etken olarak düşünülmesine rağmen, bizim sonuçlarımıza göre, gluteus medius kas aktivasyon değeri yüksek çıktığı için, kişilerde diz valgus açısı görülmemiştir yorumunu yapamayız. Bunun muhtemel sebebi kassal kuvvetin vücudun biyomekanik özellikleri üzerine daha fazla etki göstermesi üzerine olabilir.

Dinamik diz valgusundaki cinsiyet farklarına bakıldığında; kadınlarda kalça genişliğinin femoral uzunluğa oranının daha büyük olduğunu ve bunun da daha fazla kalça addüksiyonuna yol açtığı gösterilmiştir. Ayrıca femurun bu artan açılanması ise, kadınlarda daha fazla statik genu valgusa sebep olduğu da belirtilmiştir (55). Yapılan bir diğer çalışmada da yine yan adım almada kesme manevrasının erken yavaşlama aşamasında kadın atletlerde daha fazla kalça iç rotasyonu ve azalmış kalça fleksiyonu görülmüştür (64). Zeller ve ark. spesifik olarak kadınlar daha yüksek derecelerde diz valgusu ve kalça addüksiyonu gözlemlemişlerdir ve tek bacak çömelmeye, yine kadınlar erkeklere göre daha fazla valgus açısında başlayıp, yine daha fazla valgus açısı ile devam etmişlerdir (44). Tüm bu yapılan çalışmaların bir sonucu olarak, diz eklemi kinematığını iyileştirmek için kalça addüksiyonunun (65) ve hamstring kuvvetinin (66) iyileştirmesi önerilmiştir. Fakat Maureen K. ve ark. birçok çalışmaya karşıt olarak cinsiyetler arasında valgus açısında herhangi bir fark bulamamışlardır (45). Çalışmamızda dizde valgus görünen kişilerde cinsiyet karşılaştırması yaptığımız zaman, kadınlarda görülen valgus açısı, erkeklere oranla daha yüksek çıkmıştır. Bu sonuç ise, yapılan bu diğer çalışmaların çoğunluğu ile uygunluk göstermektedir.

Çalışmamızda bazı limitasyonlar bulunmaktadır. Bunlardan ilki, pelvis genişliklerini ölçerken herhangi bir radyografik görüntü kullanmayıp, manuel olarak kaliper ile mm cinsinden ölçüp kaydetmemizdir. Kişinin kas veya yağ dokusuna bağlı olarak ölçümlerde bazı sapmalar olmuş olabilir.

İkinci limitasyonumuz, çalışmamızın tamamen sedanter bireylerden oluşmasıdır. Dolayısıyla çalışma sonuçlarını toplumun çoğunluk kısmına genelleme olasılığımız var. Fakat sporcular üzerinde kas aktivasyonu ve dinamik diz valgusu ölçümü yapılsaydı, kas aktivasyonlarında ve diz açılarında daha farklı sonuçlar elde edilebilirdi.

Bir diğ er limitasyonumuz ise, gluteus medius kas aktivasyonlarının y uzeyel EMG ile  l   lmesidir. Son yıllarda yapılan bir sistematik derleme ve meta analizde (52), gluteus medius kas aktivasyonunun y uzey elektrotları ile kaydedilmesinin bazı sakıncaları olabileceği s oylenmiş. Gluteus mediusun arka ve  n segmentlerindeki aktiviteyi kaydetmek i in y uzey elektrotlarının kullanılması, tensor fascia latae ve gluteus maksimus kaslarının anatomik kapsamı nedeniyle sorgulanmalıdır. Aslında, kasın a ıkta kalan kısmından gluteus medius aktivitesi kaydedilirken gluteus maximus'tan da sinyal karışabileceği vurgulanmıştır. Biz  alışmamızda gluteus medius kasını     b lgeye ayırarak değil, kasın genel bir şekilde kas aktivasyon  l  m n  ger ekleştirdik. Buna rağmen,  l  mlerde y uzeyel EMG kullandığımız i in, TFL ve gluteus maksimus kasının aktivasyon sinyalleri ile gluteus medius kasının aktivasyon sinyallerinin karışma ihtimali vardır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Kas aktivasyonları ve antropometrik değişiklikler arasındaki ilişki incelendiğinde; TFL kas aktivasyonu ile, femur uzunluğu ve trokanter majörlerden ölçülen Pelvis Genişliği / Boy değişkenleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuş olup; femur uzunluğu arttıkça TFL kas aktivasyonu az da olsa azaldığı, trokanter majörlerden ölçülen Pelvis Genişliği / Boy değeri arttıkça TFL kas aktivasyonunun az da olsa arttığı bulundu.

- 1- Cinsiyet farklarını incelediğimizde; tek bacak köprü egzersizinde dizde valgus görülen kişilerde (n=25) kadınlarda erkeklere göre daha fazla valgus açısı görüldü. Her üç egzersizde de gluteus medius kas aktivasyonları açısından önemli derecede fark bulunmadı. Ancak TFL kas aktivasyonları karşılaştırıldığında, tek bacak çömelme ve tek bacak köprü egzersizlerinde kadınların TFL aktivasyon değeri erkeklere göre anlamlı olarak daha fazla bulundu.
- 2- Karşılaştırdığımız üç egzersiz arasında, tek bacak çömelme sırasında gluteus medius kas aktivasyon değeri, tensor fascia latae kas aktivasyon değerine göre önemli derecede yüksek bulundu. Yine aynı egzersizde, diz valgus açısı ile gluteus medius ve tensor fascia latae kaslarının aktivasyonları arasında herhangi bir ilişki bulunamadı.
- 3- Tek bacak köprü egzersizinde; gluteus medius aktivasyon değeri, tensor fascia latae aktivasyon değerine göre anlamlı ölçüde daha fazla bulundu. Yine, femur uzunluğu arttıkça TFL kas aktivasyonunun azaldığı gözlemlendi.
- 4- Yan köprü egzersizine bakacak olursak; burada da gluteus medius kas aktivasyonu TFL kas aktivasyonuna göre anlamlı derecede yüksek çıktı. Yan köprüde, TFL kas aktivasyonu, diğer iki egzersize göre anlamlı derecede daha fazla çıktı.

Bu sonuçlardan yola çıkılarak; fizyoterapistler, hastada herhangi bir kas dengesizliğinin olup olmadığına karar verirken femur boyu uzunluğunu da dikkate alarak TFL kasını değerlendirebilirler. Rehabilitasyonda kullanılacak TFL kasını güçlendirmeyi amaçlayan programlarda TBC veya TBK egzersizleri yerine YK egzersizleri tercih edilebilir. Yine fizyoterapistler rehabilitasyonlarında bir yandan gluteus medius kasını kuvvetlendirirken diğer yandan da TFL kasının daha az aktif olduğu egzersizleri seçerken

TBÇ, TBK ve YK egzersizlerini tercih edebilirler. Bunun dışında, TBÇ egzersizini uygularken, kadınlarda daha fazla dizin valgusa gittiği göz önünde bulundurulmalıdır ve diz valgus açısının önlenmesine katkıda bulunmak için, bu 3 egzersiz de rehabilitasyona eklenebilir.



KAYNAKLAR

1. Sadler S, Cassidy S, Peterson B, Spink M, Chuter V. Gluteus medius muscle function in people with and without low back pain: a systematic review. *BMC musculoskeletal disorders*. 2019;20(1):1-17.
2. Sadler S, Spink M, de Jonge XJ, Chuter V. An exploratory study investigating the effect of foot type and foot orthoses on gluteus medius muscle activity. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2020;21(1):1-8.
3. Nadler SF, Malanga GA, DePrince M, Stitik TP, Feinberg JH. The relationship between lower extremity injury, low back pain, and hip muscle strength in male and female collegiate athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2000;10(2):89-97.
4. Aebi M. The adult scoliosis. *European spine journal*. 2005;14(10):925-48.
5. Stastny P, Tufano JJ, Golas A, Petr M. Strengthening the gluteus medius using various bodyweight and resistance exercises. *Strength and conditioning journal*. 2016;38(3):91.
6. Jiménez Díaz F, Gitto S, Sconfienza LM, Draghi F. Ultrasound of iliotibial band syndrome. *Journal of Ultrasound*. 2020;23(3):379-85.
7. Lewis CL, Laudicina NM, Khuu A, Loverro KL. The human pelvis: variation in structure and function during gait. *The Anatomical Record*. 2017;300(4):633-42.
8. Fischer B, Grunstra ND, Zaffarini E, Mitteroecker P. Sex differences in the pelvis did not evolve de novo in modern humans. *Nature Ecology & Evolution*. 2021;5(5):625-30.
9. Kurki HK. Pelvic dimorphism in relation to body size and body size dimorphism in humans. *Journal of Human Evolution*. 2011;61(6):631-43.
10. Tague RG. Sexual dimorphism in the human bony pelvis, with a consideration of the Neandertal pelvis from Kebara Cave, Israel. *American Journal of Physical Anthropology*. 1992;88(1):1-21.
11. Mendiguchia J, Ford KR, Quatman CE, Alentorn-Geli E, Hewett TE. Sex differences in proximal control of the knee joint. *Sports Medicine*. 2011;41:541-57.
12. Reiman MP, Bolgia LA, Loudon JK. A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. *Physiotherapy theory and practice*. 2012;28(4):257-68.

13. Bishop BN, Greenstein J, Etnoyer-Slaski JL, Sterling H, Topp R. Electromyographic analysis of gluteus maximus, gluteus medius, and tensor fascia latae during therapeutic exercises with and without elastic resistance. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2018;13(4):668.
14. Frigotto MF, Cardoso CA, Santos RRd, Rodrigues R. Gluteus Medius and Tensor Fascia Latae muscle activation levels during multi-joint strengthening exercises. *Motriz: Revista de Educação Física*. 2019;25.
15. Sadler S, Spink M, Chuter V. Gluteus medius muscle activity during gait in people with and without chronic nonspecific low back pain: A case control study. *Gait & Posture*. 2021;83:15-9.
16. Hirschmann MT, Müller W. Complex function of the knee joint: the current understanding of the knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015;23(10):2780-8.
17. Trammell AP, Nahian A, Pilson H. Anatomy, bony pelvis and lower limb, tensor fasciae latae muscle. 2018.
18. Peabody T, Bordonni B. Anatomy, bony pelvis and lower limb, fascia lata. *StatPearls [Internet]: StatPearls Publishing*; 2021.
19. Selkowitz DM, Beneck GJ, Powers CM. Which exercises target the gluteal muscles while minimizing activation of the tensor fascia lata? Electromyographic assessment using fine-wire electrodes. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2013;43(2):54-64.
20. Crowell KR, Nokes RD, Cosby NL. Weak Hip Strength Increases Dynamic Knee Valgus in Single-Leg Tasks of Collegiate Female Athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2021;30(8):1220-3.
21. Wilczyński B, Zorena K, Ślęzak D. Dynamic knee valgus in single-leg movement tasks. Potentially modifiable factors and exercise training options. A literature review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2020;17(21):8208.
22. Ayotte NW, Stetts DM, Keenan G, Greenway EH. Electromyographical analysis of selected lower extremity muscles during 5 unilateral weight-bearing exercises. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2007;37(2):48-55.
23. Schurr SA, Marshall AN, Resch JE, Saliba SA. Two-dimensional video analysis is comparable to 3D motion capture in lower extremity movement assessment. *International journal of sports physical therapy*. 2017;12(2):163.

24. Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *Journal of applied biomechanics*. 2006;22(1):41-50.
25. Emamvirdi M, Letafatkar A, Khaleghi Tazji M. The effect of valgus control instruction exercises on pain, strength, and functionality in active females with patellofemoral pain syndrome. *Sports health*. 2019;11(3):223-37.
26. Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Padua DA. Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2009;39(7):532-40.
27. Macadam P, Cronin J, Contreras B. An examination of the gluteal muscle activity associated with dynamic hip abduction and hip external rotation exercise: a systematic review. *International journal of sports physical therapy*. 2015;10(5):573.
28. Gadikota HR, Kikuta S, Qi W, Nolan D, Gill IV TJ, Li G. Effect of increased iliotibial band load on tibiofemoral kinematics and force distributions: a direct measurement in cadaveric knees. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2013;43(7):478-85.
29. Sidorkewicz N, Cambridge ED, McGill SM. Examining the effects of altering hip orientation on gluteus medius and tensor fasciae latae interplay during common non-weight-bearing hip rehabilitation exercises. *Clinical Biomechanics*. 2014;29(9):971-6.
30. Soylu A. Spor bilimleri için yüzey elektromyografi: Olası hata kaynakları ve bazı teknik detaylar. Ankara ISBN. 2010:978-605.
31. Papagiannis GI, Triantafyllou AI, Roumpelakis IM, Zampeli F, Garyfallia Eleni P, Koulouvaris P, et al. Methodology of surface electromyography in gait analysis: review of the literature. *Journal of medical engineering & technology*. 2019;43(1):59-65.
32. Chowdhury RH, Reaz MB, Ali MABM, Bakar AA, Chellappan K, Chang TG. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*. 2013;13(9):12431-66.
33. Konrad P. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography. 2005;1(2005):30-5.
34. Cerrah AO. Futbolda farklı vuruş tekniklerinde kassal aktivasyonların ve top hızı-izokinetik kuvvet ilişkisinin değerlendirilmesi: Anadolu Üniversitesi; 2009.
35. 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.
36. Vigotsky AD, Halperin I, Lehman GJ, Trajano GS, Vieira TM. Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences. *Frontiers in physiology*. 2018;985.
 37. Ebert JR, Edwards PK, Fick DP, Janes GC. A systematic review of rehabilitation exercises to progressively load the gluteus medius. *Journal of sport rehabilitation*. 2017;26(5):418-36.
 38. Boren K, Conrey C, Le Coguic J, Paprocki L, Voight M, Robinson TK. Electromyographic analysis of gluteus medius and gluteus maximus during rehabilitation exercises. *International journal of sports physical therapy*. 2011;6(3):206.
 39. Youdas JW, Hartman JP, Murphy BA, Rundle AM, Ugorowski JM, Hollman JH. Magnitudes of muscle activation of spine stabilizers, gluteals, and hamstrings during supine bridge to neutral position. *Physiotherapy theory and practice*. 2015;31(6):418-27.
 40. Zipp P. Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1982;50(1):41-54.
 41. Romero-Franco N, Montaña-Munuera JA, Jiménez-Reyes P. Validity and reliability of a digital inclinometer to assess knee joint-position sense in a closed kinetic chain. *Journal of sport rehabilitation*. 2017;26(1).
 42. McCurdy K, O'Kelley E, Kutz M, Langford G, Ernest J, Torres M. Comparison of lower extremity EMG between the 2-leg squat and modified single-leg squat in female athletes. *Journal of sport rehabilitation*. 2010;19(1):57-70.
 43. Ridgeway B, Arias BE, Barber MD. The relationship between anthropometric measurements and the bony pelvis in African American and European American women. *International urogynecology journal*. 2011;22(8):1019-24.
 44. Zeller BL, McCrory JL, Ben Kibler W, Uhl TL. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *The American journal of sports medicine*. 2003;31(3):449-56.
 45. Dwyer MK, Boudreau SN, Mattacola CG, Uhl TL, Lattermann C. Comparison of lower extremity kinematics and hip muscle activation during rehabilitation tasks between sexes. *Journal of athletic training*. 2010;45(2):181-90.

46. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2007;37(12):754-62.
47. French HP, Dunleavy M, Cusack T. Activation levels of gluteus medius during therapeutic exercise as measured with electromyography: a structured review. *Physical Therapy Reviews*. 2010;15(2):92-105.
48. Andersen LL, Magnusson SP, Nielsen M, Haleem J, Poulsen K, Aagaard P. Neuromuscular activation in conventional therapeutic exercises and heavy resistance exercises: implications for rehabilitation. *Physical therapy*. 2006;86(5):683-97.
49. Shields RK, Madhavan S, Gregg E, Leitch J, Petersen B, Salata S, et al. Neuromuscular control of the knee during a resisted single-limb squat exercise. *The American journal of sports medicine*. 2005;33(10):1520-6.
50. Hertel J, Sloss BR, Earl JE. Effect of foot orthotics on quadriceps and gluteus medius electromyographic activity during selected exercises. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2005;86(1):26-30.
51. Nakagawa TH, Moriya ÉT, Maciel CD, Serrão FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2012;42(6):491-501.
52. Moore D, Semciw AI, Pizzari T. A systematic review and meta-analysis of common therapeutic exercises that generate highest muscle activity in the gluteus medius and gluteus minimus segments. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2020;15(6):856.
53. Willson JD, Ireland ML, Davis I. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2006;38(5):945-52.
54. Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility: effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1995;76(12):1138-43.
55. Ferber R, Davis IM, Williams Iii DS. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical biomechanics*. 2003;18(4):350-7.
56. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000;32(9):1635-41.
57. Knutzen K, Price A. Lower extremity static and dynamic relationships with rearfoot motion in gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1994;84(4):171-80.

58. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004;36(6):926-34.
59. Cichanowski HR, Schmitt JS, Johnson RJ, Niemuth PE. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2007;39(8):1227-32.
60. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2003;33(11):671-6.
61. Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari AM, Dowdell BC, Oestreicher N, Sahrmann SA. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2000;10(3):169-75.
62. Youdas JW, Loder EF, Moldenhauer JL, Paulsen CR, Hollman JH. Hip-abductor muscle performance in participants after 45 seconds of resisted sidestepping using an elastic band. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2006;15(1):1-11.
63. Snyder KR, Earl JE, O'Connor KM, Ebersole KT. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clinical biomechanics*. 2009;24(1):26-34.
64. Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2007;17(1):38-42.
65. Jacobs C, Mattacola C. Sex differences in eccentric hip-abductor strength and knee-joint kinematics when landing from a jump. *Journal of sport rehabilitation*. 2005;14(4):346-55.
66. Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *Journal of biomechanics*. 2001;34(10):1257-67.

EK 1: ÖZGEÇMİŞ

1- BİREYSEL BİLGİLER

Adı-Soyadı : Ece BAŞARAN

Doğum yeri ve tarihi :

Uyruğu :

2- EĞİTİMİ

Lisans : Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü (2016-2020)

Kurslar:

- 1- Spor Fizyoterapistleri Derneği Lumbal Bölge Patolojilerinde Tanı ve Tedavi Yöntemleri
- 2- FTR Seminerleri “Kırık ve Rehabilitasyonu”, Rotator kılıf yaralanmaları”, “ÖÇB yaralanmaları cerrahi ve rehab.”, “menisküs yaralanmaları cerrahi ve rehab.”, “Kalça ve diz artroplastileri ve rehab.”, “Elde tendon yaralanmaları ve rehab.” (Online kurs 2020)
- 3- FTR Seminerleri- Fizyoterapistler için Radyoloji Eğitimi (Online kurs 2020)
- 4- KinesioTaping KT 1-2 / 2022 Şubat

3- MESLEKİ DENEYİMİ

Dr. Ateş ŞENDİL Spor ve Ortopedi Kliniği (2021 Ekim – sürüyor)

Zeren Spor Kadın Voleybol Takımı Fizyoterapisti

EK 2: AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU



1993

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR İÇİN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

LÜTFEN DİKKATLİCE OKUYUNUZ !!!

Bilimsel araştırma amaçlı klinik bir çalışmaya katılmak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışmada yer almayı kabul etmeden önce çalışmanın ne amaçla yapılmak istendiğini tam olarak anlamanız ve kararınızı, araştırma hakkında tam olarak bilgilendirildikten sonra özgürce vermeniz gerekmektedir. Bu bilgilendirme formu söz konusu araştırma hakkında ayrıntılı olarak tanıtmak amacıyla size özel olarak hazırlanmıştır. Lütfen bu formu dikkatlice okuyunuz. Araştırma ile ilgili olarak bu formda belirtildiği halde anlayamadığınız ya da belirtilemediğini fark ettiğiniz noktalar olursa hekiminize sorunuz ve sorularınıza açık yanıtlar isteyiniz. Bu araştırmaya katılıp katılmamakta serbestsiniz. Çalışmaya katılım **gönüllülük** esasına dayalıdır. Araştırma hakkında tam olarak bilgilendirildikten sonra, kararınızı özgürce verebilmeniz ve düşünmeniz için formu imzalamadan önce hekiminiz size zaman tanıyacaktır. Kararınız ne olursa olsun, hekimleriniz sizin tam sağlık halinizin sağlanmasına ve korunmasına yönelik görevlerini bundan sonra da eksiksiz yapacaklardır. Araştırmaya katılmayı kabul ettiğiniz takdirde formu imzalayınız.

1. ARAŞTIRMANIN ADI

**GLUTEUS MEDIUS VE TENSOR FASCIA LATAE ÇALIŞTIRAN EGZERSİZLERDE
PELVİS GENİŞLİĞİNİN KAS AKTİVASYONUNA ETKİSİ**

(Kalça Kasını Çalıştıran Egzersizlerde Kalça Genişliğinin Kas Aktivasyonuna Etkisi)

2. GÖNÜLLÜ SAYISI

Bu araştırmada yer alması öngörülen toplam gönüllü sayısı 52'dir.

3. ARAŞTIRMAYA KATILIM SÜRESİ

Bu araştırmada yer almanız için öngörülen süre ortalama 30 dk'dır.

4. ARAŞTIRMANIN AMACI

Bu araştırmanın amacı, hangi egzersizin kalça kasını daha fazla aktive ettiğini ve cinsiyete göre kalça genişliklerinin bu kasın aktivasyonunda bir farklılık yaratıp yaratmadığını araştırmaktır.

İMZALAR: Gönüllü

(varsa) Vasi

Araştırmacı

Tanık

41

5. ARAŞTIRMAYA KATILMA KOŞULLARI

Bu araştırmaya dâhil edilebilmeniz için gereken koşullar şunlardır:

1. Alt vücut (kalça, bacak, ayak) yaralanma belirtisi göstermiyor olmanız,
2. Son 2 yıl içinde herhangi bir cerrahi veya alt ekstremita (kalça, bacak, ayak) yaralanması geçirmemiş olmanız.

6. ARAŞTIRMANIN YÖNTEMİ

Yapılacak olan araştırmamızda size “tek bacak köprü”, “tek bacak çömelme”, “yan yatışta köprü” egzersizleri yaptırılacak olup; egzersizlerden önce yürüyüş bandında 5-10 dakikalık yürüyüş şeklinde bir ısınma periyodu yapılacaktır. Egzersiz sırasında EMG cihazının elektrotları, alkollü mendille temizlenecek olan yan kalça kası yerleşkesine yerleştirilecek ve bu sayede kasın egzersiz sırasında aktivasyon sonuçları ölçülüp kaydedilecektir. Egzersizlerin tekrar sayıları arasında 30’ar sn; 3 farklı egzersiz aralarında ise 10’ar dakika molalara izin verilecektir. Uygulama Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi’nde yapılacaktır.

Tek bacak çömelme egzersizinde ve normal ayakta duruşta dizin içe kaçma açısı ise; video / fotoğraf ile dizinize ve kalça kemiğinize yapıştırdığımız işaretler ile görüntü olarak kaydedilip; görüntü üstünden bir hat çizilerek hesaplanacaktır.

7. GÖNÜLLÜNÜN SORUMLULUKLARI

Örnek:

1. Egzersizleri yapmadan önce herhangi bir ilaç alıp almadığınızı sorumlu araştırmacıya bildirmelisiniz.
2. Egzersizleri yapmadan önce orta veya yüksek şiddette herhangi bir egzersiz yapmamış olmanız gerekmektedir.
3. Egzersizler sırasında hissettiğiniz ağrı, acı veya herhangi bir sıkıntıyı sorumlu araştırmacıya bildirmelisiniz.

.....
.....
.....

8. ARAŞTIRMADAN BEKLENEN OLASI YARARLAR

Araştırmamız yalnızca bilimsel amaçlı olup sizin doğrudan yarar görmemiz ya da tedavinizin seyrini değiştirmesi beklenmemektedir. Ancak, bu araştırmadan elde edilen sonuçlar, bir fizyoterapistin, danışanına yan kalça kasına yönelik bir egzersiz vereceği zaman, araştırmamızın ölçüm sonuçlarından yararlanabilmesini sağlayacaktır.

9. ARAŞTIRMADAN KAYNAKLANABİLECEK OLASI RİSKLER

Egzersiz sırasında nadiren ağrı veya yorgunluk görülebilir.

İMZALAR: Gönüllü

(varsa) Vasi

Araştırmacı

Tanık

2

10. ARAŞTIRMADAN KAYNAKLANABİLECEK HERHANGİ BİR ZARARLANMA DURUMUNDA YÜKÜMLÜLÜK / SORUMLULUK DURUMU

Araştırma nedeniyle bir zarar görmeniz söz konusu olursa, tedavi için gereken masraflar Başkent Üniversitesi tarafından karşılanacaktır.

11. ARAŞTIRMA SÜRESİNCE ÇIKABİLECEK SORUNLARDA ARANACAK KİŞİ

Uygulama süresince, araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da araştırma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki veya diğer rahatsızlıklarınız için herhangi bir saatte telefonu aşağıda belirtilen ilgili fizyoterapistle ulaşabilirsiniz.

12. GİDERLERİN KARŞILANMASI VE ÖDEMELER

Bu araştırmaya katılmanız için veya araştırmadan kaynaklanabilecek giderler için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir.

13. ARAŞTIRMAYI DESTEKLEYEN KURUM

Araştırmayı destekleyen kurum Başkent Üniversitesi'dir.

14. GÖNÜLLÜYE HERHANGİ BİR ÖDEME YAPILIP YAPILMAYACAĞI

Bu araştırmaya katılmanızla, araştırma ile ilgili çıkabilecek zorunlu masraflar tarafımızdan karşılanacaktır. Bunun dışında size veya yasal temsilcilerinize herhangi bir maddi katkı sağlanmayacaktır.

15. BİLGİLERİN GİZLİLİĞİ

Araştırma süresince elde edilen sizinle ilgili tıbbi bilgiler size özel bir kod numarası ile kaydedilecektir. Size ait her türlü tıbbi bilgi gizli tutulacaktır. Araştırmanın sonuçları yalnızca bilimsel amaçla kullanılacaktır. Araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir. Ancak, gerektiğinde araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar tıbbi bilgilerinize ulaşabilecektir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabileceksiniz.

16. ARAŞTIRMA DIŞI BIRAKILMA KOŞULLARI

Uygulanan tedavinin gereklerini yerine getirmemeniz, araştırma programını aksatmanız veya araştırmaya bağlı veya araştırmadan bağımsız gelişebilecek istenmeyen bir etkiye maruz kalmanız vb. nedenlerle sizin izniniz olmadan sizi araştırmadan çıkartılabilirsiniz. Bu durum size uygulanan tedavide herhangi bir değişikliğe neden olmayacaktır.

Ancak araştırma dışı bırakılmanız durumunda da, sizinle ilgili tıbbi veriler bilimsel amaçla kullanılabilir.

17. ARAŞTIRMAYA KATILMAYI REDDETME VEYA AYRILMA DURUMU

Bu araştırmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada araştırmadan ayrılabilirsiniz; araştırmada yer almayı reddetmeniz veya katıldıktan sonra vazgeçmeniz halinde de kararınız size uygulanan tedavide herhangi bir değişikliğe neden olmayacaktır.

Araştırmadan çekilmeniz ya da araştırmacı tarafından çıkarılmanız durumunda da, sizle ilgili tıbbi veriler bilimsel amaçla kullanılabilir.

18. YENİ BİLGİLERİN PAYLAŞILMASI VE ARAŞTIRMANIN DURDURULMASI

Araştırma sürerken, araştırmayla ilgili olumlu veya olumsuz yeni tıbbi bilgi ve sonuçlar en kısa sürede size veya yasal temsilcinize iletilecektir. Bu sonuçlar sizin araştırmaya devam etme isteğinizi etkileyebilir. Bu durumda karar verene kadar araştırmanın durdurulmasını isteyebilirsiniz.

(Katılımcının/Hastanın/Anne-Baba/Yasal Temsilcinin Beyanı)

Sayın Fzt. Ece Başaran tarafından Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı'nda tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya "katılımcı" (gönüllü) olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam fizyoterapist ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılacağına inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin özenle korunacağı konusunda bana gerekli güvence verildi.

Araştırmanın yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep 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 tutulabilirim.

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

Araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle 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 anlatıldı.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

(Katılımcının/Hastanın/Anne-Baba/Yasal Temsilcinin Beyanı)

İMZALAR: Gönüllü

(varsa) Vasi

Araştırmacı

Tanık

4

ARAŞTIRMAYA KATILMA ONAYI

Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri gösteren 4 sayfalık metni okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Araştırmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanındı. Bu koşullar altında, bana ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyor ve söz konusu araştırmaya ilişkin bana yapılan katılım davetini hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde kabul ediyorum. Bu formu imzalamakla yerel yasaların bana sağladığı hakları kaybetmeyeceğimi biliyorum.

GÖNÜLLÜ		İMZASI
İSİM SOYİSİM		
ADRES		
TELEFON		
TARİH		

VASİ (Varsa)		İMZASI
İSİM SOYİSİM		
ADRES		
TELEFON		
TARİH		

ARAŞTIRMACI		İMZASI
İSİM SOYİSİM ve GÖREVİ		
ADRES		
TELEFON		
TARİH		

ONAM ALMA İŞİNE BAŞINDAN SONUNA KADAR TANIKLIK EDEN KURULUŞ GÖREVLİSİ		İMZASI
İSİM SOYİSİM ve GÖREVİ		
ADRES		
TELEFON		
TARİH		

EK 3: Ö NDEĞ ERLENDİRME İSTATİSTİK



BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ İstatistik Danışmanlık ve Araştırma Merkezi

17/08/2022

CALISMA BİLGİLERİ

Çalışmanın Adı: Gluteus Mediusu Çalıştıran Egzersizlerde Pelvis Genişliğinin Kas Aktivasyonuna Etkisi

Araştırmacının Adı-Soyadı: Prof. Dr. Hayri Baran Yosmaoğlu

Bölümü/Anabilim Dalı: Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

BİYOİSTATİSTİK ÖN DEĞERLENDİRME

“Gluteus Mediusu Çalıştıran Egzersizlerde Pelvis Genişliğinin Kas Aktivasyonuna Etkisi” adlı çalışma için daha önce gruplarda 26 kişi olacak şekilde toplam 52 kişi olarak hesaplanan örneklem genişliği ile kurula başvurulup çalışma izinleri alınmıştır. İzinler sonrasında araştırmacılar yapmış oldukları ön çalışma verileri ile birimize tekrar başvurmuş olup bu pilot çalışma verileriyle tekrardan örneklem genişliğinin hesaplanması için talepte bulunmuşlardır.

Bu çalışmada, pelvis genişliğinin biyomekanik olarak egzersiz sırasında gluteus medius kas aktivasyonu üzerindeki etkisini ve hangi egzersizin gluteus medius kas aktivasyonu üzerinde daha etkili olduğunun araştırılması amaçlanmıştır. Çalışmanın hipotezleri;

- H_1 : Cinsiyete göre pelvis genişliğine bağlı olarak gluteus medius kas aktivasyonlarında farklılık vardır.
- H_2 : Pelvis genişliği gluteus medius kas aktivasyonunu etkiler.

olup hipotezlere uygun olarak hesaplanan örneklem genişliği hesaplamalarında 15 kadın ve 15 erkek olacak şekilde toplam 30 kişi ile çalışılması gerektiği sonucuna varılmıştır.

Wednesday, August 17, 2022 -- 11:01:41

t tests – Means: Wilcoxon–Mann–Whitney test (two groups)

Options:	A.R.E. method
Analysis:	A priori: Compute required sample size
Input:	Tail(s) = Two
	Parent distribution = Normal
	Effect size d = 1.1138073
	α err prob = 0.05
	Power (1– β err prob) = 0.80
	Allocation ratio N2/N1 = 1
Output:	Noncentrality parameter δ = 2.9807557
	Critical t = 2.0530998
	Df = 26.6478898
	Sample size group 1 = 15
	Sample size group 2 = 15
	Total sample size = 30
	Actual power = 0.8190795

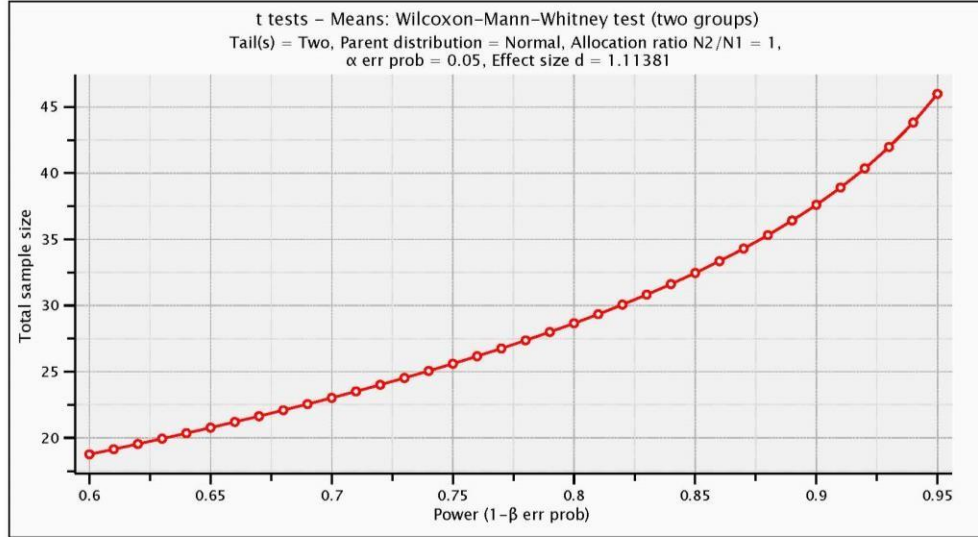


**BAŞKENT
ÜNİVERSİTESİ**





BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
İstatistik Danışmanlık ve Araştırma Merkezi



Exact – Correlation: Bivariate normal model

Options: exact distribution

Analysis: A priori: Compute required sample size

Input: Tail(s) = Two
Correlation ρ H1 = 0.6090000
 α err prob = 0.05
Power (1- β err prob) = 0.80
Correlation ρ H0 = 0

Output: Lower critical r = -0.4682773
Upper critical r = 0.4682773
Total sample size = **18**
Actual power = 0.8060514

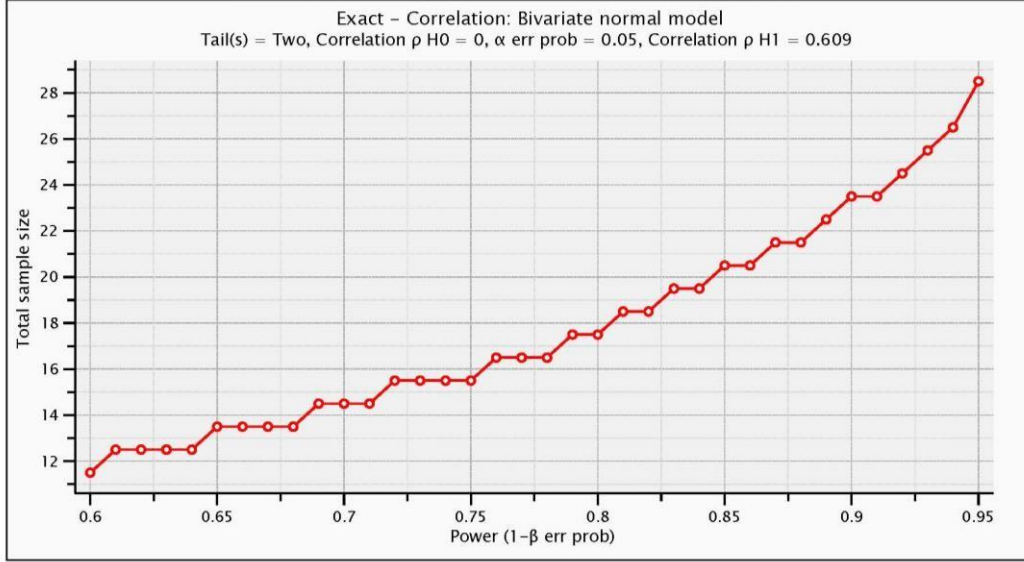


BAŞKENT
ÜNİVERSİTESİ





BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
İstatistik Danışmanlık ve Araştırma Merkezi



Araş. Gör. Eylem GÜL

Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi

Biyoistatistik Anabilim Dalı



BAŞKENT
ÜNİVERSİTESİ



17,20 – 18.46 86

19.02 - 19 41 39

12,46 - 13 12 36

161DK

