T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

ASEMPTOMATİK DİNAMİK DİZ VALGUSLU BİREYLERDE GRASTON TEKNİĞİNİN FONKSİYONEL VE BİYOMEKANİK ETKİSİNİN, ANATOMİ DİSEKSİYONU DESTEĞİYLE DE DEĞERLENDİRİLMESİ

PELİN PİŞİRİCİ

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. BAYRAM UFUK ŞAKUL

İSTANBUL - 2020

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi

Programın Seviyesi : Yüksek Lisans ( ) Doktora (X)

Anabilim Dalı : Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Tez Sahibi : Pelin PİŞİRİCİ

Tez Başlığı : Asemptomik Dinamik Diz Valgusu Bireylerde Graston Tekniğinin Fonksiyonel ve Biyomekanik Etkisinin, Anatomi Diseksiyonu Desteğiyle de Değerlendirilmesi

Sınav Yeri : İstanbul Medipol Üniversitesi Güney Yerleşkesi

Sınav Tarihi : 08.09.2020

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman	**Kurumu**	**İmza**
Prof.Dr. Bayram Ufuk ŞAKUL	İstanbul Medipol Üniversitesi	
Sınav Jüri Üyeleri		
Prof.Dr. Ela TARAKCI	İstanbul Üniversitersi-Cerrahpaşa	
Doç.Dr. Esra ATILGAN	İstanbul Medipol Üniversitesi	
Prof.Dr. Rengin DEMİR	İstanbul Üniversitesi - Cerrahpaşa	
Prof.Dr. Z. Candan ALGUN	İstanbul Medipol Üniversitesi	

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Doktora Tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun ...../...../ ..... tarih ve ...../..... - ..... sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

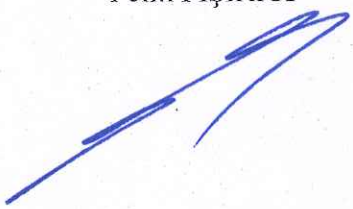
Prof.Dr. Neslin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdür Vekili

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içerisinde elde ettiğimi, bu tez çalışması ile elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Pelin PİŞİRİCİ



TEŞEKKÜR

Tanıdığım günden beri benden hiçbir zaman hoşgörüsünü ve sabrını esirgemeyen, duruşu, bilgisi ve kişiliği ile kendime örnek aldığım, kendisinden çok şey öğrendiğim ve öğrenmeye devam edeceğim, danışmanım olduğunu söylemekten mutluluk ve gurur duyduğum İstanbul Medipol Üniversitesi, Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Hocam Prof. Dr. Bayram Ufuk ŞAKUL'a,

Bakış açısı ile sadece benim değil, birçok öğrencinin de bakış açısını değiştiren, bize sevgisi, bilgisi ve disiplini ile "nasıl olmalı"nın yaşayan çok güzel bir örneğini gösteren, kendisini tanımaktan ve öğrencisi olmaktan mutluluk duyduğum İstanbul Medipol Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Başkanı Sayın Hocam Prof. Dr. Zeliha Candan ALGUN'a,

Çalışmamın ilerleme süresinde yanımda olan ve beni destekleyen Bahçeşehir Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölüm Başkanı Sayın Doç. Dr. Hasan Kerem ALPTEKİN'e,

Tez çalışmamı Fulya Sportomed Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Merkezinde gerçekleştirmeme izin veren, bana tecrübesi ve bilgisi ile destek olan Sayın Aşkın DEDE'ye, benden yardımlarını esirgemeyen merkez fizyoterapistleri Hande ŞAHİNER, Enes ÇAM ve Engin BAYSA'ya,

Doktora sürecimi güzelleştiren ve yanımda oldukları için mutluluk duyduğum yol arkadaşlarım Özlem FEVZİOĞLU, Farzin HAJEBRAHİMİ, Mehmet ÜNAL ve Sena Özdemir GÖRGÜ'ye, birlikte tezlerimizi tamamladığımız, bana her zaman neşe kaynağı olan Aygül KÖSEOĞLU'na ve kadavra diseksiyonlarında desteğini esirgemeyen Kerem YILMAZTÜRK'e,

Bugünüme gelmeme sebep olan, her anımda bana destek olan, benimle sevinen ve üzülen, beni koşulsuz seven biricik ANNEME ve BABAMA, benden her konuda her türlü desteğini esirgemeyen sevgili KARDEŞİME sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No.
TEZ ONAYI ……...	**i**
BEYAN ……...	**ii**
TEŞEKKÜR ……...	**iii**
İÇİNDEKİLER ……..	**iv**
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ ……..	**v**
TABLOLAR LİSTESİ ……...	**vii**
ŞEKİLLER LİSTESİ ……	**viii**
RESİMLER LİSTESİ ……	**ix**
1-TÜRKÇE ÖZET ……	**1**
2-İNGİLİZCE ÖZET ……	**2**
3-GİRİŞ VE AMAÇ ……...	**3-6**
4-GENEL BİLGİLER ……...	**7-37**
5-METOT VE MATERYAL ……	**38-58**
6-BULGULAR ……...	**59-74**
7-TARTIŞMA ……	**75-93**
8-SONUÇ ……	**94**
9-KAYNAKLAR ……	**95-115**
10-EKLER ……..	**116-119**
11-ETİK KURUL ONAYI ……	**120-122**
12-ÖZGEÇMİŞ ……..	**123-125**

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

2D	2 Boyutlu
3D	3 Boyutlu
β	Beta
BDS	Biodex Denge Sistemi
CI	Confidence Interval
CTA	Calcaneotibial Açı
DDV	Dinamik Diz Valgusu
DF	Dorsifleksiyon
DPS	Dinamik Postural Stabilite
EDYDM	Enstrüman Destekli Yumuşak Doku Mobilizasyonu
EHA	Eklem Hareket Açıklığı
FBŞA	Femur Başı Şaft Açısı
FİR	Femoral İnternal Rotasyon
FPPA	Frontal Plan Projeksiyon Açısı
GG	Graston Grubu
GMak	Gluteus Maksimus
GMed	Gluteus Medius
GMin	Gluteus Minimus
GT®	Graston Teknik®
ICC	Intraclass Correlation Coefficient
İTB	İliotibial Bant
KG	Kontrol Grubu
Kgf	Kilogram Force
MFG	Miyofasyal Gevşetme
NCSS	Number Cruncher Statistical System
ND	Navicular Düşme
ÖÇB	Ön Çapraz Bağ
PFAS	Patellofemoral Ağrı Sendromu
PS	Postural Stabilite
Q Açısı	Kuadriseps Açısı

SİAS	Spina İliaca Anterior Süperior
SPS	Statik Postural Stabilite
TBÜÇT	Tek Bacak Üzerinde Çömelme Testi
TFL	Tensor Fasya Lata
TT	Tibial Torsiyon
VKİ	Vücut Kitle İndeksi

TABLOLAR LİSTESİ

Sayfa No.

Tablo 4.1.1.1. DDV Üzerine Etkili Olan Faktörler …….. 9

Tablo 5.3.1. Graston Teknik® Protokolü ……. 58

Tablo 6.1.1.1. Pilot Çalışma Katılımcılarının Demografik Özellikleri …… 59

Tablo 6.1.2.1. Sınıf İçi Korelasyon Analizi Sonuçları ……. 62

Tablo 6.2.1.1. Gruplara Göre Demografik Özelliklerin Değerlendirilmesi …. 64

Tablo 6.2.1.2. Gruplara Göre Alt Ekstremite Kas Kısalığı ve Patella Pozisyonu ile İlgili Değerlendirmeler …….. 64

Tablo 6.2.2.1. Gruplara Göre Tedavi Öncesi Alt Ekstremite Ölçümlerinin Değerlendirilmesi ……. 66

Tablo 6.2.3.1.1. Gruplara Göre Tedavi Öncesi ve Tedavi Sonrası Q Açılarının ve Çökme Miktarlarının Değerlendirilmesi …… 67

Tablo 6.2.3.1.2. Gruplara Göre Tedavi Öncesi ve Tedavi Sonrası Femoral İnternal Rotasyon, Tibial Torsiyon ve Navicular Düşme Testi Ölçümlerinin Değerlendirilmesi ……. 68

Tablo 6.2.3.1.3. Gruplara Göre Tedavi Öncesi ve Tedavi Sonrası Calcaneotibial Açı ve Çökme Miktarlarının Değerlendirilmesi ……... 68

Tablo 6.2.3.1.4. Gruplara Göre Tedavi Öncesi ve Tedavi Sonrası Dorsifleksiyon Açılarının Değerlendirilmesi ……... 69

Tablo 6.2.3.1.5. Gruplara Göre Tedavi Öncesi ve Tedavi Sonrası FFPA, CYBEX, SPS ve DPS Ölçümlerinin Değerlendirilmesi …….. 69

Tablo 6.2.5.1. Dominant Bacak ile Dinamik Diz Valgus Tarafı Arasındaki Uyumun Değerlendirilmesi …….. 74

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No.

Şekil 4.1.1. Alt Ekstremite Segmentlerinin Anormal Dizilime Potansiyel Katkılarını Gösteren Şema ….…….. 8
Şekil 4.1.1.1. Normal Alt Ekstremite Valgus Dizilimi …… 9
Şekil 4.1.1.2. Dizin Vektörel Dağılımı ve Q Açısı ..…….. 10
Şekil 4.1.1.3. Tibianın Eksternal Rotasyonu ile Q Açısının Artışı ……... 11
Şekil 4.1.1.6. Gluteus Medius Kas Zafiyeti ..…… 15
Şekil 4.3.1.1.1. Gluteus Maksimus ……... 21
Şekil 4.3.2.1.1. Gluteus Medius ...…… 23
Şekil 5.1.1. Çalışma Akış Diyagramı ..……. 40
Şekil 6.2.4.1. Gruplarda Tedavi Öncesine Göre Tedavi Sonrası FPPA Değişimi ……... 72
Şekil 6.2.4.2. Gruplarda Tedavi Öncesine Göre Tedavi Sonrası GMed Eksantrik Kuvvet Değişimi ……..…… 72
Şekil 6.2.4.3. Gruplarda Tedavi Öncesine Göre Tedavi Sonrası SPS Değişimi ……... 73
Şekil 6.2.4.4. Gruplarda Tedavi Öncesine Göre Tedavi Sonrası DPS Değişimi ……... 73

RESİMLER LİSTESİ

Sayfa No.

Resim 4.1.1.1. Tibianın İnternal Rotasyonuna Eşlik Eden Subtalar Eklem Pronasyonu ……... 12

Resim 4.1.1.2. Tibianın Eksternal Rotasyonuna Eşlik Eden Subtalar Eklem Supinasyonu ……. 12

Resim 4.1.2.1. 3 Boyutlu Hareket Analizi ..…….. 17

Resim 4.1.2.2. 2 Boyutlu Hareket Analizi ……... 17

Resim 4.1.2.3. Frontal Plan Projeksiyon Açısı ……. 18

Resim 4.4.1. Fasyal Süreklilik ..…… 26

Resim 4.4.2. Fasyada Bulunan Miyofibroblastlar ...…..……... 27

Resim 4.4.3. Kasılmış Halde Miyofibroblast …...…..…….. 27

Resim 4.4.2.1. Miyofasyanın Büyütülmüş Hâli ..……..……... 30

Resim 4.4.2.2. Miyofasyal Meridyen Örneği ...……..…….. 31

Resim 4.5.1. Graston Teknik® Enstrümanları ..……... 34

Resim 5.2.8.1. Tek Bacak Üzerinde Çömelme Testi ……... 51

Resim 5.2.8.2. Frontal Plan Projeksiyon Açısı Ölçümü …….. 51

Resim 5.2.9.1. Postural Stabilite Değerlendirmesi ……... 52

Resim 5.2.10.1 İzokinetik Değerlendirme …… 53

Resim 5.3.1. Crista İliaca Boyunca Diseksiyona Başlangıcı …… 55

Resim 5.3.2. Yağ Dokularının Eksizyonu …… 55

Resim 5.3.3. Gluteus Maksimus Kas Seyri …….. 56

Resim 5.3.4. Gluteus Medius Lif Seyri ve Arteria Gluteus İnferior Damar Seyri …….. 57

Resim 5.3.5. Gluteus Medius Kasının Lif Oryantasyonu ……. 57

1.ÖZET

ASEMPTOMATİK DİNAMİK DİZ VALGUSLU BİREYLERDE GRASTON TEKNİĞİNİN FONKSİYONEL VE BİYOMEKANİK ETKİSİNİN, ANATOMİ DİSEKSİYONU DESTEĞİYLE DE DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu çalışmanın amacı, asemptomatik dinamik diz valgusu (DDV) olan bireylerde, Gluteus Medius (GMed) kasına uygulanan, enstrüman destekli yumuşak doku mobilizasyon (EDYDM) tedavisinin, kasın kuvvet üretimine, alt ekstremite dizilimine, frontal plan projeksiyon açısı (FPPA)'na ve postural stabilite (PS)'ye katkısını araştırmaktır. DDV olan 44 katılımcı (21,39±1,79), Kontrol Grubu (KG=22) ve Graston Grubu (GG=22) olacak şekilde randomize edildi. Katılımcıların, birinci gün, alt ekstremite dizilimleri, tek bacak üzerinde çömelme testi ile FPPA'ları ve tek bacak üzerinde statik ve dinamik PS değerlendirmeleri tamamlandı. İkinci gün ise izokinetik test ile GMed kasının eksantrik kuvvet üretimi ölçüldü. EDYDM uygulaması, Graston Teknik® enstrümanları kullanılarak, 6 hafta, haftada 2 kez, 5'er dakika uygulandı. KG'na girişimde bulunulmadı. Tedavi sonunda tüm değerlendirmeler tekrarlandı. Elde edilen sonuçlar, her iki grupta da alt ekstremite diziliminde değişiklik olmadığını ($p<0,05$), FPPA'nda azalma olduğunu ($p=0,001$; $p<0,01$) ve gruplar arası fark değerlendirmesinde sadece GG'nda GMed kasının kuvvet üretiminde anlamlı düzeyde artış olduğunu gösterdi ($p=0,004$; $p<0,01$). PS sonuçlarında, her iki grupta da düzelme görüldü, ancak GG'nun, tedavi sonrası statik ve dinamik PS ile fark değişim değerindeki düşme, KG'na göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük saptandı (sırasıyla $p=0,002$, $p=0,001$; $p<0,001$, $p=0,036$, $p=0,001$; $p<0,05$). Çalışma sonucunda, EDYDM tedavisinin, GMed kasının kuvvet üretimini ve PS'yi artırdığı ancak meydana gelen kuvvet artışının, alt ekstremite dizilimi ve FPPA'nı değiştirmediği görüldü. Bulgularımız, hatalı hareket paternlerini düzeltmek ve valgus stresi azaltmak için kuvvet üretiminin tek başına yetmeyeceğini göstermektedir. EDYDM tedavisinin, denge ve nöromüsküler antrenman programlarına eklenmesini tavsiye etmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Enstrüman Destekli Yumuşak Doku Mobilizasyonu, Frontal Plan Projeksiyon Açısı, Kuvvet Üretimi, Miyofasyal Gevşetme, Postural Stabilite.

2.ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE FUNCTIONAL AND BIOMECHANICAL EFFECT OF THE GRASTON TECHNIQUE IN INDIVIDUALS WITH ASYMPTOMATIC DYNAMIC KNEE VALGUS BY SUPPORT OF ANATOMY DISSECTION.

The aim of this study is to investigate the contribution of instrument assisted soft tissue mobilization (IASTM) treatment applied to Gluteus Medius (GMed) muscle to strength production, lower extremity alignment (LEA), frontal plan projection angle (FPPA) and postural stability (PS) in individuals with asymptomatic dynamic knee valgus (DKV). 44 participants with DKV (21,39±1,79) were randomized to be Control Group (CG=22) and Graston Group (GG=22). First day, participants' LEA, FPPA with single leg squat test, dynamic-static PS on involved leg evaluations were completed. Second day, eccentric strength of GMed muscle was measured by isokinetic test. IASTM application was applied 6 weeks, twice a week, 5 minutes, using Graston Technique® instruments. CG has not been attempted. Evaluations were repeated at the end of treatment. Results showed that, in both groups, there was no change in LEA ($p<0,05$), decrease in FPPA ($p=0,001$; $p<0,01$). A significant increase in the comparison of the difference values of GMed strength in GG ($p=0,004$; $p<0,01$). In PS evaluation results, improvement was observed in both groups, however, decreasing in difference in static, dynamic PS and difference values of GG after treatment was found to be statistically significantly lower compared to CG (respectively $p=0,002$, $p=0,001$; $p<0,001$, $p=0,036$, $p=0,001$; $p<0,05$). IASTM treatment increased strength production and PS of GMed muscle, but increasing in force didn't change LEA and FPPA. Force production alone is not sufficient to correct faulty movement patterns and reduce valgus stress. We recommend adding IASTM treatment to balance and neuromuscular training programs.

Key Words: Force Production, Frontal Plan Projection Angle, Instrument Assisted Soft Tissue Mobilization, Myofascial Release, Postural Stability.

3.GİRİŞ VE AMAÇ

Kalça ve dizin hatalı hareket paternleri; ön çapraz bağ (ÖÇB) yaralanmaları ve patellofemoral ağrı sendromu (PFAS) başta olmak üzere, birçok alt ekstremite kas iskelet sistemi problemleri ile ilişkilidir [1-5] ve sakatlık riskini artırır [6]. ÖÇB yaralanmalarının %70'i, alt ekstremite dizilim problemleri sebebi ile nonkontakt meydana gelmektedir. Yüksek diz abdüksiyon momenti, özellikle kadın sporcularda nonkontakt ÖÇB yaralanması için yüksek risk oluşturur [7]. Sakatlık önleyici programlar, sıklıkla görülen ve bir alt ekstremite dizilim problemi olan, dizin dinamik valgus dizilimini düzeltebilmek üzerine odaklanmıştır [6].

Dinamik diz valgusu (DDV); 3 hareket planında meydana gelen ve femurun internal rotasyonu ve addüksiyonu ile eş zamanlı kontralateral pelvis düşüşünü içeren bir biyomekanik deviasyondur [8]. Kalça, alt ekstremite için proksimal artikülasyondur ve kemik stabilitesi sağlar. Dinamik stabilite sağlanabilmesi, hareket esnasında kasların eş zamanlı ve koordineli etkileşimine bağlıdır. Yürümenin, koşmanın veya sıçrama sonrası yere inişin yüklenme fazında; kalça fleksiyon, addüksiyon ve internal rotasyon momentleri aynı anda meydana gelir. Momentlerin birleşimi de alt ekstremite valgusunu oluşturur. Bu momentlere, kalça ekstansör, abdüktör ve eksternal rotatör kaslarının, eksantrik kasılmaları ile meydana gelen, intrensek momentler tarafından direnç gösterilir. Bu kasların kuvvet üretimindeki yetersizliği; ağırlık aktarma hareketlerinde, kalça addüksiyonu ile internal rotasyonunda ve eklem hareket açıklığı (EHA)'nda artışa neden olarak, tüm alt ekstremite kinematiğinde değişikliğe yol açar. Kalça kas kuvveti ve DDV hakkında son yapılan derlemede ise tek bacak üzerinde yapılan testlerde, özellikle gluteus medius (GMed) kasının, eksantrik kuvvet üretimindeki azalmanın, DDV ile ilişkili olduğu belirlenmiştir [9].

Kadın sporcular, yere iniş esnasında daha belirgin diz ve kalça fleksiyonu ile yere inerler ve valgus kollapsını sürdürme riskleri erkek oyunculara göre 5,3 kat daha fazladır [10]. Ayrıca, kadınlarda kalça genişliğinin normalden daha büyük ve femur boyunun normalden daha kısa olması ile femoral anteversiyon açısının değişmesi, diz

valgusu için riski artırır ve frontal plandaki femur angulasyonunun artmasına sebep olur. Kalça abdüktörlerinin zayıflığı durumunda, eksternal moment, abdüktörlerin kuvvet üretme kapasitesini aşar ve kontralateral pelviste düşme ile aşırı kalça addüksiyonuna sebep olur [11,12]. Bu sebeple, GMed kasının eksantrik kuvvet değerlendirmesi, kadın ve erkeklerde ayrı ayrı yapılmalıdır [9]. Böylece, abdüktör kas kuvveti, alt ekstremite valgusu ve dizilimi açısından daha net bir kanıya varılabilir. GMed kasının kuvveti, postural stabilite (PS) için de oldukça önemlidir [13].

Kronik ve anormal yüklenmeye bağlı frontal ve transvers düzlemlerde artan diz hareketlerini değerlendirebilmek için dinamik görevler sırasında meydana gelen frontal plan projeksiyon açısı (FPPA) ölçülmelidir [14]. DDV'nun fonksiyonel değerlendirmesi, tek bacak üzerinde çömelme testi (TBÜÇT) sırasında meydana gelen FPPA ölçülerek yapılır [15]. TBÜÇT'nin iniş fazı esnasında, FPPA'nda 10° ve daha fazla artış tespit edilmesi, "Gözlemlenebilir DDV" olarak tanımlanmaktadır [14].

Alt ekstremite fonksiyonel değerlendirme testleri, alt ekstremitede hatalı dizilime sahip bireylerin, sakatlanma riski analizleri ile klinik değerlendirmelerini yapmak ve yapılan tedavinin etkinliğini değerlendirmek için kullanılır [15]. Fonksiyonel testlerin bazılarında, alt ekstremitenin bilateral kullanımı, göreceli olarak sağlam olan ekstremitenin, diğerini kompanse etmesine izin verdiği için, test ne kadar zorlayıcı olursa olsun, hatalı hareket paternlerini tespit edilebilmekte başarılı olamayabilir [1]. Bazı durumlarda ise kullanılan test ile yapılan spordaki yaralanma mekanizması gerçekten canlandırılamaz ve risk analizi doğru yapılamaz [16]. TBÜÇT ile unilateral ekstremitede yapılan değerlendirmelerin, alt ekstremite kinematiği ile ilgili daha doğru veriler verdiği ve DDV ile potansiyel yaralanma riski arasında yüksek korelasyona sahip olduğu gösterilmiştir [1,17,18].

Dinamik görevler sırasında, üç boyutlu (3D) hareket analiz sistemlerinin kullanımının, kinematik analiz için altın standart olduğu kabul edilmektedir [19]. 3D hareket analiz sistemleri, genellikle laboratuvar ortamında uygulanabildiğinden, sistemin her yerde kullanımı mümkün olmayabilir. Ayrıca 3D hareket analiz sistemlerinin maliyeti yüksektir, kapsamlı kurulum ve eğitim gerektirir. İki boyutlu

(2D) video analiz değerlendirmesi ve görsel gözlem yöntemleri, 3D hareket analiz sistemlerine alternatif yöntem olarak kullanılabilir [20]. 2D hareket analizi, 3D hareket analiz sistemine kıyasla; maliyetinin daha düşük olması, ulaşılabilirliğinin daha kolay olması ve daha hızlı sonuç alınabilmesi sebepleriyle, daha çok tercih edilen yöntem hâline gelmiştir [2,21,22]. Genel kanı, 2D hareket analizinin, DDV olan bireylerde kullanımının uygun olduğu yönündedir [23] ve 3D analizlerle kıyaslandığında, 2D FPPA ölçümünün güvenilirliğinin çok yüksek olduğu görülmüştür [(Intraclass Correlation Coefficient (ICC)=0,918)] [24].

Son yıllarda miyofasyal gevşetme (MFG) tekniklerinin kuvvet üretimi ve performans üzerine etkisi oldukça dikkat çeken bir konudur. Yumuşak doku gevşetme tekniklerinden birisi de, enstrüman destekli yumuşak doku mobilizasyonu (EDYDM) tekniğidir [25]. Enstrümanlar; özellikle hasarlı bölgelerde oluşturulan mikrotravmalar ile lokal enflamasyon cevabı oluşturulup, skar doku yıkımını artırarak, adhezyonların gevşetilmesi ile kolojen sentezini artırarak ve konnektif dokunun yeniden şekillenmesini stimüle ederek tedavi etkinliği sağlarlar [26]. EDYDM'nun rehabilitatif kullanım amacının yanı sıra [27,28], kasın kuvvet üretimini ve performansını artıran bir yöntem olarak da etkili olduğu bulunmuştur [29-31]. Ancak, performansta değişiklik yaratmadığını gösteren çalışmalar da vardır [32-34]. EDYDM'nun performans üzerinde olumlu etkilerini gösteren çalışmalar olsa da, etkinliği hakkında hâlâ tam bir fikir birliğine varılamamıştır. Ayrıca çalışmaların tümünde egzersiz ile kullanıldığı için meydana gelen performans artışında EDYDM'nun etkisinin ne kadar olduğu ayırt edilememektedir. EDYDM'nun, miyofasyal doku üzerinde yarattığı değişikliğin pür etkisinin incelenerek, literatüre katkı sağlayacağı çalışmalara ihtiyaç vardır. Çalışmamız, EDYDM'nun izole uygulanmasının, kasın kuvvet üretimi ve alt ekstremite dizilimi üzerine etkisini araştırmak amacıyla tasarlanmış ilk çalışmadır. Girişimin izole uygulanması ve kasın kuvvet üretimi üzerine meydana getirdiği değişikliğin, katılımcının alt ekstremite dizilimini, FPPA ve PS üzerinde yarattığı değişimin incelenmesi sebebiyle özgün bir değer taşımaktadır.

Çalışmamız, randomize kontrollü prospektif çalışma olarak tasarlanmıştır. DDV olan sağlıklı ve rekreasyonel olarak aktif bireylerde, EDYDM tekniğinin GMed

kasının eksantrik kuvvet üretim performansı, alt ekstremite dizilimi, TBÜÇT esnasında FPPA ve PS üzerine etkisini incelemeyi amaçlamıştır. Çalışmamızda kullanılan tedavi yaklaşımı ile DDV gelişiminde, GMed kasının mobilite artışının fonksiyona, kasın kuvvet üretimine ve PS'ye etkisi incelenerek, DDV tedavisinde yumuşak doku tedavilerine farklı bir bakış açısı ile katkıda bulunmak amaçlanmıştır.

Araştırma amacı kapsamında geliştirilen hipotezler aşağıda sunulmuştur.

$H1^1$: Asemptomatik dinamik diz valgusu olan bireylerde gluteus medius kasına uygulanan enstrüman destekli yumuşak doku mobilizasyonu, gluteus medius kasının kuvvet üretimini artırır.

$H0^1$: Asemptomatik dinamik diz valgusu olan bireylerde gluteus medius kasına uygulanan enstrüman destekli yumuşak doku mobilizasyonu, gluteus medius kasının kuvvet üretimini değiştirmez.

$H1^2$: Asemptomatik dinamik diz valgusu olan bireylerde gluteus medius kasına uygulanan enstrüman destekli yumuşak doku mobilizasyonu, frontal plan projeksiyon açısı ve alt ekstremite dizilimini olumlu yönde etkiler.

$H0^2$: Asemptomatik dinamik diz valgusu olan bireylerde gluteus medius kasına uygulanan enstrüman destekli yumuşak doku mobilizasyonu, frontal plan projeksiyon açısı ve alt ekstremite dizilimini değiştirmez.

$H1^3$: Asemptomatik dinamik diz valgusu olan bireylerde gluteus medius kasına uygulanan enstrüman destekli yumuşak doku mobilizasyonu, postural stabiliteyi olumlu yönde etkiler.

$H0^3$: Asemptomatik dinamik diz valgusu olan bireylerde gluteus medius kasına uygulanan enstrüman destekli yumuşak doku mobilizasyonu, postural stabiliteyi değiştirmez.

4.GENEL BİLGİLER

4.1.Dinamik Diz Valgusu

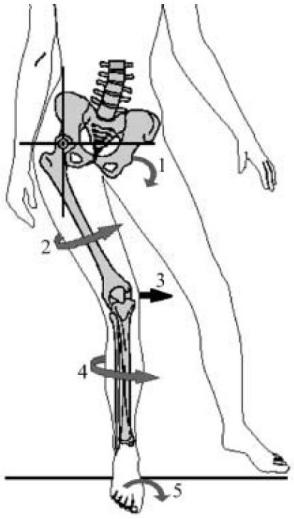
Sporda diz ve alt ekstremite yaralanmaları riski, alt ekstremite dizilimindeki sapmalarla ilişkili olabilir. Üç hareket düzleminde meydana gelen, femur ve eşlik eden kontralateral pelvik düşüş, internal rotasyon ve addüksiyonundan oluşan DDV, biyomekanik deviasyona örnek olabilir [8].

Kalça ve dizin hatalı hareket paternleri; nonkontakt ÖÇB yaralanmaları, iliotibial bant (İTB) friksiyon sendromu, asetabular labral yırtıklar, ayak bileği spraini, pes anserin kompleksinde tekrarlayıcı strain ve PFAS dâhil olmak üzere, alt ekstremite kas iskelet sistemi problemleri ile ilişkilidir [1-4]. Normal olmayan biyomekaniğin, diz osteoartritinin gelişiminde de hazırlayıcı olduğu bilinmektedir [5].

DDV'nu oluşturan komponentler; femoral internal rotasyon (FİR) ve kalça addüksiyonu ile diz abdüksiyon ve tibial internal rotasyonudur [9]. Artmış kalça addüksiyonu ve internal rotasyonu, diz eklem merkezinin ayağa göre mediale kaymasına neden olabilir. Ayak zemine sabitlendiğinde, diz ekleminin mediale doğru hareketi, tibianın abdüksiyonuna ve ayağın pronasyonuna neden olur ve sonuç olarak DDV meydana gelir (Şekil 4.1.1.) [35]. Oluşan valgus stresi, medial eklem kapsülünde ve medial kollateral ligamanda zorlanmalara sebep olur [4].

Kalça, alt ekstremite için proksimal artikülasyondur ve kemik stabilitesi sağlar. Dinamik stabilite sağlanabilmesi ise hareket esnasında kasların eş zamanlı ve koordineli etkileşimine bağlıdır. Yürümenin, koşmanın veya sıçrama sonrası yere inişin yüklenme fazında; kalça fleksiyon, addüksiyon ve internal rotasyon momentleri aynı anda meydana gelir. Momentlerin birleşimi de alt ekstremite valgusunu oluşturur. Bu momentlere; kalça ekstansör, abdüktör ve eksternal rotatör kaslarının, eksantrik kasılmaları ile meydana gelen, intrensek momentler tarafından direnç gösterilir. Bu kasların kuvvet üretimindeki yetersizliği; ağırlık aktarma hareketlerinde, kalça

addüksiyonu ile internal rotasyonunda ve EHA'nda artışa neden olarak, tüm alt ekstremite kinematiğinde değişikliğe yol açar [9].



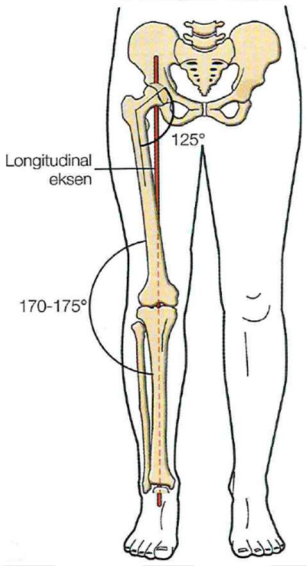
Şekil 4.1.1. Alt Ekstremite Segmentlerinin Anormal Dizilime Potansiyel Katkılarını Gösteren Şema. (1) Kontralateral Pelvik Düşme, (2) Femoral İnternal Rotasyon, (3) Diz Valgusu, (4) Tibia İnternal Rotasyonu (5) Ayak Pronasyonu [11]

4.1.1.Dinamik diz valgusu üzerine etkili olan faktörler

Normal dizilimde bir diz eklemi, 5-10° arasında bir valgus açısına sahiptir (Şekil 4.1.1.1.). Bu açının artması veya azalması; diz eklemine binen yüklerin eşit dağılmamasına, medial ya da lateral diz eklem kompartmanlarının daha fazla strese maruz kalmasına ve dejeneratif eklem rahatsızlıklarına sebebiyet vermektedir [36]. DDV üzerine etkili olan faktörler incelenirken, kalça, diz ve ayak bölgelerinde 3D bir hareket değerlendirmesi yapılmalıdır. Değerlendirme yapılırken; alt ekstremite dizilimi, cinsiyet, esneklik ile ilgili faktörler, bireysel anatomik özellikler ve özellikle de kalça kaslarının eksantrik kuvvet üretme performansları göz önünde bulundurulmalıdır. DDV üzerine etkili olan faktörler Tablo 4.1.1.1.'de özetlenmiştir.

Femoral inklinasyon (koksa valga/vara) ve femoral anteversiyon dereceleri, alt ekstremite dizilimini ve kalça kaslarının kuvvet kolunu etkiler [37]. Femur başı şaft açısı (FBŞA) ile kalça abdüktör kas moment kolu arasındaki ilişki, bilgisayarlı bir modelleme yaklaşımı kullanılarak incelenmiş ve FBŞA'nda 20°'lik bir artışın; GMed moment kolunda %26'lık bir azalmaya neden olduğu, kasın kuvvet üretme potansiyelini düşürdüğü ve kalçanın frontal planda kontrolünü zorlaştırdığı

görülmüştür. Sonuç olarak, anormal femoral inklinasyonun, kalça abdüktörlerinin fonksiyonel zayıflığına katkıda bulunabileceği ve ağırlık aktarma faaliyetleri sırasında, aşırı kalça addüksiyonuna ve DDV'na neden olabileceği kabul edilmiştir [38].



Şekil 4.1.1.1. Normal Alt Ekstremite Valgus Dizilimi [36]

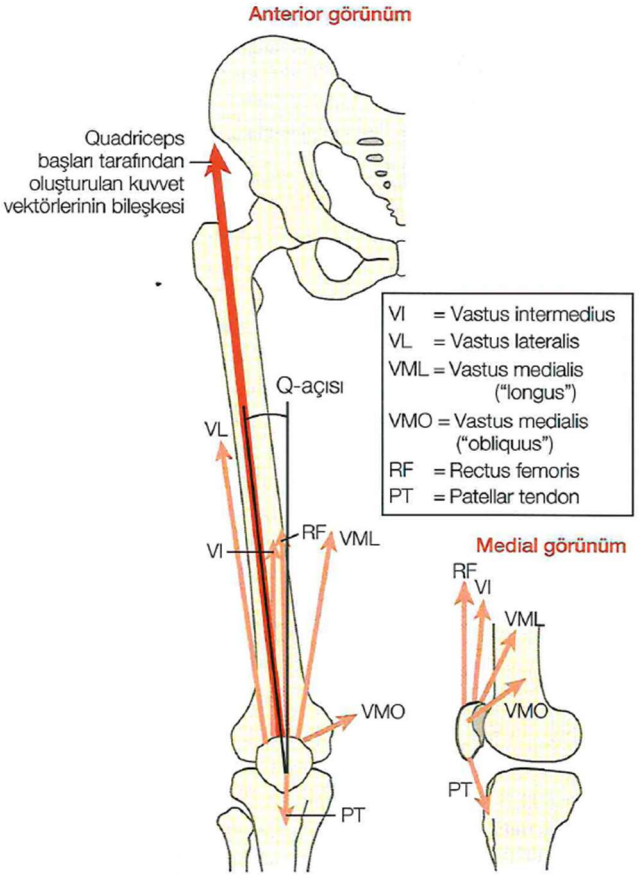
Tablo 4.1.1.1. DDV Üzerine Etkili Olan Faktörler

Ana Faktörler	Alt Faktörler
Bireysel anatomik varyasyonlar	- Femoral inklinasyon açısının değişmesi - Femoral anteversiyon açısının değişmesi
Alt ekstremite dizilim problemleri	- Kalça addüksiyon artışı - Femoral internal rotasyon artışı - Q açısının artışı - Tibial internal rotasyon artışı - Eksternal tibial torsiyon artışı - Subtalar eklem pronasyonunda artış - Medial longitudinal ark mobilitesinde artış
Esneklik	- Lateral retinakulum esnekliğinde azalma - İliotibial bant esnekliğinde azalma - Hamstring esnekliğinde azalma - Gastrocnemius esnekliğinde azalma - Kuadriseps esnekliğinde azalma
Proksimal kas kuvveti	- Kalça ekstansör, eksternal rotatör ve abdüktör kaslarının kuvvet üretiminde azalma
Cinsiyet	- Kadın olmak

Artmış kalça addüksiyonunun, DDV'na en çok katkıda bulunan faktör olduğu belirtilmiştir. Artmış FİR ve kalça addüksiyonu, diz merkezinin, ayağa göre mediale

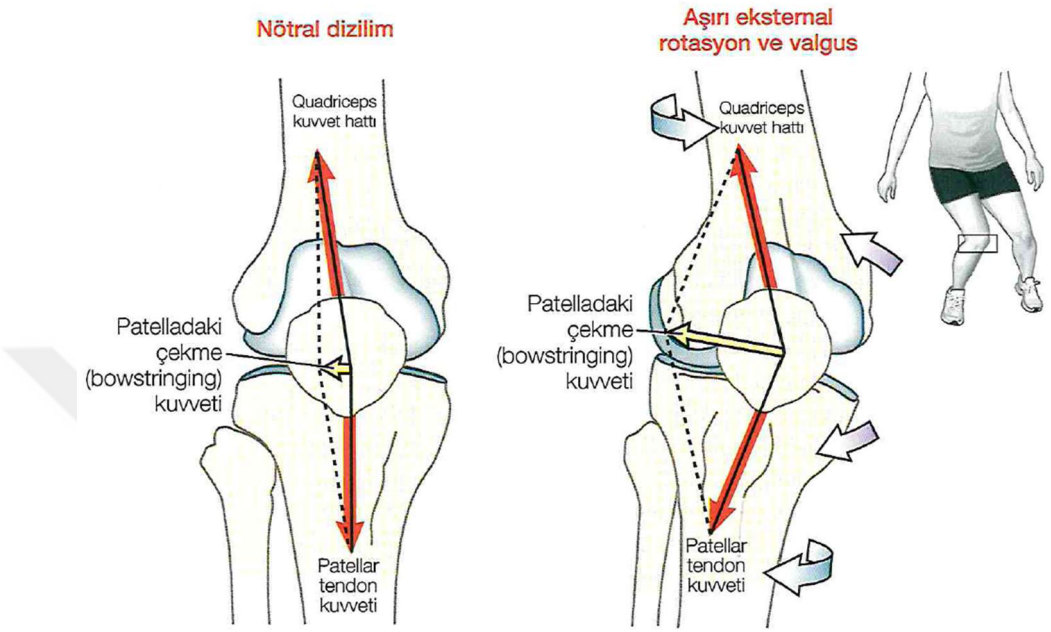
yer değiştirmesine sebebiyet verir. Meydana gelen yer değiştirme, DDV'nu kısıtlayan medial kollateral, medial patellofemoral ligamanlar ve ÖÇB gibi yumuşak dokular üzerinde zorlanmalara sebebiyet verir ve ağırlık taşıma aktiviteleri sırasında, dinamik kuadriseps açısı (Q açısı) ile lateral patellar temas basıncını artırır. [11,35].

Alt ekstremitenin normal dizilimi; patellayı, laterale çeken kuvvetlerinin etkisine yatkın hâle getirir. Çünkü patella üzerine etki eden kuadriseps tendon ve patellar tendon kuvvetleri kolinear değildir. Dolayısı ile kuadriseps kontraksiyonu, patella üzerine etki eden bir lateral kuvvet yaratır. Q açısı ile lateral vektör arasında doğru bir orantı vardır (Şekil 4.1.1.2.). Q açısının artması, lateral vektörün artması yoluyla valgusa sebebiyet verir [11]. Femurun, sabit bir patella altında internal rotasyonu; patellanın, femura göre lateral yer değiştirmesine neden olur [39]. Genu valgum, femoral anteversiyon, tibial tüberkülün laterale yer değiştirmesi, artmış subtalar eklem pronasyonu ve artmış eksternal tibial torsiyon (TT) da patellanın laterale yer değiştirmesinin sebeplerindendir [11].



Şekil 4.1.1.2. Dizin Vektörel Dağılımı ve Q Açısı [36]

Q açısı, tibianın femura göre göreceli hareketinden de etkilenebilir. Tibianın eksternal rotasyonu, tibial tüberkülü laterale doğru hareket ettirir (Şekil 4.1.1.3.) ve Q açısının artışına sebep olur. Tibianın internal rotasyonu ise tibial tüberkülü mediale doğru hareket ettirir ve Q açısının azalmasına sebep olur [11].

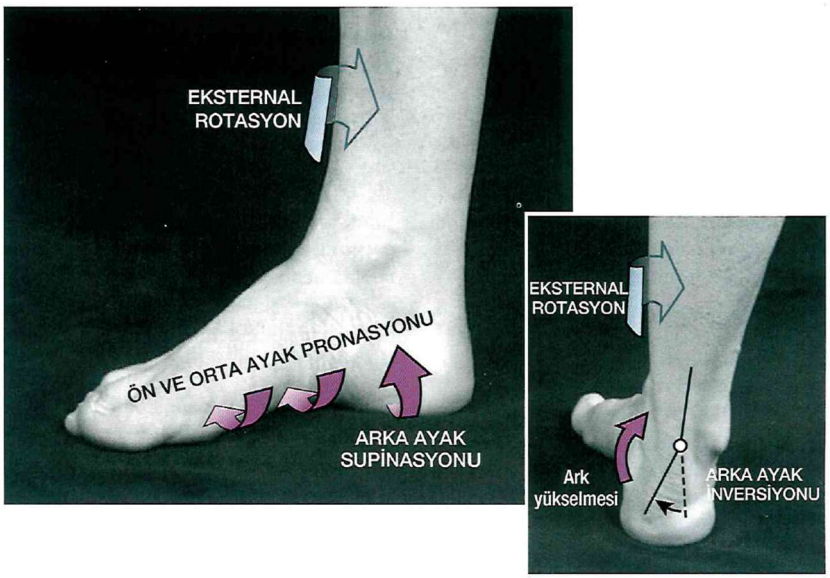


Şekil 4.1.1.3. Tibianın Eksternal Rotasyonu ile Q Açısının Artışı [36]

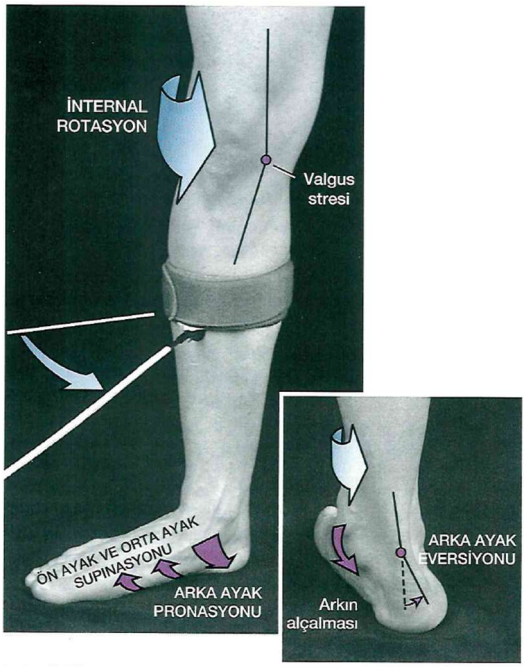
Alt ekstremite dizilimindeki bir diğer önemli problem de anormal TT'dur. Anormal TT, kasın kuvvet kolunu ve kuvvet üretimini belirgin derecede etkiler [40,41]. Normal dizilime sahip yetişkinlerde, eksternal TT açısı ortalama 20-30°dir [36]. TT'un aşırı artışına, meningomyeloselli ve serebral palsili çocuklarda rastlanır [41]. Kondromalazi patella [42] ve DDV'nda da [43] artmış TT görülür. Valgustaki dizde, tibial tuberositas normal yerine göre daha lateraldedir ve Q açısı da artmıştır. Artmış eksternal TT da varsa Q açısındaki artış daha da fazla olur [43].

Subtalar eklem pronasyonuna bağlı, artmış alt ekstremite internal rotasyonu da DDV üzerine etkili olan faktörlerden biridir. Tibia rotasyonu ile subtalar eklem hareketi arasındaki ilişki, frontal düzlem ayak hareketini (calcaneal eversiyon), transvers düzlem hareketi (talus ve alt ekstremite internal rotasyonu) ile birleştiren, subtalar eklem eksen oryantasyonu ile açıklanabilir [44]. Tibianın internal rotasyonuna, subtalar eklem pronasyonu (Resim 4.1.1.1.), eksternal rotasyonuna ise subtalar eklem supinasyonu eşlik eder (Resim 4.1.1.2.) [11]. Normal subtalar eklem

pronasyonu, yürümenin ilk %30'luk kısmında, tibiada 6-10° internal rotasyona sebep olur ve talusun internal rotasyonu ile calcaneusun anterior kısmının lateral hareketi ile sonuçlanır. Tibial internal rotasyon başta olmak üzere, bahsi geçen tüm dizilim değişiklikleri, vertikal planda bulunan Q açısında azalmaya sebep olur. Yürümenin basma fazında, subtalar eklem pronasyonu ve tibial internal rotasyon kombinasyonu sebebi ile azalan Q açısı, aşırı artmış FİR ile kompanse edilir. Bu kompansasyon, normal diz vida-ev mekaniğini sağlayabilmek için bir mekanizma olabilir [11,45].



Resim 4.1.1.1. Tibianın İnternal Rotasyonuna Eşlik Eden Subtalar Eklem Pronasyonu [36]



Resim 4.1.1.2. Tibianın Eksternal Rotasyonuna Eşlik Eden Subtalar Eklem Supinasyonu [36]

Ağırlık aktarılarak yapılan aktivitelerde, ayak yer ile etkileşimde olduğundan, ayak ve ayak bileği mobilitesindeki bireysel varyasyonlar, dizi ve FPPA'nı etkiler. TBÜÇT sırasında, ayak ve ayak bileği mobilitesi, tibianın sagital düzlemdeki hareketini kısıtladığı için DDV ile ilişkilidir [15]. Wyndow ve ark., orta ayak mobilite artışı, azalmış dorsifleksiyon (DF) açısı ve azalmış medial ark yüksekliğine sahip bireylerin, TBÜÇT esnasında, 2,4 kat daha fazla pik FPPA'na sahip olduğunu belirtmişlerdir [15]. Asemptomatik bireylerde, çift bacak üzerinde çömelme aktivitesi esnasında, kasıtlı olarak limitlenen ayak DF'u, DDV artışı ile karakterizedir [46]. Ayak bileğindeki DF limitasyonu, subtalar ve midtarsal eklem hareketinin DF komponentini kullanabilmek için ayak pronasyonu ile kompanse edilmeye çalışılır [47]. Limitli ayak DF'u olan bireylerin, daha derin çömelme yapabilmeleri için kullandıkları bir diğer kompansasyon mekanizması ise kalça addüksiyon ve FİR'u artırmaktır. Ayak bileği DF limitasyonunun sebeplerinden biri, gastrocnemius kasının kısalığıdır. Gastrocnemius kasının kısalığı, patellofemoral eklem temas alanını azaltır, patellofemoral eklem reaksiyon kuvvetini artırır ve dizin fleksiyon pozisyonunda kalmasına sebep olur. Bununla beraber, ayak bileği DF'unun azalması, subtalar eklem pronasyonunu artırdığından, tibial internal rotasyonda artışa yol açarak da patellofemoral biyomekanikte zararlı etkilere sebep olabilir. Ayrıca biyomekanik limitasyonlar ile yürüme ve koşma sırasında da diz problemlerine yol açabilir [11,15].

Patellanın anormal hareket etmesinde, dizin lateralindeki yumuşak dokudaki ve özellikle de lateral retinakulumdaki aşırı gerginliğin rolü de oldukça önemlidir. Lateral retinakulumun orta parçası, dizin lateralindeki yumuşak dokunun en güçlü ve en önemli tabakasını temsil eder ve liflerini İTB'tan alır. Lateral retinakulum liflerinin transvers oryantasyonu, patellanın medial yer değiştirmesine karşı koyar ve liflerin aşırı gerginliği, patellanın orantısız lateral translasyona neden olabilir [39]. Lateral retinakulumun gerginliği, patellanın trochlear oluğa göre laterale yer değiştirmesine ve tiltine sebep olarak, patellanın lateral faseti üzerinde zorlayıcı kompresif yüklere ve medial retinakulumun gerilmesine yol açar. Normalde, patellanın medial ve lateral femoral kondillere uzaklığı eşittir. Patellanın mobilitesi değerlendirildiğinde, sıklıkla, medial yöne artığı (hipermobilite), lateral yöne ise azaldığı (hipomobilite) görülür. Medial hipermobilite ise lateral retinakuler yapıların gerginliğinin sonucudur [48].

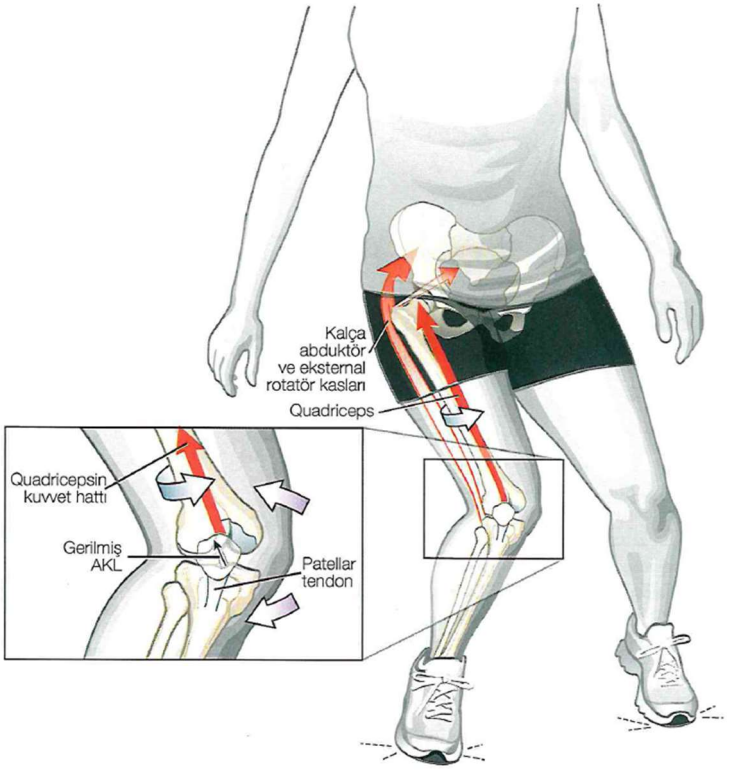
Patellanın laterale anormal hareket etmesi, kuadriseps femoris kaslarının dizde oluşturduğu kuvvetlerin mekanik verimliliğini azaltır ve atletik performansı zayıflatır [49].

Diz eklemi posterior kapsülünün gerginliği de dizde fleksiyona ve fonksiyonel bacak boyu eşitsizliğine sebep olarak, patellofemoral basıncı artırarak, patellar mobiliteyi azaltır [50]. Hamstring kısalığı, dizi ekstansiyona getirmek için kuadriseps gücüne olan ihtiyacını artırdığından, patellofemoral eklem reaksiyon kuvvetleri artar [43]. Kuadriseps gerginliği ise patellofemoral stresleri artırarak semptomların gelişiminde risk faktörü oluşturur [51].

Alt ekstremitenin frontal düzlem kontrolünün sağlanamamasına katkıda bulunduğu düşünülen faktörlerden biri de proksimal kas gücünde azalmadır (Şekil 4.1.1.6.) [4,11,44]. Cinsiyet kıyaslaması yapıldığında, kadınların proksimal kalça stabilizatörlerindeki kuvvet yetersizliğinin, atletik performansta, erkeklere oranla daha fazla azalmaya sebep olabileceği görülmüştür [52]. Kalça abdüktör ve eksternal rotatör kasları; fonksiyonel ağırlık taşıma aktiviteleri sırasında, aşırı femoral addüksiyonu, FİR'u ve kontralateral pelvis depresyonunu kontrol etmek için eksantrik olarak kasılmalıdırlar [53]. Birçok sporun hareket paterninde, kalça kasları, sıçrama ve yere iniş esnasında, vücut ağırlık merkezinin aşağıya doğru kontrolünde, eksantrik olarak kasılırlar [9]. Aktivitenin zorluk oranı ne kadar fazla olursa, pik frontal ve transvers plan açıları ile eklem sapmalarını kontrol etmek için gereken eksantrik kuvvetler de o kadar fazla olur [54]. Ferber ve ark., koşmanın basma fazında, erkeklerle karşılaştırıldığında, kadınların kalça abdüktör kaslarında daha fazla eksantrik kontraksiyon ihtiyacının meydana geldiğini göstermiştir [53]. Dix ve ark., asemptomatik kadın bireylerde, kalça kas kuvveti ve DDV'nu inceledikleri sistemik derlemede; sadece tek bacak üzerinde çömelme aktivitesinde, azalmış eksantrik abdüktör kas kuvvetinin, alt ekstremite valgusu ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir [9].

Kadın sporcular, sıçrama sonrası yere iniş esnasında daha belirgin diz ve kalça fleksiyonu ile yere inerler ve valgus kollapsını sürdürme riskleri erkek oyunculara göre 5,3 kat daha fazladır [10]. Birçok çalışma, tek bacak üzerinde çömelme gibi

fonksiyonel aktiviteler sırasında, kadınların daha fazla diz abdüksiyon sapmasına sahip olduğunu göstermiştir [7,24,55]. Ağırlık taşıma aktivitelerinde, dizin ve kalçanın zayıf kontrolü, Q açısını ve sonuç olarak patellofemoral stresi artırabilir ve ÖÇB yaralanması için de büyük bir risk faktörüdür [7,11,56]. Kadınlarda kalça genişliğinin normalden daha büyük ve femur boyunun normalden daha kısa olması ile femoral anteversiyon açısının değişmesi, diz valgusu için riski artırır ve frontal plandaki femur angulasyonunun artmasına sebep olur. Femur angulasyonundaki artışın amacı, ayakta durma genişliğini normal sınırlar içinde sürdürebilmektir. Daha geniş pelvis, addüksiyon momentini artırarak, vücut ağırlık merkezini, kalça eklem merkezine göre daha mediale hareket ettirir. Kalça abdüktörlerinin zayıflığı durumunda, eksternal moment, abdüktörlerin kuvvet üretme kapasitesini aşar ve kontralateral pelviste düşme ile aşırı kalça addüksiyonuna sebep olur [11,12]. Koşmanın basma fazında, kadınların erkeklere göre, daha fazla diz abdüksiyonu, internal rotasyon ve addüksiyon momenti meydana getirdiği gösterilmiştir. Tespit edilen kinematik farklılıkların, diz çevresindeki ligamentöz ve kas iskelet sistemi yapıları için risk faktörü olduğu belirtilmiştir. Aynı zamanda, kas liflerinde katılım paternlerindeki farklılıklar, kadın ve erkek arasında, kinematik bulgular açısından da önemli farklılıklar yaratır [53,57].



Şekil 4.1.1.6. Gluteus Medius Kas Zafiyeti [36]

4.1.2.Dinamik diz valgusu fonksiyonel değerlendirmesi

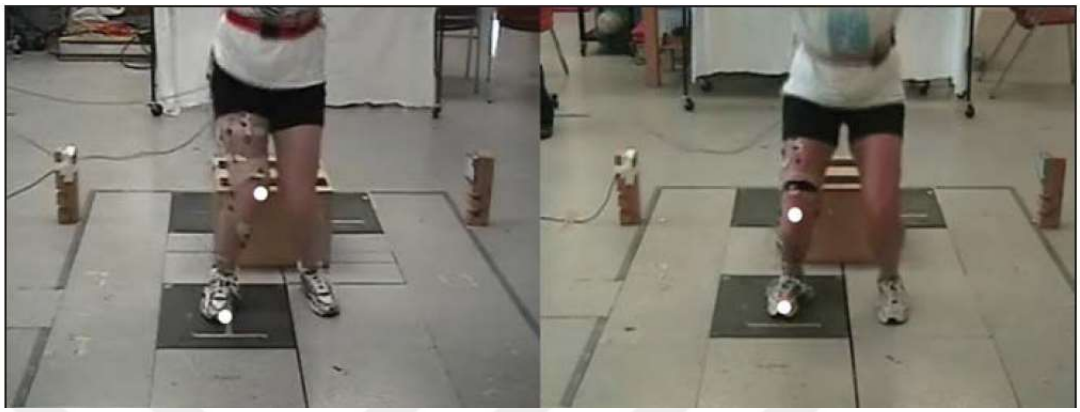
Alt ekstremite fonksiyonel değerlendirme testleri, alt ekstremitede hatalı dizilime sahip bireylerin, sakatlanma risk analizleri ile klinik değerlendirmelerini yapmak ve yapılan tedavinin etkinliğini değerlendirmek için kullanılır [15].

Anormal hareket paternlerinin düzeltilmesi ile ÖÇB hasarının önlendiği ve ağrının azaltıldığı gösterilmiştir. Alt ekstremite hareket paternlerinin değerlendirilmesi; mevcut kas-iskelet sistemi ağrı sorunlarının tedavisine rehberlik etmenin ve gelecekteki yaralanma veya kas-iskelet ağrısı için risk altında olan bireyleri belirlemenin bir yoludur [1].

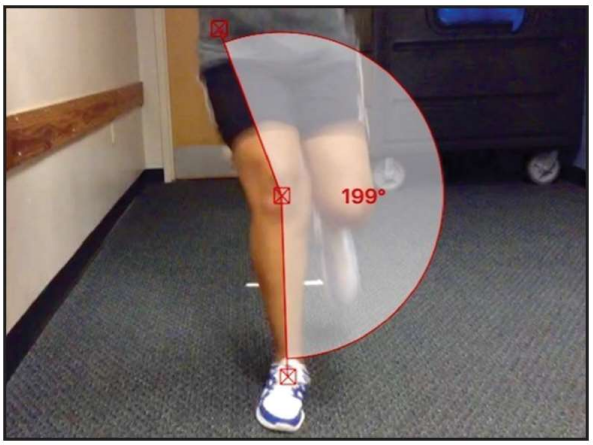
Fonksiyonel değerlendirme testleri, alt ekstremiteyi ne kadar zorlarsa zorlasın, hatalı hareket paternlerinin, her zaman bu testlerle tespit edilebilmesi mümkün olmayabilir. Fonksiyonel testlerin bazılarında, alt ekstremitenin bilateral kullanımı, göreceli olarak sağlam olan ekstremitenin, diğerini kompanse etmesine izin verir [1]. Bazılarında ise kullanılan test ile yapılan spordaki yaralanma mekanizması gerçekten canlandırılamaz ve risk analizi doğru yapılamaz [16]. TBÜÇT ile unilateral ekstremitede yapılan değerlendirmelerin, alt ekstremite kinematiği ile ilgili daha doğru veriler verdiği ve DDV ile potansiyel yaralanma riski arasında yüksek korelasyona sahip olduğu gösterilmiştir [1, 17, 18].

DDV ile ilişkili hareket paternlerini ve DDV'nun diz yaralanmaları ile ilişkisini araştıran çalışmalar, genellikle 3D hareket analizi ile değerlendirilmiştir [37,58,59]. Dinamik görevler sırasında, 3D hareket analiz sistemlerinin kullanımının, kinematik analiz için altın standart olduğu kabul edilmektedir (Resim 4.1.2.1.) [19]. 3D hareket analiz sistemleri, genellikle laboratuvar ortamında uygulanabildiğinden, sistemin her yerde kullanımı mümkün olmayabilir. Ayrıca 3D hareket analiz sistemlerinin maliyeti yüksektir, kapsamlı kurulum ve eğitim gerektirir. 2D video analiz değerlendirmesi ve görsel gözlem yöntemleri, 3D hareket analiz sistemlerine alternatif yöntem olarak kullanılabilir (Resim 4.1.2.2.) [20]. Ekegren ve ark., 3D analiz sistemi ile görsel gözlem yöntemini karşılaştırarak valgus değerini ölçtükleri çalışmada, iki yöntemin,

%67 ile %87 arasında uyumlu olduğunu tespit etmişlerdir. Görsel gözlem yöntemi ile valgus sapması tespit edilemeyen üçte birlik sporcu grubu, 3D hareket analizi ile belirlenen "yüksek riskli" gruba dâhil edilememiştir [19].



Resim 4.1.2.1. 3 Boyutlu Hareket Analizi [19]



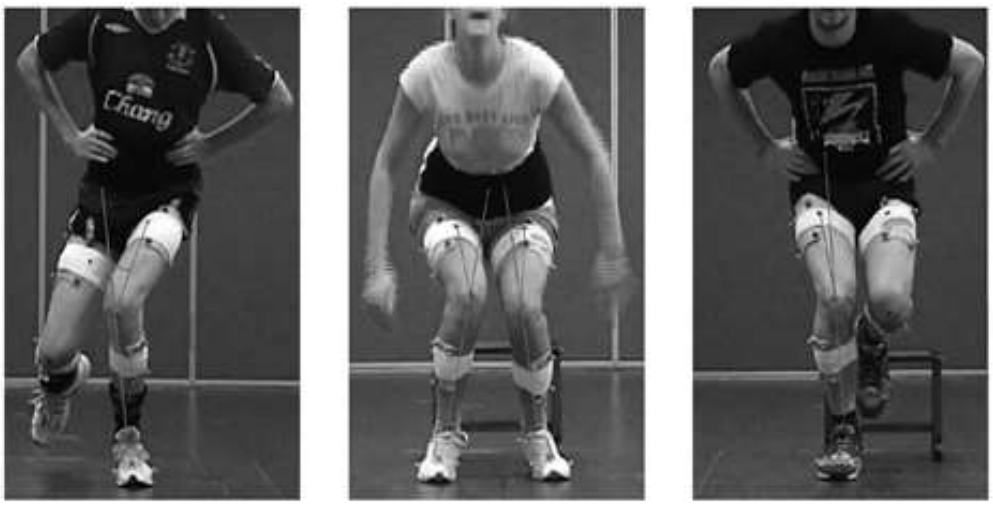
Resim 4.1.2.2. 2 Boyutlu Hareket Analizi [20]

2D hareket analizi, 3D hareket analiz sistemine kıyasla; maliyetinin daha düşük olması, ulaşılabilirliğinin daha kolay olması ve daha hızlı sonuç alınabilmesi sebepleriyle, daha çok tercih edilen yöntem hâline gelmiştir. 2D ölçümlerin güvenilirlik aralığı; kullanılan analiz metoduna ve test edilen görev çeşidine göre 0,59'dan 0,98'e kadar değişiklik göstermektedir [2,21,22]. Genel kanı, 2D hareket analizinin, DDV olan bireylerde kullanımının uygun olduğu yönündedir [23] ve 3D analizlerle kıyaslandığında, 2D FPPA ölçümünün güvenilirliğinin çok yüksek olduğu görülmüştür (ICC=0,918) [24]. Ancak ekstremite hareketlerini, 2D hareket analizi kullanarak değerlendirmenin potansiyel limitasyonları vardır. 2D hareket analizi, aşırı

DDV olan bireyleri değerlendirmek için uygundur. Ancak küçük değişiklikleri ölçmek için yeterince hassas değildir [23,60] ve 3D rotasyonel eklem hareketlerini değerlendirmek için uygun değildir [60].

TBÜÇT sırasında, 3D hareket analiz sistemi ile yapılan DDV değerlendirmesinde; kalça addüksiyon ve internal rotasyon ile diz addüksiyon ve lateral rotasyon kinematik komponentlerini değerlendirmek mümkündür [14]. 2D hareket analiz sistemi ile de sadece FPPA değerlendirilebilmektedir [2,61,21].

Kronik ve anormal yüklenmeye bağlı frontal ve transvers düzlemlerde artan diz hareketlerini değerlendirebilmek için dinamik görevler sırasında meydana gelen FPPA ölçülmelidir [14]. DDV'nun fonksiyonel değerlendirmesi, TBÜÇT sırasında meydana gelen FPPA ölçülerek yapılır [15]. TBÜÇT'nin iniş fazı esnasında, FPPA'nda 10° ve daha fazla artış tespit edilmesi, "Gözlemlenebilir DDV" olarak tanımlanmaktadır (Resim 4.1.2.3.) [14]. Diz abdüksiyon momentlerindeki artış, özellikle kadınlarda, FPPA'nın artmasına sebep olur ve ÖÇB yaralanması riskini artırır [7,56]. Ayrıca artmış FPPA, PFAS ile de korelasyon göstermektedir. PFAS olan kadın hastaların, TBÜÇT esnasında, gözlemlenebilir şekilde artmış DDV vardır [11,14,60]. Sıçrama sonrası tek bacak üzerine düşüşte yaşanan yaralanmalar, yaygın görülen bir yaralanma biçimidir [56]. FPPA'nda azalma sağlanması, PFAS ve ÖÇB yaralanmasını önleyebilmek açısından oldukça önemlidir [62,63].



Resim 4.1.2.3. Frontal Plan Projeksiyon Açısı [21]

4.2.Postural Stabilite

Cinsiyetler arası farklar, diz problemlerinin neden kadınlarda daha çok görüldüğünü açıklamaktadır ve kalça abdüktörlerinin eksantrik kuvvetinin kadınlarda alt ekstremite kinematiğini kontrol etmekte daha önemli olduğunu düşündürmektedir [53,64,65]. Bu sebeplerle, kalça GMed kasının eksantrik kuvvet artışına, DDV tedavisinde özellikle odaklanmalıdır. Kalça abdüktör kasları, özellikle kadınlarda, DDV'nu kontrol etmede eksantrik kasılmalarının öneminin yanı sıra, PS'nin sağlanması açısından da oldukça önemlidirler.

Özellikle GMed kası, primer abdüktör enine kesit alanının %65'ini oluşturan en geniş kalça abdüktör kasıdır ve bu kasın, trochanter majörün distalinde bulunan bağlantısı, güçlü bir kalça abdüksiyonu oluşturabilmek için mükemmel bir kaldıraç kolu sağlar [36]. Kalça abdüktörleri tarafından üretilen abdüksiyon torku yürümenin basma fazında ve duruş fazının çoğunda pelvisi, frontal ve horizontal düzlemlerde kontrol ederek, nispeten fikse olmuş femur üzerinde stabilize eder. Yürümenin tek destek fazında ve tek bacak üzerinde durma esnasında GMed, kalçadaki kompresyon kuvvetlerinin çoğunu üretir. Duruş fazında, ekstremitenin abdüktör torku yeterli olmadığında, pelvis ve gövde kontrol edilemez bir şekilde kontralateral tarafa düşebilir [36]. Kalça ekleminin kontrolü, alt ekstremitenin doğru dizilimini sağlarken gövdeyi ve pelvisi stabilize etmede önemli bir rol oynar [35]. DDV olan bireylerde, özellikle GMed kas kuvveti başta olmak üzere, kalça kas kuvvetine, hem TBÜÇT esnasında PS'nin artırılması hem de sakatlık önleyici tedavi programlarında odaklanılmalıdır [66].

4.3.Kalça Kasları Anatomisi

Kalça etrafındaki kasların, hareketleri ortaya çıkarmak için ya pelvise karşı uyluk ya da uyluğa karşı pelvis üzerinde karmaşık bir hareket kabiliyetleri vardır. Hareketlerin büyük çoğunluğunda kalça eklemi ağırlık taşıyıcıdır. Vücut ağırlığını kendi üzerinden, alt ekstremiteler aracılığı ile yere iletir. Kalça çevresi kasların 2 rolü vardır; uzun süre boyunca ayakta durma ve öne uzanma gibi bir hareketi uzun süre

sürdürme-koruma ya da yokuş yukarı veya üst kata koşma gibi ani ve güç gerektiren aktiviteler için ihtiyaç duyulduğunda kontrollü güç üretme yeteneğine sahiptirler [67].

4.3.1.Kalça ekstansör kasları

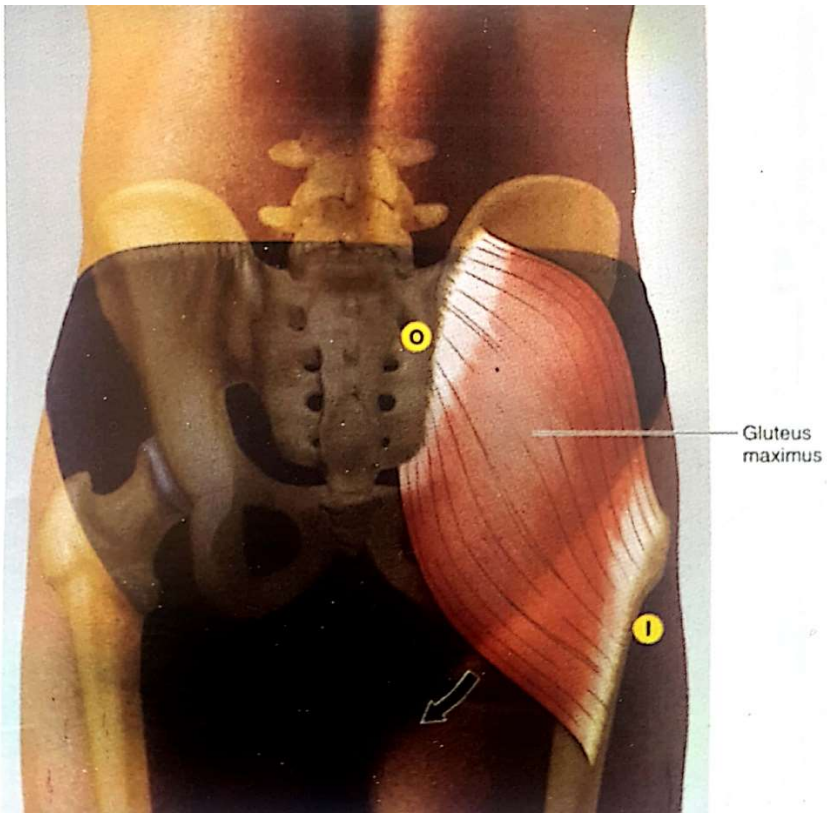
Primer kalça ekstansörleri; gluteus maksimus (GMak), hamstringler (biseps femorisin uzun başı, semitendinosus ve semimembranosus) ve addüktör magnustur. GMed'un orta ve posterior lifleri ve addüktör magnusun anterior lifleri sekonder ekstansörlerdir. En az 70° ve üzerinde kalça fleksiyonuyla birçok addüktör kas (pectineus hariç), kalça ekstansiyonuna yardım etme yeteneğine sahiptir [36].

4.3.1.1.Gluteus maksimus

GMak, kalçanın primer ekstansörü ve eksternal rotatörüdür [36]. Geniş ligamentöz ve fasyal bağlantıları ile sakroiliak ve kalça eklemlerini ve lomber bölgeyi hem sagital, hem de frontal düzlemde stabilize eden önemli bir kastır [36,68].

Alttaki yapışma yerine kadar iki tabaka halinde seyreden kalın bir kastır. Proksimalde, posterior gluteal çizginin arkasında iliumun gluteal yüzeyine, iliumun posterior kenarına ve crista iliacanın yakınına yapışır. Ligamentum sacrotuberalenin üst kısmının da dâhil olduğu koksiksin kenarından ve sakrumun posterior yüzeyinden başlar. Ayrıca, yakınındaki torakolumbar fasya ile de çok sayıda proksimal bağlantısı vardır. Derindeki ön lifleri GMed'u saran fasyadan köken alırken, üst lifleri sakrospinal aponevroza yapışır. Lifleri femurun üst ucu yönünde aşağı ve öne doğru uzanır. En yüzeyel lifler, yaklaşık dörtte üç kadarı, İTB'ın oluşumuna yardım ederken, gitgide daralan ve tensor fasya lata (TFL)'nın iki katmanı arasına yapışan ayrı bir tabaka oluşturur. Kas, TFL'nın İTB'ına ve femur üzerindeki gluteal tüberositaza bağlanır. Fibrillerin derinde kalan dörtte biri, femurun gluteal tüberositasına yapışan kalın bir aponevroz meydana getirir [36, 67]. İnervasyonu, gluteus inferior siniri (L5-S2) tarafından sağlanır [68].

Kalçanın abdüksiyon ve addüksiyon ekseni ile ilişkili olarak GMak'un, eksenin üzerine uzanan ve traktus iliotibialis yolu ile tibiaya yapışan lifleri, kalça ekleminin abdüksiyonu sırasında aktifken, eksenin altına uzanan lifleri addüksiyon sırasında aktiftir (Şekil 4.3.1.1.1.) [68].



Şekil 4.3.1.1.1. Gluteus Maksimus. (O) Origo (I) Insertio [69]

4.3.1.2.Hamstringler

Semitendinosus, Semimembranosus ve Biseps Femoris kaslarının hepsi birlikte hamstringler olarak bilinir.

Semitendinosus kası, tuber ischiadicum ve ligamentum sacrotuberaleden başlar. Yapışma yerine ait tendon, biseps femoris kasının uzun başıyla birleşir ve bu iki kas kısa bir mesafe birlikte seyreder ve tuberositas tibianın iç tarafında pes anserinusun içine (Gracilis ve Sartorius kaslarının tendonlarının yanına) yapışır. Semitendinosus kalçaya ekstansiyon ve internal rotasyon yaptırır. Kalçayı sagital düzlemde stabilize eder. Dize fleksiyon ve internal rotasyon yaptırır. İnervasyonu, tibial sinir (L5-S2) tarafından sağlanır [67,68].

Semimembranosus kası, tuber ischiadicum ve ligamentum sacrotuberaleden başlar, aşağı ve mediale uzanır. Medial tibial kondil, oblik popliteal ligamente ve popliteal fasyaya yapışır. İnervasyonu, tibial sinir (L5-S2) tarafından sağlanır. Fonksiyonu, semitendinosus kası ile aynıdır [67, 68].

Uyluğun posterolateralinde yerleşmiş olan biseps femoris kası, kayda değer bir uzaklıkla birbirinden ayrılmış olan iki baş ile ortaya çıkar. Uzun baş; tuber ischiadicum ve ligamentum sacrotuberaleden başlar. Kısa baş, femurun 1/3'ündeki linea asperanın labium lateralisinden başlar, caput fibularede biter. Uzun baş, kalça eklemine ekstansiyon yaptırır ve kalçayı sagital düzlemde stabilize eder. Biseps femoris kasının tamamı, diz eklemine fleksiyon ve eksternal rotasyon yaptırır [67,68].

4.3.1.3.Addüktör magnus

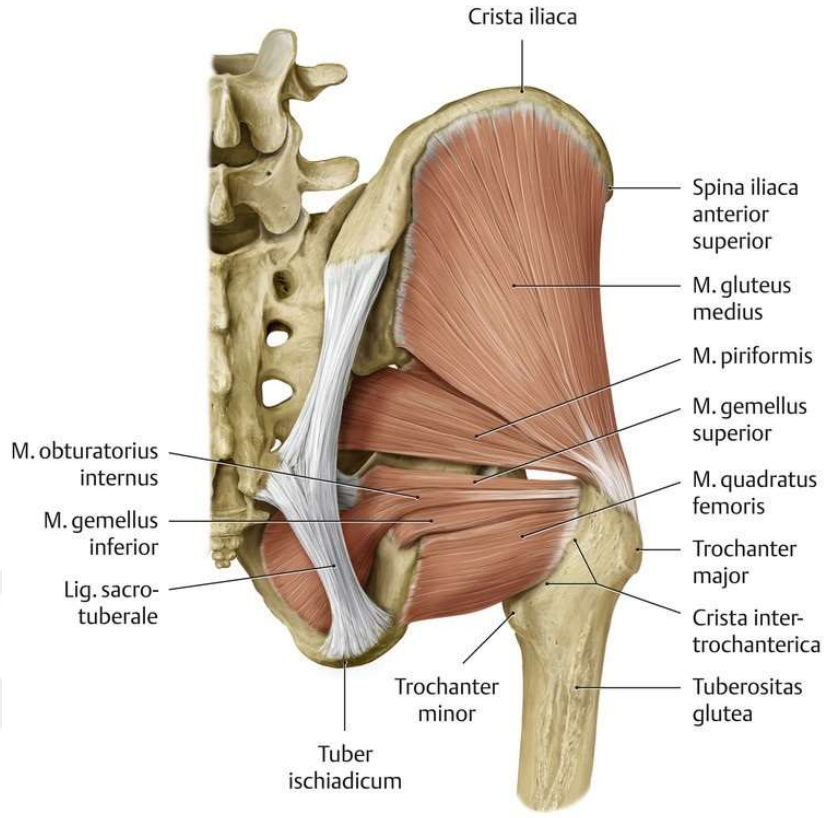
Addüktör magnusun 2 kısmı vardır: Addüktör kısım ve hamstring kısmı. Addüktör kısmı, obturatorius siniri (L2-L4) tarafından inerve edilir. Hamstring kısmı, ischiadicum sinirinin pars tibialisi (L4) tarafından inerve edilir. Addüktör magnus uyluğa addüksiyon yaptırır. Bunun yanında, addüktör kısmı uyluğa fleksiyon, hamstring kısmı uyluğa ekstansiyon yaptırır [70].

4.3.2.Kalça abdüktör kasları

Primer kalça abdüktör kasları; GMed, Gluteus Minimus (GMin) ve TFL kaslarıdır. Sekonder kalça abdüktörleri; piriformis, sartorius, rektus femoris ve GMak'un anterior (süperior) lifleridir [36].

4.3.2.1.Gluteus medius

GMed, primer abdüktör enine kesit alanının yaklaşık %60-65'ini oluşturan en geniş kalça abdüktör kasıdır. Aynı zamanda, frontal düzlemde pelvisi stabilize eder (Şekil 4.3.2.1.1.).



Şekil 4.3.2.1.1. Gluteus Medius [68]

GMed, anterior gluteal çizginin yukarısındaki iliumun eksternal yüzeyine bağlanan geniş ve yelpaze şeklinde bir kastır. Kasın distal, daha tendinöz parçası büyük trochantere süperior-posterior ve lateral fasetlere bağlanır. Trochanter majörün lateralinde bulunan distal bağlantı, GMed'a kalça abdüksiyonu gerçekleştirmesi için mükemmel bir kaldıraç kolu sağlar. Geniş ve yelpaze şekilli GMed'un; anterior, orta ve posterior olmak üzere üç fonksiyonel lif grubuna sahip olduğu düşünülür. Tüm lifler kalça abdüksiyonuna katılır. Anterior bölüm, fleksiyon ve internal rotasyona, posterior bölüm, ekstansiyon ve eksternal rotasyona katkıda bulunur. İnervasyonu, gluteus süperior (L4-S1) siniri tarafından sağlanır [67,68].

4.3.2.2.Gluteus minimus

GMin, GMed'tan daha küçüktür. Primer kalça abdüktörlerinin primer kesit alanının yaklaşık %20-30'unu oluşturur. Aynı zamanda, frontal düzlemde pelvisi stabilize eder.

GMin, GMed'un derininde ve hafifçe anteriorunda uzanır. GMin, iliuma proksimalden (anterior ve inferior gluteal çizgiler arasındaki) ve trochanter majörün anterior fasetine distalden bağlanır. Distal bağlantı ayrıca kalça eklemi kapsülünün yapısına karışır. İnervasyonu, gluteus süperior siniri (L4-S1) tarafından sağlanır [67,68].

4.3.2.3.Tensör fasya lata

TFL kası, üç primer kalça abdüktörlerinin en küçüğüdür. Primer abdüktör enine kesit alanının yaklaşık %4-10'unu kaplar. Kalça eklemine abdüksiyon yaptırmasının yanı sıra, fleksiyon ve internal rotasyon da yaptırır. İnervasyonu, gluteus süperior siniri (L4-S1) tarafından sağlanır [67,68].

4.3.3.Kalça eksternal rotatör kasları

Kalçanın primer eksternal rotatör kasları; GMak, piriformis, obturator internus, gemellus süperior, gemellus inferior ve quadratus femoristir. Sekonder eksternal rotatör kasları; GMed ve GMin'un posterior lifleri, obturator eksternus, sartorius ve biseps femorisin uzun başıdır. Eksternal rotatör kasların kuvvet hattı primer olarak horizontal düzlemdedir ve eksternal rotasyon torkunun üretimi için idealdir. Çünkü her bir kasın kuvvet komponenti, vertikal rotasyon eksenini dik olarak kesmektedir. Obturator eksternusun kuvvet hattının, longitudinal rotasyon ekseninin sadece birkaç milimetre posteriorundan geçmesi, bu kasın sekonder rotatör olduğunu düşündürmektedir [67].

4.3.3.1.Piriformis

Sakrumun anterior yüzeyine proksimalden yapışır. Büyük siyatik foramen boyunca pelvisi posteriordan terk eder ve trochanter majörün süperioruna bağlanır. Eksternal rotasyonun yanı sıra, abdüksiyon ve kalça ekleminin ekstansiyonuna da yardım eder. İnervasyonu, pleksus sakralisten çıkan piriformis dalı (L5-S2) tarafından sağlanır [67,68].

4.3.3.2.Obturator internus

Obturator membranın internal yüzünden ve obturator foramenden orijin alır, trochanter majörün iç yüzünde sonlanır. Küçük siyatik foramenden pelvisi terk ettikten sonra, santral bir tendona dönüşür. Hiyalin kıkırdakla kaplanmış küçük siyatik, obturator internusun tendonunu 130° saptırıp, trochanter majörün medial yüzüne yaklaştırarak bir makara fonksiyonu görür. İnervasyonu, pleksus sakralisten çıkan nervus quadrati internus dalı (L5-S2) tarafından sağlanır [67,68].

4.3.3.3.Gemellus süperior ve inferior

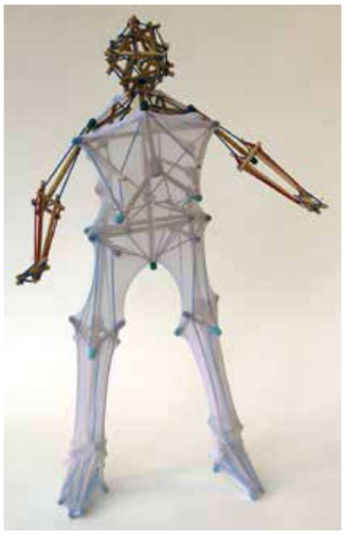
Gemellus süperior, spina ischiadicadan; gemellus inferior, tuber ischiadicumdan başlar ve obturatorius internus kasının tendonuna katılarak trochanter majörün iç yüzünde sonlanır. Eksternal rotasyonun yanı sıra, addüksiyon ve kalça ekleminin ekstansiyonuna yardım eder. Kalça ekleminin pozisyonuna bağlı olarak, abdüksiyonda da aktiftir. İnervasyonu, pleksus sakralisten çıkan nervus gemelli süperior ve inferior dalları (L5-S2) tarafından sağlanır [68].

4.3.3.4.Quadratus femoris

Tuber ischiadicumun dış kenarından başlar, femurun crista intertrochantericasında biter. Kalça eklemine eksternal rotasyon ve addüksiyon yaptırır. İnervasyonu, pleksus sakralisten çıkan nervus quadrati femoris dalı (L5-S2) tarafından sağlanır [68].

4.4.Fasyal Sistem

Fasya, kesintisiz ve işlevsel 3D kolojen matriksi oluşturan viskoelastik dokudur. Bu doku, vücudun tüm kaslarını çevreler, segmental değildir ve yapısal olarak ayrılamaz (Resim 4.4.1.). Fasya pasif bir yapı değildir, çevredeki dokulardan neredeyse ayrılamaz, fonksiyonel bir stabilite ve hareket organıdır [72].



Resim 4.4.1. Fasyal Süreklilik [73]

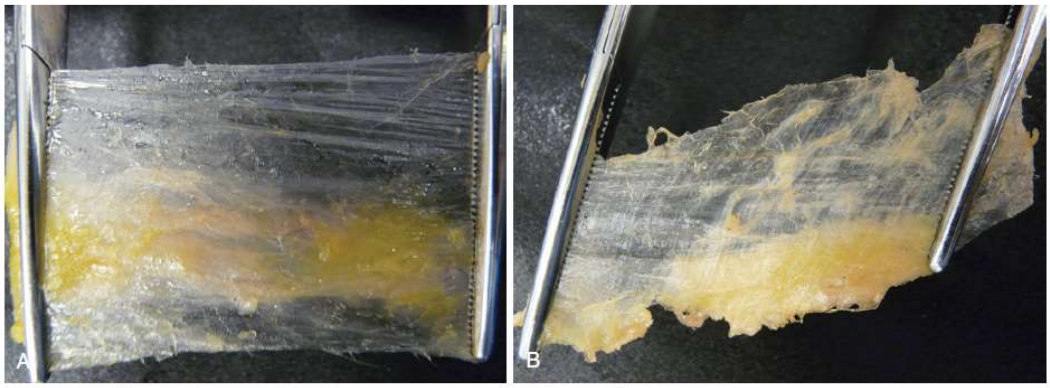
Yapısal süreklilik göz önüne alındığında fasya; vücudu baştan parmak ucuna kadar segmentlere ayrılmaksızın saran elastokolojen (elastin ve kolojen) yapıdaki bir konnektif (bağ) dokudur. Kolojen molekülü, fibroblast hücresinden üretilen kırılgan bir molekül olarak oluşmaya başlar. Zaman içinde sarmallaşıp güçlenir. Fibroblasttan ayrılarak vücudun zemin maddesine göç eder ve enfeksiyonlarda, yaralanmalarda veya stres durumlarında kullanılır. Üçlü bir sarmal glikoprotein olan kolojen, bağ dokusuna gerginliğe karşı direnme kabiliyetini veren temel yapısal liftir [74, 75].

Fasya, kendisine uygun bir bağ dokusu formu yaratan spesifik hücrelere, zemin maddesine ve lif çeşitlerine sahiptir. Fasya, mobiliteye ve hücresel dolaşıma izin veren ekstrasellüler matriks üzerine gömülmüştür. Ekstrasellüler matriks, aktif ve kendi başına çalışan bir ortamdır. Regülasyonlar, tamamen ekstrasellüler alanda gerçekleşir [72].

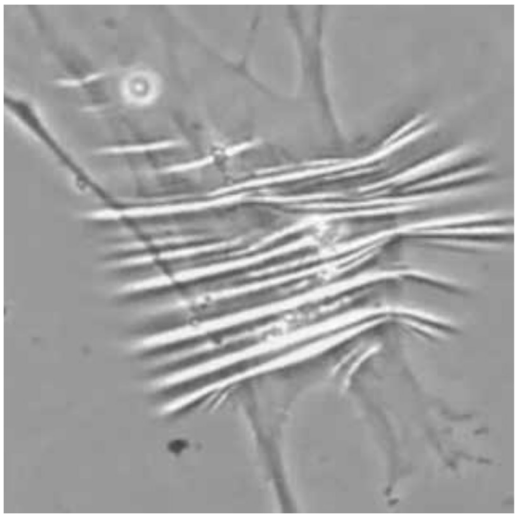
Fasyanın hücresel düzeyde incelenmesi, yapısının daha iyi anlaşılması ve işlevsel özellikleri hakkında fikir verir. Skar dokuda, mikroskobik filamentler arasındaki yapışık bölgelerde, ekstrasellüler matriks üzerinde değişiklikler araştırılmıştır. Kolojen tiplerinin mekanik kuvvetlere ve strainlere göre değiştiği de gösterilmiştir. Fasyanın fonksiyonel özellikleri, ekstrasellüler matriksin, spesifik hücrelerin, filamentlerin ve kolojen tiplerinin kompozisyonuna bağlıdır [72].

Fasya; damarlar, sinirler, lenf düğümleri, mekanik ve kimyasal reseptörler ile su bakımından oldukça zengindir. Fasyadaki kimyasal ve mekanoreseptör sayısının, kastakinden 10 kat daha fazla olduğu bilinmektedir. Fasya, çok sayıda ve çeşitli özellikte reseptörler (Golgi tendon organı, Krause's sonlanmaları, Paccini ve Ruffini cisimcikleri) içerdiği için en zengin duyusal organımızdır. Reseptörler, beyine basınç, vibrasyon ve makaslama da dâhil olmak üzere, fasyadaki tüm deformasyonları bildirir, sinir sistemi de gelen sinyallere yanıt olarak kas tonusunu değiştirebilir [73,76,77,78].

Fasyada bulunan miyofibroblastlar tipik olarak düz kasta görülen aktin-miyozin filamanlarını içerir (Resim 4.4.2.) ve kasılma özelliği gösterir (Resim 4.4.3.)



Resim 4.4.2. Fasyada Bulunan Miyofibroblastlar [82]



Resim 4.4.3. Kasılmış Halde Miyofibroblast [73]

Bu kasılma özelliğinin önemi belirsizliğini korumaktadır, ancak çeşitli farmakolojik ajanlarla uyarıldığında domuz ve sıçan fasyasından elde edilen

miyofibroblastların otonom kasılmasının in vitro gözlemleri farklı laboratuvarlarda tekrarlanmıştır [79, 80]. Miyofibroblastlar, torakolomber fasya gibi büyük bir fasyal tabakada, 30-40 newton arasında gerilim üretebilir [81]. Fasyada artan miyofibroblast konsantrasyonunun, Dupuytren hastalığı, Ledderhose hastalığı ve donuk omuz gibi doku kontraktürleri ile karakterize hastalıklara sebep olduğundan şüphelenilmektedir [72].

4.4.1.Fasya katmanları

Fasya, tüm vücuda eşit bir şekilde dağılmıştır. Damarları, sinirleri, iç organları, kemikleri ve kasları sararak vücuda nüfuz eder ve farklı derinliklerde çeşitli katmanlar oluşturarak 3D bir metabolik ve mekanik matris oluşturur [83]. Fasya, bulunduğu yere bağlı olarak kalınlık, işlev, kompozisyon ve yön açısından farklılık gösterebilir [72]. Genellikle de yüzeyel, derin ve subserozal olmak üzere basitçe 3 katman şeklinde sınıflandırılır [74,84]. Ancak "yüzeysel fasya" ve "derin fasya" terimlerinin kullanımı, Federatif Uluslararası Anatomik Terminoloji Komitesi tarafından yanlış kabul edilmektedir, çünkü bağ dokusunun katmanlarına atıfta bulunan histolojik terminoloji, bu iki terimle genelleştirilmek için çok fazla değişmektedir [86]. Biyomekanik, genel anatomi ve histoloji alanındaki araştırmalardaki son gelişmeler, fasya ile ilişkili terminolojiyi iyileştirme ve geliştirme fırsatı sunmaktadır. Bununla birlikte, fasyanın resmi tanımı, terminolojisi, sınıflandırılması ve klinik önemi ile ilgili çelişkiler de devam etmektedir. Topografik yaklaşım, bölgesel fasyanın tanımlanmasında önemlidir, ancak pratikte sürekli olarak kullanılamaz ve bölgesel fasyanın işlevsel rolünü açıklamaya yardımcı olmaz [72].

Daha yeni bir tanımlama, lif oryantasyonu ve fasyanın propriosepsiyonundaki rolünün her kategori için önemli olduğu, iki fonksiyonel fasya formunun önemini vurgulamaktadır: "connecting" ve "disconnecting". Bu prensibi desteklemek için, eklem kapsülleri boyunca çok sayıda antagonist ve sinerjistik kas grubu arasında, ekstramüsküler ve intramüsküler fasyanın çeşitli bölümleri yoluyla önemli miktarlarda kuvvet iletimi gerçekleşmektedir [86, 87].

Fasyada yapılan anatomi çalışmaları; yer, yoğunluk, lif yönü ve fasyanın çevre yapılarla olan ilişkisine dayanan bir dizi özelliği göstermektedir [76,88,89]. Federatif Uluslararası Anatomik Terminoloji Komitesi fasyanın konumuna göre, aşağıdaki sınıflandırmayı kabul etmektedir:

i. Vücut bölgelerine göre: baş ve boyun fasyası, gövde fasyası ve uzuvların fasyası.

ii. Çevredeki yapılarla ilişkili olarak: deri altı fasya, kas fasyası, visseral fasya, parietal fasya ve parietal fasyanın içinde ve visseral fasyanın dışında kalan diğer fasyaları temsil eden fasya extraserosalis.

Kumka ve ark., başka bir bakış açısı ile fasyayı dört farklı başlıkta sınıflandırmışlardır [72]:

i. Bağlayıcı (linking): Bağlantı kategorisi, ağırlıklı olarak yoğun düzenli paralel sıralı tek yönlü bağ dokusundan oluşur ve önemli miktarda kolojen tip I içerir. Bu kategori dinamik ve pasif bölümlere ayrılmıştır. Dinamik bölüm, hareket ve eklem stabilitesi ile daha anlamlı düzeyde ilişkili olan ve daha yüksek kontraktil ve propriyoseptif lif konsantrasyonu ile karakterize edilen büyük fasyal grupları içerir. Pasif bölüm, vücut boyunca sürekliliği sağlamak veya tüneller, kılıflar oluşturmak için diğer kas dışı dokular tarafından meydana getirilir. Pasif bağlantı fasyaları sadece gerildiklerinde ve yüklendiklerinde kuvvet iletebilirken, dinamik fasya, teorik olarak düz kas gibi daha özerk olarak kasılabilir, böylece az da olsa kas-iskelet sistemindeki gerginliği etkileyebilir.

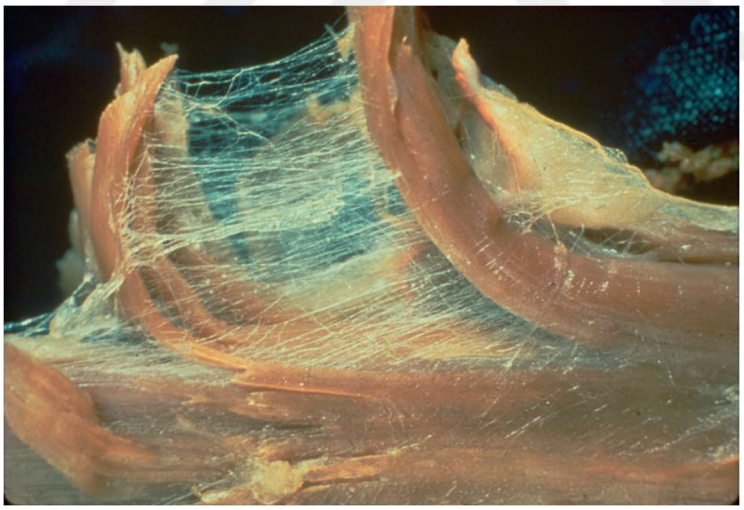
ii. Bölümlere ayırıcı (fascicular): Fasiküler fasya, damarların yanı sıra kas, tendon, kemik ve sinirler içindeki fasikülleri bir araya getiren tüneller oluşturur. Bölümlere ayırıcı fasya organizasyon, transport, güç ve hareket açısından önemli bir rol oynar. Bu fasya, üç farklı kas içi konnektif doku tabakası içerir: tüm kasları çevreleyen epimisyum, kas içindeki lif demetlerini ayıran perimisyum ve bireysel kas liflerini çevreleyen endomisyum.

iii. Kompresif (compression): Kompresif fasya, bir çorap etkisi yaratmak için tüm uzuvları örten yoğun düzenli dokuma ve çok yönlü paralel sıralı bağ dokusu katmanlarının bir karışımıdır. Bu fasyal kategori, kompartman basıncı, kas kasılması ve kuvvet dağılımı üzerindeki etkisi nedeniyle hareket ve venöz dönüşte önemli bir rol oynar.

iv. Ayırıcı (seperating): Ayırıcı fasya genellikle gevşek bağ dokusu ve yoğun düzensiz bağ dokusudur. Ayırıcı fasya, vücudu görünür liflere ve çeşitli katmanlara böler, böylece kuvveti ve sürtünmeyi her yöne dağıtır. Ana işlevi, dokuların birbiri üzerinde daha verimli kaymasına izin vermektir. Hatalı hareket paternleri veya yaralanmalardan yapışıklıklar oluşturabilir.

4.4.2.Miyofasyal sistem

Miyofasyal sistem, kompleks bir kas ağı ve bu kaslarla ilişkili fasyadan oluşmaktadır (Resim 4.4.2.1.).

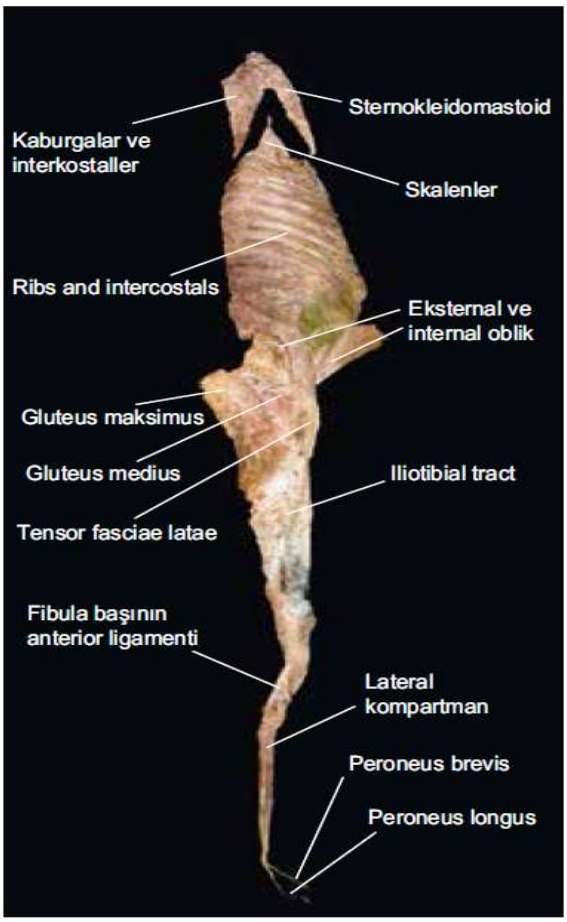


Resim 4.4.2.1. Miyofasyanın Büyütülmüş Hali [73]

Fasyanın temel özelliği olan süreklilik, miyofasyal kuvvet iletimi gibi kavramları açıklamaya yardımcı olur. Ayrıca, fibroblastik aktivitede ve hareket sırasında, fasyal tabakaların birbirleri üzerinden kayması yoluyla da bölgesel sürtünmeyi azaltmakta da görevlidir [32,90]. Kas içi konnektif dokunun diseksiyonel

gözlemleri, buradaki fasyanın kuvvet üretimini iyileştirmek için sarkomerlerin uzunluğunu etkilediğini göstermektedir [91].

Fonksiyonları ne olursa olsun tüm kaslar, fasyal ağ içinde işlevsel olarak entegre olmuştur, vücudun bütününde süreklilik gösteren ve miyofasyal meridyen adı verilen yapıları oluştururlar. Bir miyofasyal meridyen içinde bulunan kaslar arasında, mesafe gözetmeksizin etkileşim ve iletişim vardır. Vücut, fasyaların sürekliliğini oluşturan miyofasyal meridyenler üzerinden kurulan iletişim sayesinde, fonksiyonel bir bütünlük içerisindedir (Resim 4.4.2.2.) [75,92,93].



Resim 4.4.2.2. Miyofasyal Meridyen Örneği [73]

1956 yılında Snyder; "Bağ dokusu sadece vücudun çeşitli yerlerini bağlamakla kalmaz, aslında tıbbın her bölümünü birbirine bağlar." diyerek fasyal sürekliliğin önemini vurgulamıştır [94]. Fasyal süreklilik prensibine göre, vücutta bir fasya kısmının gerilmesi veya fasyal adhezyon gelişmesi, vücudun diğer kısımlarında gerginliğe, kısıtlanmalara, kötü postüre, EHA'nda kayıplara ve ağrıya sebep olabilir.

Hissedilen ağrı geleneksel ağrı biçiminde değildir ve tanıyı koymak genellikle zordur [84,95]. Fasyal adhezyon gelişmesi; nöromüsküler hipertonisite, düşük kas gücü, düşük endurans ve motor koordinasyonunun azalması problemleri meydana getirerek, normal kas mekaniğini de bozar. Fasyal adhezyonların azaltılması, bireylerin yaralanma riski olmadan egzersiz yapmaya devam etmelerine yardımcı olur [29,31,32]. Aşırı kullanım yaralanmalarıyla oluşan mikrotravmaların tamir dönemindeki fasyal adhezyonlar, biyomekaniği de kötü yönde etkileyerek, alt ekstremite eklemlerinde dengesiz kuvvet dağılımına neden olabilir [96].

Yaralanmalar, inaktivite, enflamasyon ve fazla kullanım (antrenman, yarışma vb.), fasyanın normal yapısından uzaklaşmasına ve dehidrate olmasına neden olur. Esnekliğini kaybeden fasya kalınlaşır; vücudun genel esneklik düzeyinde, EHA'nda, kassal kuvvet ve güç üretiminde kayıplara neden olur. Ayrıca fasyada tetik noktalar olarak adlandırılan fibröz yapışıklıklar oluşur [25].

4.5.Miyofasyal Gevşetme Teknikleri

Kas iskelet sisteminin normal fonksiyonunu başarılabilmesi için güçlü ve yoğun konnektif doku yapılarının birbiri üzerinde kayabilmesi gereklidir. Fonksiyonel mobiliteyi limitleyen faktörler; fiziksel, mental ve duygusal stres ile oluşan kompansasyonlardır. Kas-iskelet sistemi rahatsızlıklarının tedavisinde, meydana gelen kompansasyonları giderebilmek için MFG tekniklerinin kullanılması, son yıllarda giderek popüler hâle gelmiştir [97]. MFG teknikleri, yumuşak dokuyu gergin fasyadan ayırabilmek amacıyla kullanılan çeşitli yaklaşımları içerir. MFG tekniklerinin amacı; ağrıda azalma, atletik performansta artış sağlama, esnekliği artırma, daha iyi postür sağlama ve hareketlerin kolaylaştırılmasıdır. MFG tekniği, spesifik bir teknik olmaktan çok, doku bazlı limitasyonlarla çalışan, hareket ve postür açısından iki yönlü etkileşim içinde olan, hedef odaklı bir yaklaşımdır. [98].

MFG, yumuşak dokuyu gergin fasyadan ayırabilmek ve derin fasyanın katmanlarındaki yapışıklıkları açmak amacıyla kullanılan çeşitli teknikler ile yapılabilir. MFG tekniklerinde başarı, fasyanın müsküler elastik komponentlerinin

çapraz köprüler boyunca gerilmesi ve fasyanın zemin maddesinin vizkositesinin değiştirilmesiyle elde edilir [74].

Dünyada yaygın olarak kullanılan MFG tekniklerinden bazıları; foam roller (çeşitli toplar, stickler, rollerlar), masaj, tetik nokta tedavisi, osteopatik yumuşak doku teknikleri, rolfing yapısal entegrasyon tedavisi ve EDYDM'dur [99]. Bunlardan, EDYDM tekniğine son yıllarda ilgi artmıştır.

EDYDM tekniği James Cyriax tarafından oluşturulmuş bir tedavi yaklaşımıdır. [99]. EDYDM, geleneksel çapraz friksiyon veya transvers friksiyon masajından farklılık gösterir. Özel tasarlanmış enstrümanlarla, kaslara lifleri boyunca longitudinal basınç uygulanır. Enstrümanlar, hedef dokular üzerinden geçirilirken, hastanın ve klinisyenin, hasarlı doku özelliklerini hissetmesini sağlar. Hasarlı dokular, enstrüman altında doku vibrasyonunun değişmesiyle tespit edilir. Ayrıca klinisyenin ellerinden daha derine inebileceğinden avantaj sağlar ve klinisyenin yorgunluk seviyesi de azalır [100]. Enstrümanlar, hasarlı bölgelerde mikrotravmalar yaratarak; lokal enflamasyon cevabını oluşturur, skar doku yıkımını artırır, adhezyonların gevşetilmesini sağlar, kolojen sentezini artırır ve konnektif dokunun yeniden şekillenmesini stimüle eder. Teknik, hasarlı ve ağrılı bölgeye, diğer bölgelere oranla daha yoğun uygulanır. Tekniğin klinik kullanımı, tedavi etkinliğini artırmayı hedefler [101]. Uygulanan mekanik stres, hücre morfolojisinde değişikliklere sebep olur. Fakat zamanlamasına bakıldığında, fibrositlerin yaklaşık 2 saat içerisinde cevap verdiği görülmüştür [92,93]

Birçok farklı isimde MFG için kullanılan enstrüman vardır. Bunlardan biri de Graston Teknik® (GT®)'tir (Resim 4.6.1.) [99]. GT®, limitasyonları tedavi ederek, yumuşak dokunun uzayabilirliğini artırır. Enstrümanın sürtünmesinden meydana gelen ısı, doku viskozitesinin azalmasına ve dokunun daha yumuşak hâle gelmesine neden olur. Doku viskozitesindeki azalma, fizyolojik olarak EHA'nı artırır. EHA, sinir sistemiyle ilgili değişikliklerle de artabilir. Kasın fasyası üzerine mekanik stres uygulandığında; intrafasyal mekanoreseptörler uyarılır, merkezi sinir sistemine gönderilen propriyoseptif girdi değişir ve dokuya bağlı motor birimlerdeki gerilim değişir [102].



Resim 4.5.1. Graston Teknik® Enstrümanları

GT®'in endikasyonları; ağrılı kas iskelet sistemi hastalıkları (calf ağrısı, plantar fasiitis, omuz sıkışma sendromu, carpal tünel sendromu, kronik bel ağrısı, vb.), tendon problemleri (patellar tendinopati, aşil tendinopati, de quervain tenosinoviti, medial ve lateral epikondilit, vb.), kas tonusunda artış, doku esnekliğinde ve EHA'nda azalma, skar doku, kontraktürler (dupuytren kontraktürü, cerrahi sonrası oluşan kontraktürler, vb.), strain ve sprainler ve miyofasyal tetik noktalarıdır [26].

GT®'in kontraendikasyonları; kanser, akut yaralanmalar, akut enflamasyon, su toplamış kabarcıklar, akut veya kontrol edilemeyen kalp, böbrek veya karaciğer hastalıkları, osteoporoz, iyileşmemiş sütürler, nörolojik hastalıklar veya diabetes mellitus ile meydana gelen nöropati nedeniyle duyularda azalma, romatoid artrit, lenfödem, tromboflebit, kontrol edilemeyen hipertansiyon, konjestif kalp hastalıkları, dolaşım yetmezliği, cilt enfeksiyonları, stabil olmayan epilepsi, hemofili, hematom, miyozitis ossifikans, stabil olmayan kırıklar, gebelik ve bazı ilaçların (antikoagülanlar, steroidler, steroid olmayan anti enflamatuar ilaçlar, vb.) kullanımıdır [26].

GT®'in komplikasyonları; tedaviden sonra dikkat edilmesi gereken diğer bir konu, peteşilerin varlığıdır. Peteşiler, aletin uyguladığı aşırı basınç ve/veya sürtünmeden dolayı cildin yüzeyine yakın hassas kılcal damarlarda meydana gelen kanama nedeniyle kırmızı ve mor lekeler olarak görülür [26].

Klinisyen, tekniğin uygulamasına başlamadan önce, kontraendikasyonların varlığını iyice araştırmalı, uygulamanın bilinen komplikasyonları hakkında hastaya bilgi vermeli ve hastanın aydınlatılmış onamını almalıdır [26,103,104].

GT® tarafından önerilen uygulama protokolü sırasıyla; değerlendirme, ısınma, EDYDM, uygulama sonrası germe, güçlendirme ve buz uygulamasıdır. Değerlendirmeden sonra katılımcı, hafif koşu, pedal çevirme, vb. ile 10-15 dakika ısınır. Isınma için 3-5 dakika boyunca sıcak paket veya ultrason uygulanabilir. Isınma, kan dolaşımını artırmasının yanında, doku sıcaklığını ve elastisitesini de artırır. GT® uygulaması ısınmadan hemen sonra başlar. Klinisyen, katılımcının cildine, enstrümanın kolayca kaymasını sağlayacak bir ara madde (bebek yağı, krem, vb.) sürer. Enstrümanı, hastanın dayanabileceği bir basınçta hedef bölgeye uygular. Enstrümanın altında "çakıllı, kumlu, pürüzlü" bir alanı hissettiğinde, tedavi edilecek alanı tespit etmiş olur [26,103,104]. Doku yanıtı 90-120 saniyede hissedilmektedir. mekanik stres değişiklikleriyle başlatılan matris adaptasyonlarının gerçekleşmesi daha uzun sürer [93]. GT® uygulaması tamamlandıktan sonra, tedavi edilen dokuyu güçlendirmek, kolojeni reorganize etmek ve bölgenin yeniden yaralanmasını önlemek maksadıyla, tedavi edilen bölgeyi hedefleyen germe ve kas güçlendirme egzersizleri yapılır. Son olarak, eğer gerekliyse, 10-20 dakika soğuk uygulama yapılır [26,103].

GT® uygulamasından önce ve sonra yeterli miktarda sıvı alınması gerekir. Sıvı alımı, kan akışını kolaylaştırarak, oksijen ve besin maddelerinin dokulara daha hızlı iletimini sağlar [105].

GT® ile yapılan hafif-orta-sert uygulamalar karşılaştırıldığında, fibroblastik aktiviteyi, en çok sert uygulamanın artırdığı gözlemlenmiştir [106]. Ancak uygulamada oluşabilecek lokal mikrotravmaların, hematoma neden olmayacak sertlikte olması gerekir [104]. EDYDM aynı bölgeye, haftada en fazla 2 kez verilebilir. Lokal bölgelere 3-5 dakika, kombine bölgelere 8-10 dakika uygulama yapılır. Devamında 1-3 defa 30'ar saniyelik germe egzersizleri yapılır [106].

EDYDM uygulanarak EHA [28,31,98,107,108], fonksiyon [27], ağrı [27,109,110] ve basınç eşiği [30,33,109,111,112] değerlendirilen çalışmalar yapılmıştır. EDYDM'nun rehabilitasyon amacıyla uygulanmasının dışında, kas kuvveti [27,29,30,31,108,113], performansı ve dayanıklılığı [25,31,32,33] üzerine etkisinin incelendiği çalışmalar da yapılmıştır.

Nöromüsküler sistemin, eksternal bir yükün üstesinden gelmek için internal gerilim üretme yeteneğine kuvvet denir. Kuvvet, çoğu sporcunun eklemlerinin normal işlevinde ve yorucu aktiviteleri sırasında ihtiyaç duyduğu önemli bir faktör olduğu için geliştirmeye odaklandığı bir performans özelliğidir [114]. Egzersiz, yüksek yoğunluklu, uzun süreli ve kötü postürde yapıldığında, aşırı gerginlik veya kullanımdan dolayı, fasyada ve ilişkili olduğu yumuşak dokularda yaralanmalar meydana gelir. Yaralanmadan sonra, enflamasyon ve yeni hücrelerin proliferasyonu başlar. Doku iyileşmesi devam ederken, hasarlı yumuşak dokuda fibröz ve skar doku oluşumu meydana gelebilir. Skar doku, normal doku elastikiyetini ve yumuşak doku fonksiyonunu azaltır, ağrıya yol açabilen adhezyona neden olur, hasarlı yumuşak dokuya kan akımını sınırlandırır, oksijen ve besin kaynaklarının yeterli gelmesini engeller ve kolojen sentezi ile dokuların yenilenmesini geciktirir. Nihayetinde, yetersiz fonksiyonel iyileşme oluşabilir. Adhezyonlar, esneklikte azalmaya, kas spazmlarına, nöromüsküler değişikliklere ve ağrıya neden olabilecek kısıtlamalara yol açar. Meydana gelen kısıtlamaların, spor performansında düşme, yaralanma, kas dengesizlikleri, aşırı kullanım ve/veya enflamasyon, kas boyu ve koordinasyonunda problemler ile kasın kuvvet üretiminde azalma gibi etkileri vardır. Fasyada oluşabilecek fonksiyon kayıplarının, kasın kuvvet ve güç üretimini direkt olarak etkilediği, yeniden yaralanma riskini artırdığı ve bireyin optimal kondisyonunu koruma üzerinde olumsuz etkileri olduğu bildirilmiştir. Yumuşak doku fonksiyonunun iyileştirilmesinin, spor rehabilitasyonunun en önemli hedeflerden biri olmasının nedeni de budur. EDYDM, akut ve kronik yaralanmaların önlenmesine ve yumuşak doku iyileşmesinin desteklenmesine yardımcı olur. EDYDM, kaslardaki sinirlerin uyarılması için bir yöntem olarak kullanıldığında, kas ve sinir sistemlerinin aktivasyonu yoluyla kas gücünü etkileyebilir [29-33,94,103,115,116-118].

Esneklik azaldığı zaman, kasın kuvvet üretme miktarında azalma meydana gelir ve alt ekstremitenin kontrolü zorlaşır [115]. Yapılan çalışmalar, kasın kuvvetini artırmak ve yaralanma riskini azaltmak için normal EHA ve yumuşak doku esnekliğinin korunması gerektiğini göstermiştir [31]. EDYDM, sadece esnekliği artırmakla kalmaz, aynı zamanda kasın gücünü, dayanıklılığını ve iyileşmesini de etkiler [116]. EDYDM uygulanmasının, fiziksel performansta ve kuvvet üretiminde artış yaratacağı da gösterilmiştir [29,30]. Esneklik ve güç kaybına sahip olan akut ve kronik yaralanmalara uygulandığında, EDYDM'nun etkisi daha da artar [29].

5.METOT VE MATERYAL

Bu çalışma asemptomatik DDV olan bireylerde, kadavra diseksiyonu ile tespit edilen miyofasyal düzende GMed kasına uygulanan EDYDM tekniği olan GT®'in GMed kasının eksantrik kuvvet üretimi, alt ekstremite dizilimi ve TBÜÇT sırasında valgus stres üzerine etkisinin araştırılması amacı ile randomize kontrollü prospektif bir çalışma olarak tasarlanmıştır.

Çalışmaya rekreasyonel olarak aktif, asemptomatik DDV olan sağlıklı bireyler dâhil edilmiştir. Katılımcıların, 2D hareket analizi ile TBÜÇT'nin iniş fazında FPPA'nda 10°'den daha fazla artış olması, DDV varlığı olarak kabul edilmiştir [14].

Katılımcılar, Graston Grubu (GG) ve Kontrol Grubu (KG) olarak 2 gruba ayrılmışlardır. Her 2 grup için de, unilateral DDV olan katılımcılarda semptomatik taraf, bilateral DDV olan katılımcılarda ise valgus açısının daha fazla olduğu taraf değerlendirmeye alınmıştır.

Yapılan fonksiyonel TBÜÇT, izokinetik (GMed eksantrik kontraksiyonu) ve PS değerlendirmeleri, her iki grup için de aynı şekilde, yorgunluk oluşturarak birbirini etkilememesi için 2 farklı günde tamamlanmıştır. İlk günde katılımcının demografik özellikleri, gonyometrik ve kısalık ölçümleri, TBÜÇT ile FPPA ölçümü ve PS değerlendirmesi tamamlanmış, ikinci gün izokinetik değerlendirmesi yapılmıştır. KG'na değerlendirmeler haricinde herhangi bir müdahalede bulunulmamıştır. GG'na, ikinci gün, GT® kılavuzunda tarif edilen şekilde GMed kasına EDYDM uygulanmıştır. Tüm değerlendirmeler, her 2 grupta da 6'ncı haftada tekrarlanmıştır.

Katılımcıların izokinetik kuvvet değerlendirmeleri Fulya Sportomed Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Merkezinde; tedavileri, diğer tüm değerlendirmeleri ve uygulamaları Bahçeşehir Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Laboratuvarında yapılmıştır.

Çalışmamız için İstanbul Medipol Üniversitesi, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 06.05.2019 tarihi, 10840098-604.01.01.-E.15020 sayı numarası ile etik kurul onayı alınmıştır. Tüm katılımcılardan yazılı bilgilendirilmiş olur formu alınmıştır (Ekler-10.1).

5.1.Katılımcılar ve Çalışma Tasarımı

Çalışmamız tek merkezli, randomize kontrollü prospektif klinik bir çalışma olarak gerçekleştirildi. Çalışmada 6 hafta boyunca haftada 2 kez olmak üzere, toplam 12 seans GT® tedavisi uygulandı. DDV olan katılımcılarda GMed kasına uygulanan GT® tedavisinin meydana getirdiği fasyal gevşetme ve kolojen reorganizasyonu sebebi ile kasın kuvvet üretme miktarı, FPPA ve PS üzerine etkisi incelendi. 6'ncı hafta sonunda GT® tedavisi tamamlanmadığında tüm değerlendirmeler tekrarlandı. Çalışma sonrası tüm katılımcılara uygun egzersiz programı verildi. Çalışmanın akış diyagramı Şekil 5.1.1'de özetlenmiştir.

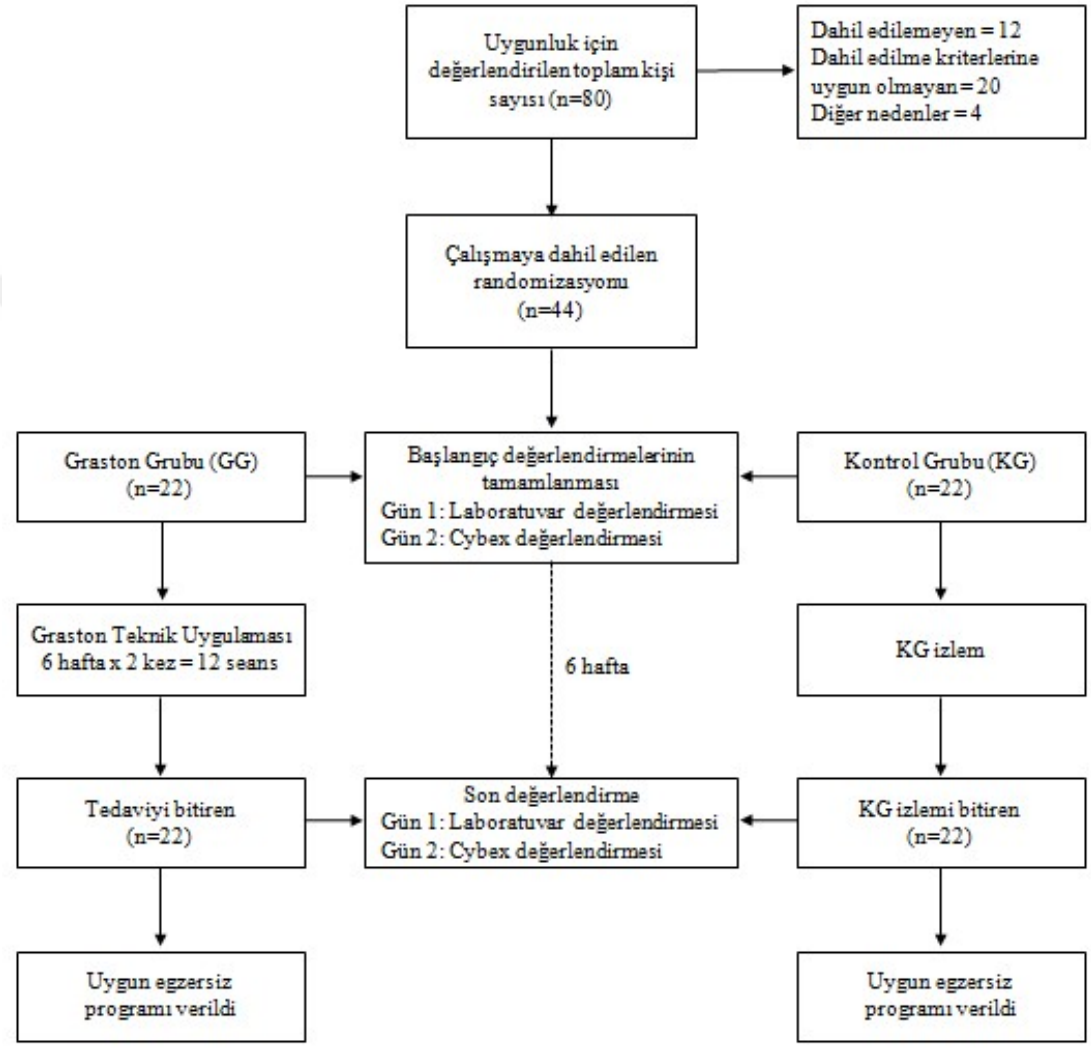
Çalışmaya dâhil edilme kriterleri:

- 18-35 yaş arasında kadın birey olmak
- TBÜÇT'nin iniş fazında, FPPA'nda 10° ve üzeri artışa sahip olmak
- Ağrı şikâyeti olmamak
- Rekreasyonel olarak aktif olmak
- Gönüllü olmak

Çalışmadan dışlanma kriterleri:

- Vücut kitle indeksi (VKİ) 30 kg/m² ve üzeri olmak
- Alt ekstremite cerrahisi geçirmiş olmak
- Kronik diz instabilitesine sahip olmak.
- Bacak boyu eşitsizliğine sahip olmak
- Radyografi ile tespit edilen patellofemoral eklem dejenerasyonuna sahip olmak
- Menisküs veya bağ yaralanması geçirmiş olmak

- Kardiak, kas iskelet sistemi, vestibüler ve nörolojik bir hastalığa sahip olmak
- Uzun süredir kortikosteroid ve nonsteroid ilaç kullanıyor olmak.
- Hamile olmak.



Şekil 5.1.1. Çalışma Akış Diyagramı

Çalışmamızın örneklem büyüklüğü yapılan pilot çalışma sonucu belirlendi. G*Power Sample Size Calculator ile alfa seviyesi 0,05 ve istatistiksel gücü %80 olarak hesaplandı. Örneklem sayısı her 2 grup için 44 olarak bulundu. Çalışmayı tamamlayamayan katılımcılar için %10 oranında örneklem büyüklüğü de göz önünde bulundurularak, toplam örneklem sayısı 50 olarak kabul edildi.

Çalışmaya katılmaya gönüllü olan bireyler (n=80) değerlendirilmiştir. Seçim kriterlerine ve 2D hareket analiz sistemi Spark Motion Pro™ ile yapılan değerlendirmede çalışma kriterlerine uygun olan bireyler (n=44), çalışmaya katılımcı olarak dâhil edilmiştir. Katılımcılar (n=44), çalışma hakkında bilgilendirilmiştir.

Tüm katılımcılar www.randomizer.com sitesi ile yapılan randomizasyon sonucunda 2 gruba ayrılmışlardır [117].

5.2.Değerlendirmeler

5.2.1.Demografik özellikler

Katılımcının adı, soyadı, yaşı, boyu, kilosu, dominant bacağı, çalışmaya dâhil edilecek olan DDV bacağı, daha önceden geçirilen ameliyat veya travma varlığı, düzenli ilaç kullanımı değerlendirme formuna (Ekler-10.2) kaydedilmiştir. Dominant bacak tayini, katılımcı ayakta dururken önüne konulan topa hangi ayak ile kuvvetli vurduğu gözlemlenerek yapılmıştır [118]. Topa vuran bacağı kaydedildikten sonra dominant tarafları hakkında katılımcılardan sözlü onay da alınmıştır.

5.2.2.Katılımcıların fiziksel aktivite seviyesinin değerlendirilmesi

Çalışmamıza rekreasyonel olarak aktif katılımcılar dâhil edilmiştir. Bir bireyin rekreasyonel olarak aktif kabul edilebilmesi için düzenli olarak haftada en az 3 kere, en az 30 dakika süren koşmak dâhil, fiziksel aktivite yapması gerekmektedir [119].

5.2.3.Manuel kas testi

Katılımcı, test edilecek taraf üstte kalacak şekilde yan yatırılmıştır. Altta kalan bacak, kalça ve diz hafif fleksiyonda olacak şekilde, üstte kalan bacak ise nötral pozisyonda (0° fleksiyon, 0° abdüksiyon, 0° rotasyon) pozisyonlanmış ve iki bacak arasına yastık konulmuştur. Test edilecek üstteki bacak, hareketi engellemek ve pozisyonu korumak için diz eklem çizgisinin 5 cm yukarısından kemerle tespit edilmiş

ve dinamometre, kemer ve bacak arasına yerleştirilmiştir. Katılımcılardan, testlenen bacağı 5 saniye boyunca maksimum kuvvetle yana doğru açmaya çalışmaları istenmiştir. Test, 3 defa tekrarlanmış ve değerlerin ortalamaları alınmıştır [120].

5.2.4.Gonyometrik ölçümler

5.2.4.1.Kuadriseps açısı (Q Açısı)

Diz ekstansiyonda sırtüstü yatan hastada, kuadriseps kası gevşek pozisyondayken, spina iliaca anterior süperior (SİAS)-patella ortası ve patella ortası-tuberositas tibia arasında ölçülen açı Q açısıdır [121].

Alt ekstremite vertikal eksen değişimleri sıklıkla Q açısı üzerinde etkilidir. Bu değişiklikler arasında artmış femoral anteversiyon, FİR, tibial internal torsiyon, ardayak pronasyon açısı, azalmış kalça abdüksiyon ve eksternal rotasyon kas gücü, patellanın mediale veya laterale yer değiştirmesi sayılabilir. Q açısındaki sapmalar, diz ekleminde genu varum veya genu valgum olarak görülmektedir [121,122]. Normalde bu açı erkeklerde 10-14° ve kadınlarda 14,5-17°'dir [123]. Erkeklerde 15° üzeri, kadınlarda 20° üzeri olması patolojik kabul edilir [124].

Q açısının gonyometre ile ölçümünün, testler arası ve test içi güvenilirliğinin zayıf olduğunu gösteren çalışmalar olduğu gibi [125], son dönemlerde güvenilir sonuçlar elde edilen çalışmalar da vardır [126,127]. Buna sebep olarak, standart gonyometre ile çeşitli pozisyonlarda yapılan pek çok ölçüm varlığı ve standart bir ölçüm protokolünün yokluğu gösterilebilir [128]. Buna rağmen, klinikte daha pratik olması [129] ve klinisyenin tecrübesinin yapılan ölçümün güvenilirliğini artırdığının düşünülmesi sebebi ile standart gonyometre ile yapılan çok fazla çalışma vardır [126,130-133].

Nilstad ve ark., statik diz valgusunun, pik diz valgusunu öngörebilmek amacı ile kullanılan en önemli belirleyicilerden biri olduğunu ifade etmişlerdir [134]. Q açısının yatakta (ağırlık aktarılmadan) ve ayakta (ağırlık aktarılarak) ayrı ayrı ölçülerek elde edilen açı değişimi, DDV'nu değerlendirmede önemli bir veridir.

Sırtüstü yatış ve ayakta Q açısı farkının, 0,20 – 1,30 arasında değiştiği bildirilmektedir [131]. Çalışmamızda katılımcıların yatakta ve ayakta Q açısı farkının DDV ile ilişkisini değerlendirmek için her iki şekilde de ölçüm yapılmıştır.

Ayağın ve kalçanın farklı pozisyonları Q açısını değiştirebildiği için, hastanın kalçası ve gövdesi orta hatta simetrik olarak pozisyonlanmıştır. Ayak nötral pozisyonda yerleştirilmiştir. Geleneksel olarak ölçümün, sırtüstü yatış pozisyonunda ve değerlendirilen bireyin kuadriseps kası gevşemiş pozisyonda yapılması gerekmektedir [135]. Ayakta duruş pozisyonunda yapılan ölçümde de katılımcılardan aynı şeklide gevşek pozisyonda durmaları ve her iki ayağa eşit yük vermeleri istenmiştir [5]. Her iki pozisyonda da standart gonyometre ile SİAS ve patella orta noktası arasında çizilen çizgi ve tüberositas tibia ile patella orta noktası arasında çizilen çizgilerin kesişme noktaları arasında oluşan açı, Q açısı olarak ölçülmüştür [118]. Her iki ölçüm de 3 kez tekrarlanmıştır ve ortalamaları alınarak aralarındaki fark derece cinsinden kaydedilmiştir.

5.2.4.2.Kalça internal rotasyon eklem hareket açıklığı

Kalçanın pasif internal rotasyon EHA, diz ekleminin aşağısında kalan alt ekstremite ağırlığı tarafından oluşturulan tork ile ileri açılarda oluşan internal rotasyon pasif rezistans torkunun birbirini dengeleyeceği düşünülerek, prone pozisyonda ölçülmüştür. Bu ölçüm, kalça internal rotasyon sertliği ile yüksek oranda ilişkili bulunmuştur [44].

Katılımcılar, pelvis stabilize edilerek prone pozisyonda yatırılmıştır ve diz 90° fleksiyonda pozisyonlanmıştır. Değerlendirici, internal rotatörlerin pasif direnci ile karşılaşana kadar kalçanın internal rotasyon yapmasına izin verilmiştir. Bu pozisyonda kalça internal rotasyonu, tibial tüberkülün altına sabitlenmiş bir inklinometre ile ölçülmüştür Test, 3 defa tekrarlanmış ve değerlerin ortalamaları alınmıştır [44].

5.2.4.3.Tibial torsiyon açısı

Ayak bileği eklemi (talotibial eklem) distal tibia ve talus kemikleri arasındaki eklemdir. Ginglymus tipi bir eklem olarak fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerine izin vermektedir. Bu ekleme proksimal ve distal tibio-fibular eklem yapıları da katılmakta ve eklem hareketleri birbirlerine göre uyumlu bir şekilde gerçekleşmektedir. Bu eklemin iki farklı ekseni vardır. Horizontal eksenle, fibular ve tibial malleoller arasındaki eksen arasındaki açıya TT açısı adı verilmektedir ve bu açı ortalama 20°'dir. Tibianın longitudinal ekseni etrafında dönmesi, proksimal (diz) ve distal (ayak bileği) eklemlerin hareket düzlemlerinin hizalanmasında değişikliklerle sonuçlanır. Torsiyon ile rotasyon arasındaki fark; torsiyon, aynı birimin ekseninde bir bükülme olarak tanımlanırken, rotasyon, bir birimin başka bir birim etrafında dönmesidir [136].

Anormal TT, kayda değer derecede kas kuvvet kolunu ve kuvvet üretimini etkilediği için genel bir problemdir. TT ölçümü, torsiyon deformitesi cerrahisi öncesinde, yetişkinlerde in-toeing ve out-toeing'a sebep olan alt ekstremite rotasyonel dizilim problemlerinin değerlendirilmesinde, PFAS ve kondromalazi patella tedavisinde oldukça önemli bir yer tutmaktadır [136]. TT değerlendirmesinde bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme, hareket yakalama (motion capture), ultrason ve klinik değerlendirme gibi metotlar vardır [40].

Klinikte, daha az ekipman gerektiren ve daha pratik ölçüm yapabilmeye izin veren birkaç yöntem sıklıkla kullanılmaktadır [137,138]. Bununla birlikte, klinik metodolojiler güvenilir sonuçlar elde etmek için yüksek düzeyde uzmanlık gerektirir. Bacağın ve gonyometrenin dikkatli bir şekilde yerleştirilmesi gerekir ve rotasyonel eksenleri tanımlamak için anatomik işaretlerin belirlenmesi için klinisyenin tecrübesine ve bireysel kararına güvenilir [40].

TT'u ölçmek için birçok yöntem önerilmiş olsa da, yürüyüş analizinde kullanılan genel prosedür, ayak bileğinin transmalleolar ekseni ile uyluğun longitudinal ekseni arasındaki açının bir gonyometre kullanarak ölçülmesidir. Bu metot, diz fleksiyon ekstansiyon ekseninin ve ayak bileği plantar fleksiyonunun ve

DF'unun yönünü belirler [139]. Katılımcılar, yüzüstü pozisyonda uyluk ekstansiyonda ve diz 90° fleksiyonda yüzüstü pozisyonda yatırılmıştır. Gonyometrenin sabit kolu, transmalleolar eksende hayali bir çizgide, medial ve lateral malleoller, referans olarak kullanılarak düz bir çizgi üzerine yerleştirilmiştir. Hareketli kolu ise uyluğun longitudinal eksenine yerleştirilmiştir. Uyluğun longitudinal ekseni transkondiler eksen olarak kabul edilmiştir [36,138].

5.2.4.4.Ayak bileği dorsifleksiyon aralığı ölçümü

DDV olan katılımcılarda azalmış DF açısı, son yapılan metaanaliz ile ortaya konmuştur [117].

5.2.4.4.1.Sırtüstü pozisyonda dorsifleksiyon ölçümü

Yatakta ayak bileği DF ölçümleri, gastrocnemius kasının esnekliğini değerlendirmek için yüzüstü yatar pozisyonda gerçekleştirilmiştir. Ölçüm için 1° artışa sahip evrensel bir gonyometre kullanılmıştır. Diz ekstansiyonda yapılan ölçüm için, katılımcıların ayağı yataktan sarkıtılarak, prone pozisyonlanmıştır. Subtalar nötr pozisyonu, manuel olarak düzeltildikten sonra, ayak bileği tam DF pozisyonunda yerleştirilmiştir. DF, alt bacağın lateral orta çizgisi (fibula başından lateral malleolusun ucuna doğru bir çizgi) ve ayağın lateral sınırı arasındaki açı olarak ölçülmüştür. 3 ölçümün ortalaması kaydedilmiştir. 15° altındaki değerler limitli kabul edilmiştir [140].

5.2.4.4.2.Ağırlık aktarma pozisyonunda dorsifleksiyon ölçümü

Ağırlık aktarma pozisyonunda ayak bileği DF'u, öne adım alma testi kullanılarak tibial tüberkül altına sabitlenmiş bir inklinometre ile ölçüldü. Katılımcıların testlenen taraf ayağı, 2'nci ayak parmağından geçen ve calcaneusu ikiye bölen, duvara dik bir çizgi üzerinde pozisyonlandı. Zemine 50 cm uzunluğunda ve testin yapıldığı duvara da 60 cm uzunluğunda bir çizgi çizildi. Tibial tuberositasın 15 cm distalinde, her katılımcının tibia ön tarafına 1 cm'lik kırmızı bir etiket

yerleştirildi. Katılımcının test edilen ayağı, yerdeki çizgi boyunca yerleştirildi, böylece çizgi calcaneusu ikiye ayırdı ve ikinci ayak parmağın hizasından geçti. Katılımcılardan, daha sonra öne doğru uzanması ve patellayı topuğu yerden kaldırmadan duvarda çizilen dikey çizgiye mümkün olduğunca yaklaştırması istendi. Maksimal DF'a ulaşıldığında, ilk olarak sabit bir dikey referansla sıfırlanan inklinometre, katılımcının tibiasının üzerindeki işaretli yere yerleştirdi. DF açısı kaydedildi ve hasta başlangıç pozisyonuna döndü. Prosedür 3 kez tekrarlandı ve ağırlık aktarılan ortalama ayak bileği DF açısı kaydedildi [140].

5.2.5.Subtalar eklem pozisyonu değerlendirmesi

Subtalar eklem pronasyonu, ağırlık aktarma pozisyonunda ölçüldüğünde, addüksiyon ve plantar fleksiyon ile calcaneal eversiyon hareketlerinin kombinasyonudur. Klinik olarak pronasyon, genellikle navicular düşme (ND) testi ve yük aktarılmadan ve aktarılarak calcaneotibial açı (CTA) ölçümü ile değerlendirilir.

5.2.5.1.Navicular düşme testi

Bu değerlendirme yöntemi, orta ayak mobilitesini ve medial longitudinal arkta meydana gelen çökmeyi değerlendirir. Değerlendirmede, önce katılımcı oturur pozisyonda, ayağına ağırlık aktarmazken, navicular kemiğin tüberkülünün yerden yüksekliği milimetre cinsinden ölçülerek kaydedilmiştir. Daha sonra, katılımcı ayakta dik duruş pozisyonunda, her iki ayağına eşit ağırlık aktarırken ölçüm tekrarlanmıştır. Oturma ve ayakta duruş sırasında alınan değerlerin farkları hesaplanmış ve kaydedilmiştir. Yetişkin popülasyon için benzer ölçümlerle belirlenen norm data verileri ND testi için 6-9 mm arasındadır [141]. 10 mm'den fazla olan değişimler anormal kabul edilir [135,141].

5.2.5.2.Calcaneotibial açı ölçümü

CTA ölçümü ayak-ayak bileği değerlendirmelerinde kullanılan yöntemlerden birisidir. Bu açının ölçümü ile ayak-ayak bileği problemlerinin ardayak ile ilgili olup

olmadığı değerlendirilir. Yetişkin popülasyon için benzer ölçümlerle belirlenen norm data verileri CTA ölçümü için 4°-8° arasında eversiyon açısıdır [141].

Değerlendirmede, önce katılımcının, yüzüstü pozisyonda ayağına ağırlık aktarmazken, calcaneal kemik orta noktasından geçen ekseni ile aşil tendonunun calcaneal kemiğe yapışma ekseni işaretlenmiştir. Daha sonra, yüzüstü pozisyonda ve ayakta duruş sırasında, her ölçüm 3 defa tekrarlanmıştır ve ortalamaları alınmıştır. Ölçümlerin farkları ile ardayak valgusu değerlendirilmiştir.

5.2.6.Kısalık testleri

Kısalık testleri ile TFL ve İTB ile iskiokrural kaslar (hamstringler), kalça fleksörleri ve kuadriseps kasları değerlendirilmiştir. TFL-İTB kısalık testi, modifiye ober testi ile yapılmıştır.

5.2.6.1.Modifiye ober testi

Bu test, TFL ve İTB kısalığını değerlendirmek için kullanılmıştır. Testin orijinalinde diz 90° fleksiyonda iken testleme yapılmaktadır. Ancak, İTB diz ekstansiyonda iken daha fazla gerildiği için, test, dizin ekstansiyonda olduğu modifiye pozisyonu ile tanımlanmıştır ve modifiye ober testi olarak adlandırılmıştır [135].

Katılımcılar, test edilecek taraf üstte olacak ve alttaki kalça ve diz fleksiyonda olacak şekilde yan yatırılmıştır. Test sırasında pelvis stabilize edilmiştir. Test edilen üstteki bacak, kalçadan pasif olarak abdüksiyona ve ekstansiyona getirildikten sonra yavaşça serbest bırakılmıştır. Serbest bırakılan bacak horizontal pozisyondan aşağıya düşemiyor ise test pozitif olarak kaydedilmiştir [142]. Testi yaparken kalçanın hafif ekstansiyonda olması, İTB'ın trochanter majörün üstünden geçmesi açısından önemlidir [135].

5.2.6.2.Hamstring kısalık testi

Katılımcıların, sırtüstü pozisyonda, kalçası ve dizi 90° fleksiyona getirildi ve bu açıda sabit tutması istendi. Daha sonra, kalçanın ve dizin açısı bozulmadan diz pasif olarak ekstansiyona alındı. Diz tam ekstansiyona gelemiyor ise hamstringlerin kısa olduğu düşünülerek, popliteal açı ölçüldü ve kısalığın miktarı kaydedildi. Test, 3 defa tekrarlandı ve değerlerin ortalamaları alındı. Kadınlarda, aktif diz ekstansiyon açısının 33°'den fazla olması, hamstring kısalığı olarak kabul edildi [143].

5.2.6.3.İliopsoas kısalık testi

Test uygulanacak katılımcılar, kalça ekstansiyonda ve bacak dizden itibaren yataktan aşağıya sarkacak şekilde sırtüstü yatırılmıştır. Test edilen tarafın karşı tarafı, fizyoterapist tarafından diz fleksiyonda iken göğse doğru itilirken, test edilen taraf bacak yataktan kalkıyorsa sonuç pozitif olarak kaydedilmiştir [144].

5.2.6.4.Kuadriseps kısalık testi

Katılımcı prone pozisyona alınarak testleme yapılmıştır. Pelvis bir el ile stabilize edilirken, diğer el ile testlenecek olan bacak pasif olarak fleksiyona getirilmiştir. Hareketin son noktasında kalça yerde sabit duruyorken ve herhangi bir gövde rotasyonuna izin verilmemişken; topuğun kalçaya değmesi durumunda test "negatif", değmemesi durumunda ise "pozitif" olarak değerlendirilmiştir. İki taraf arasında asimetri, uyluğun ön tarafında gerilme hissi ve kalça fleksiyonu sebebiyle pelvis elevasyonu; kuadriseps gerginliği veya kısalığı olarak not edilmiştir [145].

5.2.7.Patella değerlendirmesi

5.2.7.1.Patella mobilitesi

Patellanın süperioru, inferioru, mediali ve laterali ile medial ve lateral retinakulumlar, infrapatellar yağ yastıkçığı, tuberositas tibiada hassasiyet olup

olmadığı, palpasyonla değerlendirilmiştir. Ayrıca patellar tendon, kuadriseps tendonu ve posterior kapsüldeki hassasiyet ve/veya kalınlaşma da palpasyon ile değerlendirilmiştir [146].

5.2.7.2.Patellar tilt testi

Katılımcılar, sırtüstü pozisyonda ve diz tam ekstansiyonda yatarken, medial ve lateral patella kenarlarının vertikal yükseklik farkları değerlendirilerek ölçülmüştür. Lateral taraf vertikal yüksekliğinde medial tarafa göre azalma varsa "lateral tilt pozitif" olarak kaydedilmiştir [133].

5.2.8.Frontal plan projeksiyon açısı ölçümü

2D hareket analizi verileri, DDV için bir fonksiyonel testleme olan, TBÜÇT esnasında 2D Spark Motion Pro™ mobil hareket analiz sistemi ile değerlendirilmiştir. FPPA'ları Spark Motion Pro™ gonyometri uygulaması ile ölçülmüştür.

DDV olan bireylerde FPPA ölçümünün geçerlilik ve güvenilirlik çalışması, Ramirez ve ark. tarafından 2018 yılında yapılmıştır. Uygulamanın DDV olan bireylerde kullanımı güvenilir bulunmuştur. Ayrıca, gözlemsel analiz ile yapılan karşılaştırmaya göre, standart ölçüm hata değerinin 1,64° daha az olduğu tespit edilmiştir [20].

Spark Motion Pro™ uygulaması, Apple App Store'dan 13.3.1 yazılımındaki iPad Pro©'e indirildi. İPad Pro©, 9:7 en boy oranında, 9,7 inç, 2,048 x 1,536 piksel renkli IPS LCD ekrana sahiptir ve saniyede 30 kare görüntü yakalamaktadır. IPad Pro©, Weifeng marka tripod üzerine yerleştirildi. Ölçümler esnasında tripodun yeri, katılımcıdan 3 metre uzakta ve yerden 1 metre yüksekte olacak şekilde sabitlenmiştir.

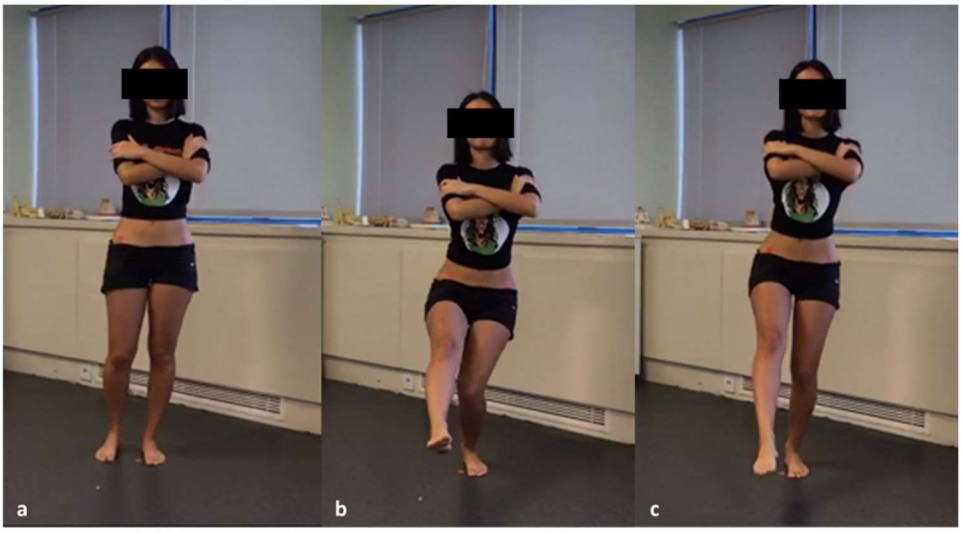
Katılımcıların belirli bir postürü sürdürmeleri veya TBÜÇT sırasında vücut bölümlerinin oryantasyonuna özellikle dikkat etmeleri istenmeksizin FPPA değerlendirilmiştir. Bu yaklaşım, sıklıkla hareketin bilişsel kontrolünü değerlendirmek

için klinik değerlendirmelerde benimsenmektedir. Dolayısıyla analiz edilen hareketler, katılımcıların görevi yerine getirmek için kendi kendilerine seçtikleri hareket paternini gösterir [147]. Bu durum göz önünde bulundurularak, katılımcılardan, TBÜÇT'ne başlamadan önce, gövdelerini dik pozisyonunu korumaları ve çömelirken alabilecekleri desteği azaltabilmek için kollarını gövde önünde çapraz yapmaları istenmiştir. Katılımcılara, testleme sırasında gövde ve diz postürlerini düzeltmeleri için başka hiçbir uyarı ile düzeltme veya geri bildirim verilmemiştir.

Testlenmeyen bacağın konumu, duruş bacağında ölçülen hem kinematik hem de kinetik çıktıları etkilediği için [148], çalışmamızda katılımcıdan, testlenmeyen bacağını tam ekstansiyona alarak öne doğru uzatması istenmiştir. Öne doğru uzatılan bacağın değerlendirmeyi zorlaştıracak şekilde testlenen bacağın önüne geçmemesine ve ölçüm sonucunu etkilememesi için yere değip yerden destek almamasına dikkat edilmiştir. Ayrıca testlenen bacakta, ayakkabının destekleyici ve korrektif etkisini elimine edebilmek için, tüm katılımcılarda çıplak ayak ile ölçüm yapılmıştır (Resim 5.2.8.1./a).

Katılımcıdan, çalışmaya dâhil edilen bacağı üzerinde çömelme yaparken, tek başına desteksiz ve dengesini kaybetmeden yapabileceği maksimum derinliğe kadar çömelme yapması istenmiştir [149,150] ve açı ölçümü, çömelme derecesi en alt seviyedeyken yapılmıştır (Resim 5.2.8.1./b) [16].

Çömelme hızı, toplam 20 saniye vuruş yapmaya kurulu bir metronom kullanılarak standardize edilmiştir. Her bir test 2 saniye ayakta duruştan denge kaybı olmadan yapılabilen en derin çömelme açısına iniş ve 2 saniyede en derin çömelme açısından ayağa kalkış şeklinde tamamlanmıştır (Resim 5.2.8.1./c). Katılımcının tempoya alışabilmesi için 3 tekrar yapması istenmiştir. Devamında ardı sıra 5 ölçüm boyunca kayıt yapılmıştır. Yorgunluk oluşturmadan, katılımcının "ortalama çömelme tekrarı" 3'üncü ölçüm olarak kabul edilmiştir. Katılımcıya hangi ölçümün değerlendirme için kabul edileceği söylenmemiştir [66].



Resim 5.2.8.1. Tek Bacak Üzerinde Çömelme Testi. (a) Kollar Çaprazlanarak Teste Başlama Pozisyonu (b) Çömelme (c) Çömelmeden Kalkış

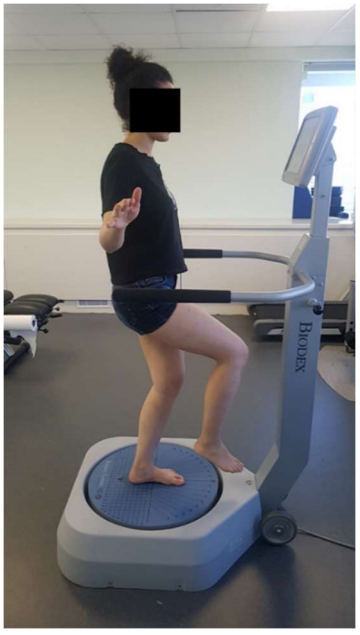
Katılımcı üzerine referans noktalara yerleştirilen markerlar ile FPPA değerlendirmesi yapılmıştır. Pelvik segmentte referans noktaları, her iki taraf SİAS olarak belirlenmiştir. SİAS'dan uyluk boyunca düz bir çizgi çekilerek patella ortası ve patella orta noktasından çekilen düz bir çizgi ile ayak bileği orta noktası, referans nokta olarak belirlenmiştir [2]. FPPA, gruplara kör olan bir değerlendirmeci tarafından ölçülmüştür. FPPA derecesi; 360'dan, dizin medialinden ölçülen, femur ve tibia segmentleri arasındaki açı değeri çıkarılarak hesaplanmıştır (Resim 5.2.8.2.) [20]. 195° ve üzerinde olan FPPA, patolojik kabul edilmiştir.



Resim 5.2.8.2. Frontal Plan Projeksiyon Açısı Ölçümü

5.2.9.Postural stabilite değerlendirmesi

PS değerlendirmesi için Biodex Denge Sistemi SD (BDS) (Biodex Medical Systems Inc., Shirley, New York, ABD) kullanılmıştır. Test protokolü Lim ve ark.'nın kullandıkları protokolden modifiye edilmiştir [151]. Hem statik PS (SPS) hem de dinamik PS (DPS) değerlendirilmiştir. DPS değerlendirmesi esnasında, katılımcıların üzerinde durduğu BDS platformu herhangi bir yönde 20° eğilerek hareket edebilmektedir. Katılımcılardan, BDS platformuna çıplak ayak ile çıkmaları, tek bacak üzerinde durmaları, ağırlık taşıyan dizlerini 20-30° fleksiyonda ve kontralateral dizlerini ise 90° fleksiyonda tutmaları ve testin sonuna kadar ayaklarını sabitlemeleri istenmiştir. Katılımcılar, test başladığında, önlerindeki ekrana odaklanırken dengelerini korumaya çalışmışlardır. Katılımcıların, pozisyonlandıktan sonra, test sırasında dengelerini kaybederlerse, dengeyi mümkün olan en kısa sürede yeniden sağlamaları için karşı ayağa kısaca dokunmalarına veya korkulukları kısa bir süre kavramalarına izin verilmiştir. Dengelerini hızla yeniden kuramazlarsa test iptal edilmiştir. SPS değerlendirmesi tamamlandıktan sonra DPS değerlendirmesi yapılmıştır. DPS değerlendirmesinin zorluk seviyesi 4'üncü düzeydir. Hem SPS hem de DPS değerlendirmesi için testleme, her biri 20 saniye süren 3 denemeden oluşmaktadır ve denemeler arasında 10 saniye dinlenme süresi verilmiştir (Resim 5.2.9.1.).



Resim 5.2.9.1. Postural Stabilite Değerlendirmesi

Değerlendirmenin sonunda, genel, anterior-posterior ve medial-lateral stabilite indeks skorları kaydedilmiştir. BDS, genel stabilite indeksi, katılımcının mediolateral eksenini yeniden konumlandırabilme yeteneği ve tek bacak üzerinde dinamik denge protokolünün test edilmesi için güvenilirdir [152]. Genel stabilite indeks skoru 0'a ne kadar yakınsa, bireyin PS'si o kadar iyidir. Katılımcıların denge yeteneğinin en iyi göstergesinin, genel stabilite indeks skoru olduğu kabul edilir [153].

5.2.10.İzokinetik değerlendirme

Cybex® Norm izokinetik dinamometre (Cybex, Division of Lumex Inc., Ronkonkoma, New York, Amerika) ile GMed kasının eksantrik kontraksiyonu değerlendirilmiştir. Tüm değerlendirmeleri tamamlanan katılımcılar, testlemeden önce 5 dakika submaksimal ısınma periyodunu sabit bir ergometre (Life Fitness 95R, Rosemont, Amerika) ile tamamlamıştır.

Dinamometre, testleme yapılacak olan günün sabahında kalibre edilmiştir. Yan yatış pozisyonunda, testlenmeyen bacak altta bırakılarak, kalça ve diz fleksiyona alınıp kayışlar ile sabitlenmiştir. Testlenen bacağı nötral pozisyona alıp, 0-30° abdüksiyon açıları arasında ölçüm yapılmıştır. Gövde, ölçüm sırasında bantlarla sabitlenmiştir (Resim 5.2.10.1)[64].



Resim 5.2.10.1. İzokinetik Değerlendirme

Dinamometrenin rotasyon ekseni, katılımcıda 2 düz çizginin kesişimini temsil eden bir nokta ile hizalanmıştır. Bir çizgi spina iliaca posterior süperiordan, dize doğru yönlendirilmiştir ve diğer çizgi de femurun trochanter majöründen, gövdenin orta hattına doğru yönlendirilmiştir. Dinamometrenin kaldıraç kolu patellanın üst kenarının 5 cm üzerinden sabitlenmiştir. Kalça, 3 düzlemin hepsinde nötr olarak hizalı bir konuma yerleştirilmiştir. Kasılan kaslarda değişiklik olmaması ve kompansasyonlara izin verilmemesi için, katılımcılardan, ayak parmaklarının karşıyı işaret etmesi ve dizlerini bükmemeleri istenmiştir. Testin EHA, 0° nötral pozisyondan 30°abdüksiyona doğru abdüksiyon hareketi ile gerçekleşmiştir. Katılımcılar, resiprokal eksantrik kalça addüksiyon ve abdüksiyon denemesi (2 set 5 submaksimal ve 1 set de 5 maksimal kontraksiyon) yaparak testi öğrenmişlerdir. Öğrenme aşamasında her 2 set arasında 1 dakika dinlenme aralığı verilmiştir. Öğrendikten sonra, setler arasında 3 dakika dinlenme aralığı verilerek, 2 set 5 tekrar, maksimal istemli eksantrik kontraksiyon yapılmıştır [154].

5.3.Gluteus Medius Kasının Kadavra Diseksiyonu

İstanbul Medipol Üniversitesi Anatomi Laboratuvarında bulunan, 79 yaşında, 2017 senesinde ölen, formaldehit ile fikse edilmiş kadın kadavra üzerinde diseksiyon işlemi gerçekleştirildi. Kadavra yüzüstü (prone) pozisyonunda yatırıldı. Kadavranın cilt bütünlüğü normaldi ve herhangi bir lezyona rastlanmadı. GMak, GMed, GMin ve TFL kaslarının yapışma yerleri proksimal ve distal olarak belirlendi. Kasların şekilleri ve liflerinin yönü tanımlandı.

Diseksiyon, sırasıyla tüm katmanlar incelenerek gerçekleştirildi. İlk olarak, sağ taraf crista iliacanın en lateral ucundan, sulcus glutealisa doğru diagonal bir kesi atıldı. Crista iliaca boyunca diseksiyona başlandı (Resim 5.3.1.).

Fasya, alt ekstremite boyunca ince bir fibroelastik doku tabakası olarak bulunur. Fasyanın viskoelastik doğası sadece hidratlı dokuda görülebilir ve fikse edilmiş dokuda sadece canlı dokunun bir yapısı gözlemlenir [71].



Resim 5.3.1. Crista İliaca Boyunca Diseksiyona Başlangıç

Gluteal bölgede, özellikle kadınlarda yağ dokusundan zengindir. Derin fasyaya ulaşmak için cilt, tela subkutanea ve subkutan yağları çıkarıldı (Resim 5.3.2.). GMak ve kas seyri izlendi (Resim 5.3.3.).



Resim 5.3.2. Yağ Dokularının Eksizyonu

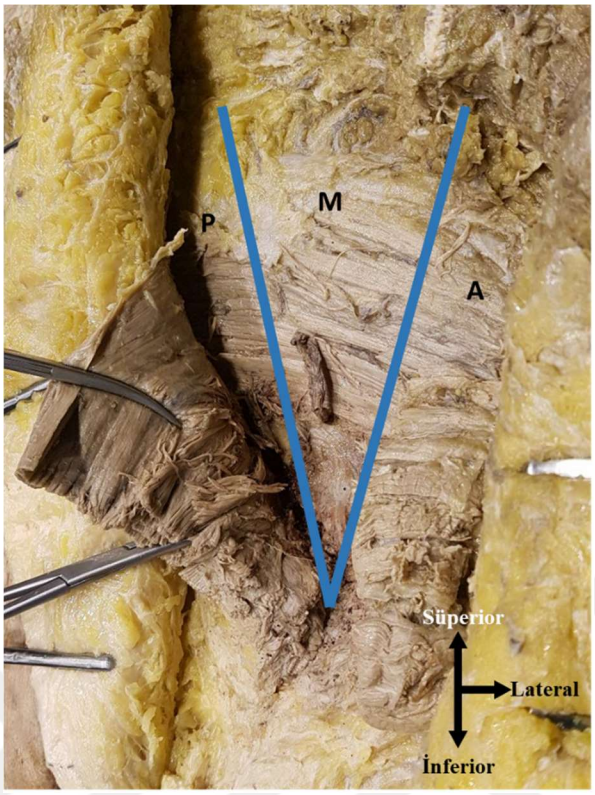


Resim 5.3.3. Gluteus Maksimus Kas Seyri

GMak'un kesilmesinden sonra alttan görünen GMed lif seyri ve arteria gluteus inferior damar seyri Resim 5.3.4.'te görülmektedir. GMed'un derin fasyasının özellikleri, anterior, medial ve posterior kısımlarının lif özellikleri ve farklı bölgelerdeki kaslarla olan ilişkileri de ayrıca değerlendirildi. Araştırmanın temelini teşkil eden MFG, gözlemlenen lif dizilimine göre yapılmıştır (Resim 5.3.5.).



Resim 5.3.4. Gluteus Medius Lif Seyri ve Arteria Gluteus İnferior Damar Seyri



Resim 5.3.5. Gluteus Medius Kasının Lif Oryantasyonu. (A) anterior, (M) medial, (P) posterior

5.4.Graston Teknik® Uygulaması

Uygulama, GT® sertifikalı (Ekler-10.3), ortopedik rehabilitasyon ve yumuşak doku tedavileri üzerine 13 yıldır tecrübesi olan bir fizyoterapist tarafından yapılmıştır.

GT®'in hafif-orta-sert uygulamaları karşılaştırıldığında, fibroblastik aktiviteyi en çok sert uygulamanın artırdığı gözlenmiştir [155]. Ancak lokalize mikrotravmaların ve skar doku yıkımlarından dolayı meydana gelebilse de, morarma, bu tekniğin etkili olması için mutlaka gerekli değildir [104]. Morarma, ancak uygulamadan en az 3 gün içinde iyileştiği için EDYDM tedavisi aynı bölgeye haftada 2 kez verilebilir. Lokal bölge tedavisi için 3-5 dakika, kombine tedavi bölgeleri için 8-10 dakika uygulama yeterlidir. Uygulamadan hemen sonra, 1-3 tekrar, 30 saniye germe egzersizleri yapılması uygundur [155]. Bu sebeple tedavi dozajı haftada 2 kez, toplam 6 hafta boyunca toplam 12 seans olarak belirlenmiştir. Seanslar sonunda, MFG yapılan tarafa İTB germe egzersizi 30 saniye boyunca 3'er tekrar olarak verilmiştir.

GT® enstrümanları ile crista iliaca ve trochanter majör arasında GMed kası taranarak, fasyal gevşetme uygulanmıştır. Uygulamanın yönleri, diseksiyonda gözlemlenen lif dizilimine göre belirlenmiştir. Uygulama protokolü ve bölgelere göre kullanılacak enstrüman numaraları, GT® kılavuzu referans alınarak belirlenmiştir. GT® uygulamasından önce, katılımcı, kendini rahat hissettiği hızda 10 dakika boyunca sabit ergometre ile ısınmıştır. GT® protokolü, Tablo 5.3.1.'dedir. GT® enstrümanları ile yapılan tekniklerin açıklaması tablonun altında özetlenmiştir.

Tablo 5.3.1. Graston Teknik® Protokolü

Bölge	**Enstrüman**	**Teknik**	**Süre (Dakika)**
Trochanter majör	GT 3, GT 4, GT 5	Frame	1
Fossa iliaca	GT 4	Fanning	2
Crista iliaca	GT 3	Frame	1
GMed ve TFL sınırı	GT 3	Sweep, Strum	1

- Sweep: Enstrümanla hedef bölge üzerinde, 30-60° açıyla yapılan kaydırma hareketidir. Genel tarama ve tedavi amacıyla kullanılabilir.
- Fanning: Enstrümanla hedef bölge üzerinde, 30-60° açıyla çeyrek daire hattı boyunca yapılan mobilizasyondur. Yumuşak dokunun değerlendirilmesinin, çeyrek dairenin 4 yöne tamamlanarak yapılması tavsiye edilir.
- Frame: Hedef bölgeyi çerçevelemek amacıyla özellikle belirgin kemik doku etrafına yapılan bir uygulamadır. Teknikten daha çok bir tedavi stratejisidir.
- Strum: 60-90° açıyla dokulara uygulanan mobilizasyondur.

6.BULGULAR

6.1.Pilot Çalışma

Yapılacak ölçümlerde tutarlılığı ve güvenilirliği sağlamak için, 10.06.2019-14.06.2019 tarihleri arasında, Bahçeşehir Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon laboratuvarlarında 12 katılımcı ile pilot çalışma yapılmıştır. Katılımcılar, hafta başında değerlendirildikten sonra, aynı hafta içinde durumları değişmeden tekrar değerlendirilmişlerdir.

6.1.1.Katılımcıların demografik özellikleri

Katılımcıların yaşları 20 ile 26 arasında değişmektedir. Ortalaması 22,92±1,78 yıldır. Çalışmaya alınan katılımcıların VKİ ölçümleri 17 ile 22,8 kg/m^2 arasında değişmektedir. Ortalaması 19,92±1,73 kg/m^2'dir. Katılımcılara ait demografik bilgiler Tablo 6.1.1.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 6.1.1.1. Pilot Çalışma Katılımcılarının Demografik Özellikleri

		Toplam (n=12)	**[a]p**
Yaş (yıl)	Min-Mak (Medyan)	20-26 (22,5)	**0,191**
	Ort±Ss	22,92±1,78	
VKİ (kg/m^2)	Min-Mak (Medyan)	17-22,8 (19,9)	**0,749**
	Ort±Ss	19,92±1,73	

[a]Mann Whitney U Test

6.1.2.Sınıf içi korelasyon analizi

Sınıf içi korelasyon analizi değerlendirmesi yapılırken, güven aralıkları; 0,40'ın altındaki değerler "zayıf", 0,40-0,59 arasındaki değerler "orta", 0,60-0,74 arasındaki değerler "iyi" ve 0,75-1,00 arasındaki değerler "çok iyi" olarak kabul edilmiştir.

Katılımcıların birinci ölçüme göre, ikinci Q açısı (yatakta) ölçümlerindeki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,305; p>0,05). Sınıf içi korelasyon analizi ile de incelediğimizde; iki ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı 0,949'luk bir uyum görülmektedir (p=0,001; p<0,01) [ICC:0,949, %95 CI (0,840-0,985)].

Katılımcıların birinci ölçüme göre, ikinci Q açısı (ayakta) ölçümlerindeki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,220; p>0,05). Sınıf içi korelasyon analizi ile de incelediğimizde; iki ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı 0,971'lik bir uyum görülmektedir (p=0,001; p<0,01) [ICC:0,971, %95 CI (0,904-0,991)].

Katılımcıların birinci ölçüme göre, ikinci FİR ölçümlerindeki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,352; p>0,05). Sınıf içi korelasyon analizi ile de incelediğimizde; iki ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı 0,851'lik bir uyum görülmektedir (p=0,001; p<0,01) [ICC:0,851, %95 CI (0,578-0,954)].

Katılımcıların birinci ölçüme göre, ikinci TT ölçümlerindeki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,870; p>0,05). Sınıf içi korelasyon analizi ile de incelediğimizde; iki ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı 0,885'lik bir uyum görülmektedir (p=0,001; p<0,01) [ICC:0,885, %95 CI (0,647-0,966)].

Katılımcıların birinci ölçüme göre, ikinci ND testi ölçümlerindeki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,111; p>0,05). Sınıf içi korelasyon analizi ile de incelediğimizde; iki ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı 0,437'lik bir uyum görülmektedir (p=0,049; p<0,05) [ICC:0,437, %95 CI (-0,079-0,788)].

Katılımcıların birinci ölçüme göre, ikinci CTA (yatakta) ölçümlerindeki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,096; p>0,05). Sınıf içi korelasyon analizi ile de incelediğimizde; iki ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı 0,934'lük bir uyum görülmektedir (p=0,001; p<0,01) [ICC:0,934, %95 CI (0,775-0,981)].

Katılımcıların birinci ölçüme göre ikinci CTA (ayakta) ölçümlerindeki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,551; p>0,05). Sınıf içi korelasyon analizi ile de incelediğimizde; iki ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı 0,940'lık bir uyum görülmektedir (p=0,001; p<0,01) [ICC:0,940, %95 CI (0,809-0,982)].

Katılımcıların birinci ölçüme göre ikinci ayakta DF ölçümlerindeki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,767; p>0,05). Sınıf içi korelasyon analizi ile de incelediğimizde ise; iki ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı uyum görülmektedir. (p=0,001; p<0,01) [ICC:0,767, %95 CI (0,354-0,928)].

Katılımcıların birinci ölçüme göre ikinci ağırlık aktarmadan yapılan DF ölçümlerindeki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,920; p>0,05). Sınıf içi korelasyon analizi ile de incelediğimizde ise; iki ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı uyum görülmektedir. (p=0,001; p<0,01) [ICC:0,920, %95 CI (0,475-0,981)].

Katılımcıların birinci ölçüme göre ikinci yatakta FPPA ölçümlerindeki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,895; p>0,05). Sınıf içi korelasyon analizi ile de incelediğimizde ise; iki ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı uyum görülmektedir. (p=0,001; p<0,01) [ICC: 0,895, %95 CI (0,517-0,972)].

Tüm ölçümlerin, birinci ve ikinci ölçüm değerleri ve sınıf içi korelasyon analizi sonuçları Tablo 6.1.2.1.'de özetlenmiştir.

Tablo 6.1.2.1. Sınıf İçi Korelasyon Analizi Sonuçları

n=12		1.ölçüm	2.ölçüm	Fark	[b]p	ICC (%95 CI)
Q Açısı (Yatakta)	Min/Mak (Medyan) Ort±Ss	10/ 20 (13,5) 13,33±3,37	8/ 19 (14) 13,00±3,38	-2/ 1 (0) -0,33±1,07	**0,305**	0,949 (0,840 - 0,985)
Q Açısı (Ayakta)	Min/Mak (Medyan) Ort±Ss	10/ 20 (14) 14,25±3,77	9/ 20 (15) 14,58±3,75	-1/ 2 (0) 0,33±0,89	**0,220**	0,971 (0,904 - 0,991)
FPPA	Min/Mak (Medyan) Ort±Ss	193-207 (195) 198,17±5,27	190-208 (194,5) 196,5±5,74	2/4 (2) 1,66±2,05	**0,017**	0,895 (0,517 - 0,972)
FİR	Min/Mak (Medyan) Ort±Ss	33/ 77 (48) 49,50±11,09	37/ 63 (47,5) 48,08±6,92	-14/ 5 (-1) -1,42±5,05	**0,352**	0,851 (0,578 - 0,954)
TT	Min/Mak (Medyan) Ort±Ss	5/ 18 (11) 11,50±3,78	5/ 18 (12) 11,42±3,15	-4/ 3 (0) -0,08±1,73	**0,870**	0,885 (0,647 - 0,966)
ND	Min/Mak (Medyan) Ort±Ss	0,3/ 1 (0,7) 0,68±0,23	0,5/ 1 (0,9) 0,80±0,23	-0,2/ 0,6 (0) 0,12±0,23	**0,111**	0,437 (-0,079 - 0,788)
CTA (Yatakta)	Min/Mak (Medyan) Ort±Ss	4/ 14 (9) 9,08±2,54	5/ 13 (9,5) 9,50±2,20	-1/ 2 (0) 0,42±0,79	**0,096**	0,934 (0,775 - 0,981)
CTA (Ayakta)	Min/Mak (Medyan) Ort±Ss	5/ 15 (10) 10,17±2,76	5/ 14 (10) 10,33±2,50	-2/ 2 (0) 0,17±0,94	**0,551**	0,940 (0,809 - 0,982)
DF (Yatakta)	Min/Mak (Medyan) Ort±Ss	8-15 (9,5) 10,67±2,42	10/ 15 (11) 11,42±1,62	-2/2 (-1) -0,75±1,28	**0,069**	0,767 (0,354 - 0,928)
DF (Ayakta)	Min/Mak (Medyan) Ort±Ss	22-50 (35) 35,33±8,09	51,2/ 72,5 (61) 61,39±6,37	-7/2 (-2) -2,25±2,30	**0,011**	0,920 (0,475 - 0,981)

[b]Paired Samples t Test ICC: Intraclass Correlation Coefficient

6.1.3.İstatistiksel İncelemeler

İstatistiksel analizler için Number Cruncher Statistical System (NCSS) 2007 (Kaysville, Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotlar (ortalama, standart sapma, medyan, frekans, oran, minimum, maksimum) kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen nicel verilerin iki grup karşılaştırmalarında Mann Whitney U testi kullanıldı. İki ölçüm arasındaki uyumların değerlendirilmesinde Paired Sample t Testi ve ICC kullanıldı. Anlamlılık en az $p<0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

6.1.4.Güç analizi

Örneklem sayısını belirlemek amacıyla G*Power (v3.1.7) programı kullanılarak güç analizi yapıldı. Çalışmanın gücü 1-β (β=II. tip hata olasılığı) olarak ifade edilir. Gruplarda alınan 6'şar vaka ile yapılan pilot çalışma sonucunda işlem öncesi ve sonrası Cybex kas kuvveti ölçüm farklarından yola çıkarak (KG için ortalamaların farkı:-0,17; GG için ortalamaların farkı 9,83) α=0,05 düzeyinde %80 güç elde etmek için yapılan hesaplamada etki büyüklüğü (d) 0,870 bulundu. Buna göre

gruplarda en az 22'şer katılımcı, toplamda 44 katılımcı olması gerektiği hesaplandı. Çalışma sürecinde kayıplar olabileceği göz önüne alınarak gruplarda en az 25'er katılımcı olmak üzere toplamda 50 katılımcı alınmasına karar verildi.

6.2.Çalışma Bulguları

6.2.1.Katılımcıların demografik ve klinik özellikleri

Çalışma 01.06.2019-01.03.2020 tarihleri arasında Bahçeşehir Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon laboratuvarlarında tamamlandı. Çalışma, katılımcı sayısı 44'e ulaşınca sonlandırıldı. Çalışma analizi 44 katılımcının bulguları ile yapıldı. Katılımcıların yaş ortalaması ortalama 21,39±1,79 yıl, boy uzunlukları ortalama 166,86±5,72 cm, kilo ölçümleri ortalama 56,00±7,62 kg olarak ve VKİ ölçümleri ortalama 20,09±2,45 kg/m^2 olarak saptanmıştır.

Gruplar arasında, katılımcıların yaşları ve VKİ ölçümleri arasında, istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$). Gruplar arasında, katılımcıların DDV olan taraflarında, el dinamometresi ile yapılan GMed kas gücü ölçümleri, dominant bacak taraflarının dağılımları ve DDV olan taraflarının dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Gruplar arasında, İTB, hamstring, kuadriseps, iliopsoas kısalığı görülme oranları ve popliteal açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$). Gruplar arasında, patella mobilizasyonunda limitasyon ve patellar tilt sonuçlarının dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0,05$).

Katılımcıların demografik özellikleri Tablo 6.2.1.1.'de, alt ekstremite kas kısalığı ve patella pozisyonu ile ilgili değerlendirme sonuçları Tablo 6.2.1.2'de gösterilmiştir.

Tablo 6.2.1.1. Gruplara Göre Demografik Özelliklerin Değerlendirilmesi

		Gruplar		Test Değeri
		Kontrol	**Graston**	**p**
Yaş (Yıl)	Min-Mak (Medyan)	19-24 (20)	19-26 (21,5)	t:-1,627
	Ort±Ss	20,95±1,46	21,82±2,02	[a]**0,111**
VKİ (kg/m²)	Min-Mak (Medyan)	16,36-26,3 (19,69)	17,01-24,77 (19,95)	t:-0,470
	Ort±Ss	19,92±2,62	20,27±2,33	[a]**0,641**
GMed Kas Gücü (DDV Tarafı)(Kgf)	Min-Mak (Medyan)	19,3-52,5 (34,32)	20,63-45,43 (34,24)	t:-0,229
	Ort±Ss	33,6±7,82	34,11±6,80	[a]**0,820**
Dominant Bacak	Sağ	21 (95,5)	17 (77,3)	χ^2:3,088
	Sol	1 (4,5)	5 (22,7)	[c]**0,185**
DDV	Sağ	8 (36,4)	8 (36,4)	χ^2:0,000
	Sol	14 (63,6)	14 (63,6)	[f]**1,000**

[a]Student-t Test [c]Fisher's Exact Test [f]Pearson Chi-Square Test

Tablo 6.2.1.2. Gruplara Göre Alt Ekstremite Kas Kısalığı ve Patella Pozisyonu ile İlgili Değerlendirmeler

		Gruplar		Test Değeri
		Kontrol	**Graston**	**p**
Ober Testi	Yok	13 (59,1)	12 (54,5)	χ^2:0,093
	Var	9 (40,9)	10 (45,5)	[f]**0,761**
Popliteal Açı	Min-Mak (Medyan)	125-180 (139,5)	105-180 (146)	t:-1,178
	Ort±Ss	141,64±13,92	147,55±18,98	[a]**0,246**
Hamstring Kısalığı	Yok	7 (31,8)	10 (45,5)	χ^2:0,863
	Var	15 (68,2)	12 (54,5)	[f]**0,353**
Kuadriseps Kısalığı	Yok	11 (50,0)	16 (72,7)	χ^2:2,397
	Var	11 (50,0)	6 (27,3)	[f]**0,122**
İliopsoas Kısalığı	Yok	19 (86,4)	17 (77,3)	χ^2:0,611
	Var	3 (13,6)	5 (22,7)	[c]**0,698**
Patella Mobilizasyonu	Normal	13 (59,1)	13 (59,1)	χ^2:0,000
	Limitli	9 (40,9)	9 (40,9)	[f]**1,000**
Patellar Tilt	Normal	14 (63,6)	15 (68,2)	χ^2:0,101
	Tilt Var	8 (36,4)	7 (31,8)	[f]**0,750**

[a]Student-t Test [c]Fisher's Exact Test [f]Pearson Chi-Square Test

6.2.2.Grupların değerlendirme parametrelerinin tedavi öncesi değerlerinin karşılaştırılması

Gruplar arasında katılımcıların, yatakta ve ayakta tedavi öncesi ölçülen Q açısı değerinde, istatistiksel olarak anlamlılık saptanmamıştır (sırasıyla p=0,839, p=0,947; p<0,05). Gruplar arasında, yatakta ve ayakta ölçülen Q açılarının farkı olan, çökme

miktarları değerlerinde, tedavi öncesi istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p=0,927$, $p<0,05$).

Gruplar arasında katılımcıların, tedavi öncesi ölçülen FİR, TT ve ND testi değerlerinde, istatistiksel olarak anlamlılık saptanmamıştır (sırasıyla $p=0,650$, $p=0,120$, $p=0,728$; $p<0,05$).

Gruplar arasında katılımcıların, tedavi öncesi yatakta ve ayakta ölçülen CTA değerinde, istatistiksel olarak anlamlılık saptanmamıştır (sırasıyla $p=0,637$, $p=0,509$; $p<0,05$). Gruplar arasında, tedavi öncesi yatakta ve ayakta ölçülen CTA değerlerinin farkı olan çökme miktarı değerlerinde, istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p=0,923$, $p<0,05$).

Gruplara göre katılımcıların tedavi öncesi yatakta ve ayakta DF ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (sırasıyla, $p=0,133$, $p=0,292$; $p>0,05$).

Gruplar arasında, katılımcıların tedavi öncesi FPPA, GMed eksantrik kuvvet ölçümü arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (sırasıyla, $p=0,780$, $p=0,506$; $p>0,05$). Gruplara göre katılımcıların tedavi öncesi SPS ve DPS ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır (sırasıyla $p=0,341$, $p=0,523$; $p>0,05$).

Gruplara göre, tedavi öncesi alt ekstremite ölçüm değerleri Tablo 6.2.2.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 6.2.2.1. Gruplara Göre Tedavi Öncesi Alt Ekstremite Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

		Gruplar		Test Değeri
		Kontrol	**Graston**	**p**
Tedavi Öncesi Q Açısı (Yatakta)	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	10-25 (18) 18,64±3,33	12-24 (18) 18,46±2,52	t:0,204 a0,839
Tedavi Öncesi Q Açısı (Ayakta)	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	11-34 (23) 23,27±4,65	17-32 (21,5) 23,18±4,40	t:0,067 a0,947
Tedavi Öncesi Q Açısı Çökme	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	0-14 (5) 4,64±3,11	0-13 (4,5) 4,73±3,40	t:-0,093 a0,927
Tedavi Öncesi FİR	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	22-80 (50) 48,77±10,94	32-77 (47,5) 50,23±10,13	t:-0,458 [a]0,650
Tedavi Öncesi TT	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	10-20 (12) 12,5±2,35	9-20 (10) 11,82±3,16	Z:-1,555 [c]0,120
Tedavi Öncesi ND	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	0-15 (7,5) 7,86±3,63	0-16 (7) 7,5±3,25	t:0,350 [a]0,728
Tedavi Öncesi CTA (Yatakta)	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	10-13 (11) 10,86±0,89	5-14 (11) 10,91±2,20	Z:-0,472 c0,637
Tedavi Öncesi CTA (Ayakta)	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	12-19 (13) 13,41±1,76	9-16 (13,5) 13,36±1,94	Z:-0,660 c0,509
Tedavi Öncesi CTA Çökme	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	1-7 (2) 2,55±1,57	0-5 (2,5) 2,46±1,41	Z:-0,097 c0,923
Tedavi Öncesi DF (Yatakta)	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	8-19 (13) 13,32±2,51	9-18 (11,5) 12,14±2,61	t:1,531 [a]0,133
Tedavi Öncesi DF (Ayakta)	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	22-53 (40) 40,64±7,69	25-50 (38) 38,41±6,06	t:1,067 [a]0,292
Tedavi Öncesi FPPA	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	195-213 (199,5) 200,04±4,66	195-212 (197,5) 200,50±5,96	t:0,282 [a]0,780
Tedavi Öncesi CYBEX	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	20-85 (54) 50,73±15,21	26-72 (46) 47,77±14,01	t:0,670 [a]0,506
Tedavi Öncesi SPS	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	0,9-1,9 (1,3) 1,35±0,25	0,8-1,7 (1,25) 1,27±0,28	t:0,962 [a]0,341
Tedavi Öncesi DPS	Min-Mak (Medyan) Ort±Ss	1-3,43 (1,4) 1,52±0,53	0,5-1,8 (1,5) 1,43±0,27	Z:-0,639 [c]0,523

[a]Student-t Test [b]Paired Samples Test [c]Mann Whitney U Test [d]Wilcoxon Signed Ranks Test
*p<0,05 **p<0,01

6.2.3.Grup içi karşılaştırmalar

6.2.3.1.Graston grubu

Katılımcıların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası yatakta ve ayakta ölçülen Q açıları ve Q açısında çökme miktarlarındaki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (sırasıyla, p=0,740, p=0,226, p=0406; p>0,05).

Katılımcıların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası FİR, TT derecelerindeki ve ND testi sonucundaki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,462, p=0,931, p=0,288; p>0,05).

Katılımcıların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası yatakta ve ayakta ölçülen CTA ve CTA'ndaki çökme miktarlarında istatistiksel olarak anlamlı değişim bulunmamıştır (sırasıyla p=0,212, p=0,163, p=0,284; p<0,05). Katılımcıların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası yatakta ve ayakta ölçülen DF açılarında meydana gelen değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (sırasıyla p=0,004, p=0,001; p<0,05).

Katılımcıların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası FPPA'nda ve GMed eksantrik kuvvetindeki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (sırayla p=0,001, p=0,001; p<0,01). Katılımcıların tedavi öncesine göre tedavi sonrası SPS ve DPS değerlerindeki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (sırayla p=0,001, p=0,001; p<0,01). Grup içi, tedavi öncesi ve sonrası değerler Tablo 6.2.3.1.1., Tablo 6.2.3.1.2., Tablo 6.2.3.1.3., Tablo 6.2.3.1.4. ve Tablo 6.2.3.1.5.'de gösterilmiştir.

Tablo 6.2.3.1.1. Gruplara Göre Tedavi Öncesi ve Tedavi Sonrası Q Açılarının ve Çökme Miktarlarının Değerlendirilmesi

Q Açıları		**Gruplar**		**Test Değeri**
		Kontrol	**Graston**	**p**
Tedavi Öncesi	Min-Mak (Medyan)	10-25 (18)	12-24 (18)	t:0,204
Q Açısı (Yatakta)	Ort±Ss	18,64±3,33	18,46±2,52	[a]**0,839**
Tedavi Sonrası	Min-Mak (Medyan)	8-26 (19)	15-23 (18)	t:0,444
Q Açısı (Yatakta)	Ort±Ss	18,77±3,73	18,36±2,19	[a]**0,660**
	Fark	0,14±1,96	-0,09±1,27	
	Test Değeri	t:0,326	t:-0,336	Z:-0,444
	p	[b]**0,747**	[b]**0,740**	[c]**0,657**
Tedavi Öncesi	Min-Mak (Medyan)	11-34 (23)	17-32 (21,5)	t:0,067
Q Açısı (Ayakta)	Ort±Ss	23,27±4,65	23,18±4,40	[a]**0,947**
Tedavi Sonrası	Min-Mak (Medyan)	11-29 (24)	17-32 (21)	t:384
Q Açısı (Ayakta)	Ort±Ss	23,23±4,26	22,73±4,38	[a]**0,703**
	Fark	-0,05±3,06	-0,45±1,71	
	Test Değeri	t:-0,070	t:-1,246	Z:-1,039
	p	[b]**0,945**	[b]**0,226**	[c]**0,299**
Tedavi Öncesi	Min-Mak (Medyan)	0-14 (5)	0-13 (4,5)	t:-0,093
Çökme	Ort±Ss	4,64±3,11	4,73±3,40	[a]**0,927**
Tedavi Sonrası	Min-Mak (Medyan)	0-10 (5)	0-12 (3)	t:0,253
Çökme	Ort±Ss	4,59±2,52	4,36±3,37	[a]**0,801**
	Fark	-0,05±2,08	-0,36±2,01	
	Test Değeri	t:-0,102	t:-0,847	Z:-0,682
	p	[b]**0,919**	[b]**0,406**	[c]**0,495**

[a]Student-t Test [b]Paired Samples Test [c]Mann Whitney U Test *p<0,05

Tablo 6.2.3.1.2. Gruplara Göre Tedavi Öncesi ve Tedavi Sonrası Femoral İnternal Rotasyon, Tibial Torsiyon ve Navicular Düşme Testi Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

		Gruplar		Test Değeri
		Kontrol	**Graston**	**p**
Tedavi Öncesi FİR	Min-Mak (Medyan)	22-80 (50)	32-77 (47,5)	t:-0,458
	Ort±Ss	48,77±10,94	50,23±10,13	[a]**0,650**
Tedavi Sonrası FİR	Min-Mak (Medyan)	30-75 (47,5)	39-67 (52)	t:-1,264
	Ort±Ss	47,73±9,88	51,18±8,16	[a]**0,213**
	Fark	-1,05±5,72	0,95±5,97	
	Test Değeri	t:-0,857	t:0,750	t:-1,134
	p	[b]**0,401**	[b]**0,462**	[a]**0,263**
Tedavi Öncesi TT	Min-Mak (Medyan)	10-20 (12)	9-20 (10)	Z:-1,555
	Ort±Ss	12,5±2,35	11,82±3,16	[c]**0,120**
Tedavi Sonrası TT	Min-Mak (Medyan)	10-20 (12,5)	9-18 (11,5)	Z:-1,703
	Ort±Ss	12,82±2,17	12±2,49	[c]**0,089**
	Fark	0,32±0,89	0,18±2,54	
	Test Değeri	Z:-1,611	Z:-0,086	Z:-0,200
	p	[d]**0,107**	[d]**0,931**	[c]**0,842**
Tedavi Öncesi ND	Min-Mak (Medyan)	0-15 (7,5)	0-16 (7)	t:0,350
	Ort±Ss	7,86±3,63	7,5±3,25	[a]**0,728**
Tedavi Sonrası ND	Min-Mak (Medyan)	0-14 (10)	1-15 (9)	t:-0,094
	Ort±Ss	8,18±3,28	8,27±3,15	[a]**0,926**
	Fark	0,32±1,76	0,77±3,32	
	Test Değeri	t:0,850	t:1,091	Z:-1,041
	p	[b]**0,405**	[b]**0,288**	[c]**0,298**

[a]Student-t Test [b]Paired Samples Test [c]Mann Whitney U Test [d]Wilcoxon Signed Ranks Test

Tablo 6.2.3.1.3. Gruplara Göre Tedavi Öncesi ve Tedavi Sonrası Calcaneotibial Açı ve Çökme Miktarlarının Değerlendirilmesi

		Gruplar		Test Değeri
		Kontrol	**Graston**	**p**
Tedavi Öncesi CTA (Yatakta)	Min-Mak (Medyan)	10-13 (11)	5-14 (11)	Z:-0,472
	Ort±Ss	10,86±0,89	10,91±2,20	[c]**0,637**
Tedavi Sonrası CTA (Yatakta)	Min-Mak (Medyan)	9-12 (11)	7-14 (11)	Z:-0,531
	Ort±Ss	11,00±0,93	10,68±1,89	[c]**0,595**
	Fark	0,14±1,25	-0,23±0,81	
	Test Değeri	Z:-0,653	Z:-1,249	Z:-1,547
	p	[d]**0,514**	[d]**0,212**	[c]**0,122**
Tedavi Öncesi CTA (Ayakta)	Min-Mak (Medyan)	12-19 (13)	9-16 (13,5)	Z:-0,660
	Ort±Ss	13,41±1,76	13,36±1,94	[c]**0,509**
Tedavi Sonrası CTA (Ayakta)	Min-Mak (Medyan)	10-16 (14)	9-16 (13)	Z:-1,251
	Ort±Ss	13,46±1,37	12,82±1,84	[c]**0,211**
	Fark	0,05±1,99	0,45±1,10	
	Test Değeri	Z:-0,381	Z:-1,138	Z:-1,466
	p	[d]**0,703**	[d]**0,163**	[c]**0,143**
Tedavi Öncesi Çökme	Min-Mak (Medyan)	1-7 (2)	0-5 (2,5)	Z:-0,097
	Ort±Ss	2,55±1,57	2,46±1,41	[c]**0,923**
Tedavi Sonrası Çökme	Min-Mak (Medyan)	0-4 (3)	0-6 (2)	Z:-1,058
	Ort±Ss	2,46±1,06	2,14±1,49	[c]**0,290**
	Fark	-0,09±1,57	-0,32±1,29	
	Test Değeri	Z:-0,106	Z:-1,071	Z:-1,897
	p	[d]**0,916**	[d]**0,284**	[c]**0,058**

[c]Mann Whitney U Test [d]Wilcoxon Signed Ranks Test *p<0,05

Tablo 6.2.3.1.4. Gruplara Göre Tedavi Öncesi ve Tedavi Sonrası Dorsifleksiyon Açılarının Değerlendirilmesi

		Gruplar		Test Değeri
		Kontrol	**Graston**	**p**
Tedavi Öncesi DF (Yatakta)	Min-Mak (Medyan)	8-19 (13)	9-18 (11,5)	t:1,531
	Ort±Ss	13,32±2,51	12,14±2,61	[a]**0,133**
Tedavi Sonrası DF (Yatakta)	Min-Mak (Medyan)	10-19 (14)	10-20 (12,5)	t:1,404
	Ort±Ss	14,18±2,82	13,09±2,31	[a]**0,168**
	Fark	0,86±1,28	0,95±1,36	
	Test Değeri	t:3,156	t:3,287	t:-0,228
	p	[b]**0,005****	[b]**0,004****	[a]**0,821**
Tedavi Öncesi DF-R (Ayakta)	Min-Mak (Medyan)	22-53 (40)	25-50 (38)	t:1,067
	Ort±Ss	40,64±7,69	38,41±6,06	[a]**0,292**
Tedavi Sonrası DF-R (Ayakta)	Min-Mak (Medyan)	25-55 (42)	30-55 (41,5)	t:0,858
	Ort±Ss	42,64±7,69	40,82±6,28	[a]**0,396**
	Fark	2,00±3,48	2,41±2,59	
	Test Değeri	t:2,697	t:4,356	t:-0,442
	p	[b]**0,013***	[b]**0,001****	[a]**0,661**

[a]Student-t Test [b]Paired Samples Test [c]Mann Whitney U Test *p<0,05 **p<0,01

Tablo 6.2.3.1.5. Gruplara Göre Tedavi Öncesi ve Tedavi Sonrası FFPA, CYBEX, SPS ve DPS Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

		Gruplar		Test Değeri
		Kontrol	**Graston**	**p**
Tedavi Öncesi FPPA	Min-Mak (Medyan)	195-213 (199,5)	195-212 (197,5)	t:0,282
	Ort±Ss	200,04±4,66	200,50±5,96	[a]**0,780**
Tedavi Sonrası FPPA	Min-Mak (Medyan)	185-202 (195)	185-208 (195)	t:0,926
	Ort±Ss	194,50±4,99	196,36±6,07	[a]**0,360**
	Fark	5,54±5,61	4,13±3,25	
	Test Değeri	t:4,635	t:5,959	Z:-0,696
	p	[b]**0,001****	[b]**0,001****	[c]**0,487**
Tedavi Öncesi CYBEX	Min-Mak (Medyan)	20-85 (54)	26-72 (46)	t:0,670
	Ort±Ss	50,73±15,21	47,77±14,01	[a]**0,506**
Tedavi Sonrası CYBEX	Min-Mak (Medyan)	23-85 (49)	30-85 (57)	t:-2,625
	Ort±Ss	49,77±13,42	58,09±14,27	[a]**0,053***
	Fark	-0,95±13,56	10,32±10,52	
	Test Değeri	t:-0,330	t:4,600	t:-3,276
	p	[b]**0,745**	[b]**0,001****	[a]**0,004****
Tedavi Öncesi SPS	Min-Mak (Medyan)	0,9-1,9 (1,3)	0,8-1,7 (1,25)	t:0,962
	Ort±Ss	1,35±0,25	1,27±0,28	[a]**0,341**
Tedavi Sonrası SPS	Min-Mak (Medyan)	0,5-1,6 (1,35)	0,8-1,6 (0,9)	Z:-3,037
	Ort±Ss	1,2±0,31	0,97±0,18	[c]**0,002****
	Fark	-0,15±0,23	-0,30±0,27	
	Test Değeri	Z:-2,506	Z:-3,322	Z:-2,096
	p	[d]**0,012***	[d]**0,001****	[c]**0,036***
Tedavi Öncesi DPS	Min-Mak (Medyan)	1-3,43 (1,4)	0,5-1,8 (1,5)	Z:-0,639
	Ort±Ss	1,52±0,53	1,43±0,27	[c]**0,523**
Tedavi Sonrası DPS	Min-Mak (Medyan)	0,8-1,6 (1,15)	0,2-1,5 (0,8)	t:4,566
	Ort±Ss	1,19±0,27	0,8±0,29	[a]**0,001****
	Fark	-0,33±0,46	-0,62±0,28	
	Test Değeri	Z:-3,314	Z:-4,028	Z:-3,567
	p	[d]**0,001****	[d]**0,001****	[c]**0,001****

[a]Student-t Test [b]Paired Samples Test [c]Mann Whitney U Test *p<0,05 **p<0,01

6.2.3.2.Kontrol grubu

Katılımcıların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası yatakta ve ayakta ölçülen Q açıları ve Q açısında çökme miktarlarındaki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (sırasıyla, p=0,747, p=0,945, p=0,919; p>0,05).

Katılımcıların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası FİR, TT derecelerindeki ve ND testi sonucundaki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,401, p=0,107, p= 0,405; p>0,05).

Katılımcıların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası yatakta ve ayakta ölçülen CTA ve calcaneotibial çökme miktarlarında meydan gelen değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (sırasıyla p=0,514, p=0,703, p=916; p<0,05).

Katılımcıların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası yatakta ve ayakta ölçülen DF açılarında meydana gelen değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (sırasıyla p=0,005, p=0,013; p<0,05).

Katılımcıların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası FPPA değişimleri, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01). Katılımcıların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası GMed eksantrik kuvvetindeki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,745; p p<0,05). Katılımcıların tedavi öncesine göre tedavi sonrası SPS ve DPS değerlerindeki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (sırayla p=0,012, p=0,001; p<0,01). Grup içi, tedavi öncesi ve sonrası değerler Tablo 6.2.3.1.1., Tablo 6.2.3.1.2., Tablo 6.2.3.1.3., Tablo 6.2.3.1.4. ve Tablo 6.2.3.1.5.'de gösterilmiştir.

6.2.4.Gruplar arası karşılaştırmalar

Grupların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası yatakta ve ayakta ölçülen Q açıları ve Q açısında çökme miktarlarındaki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (sırasıyla, p=0,660, p=0,703, p=0,801; p>0,05). Ayrıca, Q açısı çökme

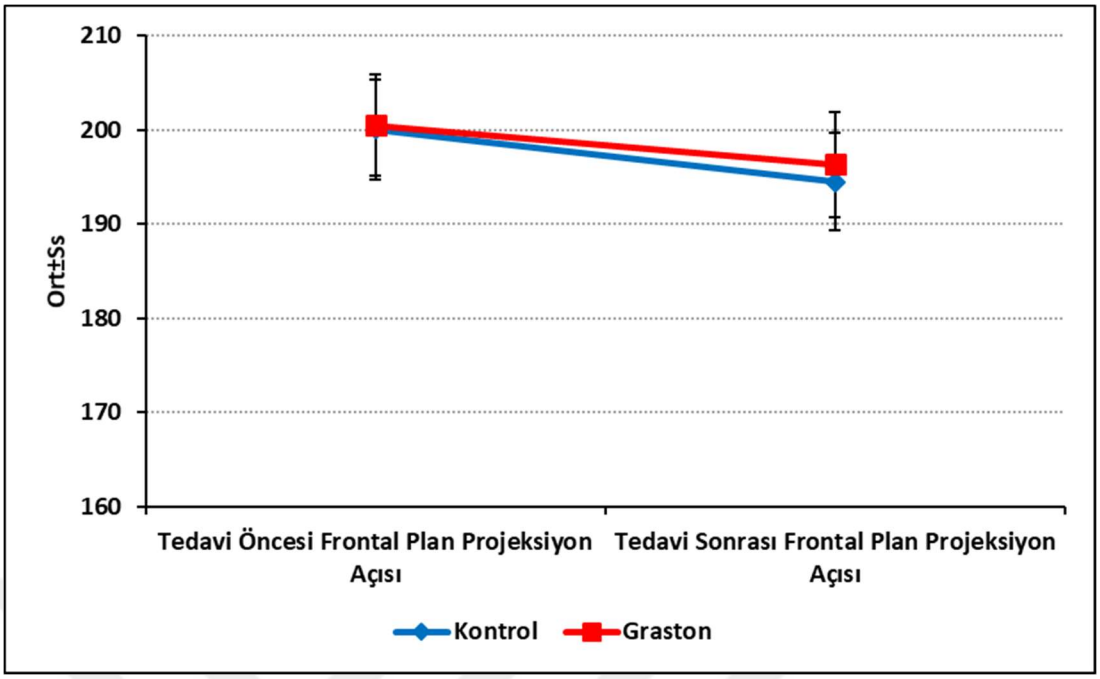
derecelerinin farkları kıyaslandığında da istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir (p=0,495; p>0,05).

Grupların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası FİR, TT derecelerindeki ve ND testi sonucundaki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,213, p=0,089, p= 0,926; p>0,05). Ayrıca FİR, TT derecelerindeki ve ND testi sonucundaki fark değerleri kıyaslandığında, istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir (p=0,263, p=0,842, p= 0,298; p>0,05).

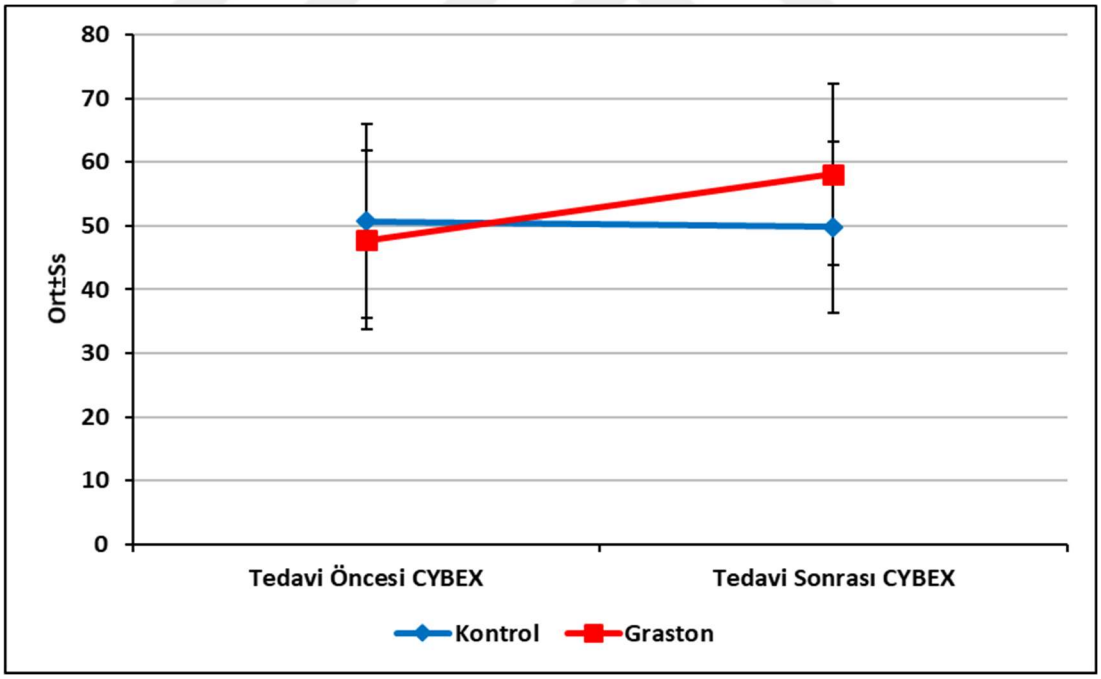
Grupların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası yatakta ve ayakta ölçülen CTA ve calcaneotibial çökme miktarlarında meydan gelen değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (sırasıyla p=0,595, p=0,211, p=0,290; p>0,05). Ayrıca yatakta ve ayakta CTA ve çökme derecelerinin farkları kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir (sırasıyla p=0,122, p=0,143, p=0,058; p>0,05).

Grupların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası yatakta ve ayakta ölçülen DF açılarında meydana gelen değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (sırasıyla p=0,168, p=0,396; p<0,05).

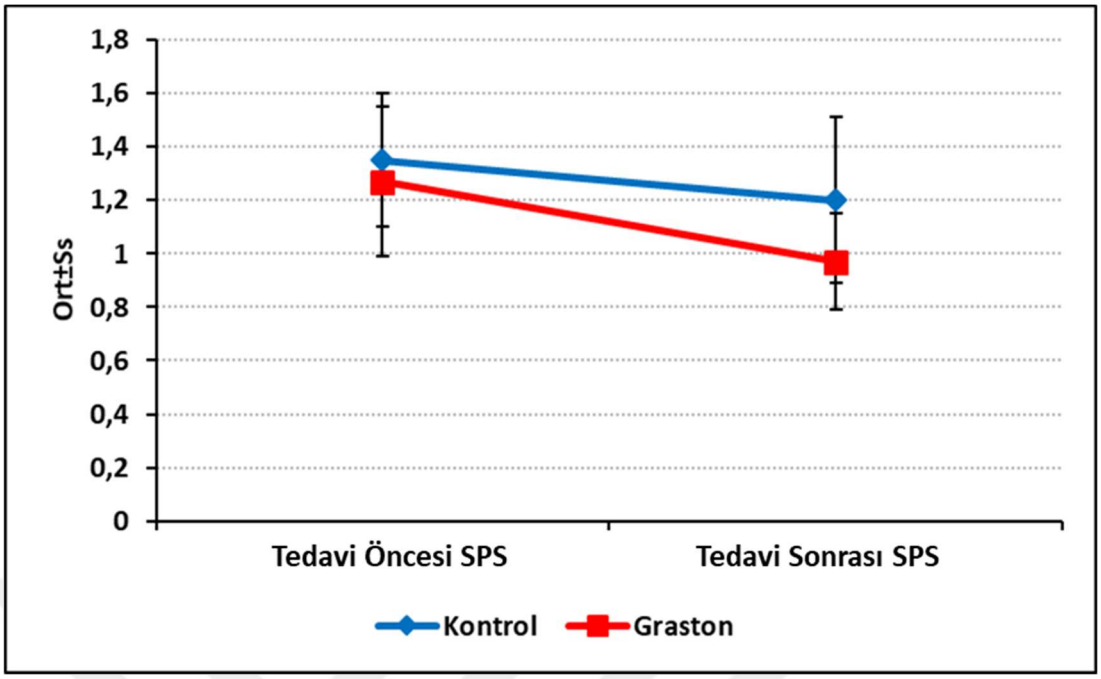
Grupların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası FPPA'larındaki değişim, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,360; p<0,01) (Şekil 6.2.4.1.). Grupların, tedavi sonrası GMed eksantrik kuvvetinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir. Ancak KG'na göre GG'ndaki değişim, dikkat çekici şekilde yüksek bulunmuştur (p=0,053; p<0,05). GG katılımcılarının tedavi öncesine göre tedavi sonrası GMed eksantrik kuvvetindeki değişimleri, KG katılımcılarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır (p=0,004; p<0,01) (Şekil 6.2.4.2.). Grupların, tedavi öncesine göre tedavi sonrası SPS ve DPS değerleri (sırayla p=0,002, p=0,001; p<0,001) ve fark değerlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (sırayla p=0,036, p=0,001; p<0,05) (Şekil 6.2.4.3. ve Şekil 6.2.4.4.). Grup içi, tedavi öncesi ve sonrası değerler Tablo 6.2.3.1.1., Tablo 6.2.3.1.2., Tablo 6.2.3.1.3., Tablo 6.2.3.1.4. ve Tablo 6.2.3.1.5.'de gösterilmiştir.



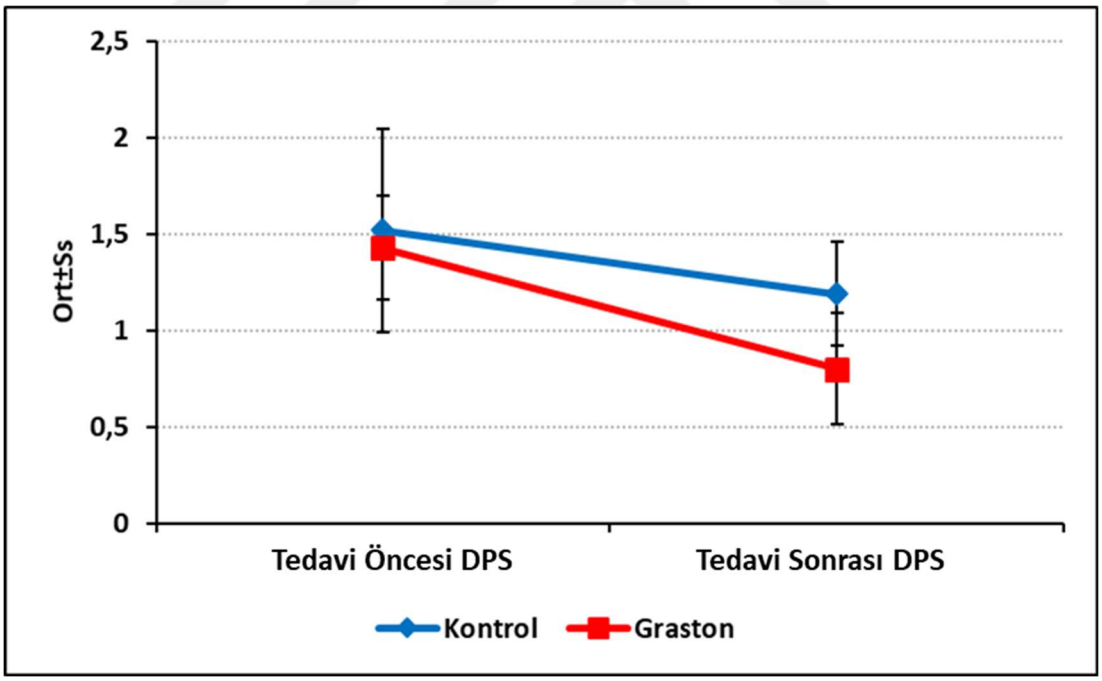
Şekil 6.2.4.1. Gruplarda Tedavi Öncesine Göre Tedavi Sonrası FPPA Dağılımı



Şekil 6.2.4.2. Gruplarda Tedavi Öncesine Göre Tedavi Sonrası GMed Eksantrik Kuvvet Değişimi



Şekil 6.2.4.3. Gruplarda Tedavi Öncesine Göre Tedavi Sonrası SPS Değişimi



Şekil 6.2.4.4. Gruplarda Tedavi Öncesine Göre Tedavi Sonrası DPS Değişimi

6.2.5.Dinamik diz valguslu taraf ve bacak dominansı ilişkisi

Katılımcıların dominant dizleri ile DDV tarafları arasında uyumsuzluk saptanmıştır (Mc Nemar test:0,001; p<0,01); aralarındaki Kappa uyum düzeyi negatif yönde %6,2 olarak bulunmuştur. DDV olan taraf ve bacak dominansı ilişkisi değerleri Tablo 6.2.5.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 6.2.5.1. Dominant Bacak ile Dinamik Diz Valgus Tarafı Arasındaki Uyumun Değerlendirilmesi

		Dominant Diz		
		Sağ	**Sol**	
		n (%)	**n (%)**	
DDV Tarafı	Sağ	13 (29,5)	3 (6,8)	**Mc Nemar:0,001****
	Sol	25 (56,8)	3 (6,8)	**Kappa: -0,062**
		38 (86,4)	6 (13,6)	

Mc Nemar **p<0,01

6.2.6.İstatistiksel incelemeler

İstatistiksel analizler için NCSS 2007 (Kaysville, Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma, medyan, frekans, oran, minimum, maksimum) yanı sıra nicel verilerin karşılaştırılmasında normal dağılım gösteren değişkenlerin iki grup karşılaştırmalarında Student-t Test, normal dağılım göstermeyen değişkenlerin iki grup karşılaştırmalarında Mann Whitney U test kullanıldı. Normal dağılım gösteren grup içi karşılaştırmalarda Paired Samples test kullanıldı; normal dağılım göstermeyen grup içi karşılaştırmalarda Wilcoxon Signed Ranks test kullanıldı. Nitel verilerin karşılaştırılmasında Pearson ki-kare test, Fisher's Exact test kullanıldı. Anlamlılık p<0,05 düzeylerinde değerlendirildi.

7.TARTIŞMA

Çalışmamızda, asemptomatik DDV olan bireylerde, EDYDM tekniğinin, GMed kasının eksantrik kuvvet üretimi, alt ekstremite dizilimi, TBÜÇT esnasında FPPA ve PS üzerine etkisi incelendi. Elde edilen sonuçlar, her iki grupta da alt ekstremite diziliminde değişiklik olmadığını, FPPA'nda azalma olduğunu ve sadece GG'nda GMed kasının kuvvet üretiminde anlamlı düzeyde artış olduğunu gösterdi. Hem SPS hem de DPS değerlendirmesi sonucunda, gruplararası karşılaştırmada ve fark değerlerindeki değişim, GG'nda KG'na göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük saptandı.

Çalışmamızda, doğrudan fizyoterapist tarafından yapılan her ölçümün güven aralıkları, ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Elde edilen ICC değerleri, 0,437 ve 0,949 arasında bulunmuştur. Sınıf içi korelasyon analizi değerlendirmesi yapılırken, güven aralıkları; 0,40'ın altındaki değerler "zayıf", 0,40-0,59 arasındaki değerler "orta", 0,60-0,74 arasındaki değerler "iyi" ve 0,75-1,00 arasındaki değerler "çok iyi" olarak kabul edilmiştir [156].

Literatürde, Q açısında artışın, frontal planda alt ekstremite dizilimini etkilemesinin yanı sıra, kalça ve diz eklem merkezlerinin yerlerini değiştirerek, kaldıraç kollarının uzunluğunu etkilediği, bu durumun bir sonucu olarak, kaldıraç kollarındaki değişimin kalça abdüktör kaslarının kuvvet üretim kapasitesini etkilediği bildirilmektedir [11,157]. Çalışmamızda, yatakta ölçülen Q açısı, KG'nda 18,64±3,33°, GG'nda 18,46±2,52°, ayakta ölçülen Q açısı; KG'nda 23,23±4,26°, GG'nda 22,73±4,38°, yatakta ve ayakta ölçülen Q açısı değerleri arasındaki çökme miktarı, KG'nda 4,64±3,11°, GG'nda 4,36±3,37° olarak bulunmuştur. Çalışmamızda, 20° ve üzeri Q açısı değerleri patolojik kabul edilmiştir. Ağırlık aktarılmadan ve aktarılarak ölçülen Q açısı farkının, 0,20-1,30° arasında değişmesi normal kabul edilmektedir [131]. Literatürde, Q açısındaki çökme miktarının kaç derece ve üzerinde patolojik kabul edileceği hakkında bir bilgiye rastlanmadığı için, 1,3°'nin üzerindeki değerler patolojik kabul edilmiştir. Farklı çalışmalarda, farklı Q açısı değerlerinin "Q açısında artış" olarak kabul edilmesi de literatürde çelişkili sonuçlar bulunmasına

katkıda bulunmaktadır. Sonuçlarımız incelendiğinde, Q açısının yatakta ölçülen değerinden ziyade, ayakta ölçülen değerinin ve çökme miktarının DDV ile oldukça ilişkili olduğu görülmektedir. Q açısının ayakta ve yatakta ayrı ayrı ölçülerek elde edilen açı değişiminin, DDV değerlendirmesinde oldukça önemli bir veri olduğu görülmüştür. Nilstad ve ark., kadın sporcularda, anatomik varyasyonların, diz laksitesinin, kas gücünün ve pik diz valgus açısının birbirleri ile ilişkisini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda, ağırlık aktarılarak ölçülen statik diz valgusunun, pik diz valgusunu öngörebilmek amacı ile kullanılan en önemli belirleyicilerden biri olduğu ve sakatlanma riskini artırdığı görülmüştür [134,158]. Ayrıca Almeida ve ark., PFAS olan 22 kadın bireyde, ağırlık aktarılmadan ölçülen Q açısı ile ağrı yoğunluğu, fonksiyonel kapasite, FPPA ve kalça abdüktör kaslarının pik izometrik tork değeri arasındaki ilişkiyi değerlendirmişlerdir. Sonuçlarda artmış Q açısı ile FPPA arasında ilişki bulamamışlardır [121]. Benzer şekilde, Pantano ve ark., ağırlık aktarmalı değerlendirmelerinde, yüksek Q açılı olarak tanımladıkları bireyleri (≥17°), düşük Q açılı olarak tanımladıkları bireyler (≤8°) ile kıyaslayarak, daha büyük Q açısına sahip bireylerin daha büyük DDV değerlerine sahip olmadığını göstermişlerdir [159]. Ancak her iki çalışmada da ağırlık aktarılarak ve aktarılmadan ölçülen Q açısı değişimine bakılmamıştır. Q açısının DDV'na katkısı incelenirken, Nguyen ve ark.'nın, alt ekstremite dizilim karakteristikleri ile Q açısının ilişkisini inceledikleri çalışma sonuçları da göz önünde bulundurulmalıdır. Çalışma sonucunda, sadece femoral anteversiyon ve tibiofemoral açıları, artmış Q açısı ile ilişkili bulunmuştur. Q açısının genel olarak frontal plan dizilimini temsil ettiği, diz yaralanmalarının genel olarak frontal ve transvers plan dizilim problemlerinin kombinasyonu olduğu, bu sebeple de alt ekstremite yaralanma riski üzerinde düşük güvenilirliği olduğu ifade edilmiştir [160].

Ağırlık aktarılarak yapılan kapalı kinetik hareketler esnasında, artmış FİR'un ve kalça addüksiyonunun FPPA'nı artırdığı gösterilmiştir [64,65,141,161]. Powers, PFAS olan kadın bireylerde, ağırlık aktarma aktiviteleri sırasında, femurun sabit patella altında internale doğru rotasyon yaptığını ve patellayı laterale sublukse ettiğini göstermiştir [11]. Bitterncourt ve ark., DDV olan 173 bireyde TBÜÇT ve çift bacak sıçrama sonrası düşme testinde, kalçanın ve ayağın valgus dizilimi üzerine etkisini

incelemişlerdir. Yapılan incelemede; FPPA, pasif FİR açısı, dominant taraf kalça abdüktör kas gücü, ardayak dizilimi ve cinsiyet değerlendirilmiştir. Artmış DDV'nun, azalmış kalça abdüktör torku ve artmış pasif FİR açısı ile korele olduğu gösterilmiştir [44]. Çalışmamızda, FİR derecesinin normal değeri 45° kabul edilmiştir. FİR verilerimiz, KG'nda 48,77±10,94° ve GG'nda 50,23±10,13° olarak bulunmuştur ve FİR değerlerindeki artışın literatür ile uyumlu olduğu görülmektedir.

Tibial internal rotasyon artışı, tibial tüberkülün mediale yer değiştirmesine sebep olarak, Q açısını azaltmasına rağmen, FİR açısının artışı ile kompanse edilerek DDV'na katkıda bulunur [45]. Nguyen ve ark., farklı statik alt ekstremite dizilim profillerindeki bireylerin sıçrama sonrası yere iniş biyomekaniklerini inceledikleri çalışmalarına, 141 katılımcıyı, Grup-1: kalça internal rotasyona ve diz valgus postürüne sahip bireyler, Grup-2: normal alt ekstremite dizilimi gösteren bireyler, Grup-3: diz eksternal rotasyon ve valgus dizilimine sahip bireyler olmak üzere üç gruba ayırmışlardır. Normatif verilerle kıyaslandığında; Grup-1'in katılımcılarının, daha yüksek anterior pelvik tilt, femoral anteversiyon, genu rekurvatum, diz valgus ve tibiofemoral açılara ve daha düşük tibial rotasyon açılarına sahip olduğu görülmüştür [158]. Çalışma sonuçlarımız, KG'nda 12,5±2,35° ve GG'nda 11,82±3,16°'dir. Tibia rotasyonunun, normal dizilim gösteren bireylerde ortalama değerinin 20° eksternal rotasyon yönünde olduğu göz önünde bulundurulursa, katılımcılarımızın tibialarının göreceli olarak internal rotasyonda olması literatür ile benzerlik göstermektedir.

DDV olan bireylerde subtalar eklem pronasyonu, tibial internal rotasyonu ve/veya limitli DF'u kompanse edebilmek için artar [11,36,46]. Literatürde, subtalar eklem pronasyonunun, DDV ile ilişkisinin incelendiği çalışmalarda çelişkili sonuçlar görülmektedir. Nguyen ve ark., 30 erkek katılımcıda TBÜÇT sırasında, statik alt ekstremite dizilimi, kalça kaslarının aktivasyonunu ve kalça, diz hareketlerini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda, femoral anteversiyon ve ND testi değerlerindeki artışın, artmış FİR ile korele olduğunu göstermişlerdir [162]. Nilstad ve ark., kadın sporcularda, anatomik değişikliklerin, diz laksitesinin, kas gücünün ve pik diz valgus açısının birbirleri ile ilişkisini inceledikleri çalışmalarında, statik ayak postürünün ve pik diz valgus açısının korele olmadığını göstermişlerdir [134]. Nguyen ve ark.'nın,

alt ekstremite dizilim karakteristikleri ile Q açısının ilişkisini inceledikleri çalışmada ise ND testi sonuçlarının, artmış Q açısı ile korele olmadığı görülmüştür [160]. Çalışmamızda, katılımcıların subtalar eklem pronasyonları ND testi ile değerlendirilmiştir. Bu testin normatif değeri 6-9 mm arasındadır [141]. Çalışma sonuçlarımız, KG'nda 7,68±3,41 ve GG'nda 7,5±3,25 milimetredir. Sonuçlarımız normal değerler arasında görülse de ölçüm yapılırken katılımcıların ayaklarının hem oturma pozisyonunda ağırlık aktarmıyorken, hem de ayakta ağırlık aktarıyorken artmış subtalar eklem pronasyonuna sahip olduğu görülmüştür. Bu durumda, zaten prone pozisyonda olan ayağın, katılımcı ayağa kalkıp ağırlık aktarır pozisyona geçtiğinde naviculanın daha fazla düşemiyor oluşu, testin değerinin normal sınırlar içinde kalmasına yol açmıştır. Literatürdeki çelişkili sonuçların ve çalışmamızdaki katılımcıların ayak pronasyonlarının oldukça fazla olmasına rağmen, ND testi sonuçlarının normal değer aralıkları içinde kalmasının sebebinin, yukarıda açıklanan gerekçeden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Barton ve ark., PFAS olan ve olmayan bireylerde, ayak bileği ve ayak karakteristiklerini inceledikleri çalışmalarında, ağırlık aktarma pozisyonunda, ayak ve ayak bileği ölçümlerinin güvenilirliğini araştırmışlardır. Çalışma sonucunda, subtalar eklem nötral pozisyonda ND testinin, CTA'nın ve ayak postür indeksi kullanımının, PFAS olan popülasyonda kullanımının güvenilir olduğunu göstermişlerdir [163]. Barton ve ark., ND testini yaparken, katılımcıların ayak bileklerini subtalar eklem nötral pozisyonuna alıp, naviculaya işaret koyduktan sonra, yine nötral pozisyonda naviculanın yerden yüksekliğini ölçmüşlerdir. Testin devamında, ayakta duruşta naviculanın yerden yüksekliği ölçülerek, ND miktarı hesaplanmıştır. ND testine, ayağın yerde gevşek pozisyonunda değil, subtalar eklem nötral pozisyonda başlanmasının, testin güvenilirliğini ve hassasiyetini artırdığını belirtmişlerdir [163]. Literatürde, bazı çalışmalarda, DDV ve ND testi arasında korelasyon bulunamamasının sebebinin bu durum olduğunu düşünmekteyiz. ND testinde patolojik değer aralığı, farklı çalışmalarda, 10 mm [164], 13mm [165] ve 15 mm [166] olarak kabul edilmiştir. Farklı çalışmalarda çelişkili sonuçlar bulunmuş olmasının nedenini bu farklılık açıklamaktadır. Nitekim DDV olan bireylerde, ND testinin güvenilirliği, testlemeye subtalar eklem nötral pozisyonda başlanmazsa değişmektedir. Literatürde, ND testinin patolojik kabul edilme miktarı hakkında fikir birliğine varılmalıdır ve subtalar eklem pronasyonunu değerlendirmek

için ND testinin subtalar eklem nötral pozisyonda başlamasının öneminin altı çizilmelidir.

Subtalar eklem pronasyonuna, subtalar eklemin oblik eksen oryantasyonu sebebi ile frontal düzlemde calcaneal eversiyonun, transvers düzlemde ise talus ve alt ekstremite internal rotasyonu eşlik eder [36,44]. DDV, PFAS için bir risk faktörüdür ve PFAS olan hastalarda, yürüme esnasında, zayıf kalça kasları sebebi ile artmış FİR'a ve tibial internal rotasyona, ayağın artmış ve uzamış subtalar eklem pronasyonu, pes planus ve ardayak eversiyonu eşlik eder [64,163,167]. Barton ve ark., PFAS olan ve olmayan bireylerde yürüme sırasında ardayak eversiyonu, tibial internal rotasyonu ve kalça addüksiyonu arasındaki ilişkiyi araştırmışlardır. Çalışma sonuçları, PFAS olan hastalarda, pik ardayak eversiyon açısının, artmış pik tibial internal rotasyon ve kalça addüksiyonu ile ilişkili olduğunu göstermiştir [168]. Bittencourt ve ark, 101 sporcuda uyguladıkları TBÜÇT ve 72 sporcuda uyguladıkları sıçrama sonrası yere düşme testinde; cinsiyeti, kalça abdüktör torkunu, pasif FİR EHA'nı ve ardayak dizilimini değerlendirmişlerdir. Sıçrama sonrası düşüşte, ardayak diziliminin, abdüktör kasların izometrik torkunun ve pasif FİR'un FPPA ile ilişkili olduğunu bulmuşlardır [44]. Çalışmamızda, ağırlık aktarılmadan ölçülen CTA'nın KG'nda 10,86±0,89°, GG'nda 10,91±2,20°, ağırlık aktarılarak ölçülen CTA'nın KG'nda 13,41±1,76°, GG'nda 13,36±1,94°, ağırlık aktarılarak ve aktarılmadan ölçülen calcaneotibial açı değerleri arasındaki çökme miktarı, KG'nda 2,55±1,57°, GG'nda 2,46±1,41°olarak bulunmuştur. Çalışmamızda, 9° ve üzeri CTA değerleri patolojik kabul edilmiştir. Sonuçlarımızda görülen, CTA artışı literatür ile benzerlik göstermektedir. Bildiğimiz kadarıyla literatürde ağırlık aktarılarak ve aktarılmadan ölçülen CTA değerleri arasındaki farkın DDV popülasyonu için normatif verisi yoktur. Gelecekte, bu verinin belirlenmesi için çalışmalara ihtiyaç vardır.

Ağırlık aktarma aktiviteleri sırasında, yukarıdaki dizilim problemlerine ek olarak veya tek başına ayak bileği hareketliliğindeki limitasyonlar, DDV dâhil olmak üzere, alt ekstremite dizilim problemlerine sebebiyet verir [15]. Birçok çalışma, ayak bileği DF açısında limitasyon ve DDV arasında ilişki olduğunu göstermiştir [4,15,169]. Ağırlık aktarmadan ölçülen ayak DF'u ile DDV arasında çok yüksek

korelasyon görülmüştür [117]. Ayrıca limitli ayak bileği DF'unun, diz yaralanmalarına katkıda bulunan majör faktör olduğu söylenmiştir [58]. Klinisyenlere, sakatlık önleyici rehabilitasyon programlarına ayak DF EHA'nı artıracak ve DDV'nu azaltacak stratejilerin eklenmesi özellikle tavsiye edilmiştir [117]. Sigward ve ark., 39 kadın sporcu ile yaptıkları çalışmalarında, sıçrama sonrası yere inme testi sırasında frontal düzlem diz abdüksiyonu ile kalça kuvveti, ayak bileği ve kalça EHA arasındaki ilişkiyi araştırmışlardır. Çalışma sonucunda, ayak bileği DF limitasyonuna sahip bireylerin, daha yüksek FPPA açılarına sahip oldukları görülmüştür [4]. Wyndow ve ark., 30 sağlıklı katılımcı ile yaptıkları çalışmalarında, ayak ve ayak bileği mobilitesinin, FPPA ile ilişkisini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda, artmış orta ayak genişliğine, azalmış orta ayak yüksekliğine ve azalmış DF açısına sahip bireylerin, daha yüksek FPPA'na sahip olduğu görülmüştür [15]. Çalışmamızda, gastrocnemius kasının esnekliği, diz ekstansiyonda iken değerlendirilmiştir ve ayak DF'unun 15° altında olması limitli kabul edilmiştir. Sonuçlarımız, ağırlık aktarılmadan, diz ekstansiyonda ölçülen DF açısı, KG'nda 13,32±2,51° ve GG'nda 12,14±2,61°'dir. Ağırlık aktarılarak diz ekstansiyonda ölçülen DF açısı, KG'nda 40,64±7,69° ve GG'nda 38,41±6,06°'dir. Rabin ve ark., ayakta diz ekstansiyonda DF açısını ölçtükleri çalışmalarında 46,4±4,8° değerini "orta" [140], diğer çalışmalarında 46,2±4,3° değerini "düşük" olarak kabul etmişlerdir [170]. Verilerimiz, literatür ile benzer şekildedir. Katılımcılarımızın hem ayakta hem de yatakta ölçülen DF değeri düşük bulunmuştur. Literatürde ağırlık aktarılmadan, diz ekstansiyonda ölçülen DF açısı için normal ve limitli kabul edilme değerleri değişiklik göstermektedir ve bildiğimiz kadarı ile ağırlık aktarılarak ölçülen DF değeri için normatif değer aralıkları tanımlanmamıştır. Belle-Jean ve ark., 17° ve daha az ayak DF'u gösteren bireylerin, daha çok kalça internal rotasyonu gösterdiğini belirtip, 17°'den daha düşük DF açılarını, limitli kabul etmişlerdir [171]. Dill ve ark., 20°'den daha düşük DF açılarını limitli kabul etmişlerdir [172]. Rabin ve ark., 15°'den daha düşük DF açılarını limitli kabul etmişlerdir [140]. Lima ve ark., 2018 yılında yaptıkları metaanalize göre, ölçüm ne şekilde yapılırsa yapılsın, ayak bileği DF açısındaki limitasyonun, DDV ile ilişkili olduğunu göstermişlerdir [117]. Ancak bazı çalışmalar, tek bacak üzerinde yapılan testleri tercih ederken [173] , bazı çalışmalar ise çift bacak üzerinde yapılan fonksiyonel testleri tercih etmişlerdir [174]. Fonksiyonel testlerin bazılarında, alt ekstremitenin bilateral kullanımı, göreceli olarak

sağlam olan ekstremitenin, diğerini kompanse etmesine izin verir [1]. Ağırlık aktarılarak ölçülen DF değeri için hangi fonksiyonel testleme pozisyonunun en güvenilir olduğu belirlenmelidir.

Ağırlık aktarılarak yapılan fonksiyonel aktiviteler sırasında, kalça abdüktör ve eksternal rotatör kaslarının eksantrik kontraksiyonları, yer reaksiyon kuvvetinin oluşturduğu femoral addüksiyon ve internal rotasyon momentlerini kontrol eder [54]. Bahsi geçen dizilim problemlerinin meydana gelmesine, bu kasların eksantrik kuvvet üretimindeki yetersizlikleri katkıda bulunur; DDV miktarını, PFAS ve ÖÇB yaralanması riskini artırır [11,35,64,65,175]. Kadınlarda eksantrik kalça abdüktör torku ve frontal plan hareketleri arasındaki ilişkinin yanı sıra, femurun mediale olan hareketi ile de eksantrik kuvvetin ilişkisi vardır. Souza ve ark., PFAS olan kadınları ve sağlıklı kontrolleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, kalça internal rotasyonu, kalça kas kuvveti ve femurun anatomik şekli arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Daha yüksek kalça abdüktör torkuna sahip olan kadınlarda, daha düşük FİR açısı tespit etmişlerdir. Kalça abdüktörlerinin eksantrik kuvvet üretiminin, koşu sırasında FİR'u azaltmak için çok önemli olduğunun altı çizilmiştir [37].

Fonksiyonel aktiviteler sırasında, kadınların kalça kaslarındaki eksantrik kuvvet üretim ihtiyacı erkeklere göre daha fazladır [53]. DDV ve kalça kaslarının eksantrik kuvvet üretiminin ilişkisinin önemi net bir şekilde bilinmekteyken, literatürde, DDV ve kalça abdüktör kas kuvvetini inceleyen birçok çalışma, el dinamometresi kullanarak, abdüktör kas gücü ve DDV arasında ilişki olmadığını belirtmiştir [4,134,176-181]. Ayrıca literatürde, kadınlardaki ve erkeklerdeki anatomik farklılıklar nedeniyle, DDV'nun kadın ve erkeklerde ayrı ayrı değerlendirilmesinin öneminin altı çizilmiştir. Abdüktör kas kuvveti, alt ekstremite valgusu ve dizilimi açısından, daha net bir kanıya varılabilmesi için, değerlendirmenin cinsiyete göre yapılması gerekliliğinin vurgulamasına rağmen [9,64], birçok çalışmada cinsiyete göre değerlendirme yapılmamıştır [4,134,176,177,179,180-183]. Aynı sebeple, Cashman ve ark., kadın ve erkek bireylerin tamamında, DDV ve kalça kuvvet ilişkisini inceledikleri derleme sonucunda, bu iki değişken arasında bir ilişki bulamazken, Dix ve ark., sadece kadın bireyler ile yaptıkları sistemik derlemede, yeterli zorluk

düzeyinde olan fonksiyonel testler ile azalmış kalça kuvveti arasında ilişki bulmuştur [9,175].

GMak, kalçaya ekstansiyon ve eksternal rotasyon yaptırır ve diğer kalça kaslarına kıyasla eksternal rotasyon kuvvet üretme miktarı daha yüksektir [35]. Dahası, kasın üst lifleri, kalça abdüksiyonuna destek olur ve GMed ile aynı paternde aktivasyon gösterirler [184]. GMed, kalçaya abdüksiyon yaptırır, internal rotasyona yardımcı olur. GMin ve TFL ile karşılaştırıldığında, GMed'un abdüksiyon kuvveti konusunda en büyük ivmeye sahip olduğu bilinmektedir. Ayrıca GMed'un posterior lifleri, kalça eksternal rotasyonunu destekler [36,185]. GMed'un eksantrik kuvvet üretiminin, valgus çöküşüne karşı zıt yönde kuvvet üretmesi, transvers plan ve femur hareketi arasındaki ilişkiyi açıklar. GMed'un eksantrik kuvvet üretim yetersizliği, femoral addüksiyonu ve sekonder olarak FİR'u artırır [64]. Dix ve ark., yaptıkları sistemik derlemede, TBÜÇT ile azalmış kalça abdüksiyon kuvvetinin ilişkili olduğunu, ancak bu test ile kalça ekstansiyon ve eksternal rotasyon kuvvetinin ilişkili olmadığını belirtmişlerdir [9]. TBÜÇT sırasında, vücut ağırlık merkezi fazlaca laterale kaydırılarak pelvik stabilizasyonu sağlanır ve kalça abdüksiyon kaslarına olan ihtiyaç artar [35]. Baldon ve ark., cinsiyete göre alt ekstremite kinematikleri ile abdüktör, eksternal rotasyon kaslarının eksantrik kuvveti arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarında, kadınların erkeklere göre daha çok kontralateral pelvis düşmesine, femur addüksiyonuna ve diz abdüksiyonuna sahip olduklarını göstermişlerdir. Tüm katılımcılarda, kalça abdüksiyon ve eksternal rotasyon torkları, femurun ve dizin frontal plan hareketleri ile korele bulunmuştur. Cinsiyete göre ayrı ayrı analiz edildiğinde, daha yüksek abdüktör torka sahip kadınların, daha düşük açılarda femur addüksiyonu, internal rotasyonu ve diz abdüksiyonu yaptıkları görülmüştür. Erkeklerde, izokinetik kuvvet ve kinematik veriler arasında fark görülmemiştir. Söz konusu çalışmalar, frontal planda pelvis, femur ve diz hareketlerinin, sekonder olarak GMak tarafından kontrol edildiğinin altını çizmektedir [64]. Jacobs ve ark., erkeklerde ve kadınlarda, sıçrama sonrası düşme anındaki alt ekstremite kinematikleri ile eksantrik kalça abdüksiyon kuvvetini kıyaslamak amacıyla yaptıkları çalışmada, cinsiyet arasında fark bulamamışlardır. Ancak kadınlarda daha büyük abdüktör pik tork değerlerinin, daha küçük pik valgus açısı ile korele olduğu ifade edilmiştir.

Eksantrik kalça abdüktör kas kuvvetinin, sıçrama sonrası düşmede, eklem kinematiklerini düzeltmede etkili olabileceği belirtilmiştir [65]. Ferber ve ark., kadın ve erkek rekreasyonel koşucularda, kalça ve diz kinetiklerini ve kinematiklerini karşılaştırdıkları çalışmada, koşmanın basma fazında, kadınların erkeklere oranla daha yüksek pik kalça addüksiyon açısı ve açısal hızı gösterdiğini tespit etmiştir [53]. Cinsiyet arası farklar, diz problemlerinin neden kadınlarda daha çok görüldüğünü açıklamaktadır ve kalça abdüktörlerinin eksantrik kuvvetinin, kadınlarda, alt ekstremite kinematiğini kontrol etmekte daha önemli olduğunu düşündürmektedir [53,64,65]. Kadınlarda, DDV tedavisinde, kalça GMed kasının eksantrik kuvvet artışına özellikle odaklanılmalıdır. Çalışmamızda sadece kadın katılımcılara ve GMed eksantrik kuvvetine odaklanılmıştır. Çalışma sonuçlarımızda, katılımcıların FPPA değerleri, KG'nda 200,04±4,66° ve GG'nda 200,50±5,96° olarak bulunmuştur. 195° ve üzerinde olan FPPA, patolojik kabul edilmiştir. Çalışma sonuçlarımız, literatür ile benzerlik göstermektedir.

Kasın kuvvet üretiminde ve performansında artış sağlamak için, EDYDM tekniğinin kullanılması son yıllarda sıklıkla tercih edilmektedir [27,29,30-34,108,113]. Azalmış esneklik ve EHA, kas kuvvetinde azalmaya sebep olur ve sakatlık riskini artırır. EDYDM, akut ve kronik vakalara uygulandığında, esneklik ve kuvvet artar [31,106]. Performans artışı, fasyal gevşetme sonrasında mobilitesi ve dolaşımı artan miyofasyal dokunun, daha yüksek kuvvet üretebilme becerisine bağlanmıştır [31-33]. Ayrıca, son yıllarda fasyada varlığı keşfedilen miyofibroblastların stimülasyonu da performans artışına katkıda bulunuyor olabilir [186,187].

Spor rehabilitasyonunda, EDYDM tekniğinin tek başına uygulanması tavsiye edilmez. Uygulama protokolü, dokuların adaptasyonunu ve yeniden modellenmesini kolaylaştırmak için hem hareketi hem de güçlendirmeyi içermelidir [29,103,106]. EDYDM tekniği kullanımı; ısınma, değerlendirme, uygulama, germe, egzersiz ve gerektiğinde soğuk uygulama yapılmasını gerektiren bir protokol dâhilinde yapılır [26,104,188]. Sadece egzersiz de kuvvet üretimine ve performans artışına sebep olabileceğinden, EDYDM tekniğinin, egzersiz ile kullanımı sonucunda ortaya çıkan

kuvvet üretimine ve performans artışına izole katkısı anlaşılamamaktadır. Bildiğimiz kadarıyla, sadece bir pilot çalışmada, lateral epikondilit hastalarında GT® tedavisinin izole kullanımının; klinik muayene, fonksiyon, ağrı ve kavrama kuvveti üzerindeki etkinliği araştırılmıştır. Söz konusu çalışmada, 27 katılımcı, 2 gruba (EDYDM grubu=15, KG=12) ayrılmıştır. EDYDM grubu, 5 hafta boyunca haftada 2 kez MFG tedavisi almıştır. KG'na ise hastalık hakkında bilgilendirme, masa başı ergonomisi ve germe egzersizleri hakkında tavsiyeler verilmiştir. Çalışma sonucunda, her iki grupta da ağrısız kavrama gücü, ağrı ve fonksiyonda iyileşme görülmüştür [189]. EDYDM tekniğinin performansa ne kadar katkıda bulunduğunu ve sakatlık önleyici programlara eklenmesinin gerekliliğini inceleyecek çalışmalara ihtiyaç vardır. Çalışmamızda, GMed kasının eksantrik kuvvet üretimini artırmak amacıyla kuvvetlenme egzersizleri verilmeden, GT® enstrümanları ile yapılan EDYDM tedavisinin ve devamında kolojen reorganizasyonu için verilen germe egzersizlerinin, kasın kuvvet üretimi, kalça stabilizasyonu, FPPA ve alt ekstremite dizilimi üzerine etkisi incelenmiştir. Çalışmamız, bildiğimiz kadarıyla EDYDM tekniğinin izole uygulamasının, kasın eksantrik kuvvet üretimi ve PS üzerine etkisinin incelendiği ilk çalışma olarak literatüre katkı sağlayacaktır.

EDYDM tekniği, performansta artış sağlamak için, hem ısınma fazında, hem de egzersiz ile kombine ve süreklilik gösteren programlarda tercih edilmektedir. Ancak performans değişikliği meydana getirmeyen çalışmalar [32-34] olduğu gibi, performans artışına sebep olan [29-31] çalışmalar da vardır. Çalışma sonuçları, tutarlılık göstermese de performansta düşme meydana gelmemiştir.

EDYDM ile yapılan çalışmalarda, uygulama sıklığı ve dozu ile ilgili bir standardizasyona da ihtiyaç vardır. Literatürde tavsiye edilen kullanım dozu ve uygulama sıklığı şu şekilde tanımlanmıştır. GT® ile hafif-orta-sert uygulamalar karşılaştırıldığında, fibroblastik aktiviteyi en çok sert uygulamanın artırdığı gözlenmiştir. Kolojen yüklenebilirliği ve inflamatuar süreç göz önünde bulundurularak, uygulamalar; 3 gün arayla, aynı bölgeye haftada 2 kez verilebilir. Lokal bölgelere 3-5 dakika, kombine bölgelere 8-10 dakika uygulama yapılır. Devamında 1-3 defa 30'ar saniyelik germe egzersizleri yapılır. Konservatif tedavi

programının, kolojenin sentezi, matürasyonu ve gücü üzerine odaklanması gerekmektedir. Kronik durumlarda tedavi 4-6 hafta olmalıdır [106]. Rhyu ve ark., 40 sağlıklı basketbol oyuncusunda, GT® enstrümanları ile 8 hafta boyunca haftada 6 kez yaptıkları ve her bir seansı 40 dakika süren (10 dakika ısınma, 30 dakika GT® ve egzersiz) tedavi sonucunda; aktif EHA, fonksiyonel fitness, esneklik ve izokinetik kuvvet ölçüm sonuçlarında anlamlı derecede iyileşme tespit etmişlerdir [31]. Bununla birlikte Kim ve ark., 40 erkek futbol oyuncusu üzerinde yaptıkları başka bir çalışmada ise EDYDM uygulaması sonrasında sonuçlar, fiziksel fitness, izokinetik kuvvet ve yorgunluk olmak üzere çok yönlü ele alınmıştır. Katılımcılar, EDYDM ve kontrol olmak üzere 2 gruba ayrılmışlar ve sıçrama performansları değerlendirilmiştir. Katılımcılar, GT® enstrümanlarıyla, 12 hafta boyunca, haftada 5 kez toplam 60 dakika süren bir antrenman programına (10 dakika ısınma, 40 dakika EDYDM ve egzersiz, 10 dakika soğuma) alınmışlardır. Çalışma sonuçlarına göre, yorgunlukta azalma, kas gücü ve performansta artma elde edilmiştir [30]. Sonuçları olumlu olsa da her iki çalışmada da tavsiye edilen dozdan çok daha fazla uygulama yapılmıştır. Yoğun uygulama yapmanın kolojen doku üzerinde yıkıcı etki yaratıp yaratmadığı daha ayrıntılı yumuşak doku görüntüleme teknikleri kullanılarak incelenmeli ve EDYDM tekniğinin tavsiye edilen dozlarda uygulanması hâlindeki performans değişikliği ayrıca araştırılmalıdır.

EDYDM tedavisinin performans üzerine etkisini akut olarak değerlendiren çalışmaların sonuçları tartışmalıdır. Stroiney ve ark., rekreasyonel atletlerde GT® gibi bir EDYDM markası olan Técnica Gavilán PTB ile stick roller uygulamasının, vertikal sıçrama ve 40-yd sprint performansı üzerine etkisini incelemişlerdir. Katılımcılar 5 dakika ergometre ile ısındıktan sonra, uygulamalar her iki grupta, her iki bacakta triseps suare, hamstring ve kuadriseps kaslarına yapılmıştır. Cinsiyet bakımından, her 2 girişim açısından da ne sıçrama da ne de 40-yd sprint performansında bir fark görülmemiştir [33]. MacDonald ve ark., rekreasyonel olarak aktif olan 48 katılımcıyı 3 gruba ayırmışlardır. 1'inci grubun kuadriseps kaslarına, 2'nci grubun triseps suare kaslarına, Técnica Gavilán PTB enstrümanı ile EDYDM tedavisi uygulanmış, 3'üncü grup ise kontrol grubu olarak değerlendirilmiştir. Tüm gruplardaki katılımcılar 5 dakika ergometre ile ısındırıldıktan sonra, sıçrama performansları değerlendirilmiştir.

Bilateral olarak seçilmiş kas grubuna 3 dakika EDYDM tedavisi uygulandıktan sonra sıçrama performansı tekrar değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda, başlangıç ölçümlerine göre vertikal sıçrama yüksekliği, pik gücü ve pik hızı parametrelerinde gruplar arasında anlamlı bir fark görülmemiştir [32]. Kim ve ark., hamstring kısalığı olan bireylerde; tut-gevşe, gerilme-zıt gerilme ve EDYDM tekniklerinin; hamstring, kuadriseps kuvveti ve oranı, dizin pasif sertliği ve ağrı eşiği üzerine etkisini incelemişlerdir. 45 katılımcı 3 gruba ayrılmıştır. 1'inci gruba tut-gevşe, 2'nci gruba gerilme-zıt gerilme, 3'üncü gruba Dr. You STM marka EDYDM tekniği uygulanmıştır. EDYDM, hamstring kasında gevşeme sağlanana kadar, 1-2 dakika yapılmıştır. EDYDM tekniğinin pik kuadriseps kuvveti, pik kuadriseps/hamstring oranı, pasif diz sertliği ve ağrı eşiğinde düzelme sağladığı tespit edilmiştir [30]. Pişirici ve ark., rekreasyonel olarak aktif bireylerde, hamstring ve gastrocnemius kasları ile plantar fasyaya uygulanan, çeşitli MFG tekniklerinin ve dinamik germe programının, sıçrama performansına akut etkisini incelemişlerdir. 42 katılımcı, foam roller, EDYDM ve dinamik germe gruplarına randomize edilmiştir. 5 dakika ısınma sonrasında, bir bacağa 8 dakika GT® enstrümanları ile EDYDM uygulanmıştır. Uygulama bilateral yapılmıştır. Uygulama sonucunda, en büyük değişim GT® grubunda olmak üzere, her grupta sıçrama performansında artış görülmüştür. Ancak gruplar arasında fark tespit edilmemiştir [190]. Vardiman ve ark., EDYDM tedavisinin, plantar fleksör kaslarının pasif özellikleri (müskülotendöz sertlik, pasif EHA, plantar fleksörlerin maksimal istemli pik torku ve pasif rezistif pik torku), inflamatuar miyokininler ve fonksiyonel yetenek üzerinde etkisini değerlendirmişlerdir. 11 sağlıklı katılımcı ile yapılan çalışmada, GT® enstrümanları ile plantar fleksörlere 7-8 dakika uygulama yapılmıştır. Değerlendirmeler; tedavi öncesi, sonrası, 24 ve 48 saat sonra yapılmıştır. Çalışma sonucunda, hiçbir parametrede değişiklik görülmemiştir [34]. Burke ve ark., carpal tünel sendromu olan hastalarda 2 farklı uygulamanın (GT® enstrümanları ile yapılan EDYDM ve klinisyenin elleri ile yaptığı MFG), hastalık belirti ve semptomları üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Çalışmada, median sinirin duyusal ve motor sinir iletim hızı, elin subjektif ağrısı, semptom şiddeti, fonksiyonel durum ve elin duyusal ve motor fonksiyonları değerlendirilmiştir. 26 katılımcı (GT® grubu:14, MFG grubu:12), ilk 4 hafta haftada 2, devamında 2 hafta haftada 1 seansa alınmışlardır. Çalışma sonucunda,

her iki uygulamanın da sinir iletim hızında, el bileği gücünde ve el bileği hareketlerinde iyileşme yarattığı görülmüştür [108]. Çalışmalar sonucunda görülen farklılıklar; kullanılan enstrümanların, uygulama yapılan kas ve/veya kasların, uygulama ve takip sürelerinin farklı olmasından, uygulama sonrası statik germe yapılması veya yapılmaması gibi faktörlerde standardizasyon olmamasından kaynaklanmaktadır [190]. Sonuçlarda tutarlılık olmayışı; literatürdeki çalışmaların dozajları, tedavi süreleri ve uygulama yerlerinin farklılık göstermesi, tedavi dozajının standart olmaması, kolojen reorganizasyonu için daha uzun zaman dilimi gerekmesi, bireylerin vücut kompozisyonunda farklılıklar olması ve alfa motor nöron uyarılabilirliğinin azalması sonucu meydana gelen nöromüsküler inhibisyonun ortaya çıkması gibi sebeplerden kaynaklanıyor olabilir [190,191]. Çalışmamızda, grup içi yapılan GMed eksantrik kuvvet değerlendirmesinde, KG'nda öncesi ve sonrasında fark görülmemiştir, GG'nda ise istatistiksel olarak anlamlı belirgin artış görülmüştür. Gruplar arası yapılan GMed eksantrik kuvvet değerlendirmesinde, tedavi sonrasında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır, ancak GG'nda GMed eksantrik kuvvet artışı, KG'na göre dikkat çekici düzeyde yüksek saptanmıştır ($p=0,053$; $p<0,05$). GG'nda tedavi öncesine göre tedavi sonrası GMed eksantrik kuvvetindeki değişim miktarı, KG'na göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır ($p=0,004$; $p<0,01$). Çalışma sonuçlarımız, 5 dakika ergometre ile ısınma, GT® enstrümanları ile 6 hafta boyunca, haftada 2 kez yapılan 5 dakika EDYDM ve germe tedavisinin kuvvet artışı yarattığını göstermiştir. Sonuçlarımız, literatürde EDYDM tedavisi sonrası, kuvvet ve performans artışı sağlayan çalışmalarla benzer sonuçlar göstermektedir.

Çalışmamızın başında, EDYDM tedavisinin GMed kasının tonusunda, esnekliğinde ve eksantrik kuvvet üretiminde sağlayacağı değişikliğin, özellikle FİR açısı üzerindeki etkisi merak konusuydu. Endişemiz, GMed kas tonusunda düşüş meydana gelirse, FİR açısının artarak, FPPA'nı artırabileceği şeklindeydi. Çalışma sonuçlarının, alt ekstremite dizilimi üzerinde meydana getirdiği değişiklikler incelendiğinde; Q açısının ağırlık aktarılmadan ve ağırlık aktarılarak ölçülen derecelerinde ve çökme miktarlarında, FİR, TT, ND testi sonuçlarında, CTA'nın ağırlık aktarılmadan ve ağırlık aktarılarak ölçülen derecelerinde ve çökme

miktarlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Ağırlık aktarılarak ve ağırlık aktarılmadan ölçülen DF değerlerinde ise grupların kendi içinde yapılan değerlendirmede; KG'nda 2,00±3,48°, GG'nda 2,41±2,59° görülen artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Ancak ağırlık aktarılarak ve ağırlık aktarılmadan ölçülen DF değerlerinde gruplar arası yapılan karşılaştırmada, grupların birbirine üstünlüğü gözlemlenmemiştir.

GMed kasının eksantrik kuvvet üretiminde sağladığımız artışının, FPPA açısı üzerindeki etkisini değerlendirdiğimizde, KG ve GG'nda, tedavi öncesine göre tedavi sonrası FPPA'ndaki ortalama, sırasıyla 5,54±5,61° ve 4,13±3,25° azalma, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Ancak GG'nda sağladığımız eksantrik kuvvet artışı, gruplar arası yapılan karşılaştırmada, FPPA değerlerinde anlamlı bir değişikliğe sebep olmamıştır. Hem KG hem de GG'nda, tedavi öncesine göre tedavi sonrası FPPA'nda görülen azalma miktarındaki değişim farkı, istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur. Her iki grupta meydana gelen FPPA'daki düzelme, katılımcıların test sırasında yaşadığı denge ve kontrol kaybını düzeltmesi ile testi öğrenmesi olarak yorumlanmıştır. Ancak bizim çalışmamızda, gruplar arası değerlendirmede, istatistiksel olarak anlamlı bir farkın görülmemesi, EDYDM tedavisinin FPPA üzerinde bir değişiklik yaratmadığını göstermektedir. Grup içi FPPA'nda meydana gelen azalmanın ve DF açısında meydana gelen artışın, gruplar arasında görülmemesinin, EDYDM tedavisi ile ilişkili olmadığı düşünülmektedir. Ancak her iki grupta da artan DF açısı, FPPA'ndaki azalma ile ilişkili olabilir.

Kalça kaslarının ve özellikle GMed kasının kuvvet üretimi, FPPA üzerinde etkili olduğu kadar PS'de de etkilidir. Postür ve denge üzerine yapılan önceki çalışmalar, kalça kaslarının tork üretiminin, anterior-posterior ve medial-lateral yönlerdeki pertürbasyonlara yanıt olarak, vücut ağırlık merkezinin yer değişim hızını en aza indirmede etkili olduğunu göstermiştir [13]. Kalça abdüktörleri, tek bacak üzerinde durma gibi aktivitelerde, pelvik düşmeyi ve kalça addüksiyonunu önler. Kalça adüktörlerinin zayıf olduğu durumlarda, gövdenin lateral fleksiyona gelmesi veya pelvik düşme, kalça abdüktörlerinin zayıflığını kompanse edebilir [36]. Stickler ve ark., 45 kadın katılımcının, TBÜÇT'nin, frontal plan kinematikleri ile kalça, gövde

kuvveti arasındaki ilişkisini incelemişlerdir. Kalça kas kuvveti ölçümlerinin hepsi FPPA ile ilgili bulunmuştur. Ancak kalça ekstansiyon kuvveti ile sakral açıdaki ve kalça abdüksiyon kuvveti ile FPPA açısındaki ilişkinin, diğer kaslara nazaran, dikkat çekici şekilde ilişkili olduğu görülmüştür [66]. Gribble ve ark., frontal düzlem hareketleri sırasında kalça ve ayak bileğindeki yorgunluğun, tek bacak üzerinde duruş sırasında postürel kontrol üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, kalça kaslarının yorgunluğunun, frontal ve sagital düzlemlerde, postürel kontrol bozukluklarına yol açarken, ayak bileği kaslarının yorgunluğunun, her iki düzlemde, postürel kontrolü önemli ölçüde bozmadığını belirtmişlerdir [192]. Lee ve ark., PFAS olan kadın bireyler ve sağlıklı kontrol grubu arasındaki PS'yi karşılaştırdıkları ve kalça stabilize edici bir breysin PS üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; PFAS olan kadınların, kontrol grubuna göre daha kötü medial-lateral PS sergilediğini ve kalça stabilize edici bir breysin, önemli ölçüde stabiliteyi geliştirdiğini göstermişlerdir [193]. Lee ve ark., yaptıkları çalışmada, unipedal denge görevleri sırasında kalça abdüktör kas zafiyeti olan ve olmayan bireyler arasındaki PS'yi karşılaştırmak ve azalmış kalça abdüktör kas kuvvetinin dengeyi korumak için, ayak bileği stratejisinin daha fazla kullanılmasına neden olup olmadığını araştırmıştır. Çalışma sonucunda; kalça abdüktör kas gücünde azalma olan bireylerin medial-lateral PS'yi azalttığını ve unipedal görevler sırasında dengeyi korumak için bir ayak bileği stratejisi kullanmaya doğru bir kayma sergilendiği gösterilmiştir [194]. Chappell ve ark., kadın sporcularda, 6 haftalık nöromüsküler antrenman programının, sıçrama testleri biyomekanisi üzerine etkisini araştırmışlardır. Çalışma sonucunda, atletik performans ölçümlerinde ve hareket paternlerinde düzelme olduğu görülmüştür. Nöromüsküler antrenman programının, antrenman rutinine eklenmesinin, sporcunun hareket stratejilerini düzeltmede, performans artışı sağlamada ve yaralanma riskini azaltmada faydalı olacağı ifade edilmiştir [195]. Çalışma sonuçlarımızda, tedavi sonrasında grup içi değerlendirmede hem SPS hem de DPS değerleri hem KG'nda hem de GG'nda düzelme göstermiştir. Ancak GG'nda tedavi sonrası SPS değeri, KG'na göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük saptanmıştır ve GG'nda tedavi öncesine göre tedavi sonrası SPS değerindeki değişimler, KG'na göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır. Çalışma sonuçlarımızda, GMed kasının eksantrik kuvvet artışının tek bacak üzerinde stabiliteyi artırarak, SPS ve DPS ile fark

değişim değerlerinde düzelmeye neden olduğu görülmüştür ve bu değişim, literatür ile uyumlu bulunmuştur.

Kalça abdüktör kas gücünde her 1°'lik düzelmenin, FPPA'nda 0,216° düzelme meydana getireceği belirtilmiştir. Kalça kas kuvvetinde %10'lik artışın 2,16° düzelme meydana getirmesi beklenir [66,196]. Ancak literatürde, gluteal kasların kuvvetlendirme programlarının, semptomları azaltma üzerine oldukça önemli bir etkisi olduğu görülürken, hareket paternlerinde değişiklik meydana getirmediği birçok çalışma da gösterilmiştir [198-199]. Bizim çalışmamız da benzer şekilde, GMed kasının eksantrik kuvvet üretimindeki artışının, SPS üzerinde olumlu sonuçları olsa da FPPA üzerinde anlamlı düzelme yaratamadığını göstermiştir. Alt ekstremite dizilimini düzeltebilmek ve hatalı hareket paternlerinin sakatlanmaya yol açmasını önlemek için başka stratejiler izlenmesi gerekmektedir. Sadece kas kuvvetinin pasif bir şekilde artırılmasının yeterli olmadığı, DDV'nun tedavisinde; nöromüsküler kontrole, sıçrama sonrası düşme tekniği ile ilgili geri bildirime ve bireye özgü antrenman programı hazırlanmasına gereksinim olduğu belirtilmiştir [200-202]. Ayrıca kadınların erkeklere göre, pik valgus açısına, çok daha hızlı ulaştığı göz önünde bulundurulmalı [62] ve özellikle kadın sporcuların antrenman programlarına, çeviklik eğitimleri katılmalıdır.

Nöromüsküler kontrol, duyu uyaranlarına yanıt olarak, bir eklemi çevreleyen dinamik kısıtlamaların bilinçsiz aktivasyonunu ifade eder. Nöromüsküler sistem hareketin yapılmasını sağlar ve hareket biyomekaniğini belirler. Bilinçsiz kas aktivasyonu, spordaki birçok eylem sırasında çok önemlidir ve nöromüsküler kontroldeki farklılıklar, artmış sakatlanma riskini, kısmen açıklayabilir [56,202,203]. Noyes ve ark., 6 haftalık bir nöromüsküler antrenman programının, kadın ve erkek sporcuların iniş ve hızlanma sırasında, diz ayrılma mesafeleri üzerinde etkisini araştırmışlardır. Nöromüsküler antrenmandan sonra, kadın sporcuların, dizlerinin valgusa gidişini azalttığı, yani dizlerin birbirinden uzaklaşma mesafelerini artırdığı, sıçrama sonrası düşme anında ve sıçrama testinin başında, daha nötr bir alt ekstremite hizalaması geliştirdikleri tespit edilmiştir [204]. Hewett ve ark., nöromüsküler antrenman programına aldıkları ve almadıkları kadın sporcuların, sezon içi sakatlanma

oranlarını karşılaştırmışlardır. Erkek sporcular, kontrol grubu olarak değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda, antrenmansız kadın sporcuların, antrenmanlı kadın sporculara göre 3,6 kat, erkek sporculara göre ise 4,8 kat daha fazla sakatlandıkları görülmüştür. Antrenmanlı kadın sporcularda, diz yaralanması insidansı, antrenmansız erkek sporculardan farklı bulunmamıştır. Prospektif yapılan çalışma, belirli bir plyometrik eğitim programından sonra, kadın sporcularda, diz yaralanması insidansının azaldığını göstermiştir [205]. Caraffa ve ark., futbolun, nöromüsküler antrenman programının, sakatlık yüzdesi üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. 600 sporcu 2 gruba ayrılıp, bir gruba nöromüsküler antrenman yaptırılmış, diğer grup ise kontrol grubu olarak değerlendirilmiştir. Nöromüsküler antrenman programı alan sporcularda, her yıl ekip başına 0,15 ÖÇB yaralanması görülürken, kontrol grubunda bu oran ekip başına 1,15 olarak tespit edilmiştir. Nöromüsküler eğitimin, futbolcularda, ÖÇB yaralanmalarının insidansını azaltmakta oldukça etkili olduğu görülmüştür [206]. Rodriguez ve ark., kadın futbolcularda, sezon boyunca sakatlık riskini azaltmak için uyguladıkları nöromüsküler antrenman programının, kas kuvvetinde ve valgus diziliminde yarattığı değişiklileri araştırmışlardır. 24 hafta boyunca, haftada 3 kez nöromüsküler antrenman programı, genel antrenman programının bir parçası olarak uygulanmıştır. Çalışma sonucunda, nöromüsküler eğitimin ve kas kuvvet oran dengesinin, ÖÇB yaralanmalarını önlemek için önemli olduğu belirtilmiştir ve söz konusu programın kadınların futbol antrenmanlarına entegre edilmesi tavsiye edilmiştir [207].

Nöromüsküler antrenmanın, yukarıda açıklanan yararlı sonuçlarına ilave olarak, sporcuya dinamik testlemeler ve manevralar esnasında kullandıkları hareket paternleri ve sıçrama sonrası düşme paternleri hakkında verilen geri bildirimlerin, oldukça faydalı olduğu görülmüştür. Mizner ve ark., kadın sporcularda, kas kuvveti ve dikey sıçrama testi sonrasında, sporcuya, yere iniş paterni ile ilgili verilen geri bildirim sonrasındaki düzelme miktarı arasındaki ilişkiyi araştırmışlardır. Kas kuvveti yüksek olan sporcuların, verilen geri bildirimlerden daha çok fayda göreceği hipotezi üzerine yapılan çalışmada; geri bildirim ile iniş stratejilerinde düzelme görülmüş, ancak kas kuvveti ile geri bildirimden sonra düzelme miktarı arasındaki korelasyon zayıf bulunmuştur [201].

Kadın sporcularda, DDV'na ve sakatlanma riskine katkı sağlayan bir diğer faktör de bacak dominansıdır. ÖÇB yaralanma riskini artıran 4 teori; ligament dominansı (artmış DDV, kalça addüksiyon ve FİR), gövde dominansı, kuadriseps dominansı ve bacak dominansıdır [200]. Ayrıca bacak dominansının, PS'yi etkilediği bildirilmiştir [208]. Pappas ve ark., 721 sporcuyu, düşük ve yüksek riskli 2 gruba ayırarak, dominans teorilerinin görülme oranlarını incelemişlerdir. Çalışma sonucunda; %60 sporcu, yüksek riskli bulunmuştur. %24 oranında, kuadriseps ve bacak dominansı birlikte görülmüştür. %22'sinde gövde, kuadriseps ve bacak dominansı tespit edilmişken, %14'ünde ise sadece ligament dominansı görülmüştür. Çalışma; alt ekstremite yaralanma riskine, bacak dominansının, ligament dominansından oldukça yüksek yüzde ile katkıda bulunduğunu göstermiştir [200]. Brophy ve ark., retrospektif ve gözlemsel yaptıkları çalışmada, ÖÇB sakatlanması yaşayan futbolcularda, bacak dominansı ve ÖÇB yaralanma ilişkisini incelemişlerdir. 41 erkek ve 52 kadın sporcunun değerlendirildiği çalışmada, cinsiyete bağlı olmaksızın yapılan değerlendirmede, nonkontakt yaralanma yüzdelerinde bir fark bulunmamıştır. Ancak cinsiyete bağlı değerlendirmede, nonkontakt yaralanmalar, erkeklerde %74,1, kadınlarda %32 oranında dominant bacakta görülmüştür. Çalışma, kadın sporcuların nondominant bacaklarında, yaralanma yüzdesinin daha yüksek olduğunu göstermektedir [209]. Rueld ve ark., rekreasyonel kayakçılarda, cinsiyet, bacak dominansı ve ÖÇB yaralanması arasındaki ilişkiyi değerlendirmişlerdir. Nonkontakt ÖÇB yaralanması yaşayan 65 erkek ve 128 kadın sporcu değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda, kadınların, dominant olmayan bacaklarında, 2 kat daha fazla yaralanmaya maruz kaldıkları görülmüştür. Bacak dominansının, ÖÇB yaralanması için bir risk faktörü olduğu belirtilmiştir [210]. Ford ve ark., sıçrama sonrası yere inme esnasında yaptıkları analizde, cinsiyete göre farklılıkları araştırmışlardır. 37 erkek ve 47 kadın üzerinde yapılan çalışmada, dikey sıçrama sonrası düşme testinde, kadın sporcuların, daha büyük bir diz valgusu momenti ile düştükleri, dominant ve nondominant bacak arasındaki maksimal diz valgus açılarında belirgin farklılıklara sahip oldukları görülmüştür [59]. Çalışmamızda, KG'nda (n=22), 1 katılımcının sol bacağı dominant bacağıdır, ancak 14 katılımcıda DDV olan taraf sol olarak değerlendirmeye alınmıştır. GG'nda (n=22), 5 katılımcının sol bacağı dominant bacağıdır, ancak 14 katılımcıda DDV'lu taraf sol olarak değerlendirmeye alınmıştır.

Çalışma sonucumuzda, literatür ile uyumlu olarak, katılımcıların nondominant bacaklarında, daha yüksek yüzde ile DDV görülmüştür.

EDYDM tekniğinin, diğer tedavi yaklaşımlarından daha ağrılı olabileceği gibi bir önyargı olsa da yapılan çalışmalar, EDYDM tekniğinin diğer MFG teknikleriyle kıyaslandığında, daha ağrılı olmadığını [33] ve ağrı eşiğinde yükselme meydana getirdiğini göstermiştir [30]. Çalışmamızda, EDYDM tedavisi alan GG katılımcıları, hasta memnuniyet ölçeğini; 3 (9 katılımcı), 4 (5 katılımcı) ve 5 (8 katılımcı) olarak puanlamışlardır. Hasta memnuniyet derecesi ortalama 3,95 puandır. Katılımcılara sorulan "Tedavi sonrası bacağınızda nasıl bir değişiklik oldu?" sorusuna, sıklıkla, "bacağımı daha esnek hissediyorum", "bacağımın üzerindeki yük azaldı", "bacaklarım arasındaki yük dağılımı değişti" ve "bacağımı daha rahatlamış hissediyorum" şeklinde cevap alınmıştır ve katılımcıların çalışmadan genel olarak memnun kaldıkları tespit edilmiştir.

Çalışma sonuçlarımız, "$H1^1$: Asemptomatik dinamik diz valgusu olan bireylerde gluteus medius kasına uygulanan enstrüman destekli yumuşak doku mobilizasyonu, gluteus medius kasının kuvvet üretimini artırır." ve "$H1^3$: Asemptomatik dinamik diz valgusu olan bireylerde gluteus medius kasına uygulanan enstrüman destekli yumuşak doku mobilizasyonu, postural stabiliteyi olumlu yönde etkiler." hipotezlerini doğrular iken, "$H1^2$: Asemptomatik dinamik diz valgusu olan bireylerde gluteus medius kasına uygulanan enstrüman destekli yumuşak doku mobilizasyonu, frontal plan projeksiyon açısı ve alt ekstremite dizilimini olumlu yönde etkiler." hipotezini desteklememiştir.

8.SONUÇ

Çalışmamıza dayanarak elde ettiğimiz sonuçlar aşağıda özetlenmiştir.

Alt ekstremite ölçümleri için normatif datalar, ölçüm yöntemleri ve patolojik kabul edilen değerler için standardizasyona ihtiyaç vardır.

DDV olan bireylerde, subtalar eklem değerlendirmelerinde, çökme miktarının daha doğru değerlendirilebilmesi için subtalar eklem nötral pozisyona alınarak ölçüm yapılmalıdır.

GMed kasına 6 hafta boyunca haftada 2 kez uygulana EDYDM tedavisi, GMed kasının eksantrik kuvvet üretimini artırmıştır. DDV tedavisinde egzersiz ile uygulanan EDYDM tedavisi, kuvvet üretimindeki artışı daha da geliştirecektir. Sakatlık önleyici antrenman programlarına, GMed kasına yapılan EDYDM tedavisinin eklenmesi tavsiye edilmektedir.

GMed kasının eksantrik kuvvet üretiminde elde edilen artış, TBÜÇT ile ölçülen FPPA'nı ve alt ekstremite dizilimini değiştirmemiştir. Kasın kuvvet üretiminin artmış olmasına rağmen FPPA'nda gruplar arasında anlamlı değişiklik görülmemesi, valgus çöküşünü tedavi etmek için, kas kuvvet artışından daha başka faktörlere de ihtiyaç olduğunu göstermektedir. DDV rehabilitasyonunda, nöromüsküler antrenmanın ve sporcunun tekniği ile ilgili farkındalığının artırılması önemlidir.

EDYDM tedavisi, GMed kasının kuvvet üretimini artırarak, PS'yi artırmıştır. Sakatlık önleyici programlara ve PS antrenmanlarına, GMed kasına yapılan EDYDM tedavisinin eklenmesi tavsiye edilmektedir.

9.KAYNAKLAR

[1] Harris-Hayes M, Steger-May K, Koh C, Royer NK, Graci V, Salsich GB. Classification of lower extremity movement patterns based on visual assessment: reliability and correlation with 2-dimensional video analysis. J Athl Train. 49(3);304-10, 2014.

[2] Scholtes SA, Salsich GB. A dynamic valgus index that combines hip and knee angles: assessment of utility in females with patellofemoral pain. Int J Sports Phys Ther. 12(3);333-40, 2017.

[3] Friel K, McLean N, Myers C, Caceres M. Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain. J Athl Train. 41(1);74-8, 2006.

[4] Sigward SM, Ota S, Powers CM. Predictors of frontal plane knee excursion during a drop land in young female soccer players. J Orthop Sports Phys Ther. 38(11);661-7, 2008.

[5] Kraus VB, Vail TP, Worrell T, McDaniel G. A comparative assessment of alignment angle of the knee by radiographic and physical examination methods. Arthritis Rheum. 52(6);1730-5, 2005.

[6] Ishida T, Yamanaka M, Takeda N, Aoki Y. Knee rotation associated with dynamic knee valgus and toe direction. The Knee. 21(2);563-6, 2014.

[7] Myer GD, Ford KR, Khoury J, Succop P, Hewett TE. Clinical correlates to laboratory measures for use in non-contact anterior cruciate ligament injury risk prediction algorithm. Clin Biomech (Bristol, Avon). 5(7);693–9, 2010.

[8] Dischiavi SL, Wright AA, Hegedus EJ, Bleakley CM. Rethinking dynamic knee valgus and its relation to knee injury: normal movement requiring control, not avoidance. J Orthop Sports Phys Ther. 49(4);216-8, 2019.

[9] Dix J, Marsh S, Dingenen B, Malliaras P. The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: a systematic review. Phys Ther Sport. 37:197-209, 2019.

[10] Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of cases. Am J Sport Med. 35(3);359-67, 2007.

[11] Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. J Orthop Sports Phys Ther. 33(11);639–46, 2003.

[12] Lathinghouse LH, Trimble MH. Effects of isometric quadriceps activation on the q-angle in women before and after quadriceps exercise. J Orthop Sports Phys Ther. 30(4);211-6, 2000.

[13] Aramaki Y, Nozaki D, Masani K, Sato T, Nakazawa K, Yano H. Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. Exp Brain Res. 136(4);463–73, 2001.

[14] Salsich GB, Graci V, Maxam DE. The effects of movement pattern modification on lower extremity kinematics and pain in women with patellofemoral pain. J Orthop Sports Phys Ther. 42(12);1017-24, 2012.

[15] Wyndow N, De Jong A, Rial K, Tucker K, Collins N, Vicenzino B. The relationship of foot and ankle mobility to the frontal plane projection angle in asymptomatic adults. J Foot Ankle Surg. 9(1);3-8, 2016.

[16] Munro A, Herrington L, Comfort P. The relationship between 2-dimensional knee-valgus angles during single-leg squat, single-leg-land, and drop-jump screening tests. J. Sport Rehabil. 26(1);72-7, 2017.

[17] Alenezi F, Herrington L, Jones P, Jones R. Relationships between lower limb biomechanics during single leg squat with running and cutting tasks: a preliminary investigation. Br J Sports Med. 48(7);560-1, 2014.

[18] Whatman C, Hing W, Hume P. Kinematics during lower extremity functional screening tests - are they reliable and related to jogging? Phys Ther Sport. 12(1);22-9, 2011.

[19] Ekegren CL, Miller WC, Celebrini RG, Eng JJ, Macintyre DL. Reliability and validity of observational risk screening in evaluating dynamic knee valgus. J Orthop Sports Phys Ther. 39(9);665-74, 2009.

[20] Ramirez M, Negrete R, Hanney WJ, Kolber MJ. Quantifyıng frontal plane knee kinematics in subjects with anterior knee pain: the reliability and concurrent validity of 2D motion analysis. Int J Sports Phys Ther. 13(1);86-93, 2018.

[21] Munro A, Herrington L, Carolan M. Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. J Sport Rehabil. 21(1);7-11, 2012.

[22] Miller A, Callister R. Reliable lower limb musculoskeletal profiling using easily operated, portable equipment. Phys Ther Sport. 10(1);30-7, 2009.

[23] McLean S, Walker K, Ford K, Myer G, Hewett T, Van den Bogert A. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. Brit J Sports Med. 39(6);355-62, 2005.

[24] Mizner RL, Chmielewski TL, Toepke JJ, Tofte KB. Comparison of two-dimensional measurement techniques for predicting knee angle and moment during a drop vertical jump. Clin J Sport Med. 22(3);221-7, 2012.

[25] MacDonald GZ, Penney MD, Mullaley ME, Cuconato AL, Drake CD, Behm DG, et al. An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a subsequent decrease in muscle activation or force. J Strength Cond Res. 27(3);812-21, 2013.

[26] Cheatham SW, Baker R, Kreiswirth E. Instrument assisted soft-tissue mobilization: a commentary on clinical practice guidelines for rehabilitation professionals. Int J Sports Phys Ther. 14(4);670-82, 2019.

[27] Blanchette MA, Pham AT, Grenier JM. Conservative treatment of a rock climber with a SLAP lesion: a case report. J Can Chiropr Assoc. 59(3);238-44, 2015.

[28] Markovic G. Acute effects of instrument assisted soft tissue mobilization vs. foam rolling on knee and hip range of motion in soccer players. J Bodyw Mov Ther. 19(4);690-6, 2015.

[29] Kim DH, Lee JJ. Effects of instrument-assisted soft tissue mobilization technique on strength, knee joint passive stiffness, and pain threshold in hamstring shortness. J Back Musculoskelet Rehabil. 31(6);1169-76, 2018.

[30] Kim J, Yim J. Instrument-assisted soft tissue mobilization improves physical performance of young male soccer players. Int J Sports Med. 39(12);936-43, 2018.

[31] Rhyu HS, Han HG, Rhi SY. The effects of instrument-assisted soft tissue mobilization on active range of motion, functional fitness, flexibility, and isokinetic strength in high school basketball players. Technol Health Care. 26(5);833-42, 2018.

[32] MacDonald N, Baker R, Cheatham SW. The effects of instrument assisted soft tissue mobilization on lower extremity muscle performance: a randomized controlled trial. Int J Sports Phys Ther. 11(7);1040-7, 2016.

[33] Stroiney DA, Mokris RL, Hanna GR, Ranney JD. Examination of self-myofascial release vs. instrument-assisted soft-tissue mobilization techniques on vertical and horizontal power in recreational athletes. J Strength Cond Res. 34(1);79-88, 2018.

[34] Vardiman JP, Siedlik J, Herda T, Hawkins W, Cooper M, Graham ZA. Instrument-assisted soft tissue mobilization: effects on the properties of human plantar flexors. Int J Sports Med. 36(3);197-203, 2015.

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

[36] Neuman DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation. Kas iskelet sistemi kinezyolojisi: rehabilitasyon için temeller, p.479-595. 3.baskı, Çeviren: Yavuz Y, Hipokrat Kitapevi, İstanbul, 2018.

[37] Souza RB, Powers CM. Predictors of hip internal rotation during running an an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. Am J Sports Med. 37(3);579-87, 2009.

[38] Arnold AS, Komallu AV, Delp SL. Internal rotation gait: a compensatory mechanism to restore abduction capacity decreased by bone deformity. Dev Med Child Neurol. 39(1);40-4, 1997.

[39] Dutton RA, Khadavi MJ, Fredericson M. Patellofemoral pain. Phys Med Rehabil Clin N Am. 27(1);31-52, 2016.

[40] Borish CN, Mueske NM, Wren TA. A comparison of three methods of measuring tibial torsion in children with myelomeningocele and normally developing children. Clin Anat. 30(8);1043-8, 2017.

[41] Schwartz M, Lakin G. The effect of tibial torsion on the dynamic function of the soleus during gait. Gait Posture. 17(2);113-8, 2003.

[42] Butler-Manuel PA, Guy RL, Heatley FW. Measurement of tibial torsion - new technique applicable to ultrasound and computed tomography. Br J Radiol. 65(770);119-26, 1992.

[43] Sanchis-Alfonso V, Prat-Pastor JM, Atienza-Vicente CM, Puig-Abbs C, Comín-Clavijo M. Biomechanical bases for anterior knee pain and patellar ınstability in the young patient. p. 55-76 In: Sanchis-Alfonso V. Editor. Anterior Knee Pain and Patellar Instability. London, Springer, 2006.

[44] Bittencourt NF, Ocarino JM, Mendonça LD, Hewett TE, Fonseca ST. Foot and hip contributions to high frontal plane knee projection angle in athletes: a classification and regression tree approach. J Orthop Sports Phys Ther. 42(12);996-1004, 2012.

[45] Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral joint mechanics: a theoretical model. J Orthop Sports Phys Ther. 9(4);160-9, 1987.

[46] Macrum E, Bell DR, Boling M, Lewek M, Padua D. Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. J. Sport Rehabil. 21(2);144-50, 2012.

[47] Jung DY, Koh EK, Kwon OY, Yi CH, Oh JS, Weon JH. Effect of medial arch support on displacement of the myotendinous junction of the gastrocnemius during standing wall stretching. J Orthop Sports Phys Ther. 39(12);867–74, 2009.

[48] Perez VE. Patellofemoral Rehabilitation. Oper Tech Orthop. 17(4);257-64, 2007.

[49] Weiss L, DeForest B, Hammond K, Schilling B, Ferreira L. Reliability of goniometry-based q-angle. PM R, 5(9);763-8, 2013.

[50] Wilk KE, Davies GJ, Mangine RE, Malone TR. Patellofemoral disorders: a classification system and clinical guidelines for nonoperative rehabilitation. J Orthop Sports Phys Ther. 28(5);307-22, 1998.

[51] Witvrouw E, Lysens R, Bellemans J, Cambier D, Vanderstraeten G. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. Am J Sports Med. 28(4);480-9, 2000.

[52] Hannigan JJ, Osternig LR, Chou LS. Sex-specific relationships between hip strength and hip, pelvis, and trunk kinematics in healthy runners. J Appl Biomech. 34(1);76-81, 2018.

[53] Ferber R, Davis IM, Williams DS 3rd. Gender differences in lower extremity mechanics during running. Clin Biomech (Bristol, Avon). 18(4);350-7, 2003.

[54] Grimaldi A, Mellor R, Hodges P, Bennell K, Wajswelner H, Vicenzino B. Gluteal Tendinopathy: A review of mechanisms, assessment and management. Sports Med. 45(8);1107–19, 2015.

[55] Myer GD, Ford KR, Khoury J, Succop P, Hewett TE. Development and validation of a clinic-based prediction tool to identify female athletes at high risk for anterior cruciate ligament injury. Am J Sports Med. 38(10);2025-33, 2010.

[56] Olsen O, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament ınjuries in team handball. Am J Sports Med. 32(4);1002-12, 2004.

[57] Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. Clin Biomech (Bristol, Avon). 16(5);438-45, 2001.

[58] Hewett TE, Myer G, Ford K, Heidt R, Colosimo A, McLean S, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes a prospective study. Am J Sports Med. 33(4);492-501, 2005.

[59] Ford K, Myer G, Hewett T. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. Med Sci Sport Exer. 35(10);1745-50, 2003.

[60] Willson JD, Davis IS. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. J Orthop Sports Phys Ther. 38(10);606-15, 2008.

[61] Herrington L. Knee valgus angle during landing tasks in female volleyball and basketball players. J Strength Cond Res. 25(1);262-6, 2011.

[62] Joseph MF, Rahl M, Sheehan J, MacDougall, B, Horn E, Denegar CR, et al. Timing of lower extremity frontal plane motion differs between female and male athletes during a landing task. Am J Sports Med. 39(7);1517-21, 2011.

[63] Myer GD, Ford KR, Di Stasi SL, Barber Foss KD, Micheli LJ, Hewett TE. High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury? Br J Sports Med. 49(2);118-22, 2015.

[64] Baldon R de M, Lobato DFM, Carvalho LP, Santiago PRP, Benze BG, Serrão FV. Relationship between eccentric hip torque and lower-limb kinematics: gender differences. J Appl Biomech. 27(3);223-32, 2011.

[65] Jacobs C, Mattacola C. Sex differences in eccentric hip-abductor strength and knee-joint kinematics when landing from a jump. J. Sport Rehabil. 14(4);346-55, 2005.

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

[67] Palastanga N, Soames R. Anatomy and Human Movement. Anatomi ve insan hareketi, p.201-403. 6.baskı, Çeviren: Yapalı G, Hiper Tıp Genel Satış Pazarlama ve Yayınevi, İstanbul, 2019

[68] Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Atlas of Anatomy. Prometheus Anatomi Atlası. p.424-49. 1.baskı, Çeviren: Yıldırım M, Marur T, Nobel Tıp Kitapevleri Ltd.Şti., İstanbul, 2007.

[69] Premkumar K. Anatomy & Physiology: The Massage Connection. Anatomi ve Fizyoloji: Masaj Bağlantısı, p.241. 3.baskı, Çeviren: Özdinçler AR, İstanbul Tıp Kitabevi, İstanbul, 2015.

[70] Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. Clinically Oriented Anatomy. Kliniğe Yönelik Anatomi. p.538-40. 4.baskı, Çeviren: Şahinoğlu K, Nobel Tıp Kitapevleri Ltd.Şti., İstanbul, 2007.

[71] Langevin HM, Stevens-Tuttle D, Fox JR, Badger GJ, Bouffard NA, Krag MH, et al. Ultrasound evidence of altered lumbar connective tissue structure in human subjects with chronic low back pain. BMC Musculoskelet Disord. 10(1);151-9, 2009.

[72] Kumka M, Bonar J. Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. J Can Chiropr Assoc. 56(3);179-91, 2012.

[73] Myers TW. Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists. p.1-73, 2nd ed. London: Elsevier Health Sciences, 2009.

[74] Shah S, Bhalara A. Myofascial release. Inter J Health Sci Res. 2(2);69-77, 2012.

[75] Stecco C. Why are there so many discussions about the nomenclature of fasciae? J Bodyw Mov Ther. 18(3); 441-2, 2014.

[76] Gelse K, Poschl E, Aigner T. Collagens -- structure, function, and biosynthesis. Adv Drug Deliver Rev. 55(12);1531–46, 2003.

[77] Stecco C, Gagey O, Belloni A. Anatomy of the deep fascia of the upper limb. second part: study of innervation. Morphologie. 91(292);38-43, 2007.

[78] Stecco C, Porzionato A, Lancerotto L, Stecco A, Macchi V, Day JA, et al. Histological study of the deep fasciae of the limbs. J Bodyw Mov Ther. 12(3);225-30, 2008.

[79] Masood N, Naylor IL. The in vitro reactivity of fascia from the rat and guinea-pig to calcium ions and mepyramine. Br J Pharmacol. 112:416P, 1994.

[80] Masood N, Naylor IL. Effect of adenosine on rat superficial and deep fascia and the effect of heparin on the contractile responses. Br J Pharmacol. 113:112, 1994.

[81] Schleip R, Klingler W, Lehmann-Horn F. Active fascial contractility: fascia may be able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics. Med Hypotheses. 65(2);273-7, 2005.

[82] Stecco C. Functional Atlas of the Human Fascial System. p.84, 1th ed. Elsevier Health Sciences, 2015.

[83] Bordoni B, Zanier E. Clinical and symptomatological reflections: the fascial system. J Multidiscip Healthc.7:401-11, 2014.

[84] McKenney K, Elder AS, Elder C, Hutchins A. Myofascial release as a treatment for orthopaedic conditions: a systematic review. J Athl Train. 48(4);522-7, 2013.

[85] Federative Committee of Anatomical Terminology (FCAT). Terminologia anatomica: international anatomical terminology. p.1-292, New York: Thieme Stuttgart, 1998.

[86] Wal JVD. The architecture of the connective tissue in the musculoskeletal system - an often overlooked functional parameter as to proprioception in the locomotor apparatus. Int J Ther Massage Bodywork. 2(4);9-23, 2009.

[87] Huijing PA. Epimuscular myofascial force transmission: historical review and implications for new research. international society of biomechanics muybridge award lecture, taipei. J Biomechanics. 42(1);9-21, 2009.

[88] Benetazzo L, Bizzego A, De Caro R, Frigo G, Guidolin D, Stecco C. 3D reconstruction of the crural and thoracolumbar fasciae. Surg Radiol Anat. 30(10);855-62, 2011.

[89] De Zordo T, Lill SR, Fink C, Feuchtner GM, Jaschke W, Bellmann-Weiler R, et al. Real-time sonoelastography of lateral epicondylitis: comparison of findings between patients and healthy volunteers. AJR Am. 193(1);180-5, 2009.

[90] LeMoon K. Terminology used in fascia research. J Bodyw Mov Ther. 12(3);204-12, 2008.

[91] Huijing PA, Baan GC. Extramuscular myofascial force transmission within the rat anterior tibial compartment: proximo-distal differences in muscle force. Acta Physiol Scand. 173(3); 297-311, 2001.

[92] Langevin HM. Connective tissue: a body-wide signaling network? Med Hypotheses. 66(6); 1074-7, 2006.

[93] Barnes MF. The basic science of myofascial release: morphologic change in connective tissue. J Bodyw Mov Ther. 1(4);231-8,1997.

[94] Davidson CJ, Ganion LR, Gehlsen GM, Verhoestra B, Roepke JE, Sevier TL. Rat tendon morphologic and functional changes resulting from soft tissue mobilization. Med Sci Sports Exerc. 29(3);313-9, 1997.

[95] Lempke L, Wilkinson R, Murray C. The effectiveness of PNF versus static stretching on increasing hip-flexion range of motion. J Sport Rehabil. 27(3);289-94, 2018.

[96] Gunn LJ, Stewart JC, Morgan, B, Metts ST, Magnuson JM, Iglowski NJ, et al. Instrument-assisted soft tissue mobilization and proprioceptive neuromuscular facilitation techniques improve hamstring flexibility better than static

stretching alone: a randomized clinical trial. J Man Manip Ther. 27(1);15-23, 2019.

[97] Simmonds N, Miller P, Gemmell H. A theoretical framework for the role of fascia in manual therapy. J Bodyw Mov Ther. 16(1); 83-93, 2012.

[98] Laudner K, Compton BD, McLoda TA, Walters CM. Acute effects of instrument assisted soft tissue mobilization for improving posterior shoulder range of motion in collegiate baseball players. Int J Sports Phys Ther. 9(1);1-7, 2014.

[99] Sevier TL, Wilson JK. Treating lateral epicondylitis. Sports Med. 28(5);375-80, 1999.

[100] Hayes D, Loghmani MT, Lubitz R, Moore E. A comparison of 2 instrument-assisted soft tissue mobilization techniques: effects on therapist discomfort/fatigue and treatment time. J Orthop Sport Phys. Therapy. 37(1);A17, 2007.

[101] Baker RT, Nasypany A, Seegmiller JG, Baker JG. Instrument assisted soft tissue mobilization treatment for tissue extensibility dysfunction. Int J Athl Ther Trai. 18(5);16-21, 2013.

[102] Schleip R. Fascial plasticity-a new neurobiological explanation part 2. J Bodyw Mov Ther. 7(2);104-16, 2003.

[103] Kim J, Sung DJ, Lee J. Therapeutic effectiveness of instrument-assisted soft tissue mobilization for soft tissue injury: mechanisms and practical application. J Exerc Rehabil. 13(1);12-22, 2017.

[104] Carey-Loghmani MT, Schrader JW, Hammer WI. Clinical Foundations for Graston Technique® Adapted from: Graston Technique® M1 Instruction Manual. p.146, 2014.

[105] Tamaki N, Orihuela-Campos RC, Fukui M, Ito HO. Hydrogen-rich water intake accelerates oral palatal wound healing via activation of the Nrf2/antioxidant defense pathways in a rat model. Oxid Med Cell Longev. 5679040, 2016.

[106] Hammer WI. The effect of mechanical load on degenerated soft tissue. J Bodyw Mov Ther. 12(3);246-56, 2008.

[107] Bailey LB, Shanley E, Hawkins R, Beattie PF, Fritz S, Kwartowitz D, et al. Mechanisms of shoulder range of motion deficits in asymptomatic baseball players. Am J Sports Med. 43(11);2783-93, 2015.

[108] Burke J, Buchberger DJ, Carey-Loghmani MT, Dougherty PE, Greco DS, Dishman JD. A pilot study comparing two manual therapy interventions for carpal tunnel syndrome. J Manipulative Physiol Ther. 30(1);50-61, 2007.

[109] Fousekis K, Kounavi E, Doriadis S, Mylonas K, Kallistratos E. The effectiveness of instrument-assisted soft tissue mobilization technique (ergonš technique), cupping and ischaemic pressure techniques in the treatment of amateur athletes´ myofascial trigger points. J Nov Physiother S. 3(2);1-7, 2016.

[110] Crothers AL, French SD, Hebert JJ, Walker BF. Spinal manipulative therapy, graston technique® and placebo for non-specific thoracic spine pain: a randomised controlled trial. Chiropr Man Ther. 24(1);16-24, 2016.

[111] Gulick DT. Instrument-assisted soft tissue mobilization increases myofascial trigger point pain threshold. J Bodyw Mov Ther. 22(2);341-5, 2018.

[112] Gulick DT. Influence of instrument assisted soft tissue treatment techniques on myofascial trigger points. J Bodyw Mov Ther. 18(4);602-7, 2014.

[113] Sevier TL, Stegink-Jansen CW. Astym treatment vs. eccentric exercise for lateral elbow tendinopathy: a randomized controlled clinical trial. PeerJ. 3, e967, 2015

[114] Donatelli RA, Diamond D. Strength training concepts in the athlete. p.223-232 In: Donatelli RA, editor. Sport-Specific Rehabilitation, Churchill Livingstone, Elseiver, 2006.

[115] Abdelkrim BN, El FS, El AJ. Time-motion analysis and physiological data of elite under-19-year-old basketball players during competition. Bull Br Assoc Sport Med. 41(2);69-75, 2007.

[116] Schaefer JL, Sandrey MA. Effects of a 4-week dynamic-balance-training program supplemented with graston instrument-assisted soft-tissue mobilization for chronic ankle instability. J Sport Rehabil. 21(4);313-26, 2012.

[117] Lima YL, de Paula Lima PO, Bezerra MA, de Oliveira RR, Almeida GPL. The association of ankle dorsiflexion range of motion and dynamic knee valgus: a systematic review with meta-analysis. Phys Ther Sport. 29:61-9, 2018.

[118] Shultz SJ, Nguyen AD, Schmitz RJ. Differences in lower extremity anatomical and postural characteristics in males and females between maturation groups. J Orthop Sport Phys. 38(3);137-49, 2008.

[119] Heinert BL, Kernozek TW, Greany JF, Fater DC. Hip abductor weakness and lower extremity kinematics during running. J Sport Rehabil. 17(3);243-56, 2008.

[120] Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. J Orthop Sport Phys. 33(11);671-6, 2003.

[121] Almeida GPL, Carvalho APDMC, França FJR, Magalhães MO, Burke TN, Marques AP. Q-angle in patellofemoral pain: relationship with dynamic knee valgus, hip abductor torque, pain and function. Rev Bras Ortop. 51(2);181-6, 2016.

[122] Sanchez HM, Sanchez EGDM, Baraúna MA, Canto RSDT. Evaluation of Q angle in differents static postures. Acta Ortop Bras. 22(6),325-9, 2014.

[123] France L, Nester C. Effect of errors in the identification of anatomical landmarks on the accuracy of Q angle values. Clin Biomech (Bristol, Avon). 16(8);710-3, 2001.

[124] Tsakoniti AE, Stoupis, CA, Athanasopoulos SI. Quadriceps cross-sectional area changes in young healthy men with different magnitude of q angle. J Appl Physiol. 105(3);800-4, 2008.

[125] Greene CC, Edwards TB, Wade MR, Carson EW. Reliability of the quadriceps angle measurement. Am J Knee Surg. 14(2);97-103, 2001.

[126] Shultz SJ, Nguyen AD, Windley TC, Kulas AS, Botic TL, Beynnon BD. Intratester and intertester reliability of clinical measures of lower extremity anatomic characteristics: implications implications for multicenter studies. Clin J Sport Med. 16(2);155-61, 2006.

[127] Grabow L, Young JD, Alcock LR, Quigley PJ, Byrne JM, Granacher U, et al. Higher quadriceps roller massage forces do not amplify range-of-motion increases or impair strength and jump performance. J Strength Cond Res. 32(11);3059-69, 2018.

[128] Smith M, Fryer G. A comparison of two muscle energy techniques for increasing flexibility of the hamstring muscle group. J Bodyw Mov Ther. 12(4);312-7, 2008.

[129] Draper CE, Chew KT, Wang R, Jennings F, Gold GE, FredericsonM. Comparison of quadriceps angle measurements usingshort-arm and long-arm goniometers: correlation with MRI. PMR. 3(2);111-6, 2011.

[130] Caylor D, Fites R, Worrell TW. The relationship between quadriceps angle and anterior knee pain syndrome. J Orthop Sports Phys Ther. 17(1),11-6, 1993.

[131] Guerra JP, Arnold MJ, Gajdosik RL. Q angle: effects of isometric quadriceps contraction and body position. J Orthop Sports Phys Ther. 19(4);200-4, 1994.

[132] Herrington L, Nester C. Q-angle undervalued? the relationship between q-angle and medio-lateral position of the patella. Clin Biomech (Bristol, Avon). 19(10);1070-3, 2004.

[133] Piva SR, Fitzgerald K, Irrgang JJ, Jones S, Hando BR, Browder DA, et al. Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. BMC Musculoskelet Disord. 7(1);33-45, 2006.

[134] Nilstad A, Krosshaug, T, Mok KM, Bahr R, Andersen TE. Association between anatomical characteristics, knee laxity, muscle strength, and peak knee valgus during vertical drop-jump landings. J Orthop Sports Phys Ther. 45(12);998-1005, 2015.

[135] Magee DJ. Orthopedic physical assessment. p.649-888, 6th ed. Canada: Sounders, 2014.

[136] Milner CE, Soames RW. A comparison of four in vivo methods of measuring tibial torsion. J Anat. 193(1);139-44, 1998.

[137] Davids JR, Benfanti P, Blackhurst DW, Allen BL. Assessment of femoral anteversion in children with cerebral palsy: accuracy of the trochanteric prominence angle test. J Pediatr Orthop. 22(2);173-8, 2002.

[138] Staheli LT, Corbett M, Wyss C, King H. Lower-extremity rotational problems in children. Normal values to guide management. J Bone Joint Surg Am. 67(1);39-47, 1985.

[139] Lucareli PRG, Santos NM, Godoy WD, Bernal MMB, Paes ÂT, Ramalho Junior A. The impact of tibial torsion measurements on gait analysis kinematics. Acta Ortop Bras. 22(5);278-82, 2014.

[140] Rabin A, Kozol Z. Measures of range of motion and strength among healthy women with differing quality of lower extremity movement during the lateral step-down test. J Orthop Sports Phys Ther. 40(12);792-800, 2010.

[141] Nguyen AD, Shultz SJ. Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment. J Orthop Sports Phys Ther. 37(7);389-98, 2007.

[142] Werner S. Conservative treatment of athletes with anterior knee pain p.147-66. In: Sanchis-Alfonso V, editor. Anterior Knee Pain and Patellar Instability. London, Springer, 2006.

[143] Yıldırım MŞ, Tuna F, Kabayel DD, Süt N. The cut-off values for the diagnosis of hamstring shortness and related factors. Balkan Med J. 35(5);388-93, 2018.

[144] McFadden DP, Asplund CA. Physical examination of the hip and pelvis p.9-35 In: Seidenberg PH, Bowen JD, editors. The Hip and Pelvis in Sports Medicine and Primary Care. London, Springer, 2017.

[145] Iversen MD, Price LL, von Heideken J, Harvey WF, Wang C. Physical examination findings and their relationship with performance-based function in adults with knee osteoarthritis. BMC Musculoskelet Disord. 17(1);273-84, 2016.

[146] Rossi R, Dettoni F, Bruzzone M, Cottino U, D'Elicio DG, Bonasia DE. Clinical examination of the knee: know your tools for diagnosis of knee injuries. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol. 3(1);25-35, 2011.

[147] Behara B, Jacobson BH. Acute effects of deep tissue foam rolling and dynamic stretching on muscular strength, power, and flexibility in division I linemen. J Strength Cond Res. 31(4);888-9, 2017.

[148] Khuu A, Foch E, Lewis CL. Not all single leg squats are equal: a biomechanical comparison of three variations. J Orthop Sports Phys Ther. 11(2);201-11, 2016.

[149] Kvist J. Sagittal tibial translation during exercises in the anterior cruciate ligament-deficient knee. Scand J Med Sci Sports. 15(3);148-58, 2005.

[150] Carry PM, Gala R, Worster K, Kanai S, Miller NH, James D, et al. Postural stability and kinetic change in subjects with patellofemoral pain after a nine-

week hip and core strengthening intervention. J Orthop Sports Phys Ther. 12(3);314-23, 2017.

[151] Lim JM, Cho JJ, Kim TY, Yoon BC. Isokinetic knee strength and proprioception before and after anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison between home-based and supervised rehabilitation. J Back Musculoskelet Rehabil. 32(3);421-9, 2019.

[152] Schmitz R, Arnold B. Intertester and intratester reliability of a dynamic balance protocol using the Biodex Stability System. J Sport Rehabil. 7(2);95-101, 1998.

[153] Aydog E, Depedibi R, Bal A, Eksioglu E, Unlu E, Cakci A. Dynamic postural balance in ankylosing spondylitis patients. Rheumatology. 45(4);445-8, 2005.

[154] Baldon R de M, Nakagawa TH, Muniz TB, Amorim CF, Maciel CD, Serrão FV. Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. J Athl Train. 44(5);490-6, 2009.

[155] Chamberlain GJ. Cyriax's friction massage: a review. J Orthop Sports Phys Ther. 4(1);16-22, 1982.

[156] Cicchetti DV. Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. Psychol Assess. 6(4);284-90, 1994.

[157] Park SK, Stefanyshyn DJ. Greater Q angle may not be a risk factor of patellofemoral pain syndrome. Clin Biomech (Bristol, Avon). 26(4);392-6, 2011.

[158] Nguyen AD, Shultz SJ, Schmitz RJ. Landing biomechanics in participants with different static lower extremity alignment profiles. J Athl Train. 50(5);498-507, 2015.

[159] Pantano KJ, White SC, Gilchrist LA, Leddy J. Differences in peak knee valgus angles between individuals with high and low q-angles during a single limb squat. Clin Biomech (Bristol, Avon). 20(9);966-72, 2005.

[160] Nguyen AD, Boling MC, Levine B, Shultz SJ. Relationships between lower extremity alignment and the quadriceps angle. Clin J Sport Med. 19(3);201-206, 2009.

[161] Kianifar R, Lee A, Raina S, Kulić D. Automated assessment of dynamic knee valgus and risk of knee injury during the single leg squat. IEEE J Transl Eng Health Med. 5:1-13, 2017.

[162] Nguyen AD, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. J Athl Train. 46(3);246-56, 2011.

[163] Barton CJ, Bonanno D, Levinger P, Menz HB. Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. J Orthop Sports Phys Ther. 40(5);286-96, 2010.

[164] Mueller MJ, Host JV, Norton BJ. Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. J Am Podiatr Med Assoc. 83(4):198-202, 1993.

[165] Beckett ME, Massie DL, Bowers KD, Stoll DA. Incidence of hyperpronation in the ACL injured knee: a clinical perspective. J Athl Train. 27(1);58-62, 1992.

[166] Denegar CR, Ball DW. Assessing reliability and precision of measurement: an introduction to intraclass correlation and standard error of measurement. J Sport Rehab. 2(1);35-42, 1993.

[167] Rabin A, Kozol Z, Moran U, Efergan A, Geffen Y, Finestone AS. Factors associated with visually assessed quality of movement during a lateral step-down test among individuals with patellofemoral pain. J Orthop Sports Phys Ther. 44(12);937-46, 2014.

[168] Barton CJ, Levinger P, Crossley KM, Webster KE, Menz HB. The relationship between rearfoot, tibial and hip kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome. Clin Biomech (Bristol, Avon). 27(7);702-5, 2012.

[169] Stiffler MR, Pennuto AP, Smith MD, Olson ME, Bell DR. Range of motion, postural alignment, and LESS score differences of those with and without excessive medial knee displacement. Clin J Sport Med. 25(1);61-6, 2015.

[170] Rabin A, Portnoy S, Kozol Z. The association of ankle dorsiflexion range of motion with hip and knee kinematics during the lateral step-down test. J Orthop Sports Phys Ther. 46(11);1002-9, 2016.

[171] Bell-Jenje T, Olivier B, Wood W, Rogers S, Green A, McKinon W. The association between loss of ankle dorsiflexion range of movement, and hip adduction and internal rotation during a step down test. Man Ther. 21:256-61, 2016.

[172] Dill KE, Begalle RL, Frank BS, Zinder SM, Padua DA. Altered knee and ankle kinematics during squatting in those with limited weight-bearing–lunge ankle-dorsiflexion range of motion. J Athl Train. 49(6);723-32, 2014.

[173] Bell DR, Padua DA, Clark MA. Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement. Arch Phys Med Rehabil. 89(7);1323-28, 2008.

[174] Mauntel TC, Begalle RL, Cram TR, Frank BS, Hirth CJ, Blackburn, T. The effects of lower extremity muscle activation and passive range of motion on single leg squat performance. J Strength Cond Res. 27(7);1813-23, 2013.

[175] Cashman GE. The effect of weak hip abductors or external rotators on knee valgus kinematics in healthy subjects: a systematic review. J Sport Rehabil. 21(3);273-84, 2012.

[176] Baggaley M, Noehren B, Clasey JL, Shapiro R, Pohl MB. Frontal plane kinematics of the hip during running: are they related to hip anatomy and strength? Gait posture. 42(4);505-10, 2015.

[177] Bandholm T, Thorborg K, Andersson E, Larsen T, Toftdahl M, Bencke J, et al. Increased external hip-rotation strength relates to reduced dynamic knee control in females: paradox or adaptation? Scand J Med Sci Sports. 21(6);215-21, 2011.

[178] Hollman JH, Galardi CM, Lin IH, Voth BC, Whitmarsh CL. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. Clin Biomech (Bristol, Avon). 29(4);468-74, 2014.

[179] Lawrence 3rd RK, Kernozek TW, Miller EJ, Torry MR, Reuteman P. Influences of hip external rotation strength on knee mechanics during single-leg drop landings in females. Clin Biomech (Bristol, Avon). 23(6);806-13, 2008.

[180] Malloy P, Morgan A, Meinerz C, Geiser CF, Kipp K. Hip external rotator strength is associated with better dynamic control of the lower extremity during landing tasks. J Strength Cond Res. 30(1);282-91, 2016.

[181] Munkh-Erdene B, Sakamoto M, Nakazawa R, Aoyagi M, Kasuyama T. Relationship between hip muscle strength and kinematics of the knee joint during single leg squatting and dropping. J Phys Ther Sci. 23(2);205-7, 2011.

[182] Willson JD, Ireland ML, Davis I. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. Med Sci Sports Exerc. 38(5);945-52, 2006.

[183] Thijs Y, Van Tiggelen D, Willems T, De Clercq D, Witvrouw E. Relationship between hip strength and frontal plane posture of the knee during a forward lunge. Br J Sports Med. 41(11);723-7, 2007.

[184] Lyons K, Perry J, Gronley JK, Barnes L, Antonelli D. Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation. an EMG study. Phys Ther. 63(10);1597-605, 1983.

[185] Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. J Sport Rehabil. 18(1);104-17, 2009.

[186] Nekouzadeh A, Pryse KM, Elson EL, Genin GM. Stretch-activated force shedding, force recovery, and cytoskeletal remodeling in contractile fibroblasts. J. Biomech. 41(14); 2964-71, 2008.

[187] Schleip R, Gabbiani G, Wilke J, Naylor I, Hinz B, Zorn A, et al. Fascia is able to actively contract and may thereby influence musculoskeletal dynamics: a histochemical and mechanographic investigation. Front Physiol. 10:336, 2019.

[188] Miners AL, Bougie TL. Chronic achilles tendinopathy: a case study of treatment incorporating active and passive tissue warm-up, graston technique®, ART®, eccentric exercise, and cryotherapy. J Can Chiropr Assoc. 555(4);269-279, 2011.

[189] Blanchette MA, Normand MC. Augmented soft tissue mobilization vs natural history in the treatment of lateral epicondylitis: a pilot study. J Manipulative Physiol Ther. 34(2);123-130, 2011.

[190] Pisirici P, Ekiz MB, Kulak IC. Investigation of the acute effect of myofascial release techniques and dynamic stretch on vertical jump performance in recreationally active individuals. J Phys Educ Sport. 20(3);1569-79, 2020.

[191] Sullivan SJ, Williams LRT, Seaborne DE, Morelli M. Effects of massage on alpha motor neuron excitability. Phys Ther. 71(8);555-60, 1991.

[192] Gribble PA, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. J Electromyogr Kinesiol. 14(6);641-6, 2004.

[193] Lee SP, Souza RB, Powers CM. The influence of hip abductor muscle performance on dynamic postural stability in females with patellofemoral pain. Gait posture. 36(3);425-9, 2012.

[194] Lee SP, Powers CM. Individuals with diminished hip abductor muscle strength exhibit altered ankle biomechanics and neuromuscular activation during unipedal balance tasks. Gait posture. 39(3);933-8, 2014.

[195] Chappell JD, Limpisvasti O. Effect of a neuromuscular training program on the kinetics and kinematics of jumping tasks. Am J Sports Med. 36(6);1081-6, 2008.

[196] Bohannon RW. Literature reporting normative data for muscle strength measured by hand-held dynamometry: a systematic review. Isokinet Exerc Sci. 19(3);143-7, 2011.

[197] Rabelo NDDA, Costa LOP, de Lima BM, dos Reis AC, Bley AS, Fukuda TY,et al. Adding motor control training to muscle strengthening did not substantially improve the effects on clinical or kinematic outcomes in women with patellofemoral pain: a randomised controlled trial. Gait Posture. 58:280-6, 2017.

[198] Palmer K, Hebron C, Williams JM. A randomised trial into the effect of an isolated hip abductor strengthening programme and a functional motor control programme on knee kinematics and hip muscle strength. BMC Musculoskelet Disord. 16:105, 2015.

[199] Ferber R, Kendall KD, Farr L. Changes in knee biomechanics after a hip-abductor strengthening protocol for runners with patellofemoral pain syndrome. J Athl Train. 46(2),142-9, 2011.

[200] Pappas E, Shiyko MP, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Biomechanical deficit profiles associated with ACL injury risk in female athletes. Med Sci Sports Exerc. 48(1);107-13, 2016.

[201] Mizner RL, Kawaguchi, JK, Chmielewski TL. Muscle strength in the lower extremity does not predict postinstruction improvements in the landing patterns of female athletes. J Orthop Sports Phys Ther. 38(6);353-61, 2008.

[202] Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. part 1: mechanisms of injury and underlying risk factors. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 17(7);705-29, 2009.

[203] Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. J Am Acad Orthop Surg 8(3);141-50, 2000.

[204] Noyes FR, Barber-Westin SD, Fleckenstein C, Walsh C, West J. The drop-jump screening test: difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes. Am J Sports Med. 33(2);197-207, 2005.

[205] Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. Am J Sports Med. 27(6);699-706, 1999.

[206] Caraffa A, Cerulli G, Projetti M, Aisa G, Rizzo A. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 4(1);19-21, 1996.

[207] Rodriguez C, Echegoyen S, Aoyama T. The effects of “prevent injury and enhance performance program” in a female soccer team. J Sports Med Phys Fitness. 58(5);659-63, 2018.

[208] Promsri A, Longo A, Haid T, Doix ACM, Federolf P. Leg dominance as a risk factor for lower-limb injuries in downhill skiers - a pilot study into possible mechanisms. Int J Environ Res Public Health. 16(18);3399-414, 2019.

[209] Brophy RH, Backus SI, Pansy BS, Lyman S, Williams RJ. Lower extremity muscle activation and alignment during the soccer instep and side-foot kicks. J Orthop Sports Phys Ther. 37(5);260-8, 2007.

[210] Ruedl G, Webhofer M, Helle K, Strobl M, Schranz A, Fink C, et al. Leg dominance is a risk factor for noncontact anterior cruciate ligament injuries in female recreational skiers. Am J Sports Med. 40(6);1269-73, 2012.

10.EKLER

10.1.Gönüllü Onam Formu

Bu katıldığınız çalışma bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı "Asemptomatik Dinamik Diz Valguslu Bireylerde Graston Tekniğinin Fonksiyonel ve Biyomekanik Etkisinin, Anatomi Diseksiyonu Desteğiyle de Değerlendirilmesi" dir. Bu araştırmanın amacı, asemptomatik dinamik diz valgusu olan bireylerde uygulanacak olan enstrüman destekli miyofasyal gevşetme tedavisinin, tek bacak üzerinde çömelme ve izokinetik kas gücü değerlendirmesi üzerine etkisinin incelenmesidir. Bu araştırmada size eğimli kenarları olan özel paslanmaz çelikten yapılmış aletleri kullanarak yumuşak dokunun gevşemesini sağlayan fizyoterapi tekniği uygulanacaktır. Bu araştırmada yer almanız öngörülen süre 6 hafta, 12 seans olup, araştırmada yer alacak gönüllülerin sayısı 40 'dır.

Bu araştırma ile ilgili olarak düzenli tedaviye gelmek sizin sorumluluğunuzdur.

Bu araştırmada sizin için ciltte kızarıklık, yanıklar gibi riskler ve rahatsızlıklar söz konusu olabilir; ancak bu gibi yan etkiler önerilen doz aşımlarında görülmektedir.

Araştırmaya bağlı bir zarar söz konusu olduğunda, bu durumun tedavisi sorumlu araştırıcı tarafından yapılacak, ortaya çıkan masraflar sorumlu araştırmacı tarafından karşılanacaktır. Araştırma sırasında sizi ilgilendirebilecek herhangi bir gelişme olduğunda, bu durum size veya yasal temsilcinize derhal bildirilecektir. Araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki ya da diğer rahatsızlıklarınız için 05055016076 no.lu telefondan Uzm. Fzt. Pelin Pişirici'ye başvurabilirsiniz.

Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır. Bu araştırmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada araştırmadan ayrılabilirsiniz; bu durum herhangi bir cezaya ya da sizin yararlarınıza engel duruma yol açmayacaktır. Araştırıcı bilginiz dâhilinde veya isteğiniz dışında, uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız veya tedavinin etkinliğini artırmak vb. nedenlerle sizi araştırmadan çıkarabilir. Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır; çalışmadan çekilmeniz ya da araştırıcı tarafından çıkarılmanız durumunda, sizle ilgili tıbbi veriler de gerekirse bilimsel amaçla kullanılabilecektir.

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın denetleyici kişileri, kontrolleri yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz.

Çalışmaya Katılma Onayı:

Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırıcıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Çalışmaya 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 formun imzalı bir kopyası bana verilmiştir.

Gönüllünün, Adı-Soyadı: Adresi: Tel.-Faks: Tarih ve İmza:	Açıklamaları yapan araştırmacının, Adı-Soyadı: Görevi: Adresi: Tel.-Faks: Tarih ve İmza:
Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasinin, Adı-Soyadı: Adresi: Tel.-Faks: Tarih ve İmza:	Olur alma işlemine başından sonuna kadar tanıklık eden kuruluş görevlisinin/görüşme tanığının, Adı-Soyadı: Görevi: Adresi: Tel.-Faks: Tarih ve İmza:

10.2.Değerlendirme Formu

Tarih:

Ad- Soyad: Yaş: Boy-Kilo:

Daha önceden geçirilmiş travma/ameliyat var mı?:

Düzenli kullanılan ilaç var mı :

Dominant bacak: Dinamik diz valguslu bacak:

Bacak boyu farkı:

	Medial malleol - SİAS	Medial malleol - Umblikus
Sağ Bacak:		
Sol Bacak:		

Frontal plan projeksiyon açısı:

Tedavi Öncesi	
Tedavi sonrası	

Q açısı:

	Sağ bacak	Sol Bacak	Fark
Ağırlık aktararak			
Ağırlık aktarmadan			
Calcaneotibial açı (yatakta)			
Calcaneotibial açı (ayakta)			
Navicular düşme (oturarak)			
Navicular düşme (ayakta)			

Kısalık testleri ve patella değerlendirmesi:

	Sağ	Sol
İliopsoas		
Kuadriseps		
İliotibial band		
Hamstring		
Patellar mobilite		
Patellar tilt		

Kalça abdüksiyon kas gücü ölçümü:

	1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	Ortalama
Sağ				
Sol				

Alt ekstremite ölçümleri:

	Sağ	Sol
Femoral internal rotasyon		
Tibial torsiyon		
Dorsifleksiyon (yatakta)		
Dorsifleksiyon (ayakta)		

Postural stabilite ölçümü:

Statik denge	0V	AP	ML
1. ölçüm			
2. ölçüm			

Dinamik denge	0V	AP	ML
1. ölçüm			
2. ölçüm			

Genel Memnuniyet Ölçeği:



10.3.Graston Teknik® Sertifikası



GRASTON®
TECHNIQUE

8945 N Meridian St, Ste 150, Indianapolis, IN 46260 ceu@grastontechnique.com

Graston Technique, LLC is proud to acknowledge that

Pelin Pisirici, Msc

has successfully completed the 12-hour M1-Basic Training in the Graston Technique® method of instrument-assisted soft tissue mobilization, which includes diagnostic and therapeutic applications and procedures.

Garden City, NY: 12/8/2018 - 12/9/2018

Dominic Merlina
CEO

Dave M Mansfield
Instructor

11.ETİK KURUL ONAYI

MEDİPOL UNV İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ

E-Imzalıdır

T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

Sayı : 10840098-604.01.01-E.15020 06/05/2019
Konu : Etik Kurulu Kararı

Sayın Pelin PİŞİRİCİ

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz "Asemptomatik Dinamik Diz Valguslu Bireylerde Graston Tekniğinin Fonksiyonel ve Biyomekanik Etkisinin, Anatomi Diseksiyonu Desteğiyle de Değerlendirilmesi" isimli başvurunuz incelenmiş olup etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

Ek:
-Karar Formu (2 sayfa)

Bu belge 5070 sayılı e-Imza Kanununa gore Prof. Dr. Hanefi OZBEK tarafindan 06.05.2019 tarihinde e-imzalanmıştır.
Evrağınızı https://ebys.medipol.edu.tr/e-imza linkinden BB463BEBX0 kodu ile dogrulayabilirsiniz.

İstanbul Medipol Üniversitesi
Kavacık Mah. Ekinciler Cad. No.19 Kavacık Kavşağı - Beykoz
34810 İstanbul

Tel: 444 85 44
İnternet: www.medipol.edu.tr
Ayrıntılı Bilgi İçin : bilgi@medipol.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	**ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI**	Asemptomatik Dinamik Diz Valguslu Bireylerde Graston Tekniğinin Fonksiyonel ve Biyomekanik Etkisinin, Anatomi Diseksiyonu Desteğiyle de Değerlendirilmesi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Pelin Pişirici			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐

	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
Değerlendirilen Belgeler	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
Karar Bilgileri	**Karar No: 376**	**Tarih: 03/05/2019**		
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna **"oybirliği"** ile karar verilmiştir.			

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI	Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☐	H ☒	
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Doç. Dr. İlknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Dr. Öğr. Üyesi Devrim TARAKCI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Dr. Öğr. Üyesi Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Hikmet ÜÇIŞIK	Biyoteknoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Dr. Öğr. Üyesi Keziban OLCAY	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	

* :Toplantıda Bulunma

12.ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Pelin	**Soyadı**	PİŞİRİCİ
Doğum Yeri	Kars	**Doğum Tarihi**	21.03.1985
Uyruğu	Türkiye Cumhuriyeti	**T.C.Kimlik No**	
E-mail	pelinpisirici@gmail.com	**Tel**	0 212 381 91 98

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mezuniyet Yılı**
Doktora/Uzmanlık	İstanbul Medipol Üniversitesi	2020
Yüksek Lisans	Marmara Üniversitesi	2010
Lisans	İstanbul Üniversitesi	2007
Lise	Fitnat Nuri Tekerekoğlu Anadolu Lisesi	2003

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	**Kurum**	**Süre (Yıl-Yıl)**
1.	Öğretim Görevlisi	Bahçeşehir Üniversitesi	2018-
2.	Uzman Fizyoterapist	Özel Pendik Bölge Hastanesi	2010-2018
3.	Fizyoterapist	Özel Anne Şefkati Rehabilitasyon Merkezi	2007-2010

Yabancı Dilleri	**Okuduğunu Anlama***	**Konuşma***	**Yazma***
İngilizce	Çok iyi	İyi	İyi
İspanyolca	Zayıf	Zayıf	Zayıf

* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Yabancı Dil Sınav Notu□								
KPDS	**YDS**	**IELTS**	**TOEFL IBT**	**TOEFL PBT**	**TOEFL CBT**	**FCE**	**CAE**	**CPE**
	81,25		78					

□□□Başarılmış birden fazla sınav varsa, tüm sonuçlar yazılmalıdır.

□□KPDS: Kamu Personeli Yabancı Dil Sınavı; YDS: Yabancı Dil Bilgisi Seviye Tespit Sınavı; IELTS: International English Language Testing System; TOEFL IBT: Test of English as a Foreign Language-Internet-Based Test TOEFL PBT: Test of English as a Foreign Language-Paper-Based Test; TOEFL CBT: Test of English as a Foreign Language-Computer-Based Test; FCE: First Certificate in English; CAE: Certificate in Advanced English; CPE: Certificate of Proficiency in English

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
ALES Puanı	70,99	73,32	69,43
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma Becerileri**
Microsoft Office	İyi

* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Uluslararası ve Ulusal Yayınları/Bildirileri/Sertifikaları/Ödülleri/Diğer

S.Nu.	Bildiriler
1.	1st International Congress on Robotic Technology and Rehabilitation, April 9-11, 2018, Istanbul, Turkey, "Positive and Negative Aspects of Robotic Rehabilitation for Physiotherapist", Pişirici P.
2.	28th National Turkish Orthopedics Traumatology Congress, 30 October-4 November, 2018, Antalya, Turkey, "Investigation of the Efficacy of Low-Dose Laser Therapy in Patients with Patellofemoral Pain Syndrome", Pişirici P., Karadağ Saygı E.
3.	10th International Sport Physiotherapists Congress, 6-9 November 2019, "Investigation of the acute effect of instrument-assisted soft tissue mobilization, foam roller, and dynamic stretch on vertical jump performance in recreationally active individuals", Pişirici P., Karagözoğlu Coskunsu D., Ekiz M.B., Kulak İ.C.

S.Nu.	Posterler
1.	29th National Turkish Orthopedics Traumatology Congress, 22-27 October 2019 Antalya, Turkey, "Extracorporeal Shock Wave Therapy (ESWT) Versus Instrument Assisted Soft Tissue Mobilization (Graston Technique®) in Plantar Fasciitis", Sayli U., Coşkunsu D., Pişirici P., Cil E.T., Subasi F.
2.	10th International Sport Physiotherapists Congress, 6-9 November 2019, "Investigation of the acute effects of graston technique and integrated myofascial therapy methods on static plantar pressure distribution and hamstring flexibility in individuals with tight hamstrings", Pişirici P., Karagözoğlu Coskunsu D., Koçak C., Cil E.T., Sönmez M.

S.Nu.	Yayınlar	Türü
1.	Investigation of the acute effect of myofascial release techniques and dynamic stretch on vertical jump performance in recreationally active individuals, (2020), Journal of Physical Education and Sport, 20(3):1569-1579. Pişirici P., Ekiz M.B., Kulak İ.C.	Orijinal Makale
2.	Springer - Return to Football: On Field Testing (2018) Ed: Musahl, V, Karlsson, J., Krutsch, W., Mandelbaum, B. R., Espregueira-Mendes, J., d'Hooghe, P. P., Ch: On field testing after anterior cruciate ligament reconstruction. Pişirici P., Cağlayan A., Karahan M., Hantes M.,	Kitap Bölümü
3.	Neurorehabilitation (2017), Editor: Turgut Göksoy, Cerebral Palsy Rehabilitation Göksoy T, Pişirici P.	Kitap Bölümü
4.	Orthopedic Rehabilitation with Cases (2018), Ed: Derya Çelik, Rehabilitation after anterior cruciate ligament & medial meniscus surgery, Pişirici P., Karahan M.	Kitap Bölümü
5.	Therapeutic Massage (2018), Ed: Demet Tekin, Repetitive strain injuries & Scar tissue & Sciatica & Sinusitis	Kitap Bölümü Tercümesi
6.	Anatomy Trains, Myofascial Meridians, 3rd Edition, Ed: Thomas W.Myers, Turkish Translation Eds: H.Kerem Alptekin, Adem Çalı, Pelin Pişirici.	Kitap Tercümesi Editörlüğü
7.	Anatomy Trains, Myofascial Meridians, 3rd Edition, Ed:Thomas W.Myers, Turkish Translation Eds: H.Kerem Alptekin, Adem Çalı, Pelin Pişirici, Book Chapter "Arm Lines".	Kitap Bölümü Tercümesi
8.	Investigation of the Efficacy of Low-Dose Laser Therapy in Patients with Patellofemoral Pain Syndrome, Acta Orthopedica et Traumalogica Turcica, 28th National Turkish Orthopedics Traumatology Congress, 4th International Symposium of Orthopedics and Traumatology with International Participation Supplementum-I Congress Abstracts Special Supplement, Vol. Suppl., October 1, 2018 Turc ISSN1017-995x Pg: 228.	Kongre Kitap Bölümü

S.Nu.	Yayınlar	Türü
9.	1st International Congress on Robotic Technology and Rehabilitation (April 9-11, 2018, Istanbul, Turkey): Proceedings and Abstracts Ed: Prof.Dr.Bilsen Sirmen e-ISBN: 978-605-4827-57-2 İstanbul Gelişim University Publication Nu: 65, "Positive and Negative Aspects of Robotic Rehabilitation for Physiotherapist", Pişirici P., P.Nu.41.	Kongre Kitap Bölümü
10.	1st International Congress on Robotic Technology and Rehabilitation (April 9-11, 2018, Istanbul, Turkey): Proceedings and Abstracts Ed: Prof.Dr.Bilsen Sirmen e-ISBN: 978-605-4827-57-2 İstanbul Gelişim University Publication Nu: 65, "Improving Children's Habit of Physical Activity by Using Technology Supported Games", Inal H.S., …, Pişirici P., P.Nu.25.	Kongre Kitap Bölümü
11.	1st International Congress on Robotic Technology and Rehabilitation (April 9-11, 2018, Istanbul, Turkey): Proceedings and Abstracts Ed: Prof.Dr.Bilsen Sirmen e-ISBN: 978-605-4827-57-2 İstanbul Gelişim University Publication Nu: 65, "Effects of Virtual Reality Training Program and Functional Balance Training Program on Balance in Healthy Young Adults", Balci L.A., Oksuz H., Pişirici P., Tekin D., P.Nu.56.	Kongre Kitap Bölümü
12.	1st International Congress on Robotic Technology and Rehabilitation (April 9-11, 2018, Istanbul, Turkey): Proceedings and Abstracts Ed: Prof.Dr.Bilsen Sirmen e-ISBN: 978-605-4827-57-2 İstanbul Gelişim University Publication Nu: 65, "Acute Effects of Nerve Mobilization on Balance and Muscle Strength in Healthy Young Sedentary People", Oksuz H., …, Pişirici P., P.Nu.62.	Kongre Kitap Bölümü
13.	1st International Congress on Robotic Technology and Rehabilitation (April 9-11, 2018, Istanbul, Turkey): Proceedings and Abstracts Ed: Prof.Dr.Bilsen Sirmen e-ISBN: 978-605-4827-57-2 İstanbul Gelişim University Publication Nu: 65, "Effects of Exercises via Smart Phone Applications on Balance, Muscle Strength and Exercise Perception - Pilot Study", Duman C., …, Pişirici P., P.Nu.69.	Kongre Kitap Bölümü

S.Nu.	Kurslar, Kongreler, Sertifikalar	Yıl
1.	ENPHE Spring Conference, "Learning in a Clinical Environment: The Best Way to Acquire Physiotherapy Competences".	2006
2.	Kinesio Tape Deutschland, "Basic course about issue kinesio-typing according to Dr. Kenzo Kase".	2007
3.	International Academy of Oral Medicine and Toxicology, 2nd Manuel Therapy and Osteopathy Days.	2007
4.	International Osteopathy and Manual Therapy Academy-Active Wellness Center, Complex Patient Management.	2007
5.	Reha Technology - Certified user for G-EO System.	2014
6.	Tyro Motion - Certified user for Amadeo System.	2014
7.	Tyro Motion - Certified user for Pablo System.	2014
8.	Ekso Bionics - Certified user for Ekso System.	2014
9.	VIII. National Sport Physiotherapists Congress.	2015
10.	Soft Tissue Mobilization, Myofascial Trigger Point, Foam Roller Course.	2016
11.	Graston Technique® M1 Basic Training, Garden City, NY/USA.	2018