



T.C.
KIRŞEHİR AHİ EVRAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZYOTERAPİ ve REHABİLİTASYON
ANABİLİM DALI

**PATELLOFEMORAL AĞRI SENDROMUNDA
LUMBOPELVİK STABİLİZASYONUN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

YUSUF MÜCAHİT TURAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

KIRŞEHİR / 2021



T.C.
KIRŞEHİR AHİ EVRAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZYOTERAPİ ve REHABİLİTASYON
ANABİLİM DALI

**PATELLOFEMORAL AĞRI SENDROMUNDA
LUMBOPELVİK STABİLİZASYONUN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

YUSUF MÜCAHİT TURAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DANIŞMAN
Doç. Dr. Öznur BÜYÜKTURAN**

KIRŞEHİR / 2021

KABUL VE ONAY

Kırşehir Ahi Evran Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Yüksek Lisans 181211001 numaralı öğrencimiz Yusuf Mücahit TURAN tarafından hazırlanan ‘‘Patellofemoral Ağrı Sendromunda Lumbopelvik Stabilizasyonun Değerlendirilmesi’’ adlı tez çalışması 06/07/2021 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Prof.Dr. Hasan HALLAÇELİ

Namık Kemal Üniversitesi

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

(Başkan)

Doç.Dr. Öznur BÜYÜKTURAN
Kırşehir Ahi Evran Üniversitesi
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Ana
Bilim Dalı
(Danışman)

Dr.Öğr.Üyesi Buket BÜYÜKTURAN
Kırşehir Ahi Evran Üniversitesi
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Ana
Bilim Dalı

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

YUSUF MÜCAHİT TURAN



20.04.2016 tarihli Resmî Gazetede yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, intihal yazılım programı kullanılarak Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.



ÖNSÖZ

Yüksek Lisans tezimin planlanmasında, yürütülmesinde, bulguların istatistiksel analizi ve yorumlanmasında değerli katkıları ile yol gösteren değerli danışmanım ve Anabilim dalı Başkanı Doç.Dr. Öznur BÜYÜKTURAN' a teşekkürlerimi borç bilirim.

Yüksek Lisansa başlamamda ve meslek hayatıma başladığım kendisini tanıdığım günden bu yana gösterdiği sakin ve sabırlı hali ile her zaman bana örnek olmasının yanı sıra bir bilim adamının nasıl çalışması gerektiğini kendisinden öğrendiğim, meslek ve akademik hayatımın en değerli bilgilerini öğreten, nereye gidersem gideyim her zaman desteğini hissettiğim, profesyonel anlamda hastalarımın en iyi şekilde faydalı olmamı sağlayan, Prof.Dr. Sinan KARAOĞLU ve Uzm. Dr. Bertan CENGİZ' e teşekkür ederim.

Radyolojik bulguların yorumlanmasında emeğini esirgemeyen Uzm. Dr. Emin AYAN'a, hasta değerlendirilmesi , planlanması aşamalarında desteğini üzerinden hiç eksik etmeyen OrtopediKA ekibine sonsuz teşekkür ederim.

Tezi yazma sürecimde sorularımın verdiği cevaplar ve yardımlarıyla gece gündüz demeden bana destek olan değerli ağabeyim, Doç.Dr. Mehmet Behzat TURAN 'a tüm samimiyetimle teşekkür ederim.

Tezimi, hayatımın her döneminde fedakarlıklarını hiçbir zaman esirgemeyen, dualarını her zaman yanımda hissettiğim, bana duydukları güven ve gösterdikleri destek için Sevgili Ailem'e ithaf ederim.

Temmuz, 2021

Yusuf Mücahit Turan

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ŞEKİLLER LİSTESİ	VIII
TABLolar LİSTESİ.....	IX
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ	X
ÖZET	XII
ABSTRACT	XIV
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Patellofemoral Eklem Anatomisi.....	3
2.1.1 Patella.....	3
2.1.2. Femoral troklea.....	4
2.2. Patellofemoral Stabilite.....	4
2.2.1. Statik Yumuşak Doku Kısıtlayıcıları.....	4
2.2.2. Dinamik Yumuşak Doku Kısıtlayıcıları.....	7
2.3. Patellofemoral Eklem Biyomekaniği.....	8
2.3.1. Patellofemoral Eklem Reaksiyon Kuvveti	9
2.3.2. Patellofemoral Temas Alanı ve Basıncı	10
2.4. Patellofemoral Eklem Patolojilerinin Sınıflandırılması	11
2.5. Patellofemoral ağrı sendromu.....	12
2.6. Patellofemoral Ağrı Sendromunda Patofizyoloji.....	12
2.6.1. Ayak-Ayakkabı Biyomekaniğindeki Değişiklikler	13
2.6.2. Alt Ekstremitte Dizilim Bozukluğu	13
2.6.3. Kas Dengesizliği	14
2.6.4. Yumuşak Doku Derginlikleri	14

2.6.5. Postural Stabilizasyon	15
2.7. Patellafemoral Ağrı Sendromunda Semptomlar	15
2.8. Patellofemoral Ağrı Sendromu Tanı	16
2.8.1. Anamnez	16
2.8.2. Fizik Muayene	16
2.8.3. Görüntüleme Teknikleri	17
- Radyografi	17
2.9. PFAS Tedavisi	19
2.9.1. Konservatif Tedavi	19
2.9.2. Cerrahi Tedavi	22
2.10. LUMBOPELVİK STABİLİZASYON	22
3. MATERYAL VE YÖNTEM	31
3.1. Bireyler	31
3.2.1. Sosyodemografik Özellikler	34
3.2.2. Ağrının Değerlendirilmesi	34
3.2.3. Lumbopelvik Kontrolün Değerlendirilmesi	34
3.2.5. Gövde Kaslarının Dinamik Endüransının Değerlendirilmesi	39
3.2.6. Kujala Patellofemoral Skoru (KPFS)	40
3.2.7. İstatistiksel Analiz	40
4. BULGULAR	42
5. TARTIŞMA	52
6. SONUÇ	59
KAYNAKÇA	60
EKLER	77
Ek 1. Etik Kurul Onayı	77
Ek 2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu	79

Ek 3. Hasta Değerlendirme Formu	81
ÖZGEÇMİŞ	84
KİŞİSEL BİLGİLER.....	84



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Patellanın tipleri (Wiberg-Baumgartl)	3
Şekil 2.2. Patellanın aktif ve pasif yumuşak doku kısıtlayıcıları	5
Şekil 2.3. Lateral retinakulum	6
Şekil 2.4. a. Patellofemoral reaksiyon kuvvetinin şematik gösterimi. b. Ayakta iken PFERK c. Ekstansiyon egzersizi sırasında PFERK	9
Şekil 2.5. Diz fleksiyon artışıyla vücut ağırlığının fleksör kolu arttırması	10
Şekil 2.6. Değişen diz fleksiyon derecelerinde patellofemoral temas alanları	11
Şekil 2.7. Patellofemoral eklem patolojilerinin sınıflandırılması	12
Şekil 2.8. a. Insall-Salvati indeksi b. Caton indeksi c. Blackburne-Peel indeksi	18
Şekil 2.9 . Sulkus açısı ve uyum açısı	19
Şekil 2.10. Panjabi' nin Spinal Stabilite Modeli	23
Şekil 2.11. Lumbopelvik Kontrolü Sağlayan Kaslar.....	24
Şekil 2.12. MML Anatomik Lokalizasyonu, A: Laminar Lifler, B-F: Spinöz Çıkıntılardan Kaudale Giden Uzun Lifler	26
Şekil 2.13. MML Kesit Alanı ve Lif Uzunluğunun Diğer Kaslar ile Kıyaslanması	27
Şekil 2.14. MTrA ve Torakolumbal Fasya Bağlantısı	28
Şekil 3.1. Çalışma akış şeması	33
Şekil 3.2. GE LOGIQ S8Diagnostic Ultrasound System cihazı	34
Şekil 3.3. MTrA kasının USG ile görüntülenmesi.....	35
Şekil 3.4. MML kasının USG ile görüntülenmesi.....	36
Şekil 3.5. Gövde fleksörleri endurans testi.....	37
Şekil 3.6. Gövde ekstansör endurans testi	38
Şekil 3.7. Lateral köprü testi	38
Şekil 3.8. (a) Sit-ups testi başlangıç pozisyonu (b) Sit-ups testi.....	39
Şekil 3.9. (a) Modifiye Push-ups testi başlangıç pozisyonu (b) Modifiye Push- ups testi.....	40

TABLolar LİSTESİ

Tablo 4.1. Kontrol grubu ve PFAS grubu bireylerin sosyodemografik özellikleri	42
Tablo 4.2. Kontrol grubu ve PFAS grubu bireylerin sağ ve sol , istirahat ve kontraksiyon esnasındaki MTrA ve MML kas kalınlıkları , gövde statik ve dinamik endurans test puanları ve VAS, KPFS puanları	44
Tablo 4.3. Kontrol grubu bireylerin MTrA kasının sağ ve sol taraf simetri değerlendirmesi	45
Tablo 4.4. Kontrol grubu bireylerin MML kasının sağ ve sol taraf simetri değerlendirmesi	45
Tablo 4.5. PFAS grubu bireylerin MTrA kasının sağ ve sol taraf simetri değerlendirmesi	46
Tablo 4.6. PFAS grubu bireylerin MML kasının sağ ve sol taraf simetri değerlendirmesi	46
Tablo 4.7. PFAS ve Kontrol grubu bireylerin MTrA ve MML kas kalınlık değerlerinin karşılaştırılması	47
Tablo 4.8. PFAS ve Kontrol grubu bireylerin gövde dinamik ve statik endurans test puanlarının karşılaştırılması	47
Tablo 4.9. PFAS grubu bireylerde, KPFS , sağ ve sol istirahat ve kontraksiyon esnasındaki MTrA ve MML kas kalınlıkları , gövde statik ve dinamik testleri arasındaki ilişki	49

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

%:	Yüzde
>:	Büyüktür
<:	Küçüktür
≤:	Küçük eşit
ark. :	arkadaşları
BT:	Bilgisayarlı Tomografi
cm:	Santimetre
GEET:	Gövde ekstansörleri endurans testi
GFET:	Gövde fleksörleri endurans testi
İTB:	İliotibial bant
kg:	Kilogram
KPFS :	Kujala Patellofemoral Skoru
m²:	metre x metre
MG:	Musculus Gastrocnemius
MGM:	Musculus Gluteus Medius
mm :	Milimetre
MML :	Musculus Multifidus Lumborum
MMLİ:	Musculus Multifidus Lumborum İstirahat
MMLK:	Musculus Multifidus Lumborum Kontraksiyon
MPFL:	Medial patellofemoral ligament
MQF:	Musculus Quadriceps Femoris
MRF:	Musculus Rektus Femoris
MRG:	Manyetik rezonans görüntüleme
ms:	Milisaniye
MTrA:	Musculus Transversus Abdominis

MTrAD :	Musculus Transversus Abdominis İstirahat
MTraK :	Musculus Transversus Abdominis kontraksiyon
MVİ:	Musculus Vastus İntermedius
MVL:	Musculus Vastus lateralis
MVM:	Musculus Vastus medialis
MVMO:	Musculus Vastus medialis obliquus
ORT:	Ortalama
PFAS:	Patellofemoral ağrı sendromu
PFE:	Patellofemoral eklem
PFERK:	Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti
PT:	Patellar tendon
Q açısı:	Kuadriseps açısı
SaLKT:	Sağ lateral köprü testi
SİAS:	Spina iliaca anterio superior
sn:	Saniye
SoLKT :	Sol lateral köprü testi
SPSS:	Sosyal bilimler için istatistiksel paket programı (statistical Package for Social Sciences)
ss:	Standart Sapma
USG :	Ultrasonografi
VAS:	Vizüel analog skala
VKİ:	Vücut kitle indeksi

ÖZET

YÜKSEK LİSANS

PATELLOFEMORAL AĞRI SENDROMUNDA LUMBOPELVİK STABİLİZASYONUN DEĞERLENDİRİLMESİ

Yusuf Mücahit TURAN

Kırşehir Ahi Evran Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Öznur BÜYÜKTURAN

Turan, YM. Patellofemoral Ağrı Sendromunda Lumbopelvik Stabilizasyonun Değerlendirilmesi, Kırşehir Ahi Evran Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Programı Yüksek Lisans Tezi, Kırşehir, 2021. Bu çalışma, patellofemoral ağrı sendrom (PFAS)'lı hastalarda lumbopelvik stabilizasyonun etkinliğini değerlendirmeyi amaçlamıştır. Çalışma, Acıbadem Kayseri Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği'nde 18 ile 45 yaş aralığında PFAS tanısı almış 28 hasta birey ile 28 sağlıklı birey üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bireylerin sosyodemografik özellikleri kaydedildi, PFAS ve kontrol gruplarındaki her bir kişiye Ultrasonografi (USG) ile istirahat ve kontraksiyon halindeki *Musculus Transversus Abdominis* (MTrA) ve *Musculus Multifidus Lumborum* (MML) kas kalınlıkları, gövde kaslarının statik ve dinamik enduransları ölçüldü. Bireylerin ağırları Vizüel Analog Skalası (VAS) ile, fonksiyonellikleri Kujala Patellofemoral Skoru (KPFS) ile değerlendirildi. Çalışmanın sonunda kontrol grubunda yer alan bireylerin sağ ve sol, istirahat ve kontraksiyon esnasında MTrA ve MML kas kalınlıklarının simetrik olduğu ve istatistiksel olarak benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$). PFAS grubunda yer alan bireylerin sağ ve sol, istirahat ve kontraksiyondaki MTrA ve MML kas kalınlıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). PFAS ve kontrol grubunda yer alan bireylerin sağ, istirahat ve kontraksiyon esnasında MTrA ve MML kas kalınlıklarının birbirinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde fark bulunmuştur ($p<0,01$). PFAS ve kontrol grubunda yer alan bireylerin sol, istirahat ve kontraksiyon esnasında MTrA ve MML kas kalınlıklarının birbirinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde fark bulunmuştur ($p<0,01$). FAS ve kontrol grubunda yer alan bireylerin dinamik gövde enduransları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p<0,001$). FAS ve kontrol grubunda yer alan

bireylerin statik gövde enduransları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p<0,001$).

Bu çalışma, PFAS'lı bireyler ve sağlıklı bireyler kıyaslandığında lumbopelvik stabilitenin etkilendiğini göstermiştir. PFAS rehabilitasyonunda lumbopelvik stabilitenin etkilenebileceği göz önünde bulundurularak tedavi programlarına lumbopelvik stabilizasyonu destekleyici müdahaleler eklenebilir.

Temmuz, 2021

Anahtar Kelimeler: patellofemoral ağrı sendromu, lumbopelvik stabilizasyon, ağrı, gövde endurans testleri



ABSTRACT

M.Sc. THESIS

EVALUATION OF LUMBOPELVIC STABILIZATION IN PATELLOFEMORAL PAIN SYNDROME

Yusuf Mucahit TURAN

Kirsehir Ahi Evran University

Health Sciences Institute

Department of Physiotherapy and Rehabilitation

Advisor: Assoc. Dr. Öznur BÜYÜKTURAN

Turan, YM. Evaluation of Lumbopelvic Stabilization in Patellofemoral Pain Syndrome, Kirsehir Ahi Evran University, Institute of Health Sciences, Physiotherapy and Rehabilitation Program Master Thesis, Kirsehir, 2021. This study aimed to evaluate the effectiveness of lumbopelvic stabilization in patients with patellofemoral pain syndrome (PFAS). The study was carried out in Acıbadem Kayseri Hospital Orthopedics and Traumatology Clinic on 28 patients aged between 18 and 45 years who were diagnosed with PFPS and 28 healthy individuals. After recording the sociodemographic characteristics of the individuals, the muscle thicknesses of Musculus Transversus Abdominis (MTrA) and Musculus Multifidus Lumborum (MML), static and dynamic endurance of the trunk muscles were measured by ultrasonography (USG) for each person in the PFAS and control groups. Pain was evaluated with the Visual Analogue Scale (VAS) and functionality was evaluated with the Kujala Patellofemoral Score (KPFS). At the end of the study, it was determined that the right and left, MTrA and MML muscle thicknesses of the individuals in the control group were symmetrical and statistically similar during rest and contraction ($p>0.05$). There was no statistically significant difference between the MTrA and MML muscle thicknesses of the individuals in the PFAS group, on the right and left, at rest and during contraction ($p>0.05$). A statistically significant difference was found between the MTrA and MML muscle thicknesses of the individuals in the PFAS and control groups during the right, resting and contraction periods ($p<0.01$). A statistically significant difference was found between the MTrA and MML muscle thicknesses of the individuals in the PFAS and control

groups during left, rest and contraction ($p < 0,001$). Statistically significant differences were found between the dynamic trunk endurance of the individuals in the FAS and control groups ($p < 0,001$). Statistically significant differences were found between the static trunk endurances of the individuals in the FAS and control groups ($p < 0,001$).

This study showed that lumbopelvic stability was affected when individuals with PFAS and healthy individuals were compared. Considering that lumbopelvic stability may be affected in PFAS rehabilitation, interventions supporting lumbopelvic stabilization can be added to treatment programs.

July, 2021

Keywords: patellofemoral pain syndrome, lumbopelvic stabilization, pain, trunk endurance tests



1. GİRİŞ

Patellofemoral Ağrı Sendromu (PFAS) , dizin anterior bölgesinde ağrı ile karakterize bir sendromdur. Özellikle genç populasyonda en sık görülen diz hastalıklarındandır. Kadınlarda erkeklere oranla 2 kat daha fazla görülmektedir (1, 2). Spor kliniklerinde diz yaralanmalarının % 16-25'inden sorumludur (3- 8).

PFAS olan hastaların en önemli problemi diz ağrısı ve fonksiyonel aktivitelerin kısıtlanmasıdır. Semptomlar hastaların fonksiyonel durumunu kısıtlayarak günlük yaşam aktivitelerini, sosyal ve meslek hayatlarını olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Dizin özellikle fleksiyon pozisyonunda tutulduğu aktiviteler sırasında patella çevresinde veya arkasında ağrı tipik semptomdur (8- 11).

PFAS birçok faktöre bağlı olarak gelişebilmektedir. Bu faktörler şu şekilde sıralanabilir: *Musculus Quadriceps Femoris* (MQF) kuvvetinde yetersizlik, travma, femoral anteversiyonda artma, geniş pelvis, sinovyal plika, *Musculus Biceps Femoris*, *Musculus Semitendinosus* ve *Musculus Semimembranosus* (hamstring) grubunda ve lateral retinakular dokuda gerginlik, ayak biomekaniğindeki değişiklikler, propiosepsiyon kaybı ve psikolojik faktörler gibi birçok faktör sorumlu tutulmaktadır (12- 15). PFAS'nin etiyojisi belirsizliğini korusa da, bu hastalıkta biyomekanik değişikliklerin önemli bir rol oynadığı görülmektedir. Son araştırmalar, PFAS'lı bireylerde gövdenin biyomekanik değişikliklerine odaklanmıştır (16- 18).

Bütün ekstremitelerdeki hareket için pelvis ve gövde stabilizasyonuna ihtiyaç vardır (19). Lumbo-pelvik bölge, alt ve üst ekstremiteler için anatomik temel oluşturan bir yapıdır (20). Lumbopelvik kontrol, stabilizasyonu sağlamanın yanı sıra alt ekstremiteler için hareketlerin kontrollü ve etkili bir şekilde yapılabilmesine de olanak sağlamaktadır. Lumbopelvik kontroldeki azalma bireylerde yorgunluğa, enduransta azalmaya ve yaralanmalara sebep olarak fiziksel performansı etkileyebilmektedir (21). Lumbal paraspinal yorgunluk egzersizlerinin MQF kas aktivasyonunu azalttığı bildirilmiştir (22).

Bundan dolayı, lumbopelvik stabilizasyonda meydana gelen değişiklikler Patellofemoral eklem (PFE) kompleksini etkileyeceğini düşünmekteyiz. Bu görüşten yola çıkarak; çalışmamızın amacı PFAS'lı bireylerde lumbopelvik stabilizasyonun değerlendirilmesi ve sağlıklı bireyler ile karşılaştırılması amacıyla planlanmıştır.

H0(1): PFAS'lı bireylerde lumbopelvik stabilizasyon etkilenmemiştir.

H1(1): PFAS'lı bireylerde lumbopelvik stabilizasyon etkilenmiştir.

H0(2): PFAS'lı bireylerde gövde dinamik endurans test süreleri azalmamıştır.

H1(2): PFAS'lı bireylerde gövde dinamik endurans test süreleri azalmıştır.

H0(3): PFAS'lı bireylerde gövde statik endurans test süreleri azalmamıştır.

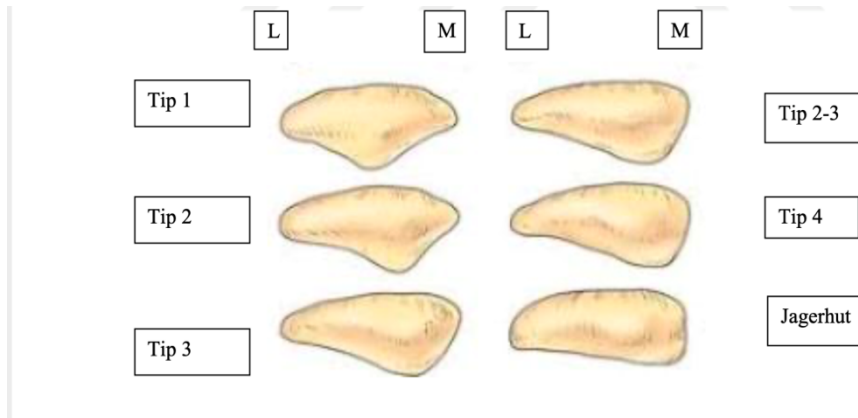
H1(3): PFAS'lı bireylerde gövde statik endurans test süreleri azalmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Patellofemoral Eklem Anatomisi

2.1.1 Patella

Patella insan vücudunun en büyük sesamoid kemiğidir ve artiküler kartilajı en kalın kartilajdır (3). Patellanın transvers çapı longitudinal çapına göre hafifçe daha uzundur. Proksimodistal ve mediolateral yönlerde anterior yüzey konveks yapıdadır. Patellanın proksimal 2/3' lük kısmına MQF tendonu tutunur, "V" şeklindeki distal 1/3' lük kısmına ise *Patellar Tendon* (PT) tutunur (23). Patella arka yüzü süperior-lateral, orta-lateral, inferior-lateral, süperior-medial, medio-medial, inferior-medial, odd faset olmak üzere 7 adet faset içerir. Odd faset patellanın medial kenarına yakın medial faset üzerinde sekonder bir sırt olarak tanımlanır ve kıkırdaktan oluşur (4). Diz fleksiyona alındığında medial ve lateralde üçer adet faset femur trokleası ile eklemleşir (3). Odd faset, dizin tam ekstansiyonunda medial femoral kondille temas eder. Diz tam fleksiyona alındığında (>135 derece) yalnızca odd faset medial femoral kondille eklemleşir. Odd faset sıklıkla PFAS' da ilk etkilenen kısımdır (7, 8, 23, 24). Patellanın faset özelliklerine göre 4 fark tipi bildirilmiştir (Şekil 2.1). Tip I' den Tip IV' e gidildikçe lateral fasetin mediale oranı artmaktadır. Daha sonraları santral sırtı ve medial faseti olmayan "jagerhut" patella Baumgartl tarafından mevcut tiplere ek olarak yeniden tanımlanmıştır. Yapılan bir anatomik çalışmaya göre Tip II (% 57), Tip I (% 24), Tip III (% 19) sıklıkta görülür (25).



Şekil 2.1. Patellanın tipleri (Wiberg-Baumgartl) (26).

2.1.2. Femoral troklea

Femurun anterior artiküler yüzeyi lateral–medial fasetler ve sulkustan meydana gelir. Sulkus distale doğru interkondiler çentik ile devam ederken, lateral ve medial fasetler femur kondilleri ile devamlılık gösterir (23, 24). Femoral trokleanın medial ve lateral fasetleri asimetriktir ve lateral faset normal dizde medial fasetten birkaç milimetre (mm) daha yüksektir. Lateral troklear fasetin daha yüksek ya da daha kalın olması ve patellanın santral sırtı ile lateral faset arasındaki uyum patellanın kemiksel stabilizasyonunda etkili faktörlerdir (23- 25). Troklea proksimalden distale doğru derinleşir. Radyografik Merchant aksiyal görüntüsünde PFE'nin femoral sulkus açısı 138 ± 6 derece aralığında olması normal olarak kabul edilmektedir (27).

2.2. Patellofemoral Stabilite

Patellofemoral stabilite kemik yapı ile statik ve dinamik stabilizatörler yardımıyla sağlanır. Ligament, kas, tendon ve kapsülün oluşturduğu stabilizasyonda en büyük rol tendon ve ligamentlere aittir (28, 29).

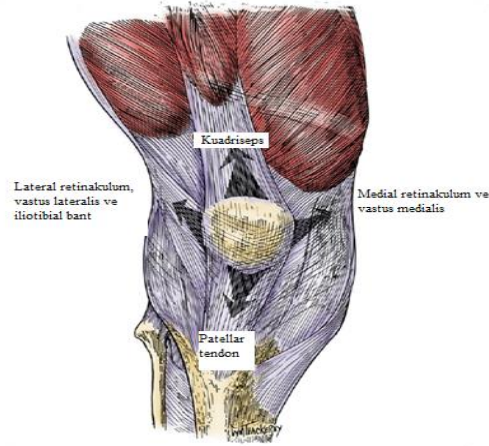
-Patellanın stabilizasyonunu sağlayan yumuşak doku kısıtlayıcıları

Patellanın dize uygun konumda yerleşiminin sağlanmasında süperior, inferior, lateral ve medial yönde etkili dinamik ve statik yumuşak doku stabilizatörleri önemlidir (Şekil 2.2). Bu yapılar dizin fleksiyon ve ekstansiyonunda patellanın hareketine kılavuzluk yapmaktadırlar (7, 24, 30). Statik ve dinamik olmak üzere iki adet yumuşak doku kısıtlayıcısı mevcuttur.

2.2.1. Statik Yumuşak Doku Kısıtlayıcıları

PT, *lateral retinakulum*, *iliotibial bant* (İTB) lateral yönde kısıtlayıcı ve medial retinakulum medial yönde kısıtlayıcı patellanın pasif yumuşak doku kısıtlayıcılarıdır (6,24)(Şekil 2.3). *Musculus Vastus Lateralis* (MVL), *Musculus Rektus Femoris* (MRF) ve PT, vektörlerinin yönü itibariyle patella üzerinde lateral yönde çekme vektörü oluşturur. Quadriceps açısıyla (Q açısı) ilişkili olarak MRF, MVL ve PT kuvvetlerinin toplamı lateral vektörü oluşturur. Bu valgus vektörü *Musculus Vastus Medialis Obliquis* (MVMO)' nun distal lifleri tarafından karşılanır. MVMO normal fonksiyon gördüğünde, potansiyel lateral

vektör sıfıra eşittir. *Medial Patellofemoral Ligament* (MPFL) ve lateral troklear fasetin çıkıntısı lateral vektörü sınırlandıran diğer faktörlerdir (30).



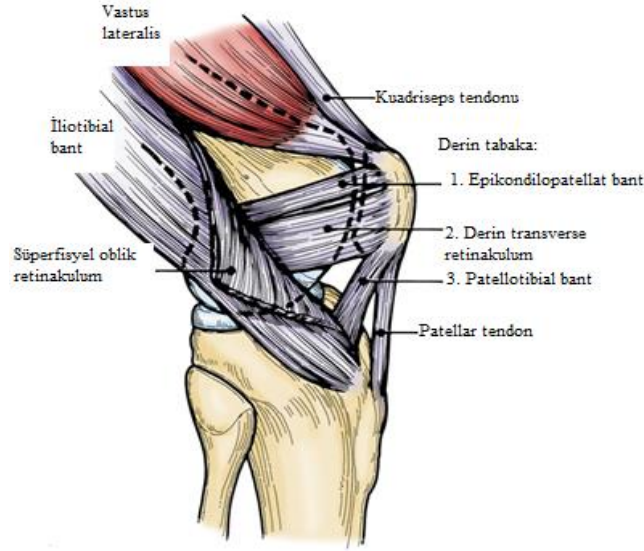
Şekil 2.2. Patellanın aktif ve pasif yumuşak doku kısıtlayıcıları (31).

- *Patellar tendon;*

PT patellanın apeksi ile tibial tüberkül arasında oblik ve lateral olarak uzanır. Patellanın vertikal pozisyonunu ve yüksekliğini belirler. Genişliği ortalama 24-33 mm, uzunluğu ortalama 4,6 (3,5-5,5) santimetre (cm)'dir. Bu ekstansör mekanizma normal valgus dizilimine ve bazen de patellanın lateral yer değiştirmesine katkıda bulunur (25).

-*Lateral retinakulum;*

Lateral retinakulum patella ve PT'nin lateralinden İTB'in önüne doğru uzanır. Yüzeysel ve derin olmak üzere 2 tabakadan meydana gelir. Yüzeysel retinakulum, İTB ve MVL'den PT ve patellanın lateral kenarına oblik uzanan liflerden meydana gelir. Derin retinakulum epikondilopatellar bant, orta transvers bant ve patellotibial banttan meydana gelir ve lateral epikondilden patellanın süperolateral kenarına yapışır. Epikondilopatellar bant patellaya süperolateralden, orta transvers bant patellaya lateralden, patellatibial bant patellaya inferolateralden destek sağlar (10, 23, 24).



Şekil 2.3. Lateral retinakulum (31).

-Medial retinakulum;

Medial retinakulum patellanın üst 2/3 medial kenarına yapışır, patellofemoral, patellomeniskal, patellotibial ve parapatellar ligament olmak üzere 4 ligamentten oluşur (10, 23, 32). Retinakulumun diseksiyonuyla patellanın medial görüntüsü incelendiğinde, patellar stabilite için en önemli yapının MPFL olduğu bulunmuştur. Dizin 0-20 derece fleksiyonunda, patellanın lateral yer değişimini %50 ile %60 oranında kısıtlar (33- 35). MPFL, medial femoral kondil ile addüktör magnus tendonunun yapıştığı addüktör tüberkülden, patellanın 2/3 süperomedialine, MVMO ve *Musculus Vastus Intermedius* (MVI) kaslarının distal yüzlerine yapışır ve patellar stabilizasyona katkı sağlar (24, 25). Statik medial stabilite % 50 MPFL, % 24 medial patellomeniskal ligament, % 13 medial patellotibial ligament ve %13 medial parapatellar ligament tarafından sağlanmaktadır. MVMO patellayı medial yönde stabilize eder (10, 11). MPFL'nin yapısının bozulması ya da addüktör tüberkülden kopması lateral patellar yer değiştirmeye ve tilte yol açar. MPFL ve MVMO patellar subluksasyon ve dislokasyon riskinin yüksek olduğu terminal ekstansiyon sırasında devreye girerler. *Musculus Addüktör Magnusun* tendonu medial retinakulumla bağlandığından patella stabilitesi açısından önemli bir yapıdır (11).

2.2.2. Dinamik Yumuşak Doku Kısıtlayıcıları

Dinamik yumuşak doku kısıtlayıcıları kaslardan oluşmaktadır. Bunlar; MQF, *Musculus Tensor Fasia Lata* , *Hamstring grubu* , *Musculus Sartorius* ve *Musculus Gracilis* 'tir

-*Musculus Quadriceps Femoris*;

MQF'un tendonunu oluşturan 4 tendonun kuvvet vektörleri patellar stabilizasyonda dinamik rol oynar. Ortalama MQF kuvvetleri patellayı sagittal olarak posteriora çekerek patellanın troklear oluk ile uyumlu yerleşimini sağlar. *Musculus Vastus Medialis* (MVM), MVL ve MVİ monoartiküler özellik gösterirken, MRF kalça ve diz eklemine kateder ve biartikülerdir. MVL ve MVM kasları oblik ve longus bölümlerinden oluşur (36). MVMO, *Musculus Vastus Medialis* liflerinin % 30' unu oluşturur. Yapılan bir anatomik çalışmada MVMO liflerinin patellaya yapışma bölgesinde MQF tendonunun uzun aksına göre 55 ila 70 derecelik açılanma yaptığı bildirilmiştir (25). VMO lifleri adduktor tüberkül proksimalinde adduktor magnus tendonundan origo olarak, patellanın medial kenarına yapışır. VMO'nun en önemli dinamik medial patellar kısıtlayıcıdır. Patellar subluksasyonlu dizlerin % 91'inde displastik bir MVMO'nun varlığı gösterilmiştir (37). MVMO kas hacmi incelendiğinde PFAS bireylerde ortalama kas hacminin 1.8cm³ sağlıklı kontrol bireylerde ise 3 cm³ olarak hesaplanması PFAS' lı MVMO kas hacminin sağlıklı kontrol grubu bireylere göre anlamlı düzeyde küçük olduğu sonucuna ulaşılmıştır (38). Sağlıklı kontrol grubuna göre MVL lifleri ise patellaya yapışma bölgesinde MQF tendonunun uzun aksına göre ortalama 31 derecelik bir açılanma yapar. (25, 39) Bununla beraber patellanın süperolateral köşesine yapıştığı son 2,8 (0,5-4,5) cm'lik kısımda kas lifleri tendinöz yapıya dönüşerek sonlanır (25).

-*Musculus Tensor Fasia Lata*

Lateral destek sağlar. *Spina iliaca anterior superior* (SIAS)'ın lateral yüzünden ve krista iliaca'nın ön kısmından başlar. İliotibial traktusta sonlanır. Kalça fleksiyonda iken femura fleksiyon, ekstansiyonda iken femura ekstansiyon yaptırır. Tibianin ekstansiyonuna yardım eder. Superior gluteal sinir tarafından inerve edilir (40- 43).

-Musculus Hamstring Grubu

Uyluğun arka tarafında bulunan *Musculus Semimembranosus*, *Musculus Semitendinosus* ve *Musculus Biceps Femoris* kasları hamstring kas grubu olarak adlandırılır. Kalçaya ekstansiyon, dize fleksiyon yaptırırlar. Siyatik sinir tarafından inerve edilirler (40, 41, 44).

Musculus Biceps Femoris, fibulanın başına yapışır. Diz ekleminin posterolateral köşesinin stabilitesine katkıda bulunur. Kalça ekstansiyonu, diz ekleminin fleksiyonu ve tibiyanın dış rotasyonunu sağlar (40, 41, 44).

Musculus Semimembranosus, tibiyanın medial kondilinin alt kısmına, eklem kapsülünün posteromedial köşesine ve ligamentum popliteum obliquum yapışır. Menisküsü posteriora çeker. Fleksiyonda iken tibiya internal rotasyon yaptırır. Temel görevi kalçaya ekstansiyon, tibiya fleksiyondur (40, 41, 44).

Musculus Semitendinosus, tibiyanın medial kondilinin altına derin bacak fasyasına ve tuberositas tibiya yapışarak *Pes Anserinus*'un oluşumuna katılır. Bacağa fleksiyon, bacak fleksiyonda iken tibiya iç rotasyon ve uyluğa ekstansiyon yaptırır (44).

-Musculus Sartorius

Tibiyanın medial kondilinin altına yapışarak *Pes Anserinus*'un oluşumuna katılır. Femura abduksiyon, dış rotasyon ve fleksiyon, tibiya fleksiyon yaptırır. Femoral sinirden inerve olur (40, 41).

-Musculus Gracilis

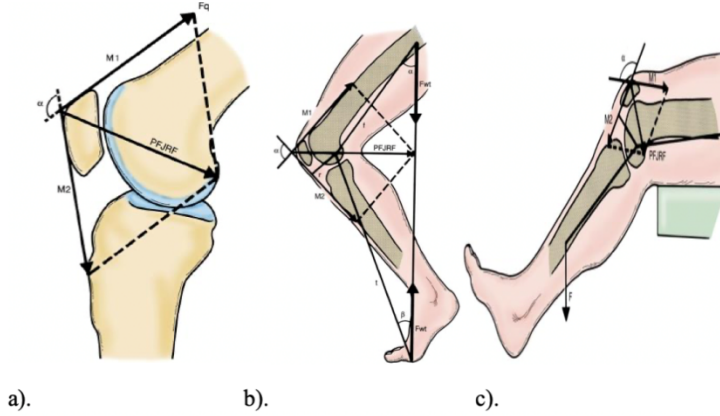
Pes Anserinus'un yapısına katılır. Femura adduksiyon, tibiya fleksiyon ve iç rotasyon yaptırır. Eklem stabilizasyonu tüm bu yapıların dengeli desteği sayesinde gerçekleşir (40, 41).

2.3. Patellofemoral Eklem Biyomekaniği

Patellanın en önemli fonksiyonu ekstansiyonun özellikle son 30 derecesinde MQF kasının etkinliğini arttırmaktır (45). Patellanın farklı kaldıraç yapısı nedeniyle diz fleksiyon ve ekstansiyonu sırasında ekstansör mekanizmanın destek noktası sıkça yer değiştirir (46).

2.3.1. Patellofemoral Eklem Reaksiyon Kuvveti

Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti (PFERK), MQF kontraksiyonu sonucu MQF tendonu ve PT'de oluşan gerilimlerin sonucudur ve bileşke vektörü ile gösterilir. PFERK kaba bir hesaplaması için MQF ve PT vektörleri eşit kabul edilir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. a. Patellofemoral reaksiyon kuvvetinin şematik gösterimi. b. Ayakta iken PFERK c. Ekstansiyon egzersizi sırasında PFERK (31)

-Patellofemoral Kompresyonun Hesaplanması

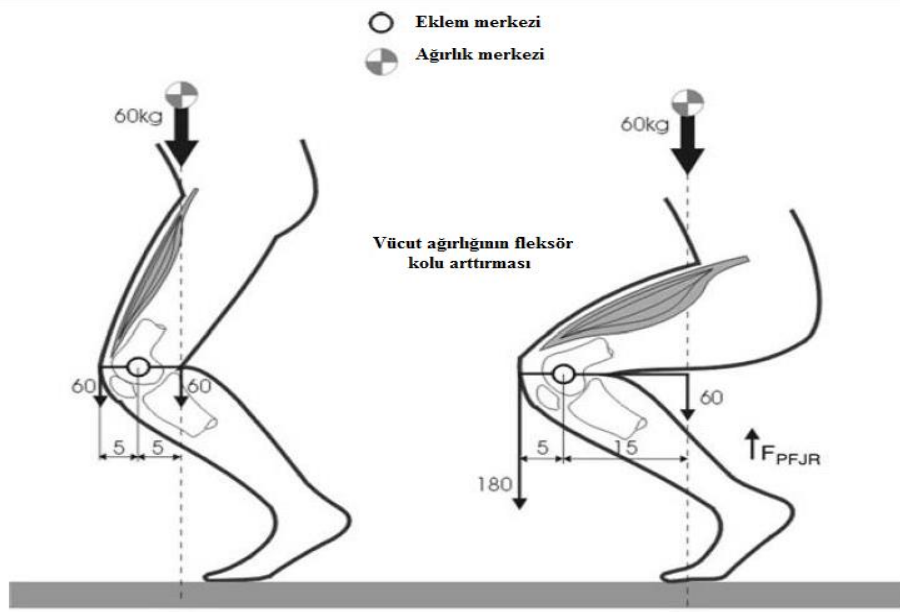
PFERK diz fleksiyon derecelerinin değişmesiyle değişiklik gösterir. Dizin fleksiyonunda bir artış, vücut ağırlığının fleksiyon kolunu artırır. Diz fleksiyonunun artması MQF tendon vektörünün (M1) patellar tendon vektörüne (M2) oranını 1.5' e çıkarır ve PFE reaksiyon gücünün de artmasına neden olur (26).

Yürürken PFERK = 0,5 x vücut ağırlığı,

Merdiven inme ve çıkma (60 derece) diz fleksiyonda PFERK = 3,3 x vücut ağırlığı,

Maksimum izometrik MQF kontraksiyonu esnasında (90 derece) diz fleksiyonda PFERK = 6,5 x vücut ağırlığı,

Diz (130 derece) fleksiyonda iken PFERK = 7,8 x vücut ağırlığı olarak hesaplanmıştır (47-50) (Şekil 2.5).

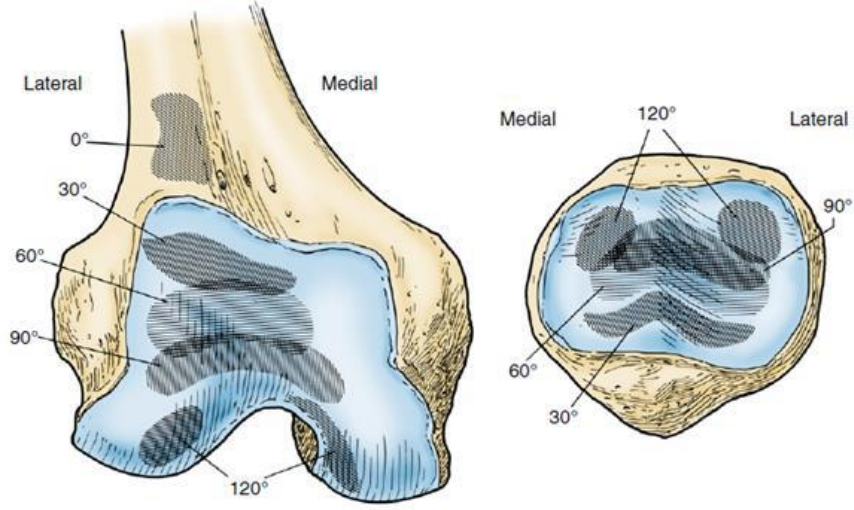


Şekil 2.5. Diz fleksiyon artışıyla vücut ağırlığının fleksör kolu arttırması (51).

2.3.2. Patellofemoral Temas Alanı ve Basıncı

-Patellofemoral Temas Alanları

Diz fleksiyonu sırasında patella, farklı kısımları ile femoral kondillerle eklemleşir ve patellanın temas alanları fleksiyon artışıyla proksimale kayar. Fleksiyonun 10-20 derecelerinde femoral trokleanın üst parçası ile patellanın inferior yüzü arasında ilk temas gerçekleşir. Fleksiyonun 30, 60 ve 90 derecelerinde ise temas alanı sırasıyla patellanın alt, orta ve üst kısımları şeklinde devam eder. Temas yüzey alanı 0-60 dereceler arasında artar ve bu MQF kuvvet artışıyla ilişkili olarak patellofemoral temas basıncının azalmasına katkıda bulunur. Diz fleksiyon açısındaki artışla temas alanının orantılı arttığını gösteren bir çok yayının aksine, son yayınlarda 60 dereceden daha fazla olan diz fleksiyon açılarında temas alanının azaldığı bildirilmiştir (30, 52, 53) (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Değişen diz fleksiyon derecelerinde patellofemoral temas alanları (53).

-Patellofemoral Temas Basıncı

Patellofemoral temas basıncı, kıkırdak temas alanı ve tendofemoral temas aşaması göz önüne alındığında, 60-90 derece diz fleksiyonunda temas alanının azalmasıyla maksimuma ulaşırken, 90 derece ve üzeri fleksiyonlarda temas alanının artması ve tendofemoral temasla birlikte azalmaktadır. PFE üzerindeki yük artışı fazladan aza doğru sırasıyla; mini çömelme, merdiven inme, merdiven çıkma ve yürüme şeklinde sıralanabilir (8).

2.4. Patellofemoral Eklem Patolojilerinin Sınıflandırılması

Insall, kıkırdak bozukluklarını temel alarak sınıflandırmıştır. Merchant ise 5 başlığa ayırarak sınıflandırmıştır (54)(Şekil 2.7).

Insall patellofemoral hastalıklar sınıflaması	Merchant patellofemoral eklem hastalıkları sınıflaması
1.Kıkırdak hasarı <ul style="list-style-type: none"> • Kondromalazi • Osteoartrit • Osteokondritis dissekans 	1.Travma <ul style="list-style-type: none"> • Akut travma <ul style="list-style-type: none"> i. Kırık (patella, femoral troklea, proksimal tibial epifiz) ii. Çıkık iii. Kontüzyon iv. Posttravmatik osteoartroz v. RSD (Refleks sempatik distrofi) (cerrahi travma dahil) • Yineleyen travma (aşırı kullanım sendromları) • Travmanın geç etkileri (artrit, patella infera, RSD)
2.Dizilim bozukluğu sendromu	2.Patellofemoral displazi <ul style="list-style-type: none"> • Lateral patellar kompresyon • Kronik patellar yarı çıkık • Patellanın yineleyen çıkığı <ul style="list-style-type: none"> i. Eşlik eden kırıklar (osteokondral, avülsiyon) ii. Sekonder kondromalazi iii. Sekonder artrit • Kronik patella çıkığı (doğuştan ya da kazanılmış)
3.Aşırı kullanım	3.İdiopatik kondromalazi patella
4.Plika sendromu, Hoffa sendromu, iliotibial bant tendiniti, sıçrayıcı dizi, bipartit patella	4.Osteokondritis dissekans (patellar, troklear)
5. Normal kıkırdak <ul style="list-style-type: none"> • Bursit • Tendinit • Refleks sempatik distrofi • Kalça ve omurgadan yansıyan ağrı • Safen sinir nöriti 	5.Sinoviyal pliika (semptomatik)

Şekil 2.7. Patellofemoral eklem patolojilerinin sınıflandırılması (54).

2.5. Patellofemoral ağrı sendromu

Diz önü ağrısı, retropatellar ya da peripatellar ağrı olarak da tanımlanan PFAS en sık görülen diz problemidir. Özellikle genç erişkinlerde kronik diz ağrısının en yaygın nedeni olarak bilinmektedir. Erişkin populasyonun %15-33'ünde, adolesanların %21-45'inde görülmektedir (55). Hastaların semptomları çok çeşitli, ağrı seviyeleri farklı, fiziksel özellikleri de birbirinden çok farklı olduğu için tanı konması zordur.

2.6. Patellofemoral Ağrı Sendromunda Patofizyoloji

Artan PFE yüklenmesi, PFAS'ın gelişmesine neden olur. Yüklenmenin dağılımı, patellanın femoral oluktaki hareketi, yani patella geçisi ile ilişkilidir (10). Etyopatogenezi henüz tam olarak açıklanamamakla birlikte multifaktöriyel olabileceği düşünülmektedir (56, 57). Aşağıda PFAS patofizyolojisine sebep olan faktörler açıklanmıştır.

2.6.1. Ayak-Ayakbileği Biyomekaniğindeki Değişiklikler

Biomekanik olarak alt ekstremitede önemli bir fonksiyona sahip olan ayak vücudun yerle temas eden tek yapısıdır. Yürüme ve yüklenmenin değişik paternlerinde ağırlık merkezi değişirken ayak da bu değişime uyum göstermelidir. Ayak yerle temas eder etmez oluşmaya başlayan yer reaksiyon kuvveti, vücut öne ya da arkaya hareket ederken, yön ve büyüklük olarak değişim göstermektedir. Duffey'in yaptığı çalışmada ayak medial arkının artması koşma sırasında PFE'de basıncın da artmasına neden olmuştur (58). Ayağın yer ile temasında ilk olarak inversiyon görülür ve ön ayak kilitlenir. Topuk vuruşundan hemen sonra arka ayakta pronasyon meydana gelir. Bu pronasyon normalden fazla olduğunda tibiada internal rotasyon açığa çıkar, dizin erken fleksiyona gitmesine neden olur (29). Begoviç'in yaptığı çalışmada PFAS'lı bireylerde en çok internal tibial torsiyon, halluks valgus, pes planus ve kalkaneal varus tespit edilmiş ve PFAS grubu bireylerde yük altında kalkaneal varus açısından anlamlı olarak büyüme gözlemlenmiştir (59).

2.6.2. Alt Ekstremitte Dizilim Bozukluğu

Alt ekstremitte dizilim bozukluğu PFAS gelişimine katkıda bulunan potansiyel risk faktörleri arasında gösterilmektedir. Femur boyun anteversiyonu, genu valgum, diz hiperekstansiyonu, artmış Q açısı, tibia varum ve subtalar eklem pronasyonu, PFAS ile ilişkilendirilmiş dizilim bozukluklarından bazılarıdır (60). Artmış Q açısı patellar lateral faset ve lateral femoral kondil üzerine binen yükü arttırmaktadır. Q açısındaki % 10'luk artış patellefemoral eklem üzerine binen yükü % 45 kadar arttırmaktadır (61). Patellar dizilim bozukluğu, patellar tiltin eşlik ettiği ya da etmediği subluksasyonu ve subluksasyonsuz patellar tilti içermektedir. Patellofemoral eklem aktif fleksiyon ve ekstansiyon sırasında Bilgisayarlı tomografi (BT) ile incelendiği bir çalışmada ön diz ağrısı olan 20 hastadan 8'inde patellar tilt ve patellanın laterale yer değiştirmesi gözlenmiştir (62). Eklem hareket açıklığı boyunca meydana gelen patellar hareket eklem fonksiyonunun korunması, temas ve yük aktarımı açısından önemlidir. Kıkırdak kalınlığının da eklem temas yüzeyini etkileyerek PFAS gelişimine katkıda bulunduğu ileri sürülmüştür. Troklea displazisi ve patellar instabilitesi olan hastaların troklea hacim ve uzunluğunun sağlıklı bireylere göre azaldığı da bulunmuştur. Görüldüğü gibi normal patellefemoral hareket pek çok faktörden etkilenmektedir. Dinamik patellar hareket bozukluğu her ne kadar PFAS gelişimi için bir risk faktörü olsa da statik patella dizilim bozukluğu da bir risk faktörüdür (63).

2.6.3. Kas Dengesizliği

Atrofi ya da alt ekstremite kas sistemindeki inhibisyona sekonder gelişen güçsüzlüğün PFAS gelişiminde rolü olduğu belirtilmiştir (60). Azalmış ekstansör kuvvet, egzantrik kas kuvvetindeki zayıflık, MVMO ve MVL arasındaki dengesizlik ve kalça kas zayıflığının PFAS gelişiminde sorumlu olduğu vurgulanmıştır. MQF atrofisinin PFAS ile ilişkili olduğunu gösteren çalışmalar vardır (64). Kaya ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada PFAS olan kadın hastalarda MQF torkunun, hacminin ve kesit alanının azaldığı bulunmuştur (65). MVMO ve MVL arasındaki uyumsuzluğun patellar hareket bozukluğunun en önemli nedenlerinden biri olduğu ileri sürülmüştür (66). Normal koşullarda MVMO ve MVL birbirinin zıttı yönde kasılarak patella stabilizasyonuna katılır. Buradaki dengesizlik çoğunlukla MVMO'un atrofisi, hipoplazisi veya bozulmuş kontrolü sonucu gelişen yetersizliğine bağlıdır. PFAS gelişimine ilişkin diğer bir teori de, MVMO ve MVL aktivasyon zamanları arasındaki farktır. MVMO ve MVL aktivasyon başlangıçları arasındaki kötü koordinasyon anormal patellar harekete neden olur (67).

Kalça kasları PFE ile direk ilişkili olmamasına rağmen PFAS gelişiminde rol alır. Kinetik zincir teorisi, bir eklem disfonksiyonunun özellikle distaldeki eklem olmak üzere diğer eklemleri de etkilediğini ifade etmektedir. Koşma sırasında kadınların erkeklere göre önemli ölçüde daha büyük eksternal diz valgusu ve kalça internal rotasyonu sergilediği gösterilmiştir (66). Bu hareketi engelleyecek yeterli proksimal kas kuvveti olmadığında kalça adduksiyona veya internal rotasyonuna gidip lateral patellar temas yüzeyini artırarak ağrıya neden olur. Daha önce yapılan bir çalışmada PFAS'lı kadın hastalarda kalça abduksiyon kuvvetinin %26, eksternal rotasyon kuvvetinin ise %36 daha az olduğu bulunmuştur (68).

2.6.4. Yumuşak Doku Gerginlikleri

Diz eklemi etrafındaki yumuşak doku gerginlikleri PFAS için diğer bir risk faktörüdür. Lateral kısıtlayıcıların özellikle lateral retinakulumun gerginliği patellar hareket bozukluğunda önemlidir. Lateral retinakulumun orta kısmı en kuvvetli ve önemli kısımdır ve liflerini İTB'dan alır. İTB gerginliği ve PFAS ilişkisini göstermek amacıyla çok sayıda çalışma yapılmıştır (69). PFAS tanılı koşucuların büyük kısmında (%67) İTB gerginliği saptanmıştır. MQF, *Hamstring grubu* ve *Musculus Gastrocnemius* (MG) gerginliğinin de PFAS ile ilişkili olduğu görülmektedir. MQF gerginliğinin özellikle aktivite sırasında

patellanın troklea üzerine olan posterior kuvvetinde artışa yol açtığı bunun da patellofemoral ekleme binen yükü arttırdığı ileri sürülmüştür (70). Çok sayıda vaka-kontrollü çalışmada PFAS tanılı bireyler ile sağlıklı bireyler arasında hamstring kas grubu fleksibilitesindeki farklar vurgulanmıştır. Hamstring kas grubu gerginliğinin patellaya sürekli bir fleksör momenti uyguladığını, bunun ise daha fazla MQF gücü gerektirerek ekleme binen yükü arttırdığı iddia edilmiştir (71). MG gerginliğinin PFAS gelişimi üzerine etkisi net olmasa da ayak pozisyonunda değişikliğe ve subtalar pronasyon artışına yol açarak katkıda bulunduğu ileri sürülmüştür (72).

2.6.5. Postural Stabilizasyon

Hem günlük hem de spor aktiviteleri kinetik zincir şeklindedir. Segmentin distal sonu sabit olduğunda zincir içerisinde bütün segmentler hareketten etkilenir. Gövde dinamik kontrolü kuvvetin üretilmesine, transferine ve kontrol edilmesine ve distal segmentlerin hareket etmesine izin verir. Genellikle ayak mekaniğinin proksimal yapılar üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Proksimal stabilitenin alt ekstremitte üzerindeki etkisi bilinmemektedir. Bouisset pelvis ve gövde stabilizasyonunun ekstremitedeki bütün hareketler için gerekli olduğunu savunmuştur. Abdominal ve gövde ekstansör kasları ko-kontraksiyon şeklinde çalışırlar. Aynı zamanda anterior pelvik tilti kontrol ederler. Anterior pelvik tiltin femoral internal rotasyon ve adduksiyon ile ilişkisi olduğuna inanılmaktadır. Dolayısıyla gövde ve pelvis kontrolündeki yetersizlik alt ekstremitte hareketlerini etkileyecektir (73, 74).

2.7. Patellafemoral Ağrı Sendromunda Semptomlar

PFAS'da bir çok nonspesifik semptom görülebilir. En sık görülen semptomlar ağrı, krepitasyon, boşalma ve kilitlenme, daha az sıklıkla tutukluk ve şişliktir. Şikayetlerin paterni PFE'ye spesifiktir (75). Ağrı genellikle dizin ön tarafında, sıklıkla patellanın medial bölümü boyunca peripatellar ve/veya retropatellar yaygın ağrı vardır. Lateral patellar ağrı da görülebilir (24, 76 -78). Bilateral ve sinsi başlangıç, ağrının kademeli olarak aşırı patellar ağrı için karakteristiktir. Sıklıkla sürekli ve zaman zaman alevlenmeler gösterir. Başlangıçta ağır aktivite ya da minör travma görülebilir ve bu dizilim bozukluğu olan hastalarda ağrıyı tetikleyebilir (24,75). Ağrı, merdiven inme, çıkma, koşma, diz çökme, çömelme, yokuş inme, çıkma dizler fleksiyonda uzun süre oturma (sinema belirtisi) ile tetiklenir (24,72,74).

Boşalma hissi, dizin fleksiyon ve ekstansiyon hareketi (merdiven ya da yokuş inip çıkma) sırasında PFE'ye yüklenmeyle ağrı ve MQF kasında zayıflık nedeniyle MQF kasının ani gevşemesi sonucu olur (78). Çapraz bağ ve menisküs patolojilerindeki boşalma dönme hareketlerinde olurken, PFAS'da tek planlı hareket sırasında boşalma görülür, ana sebep MQF-hamstring kaslarının nöromusküler kontrol dengesinin kaybolmasıdır (80). Olguların %50'sinden azında görülür (79, 81)

Krepitasyon, nonspesifik bir bulgudur. PFAS'lı hastalarda görülebilmeye karşın tipik bir bulgu değildir. Tanısal bulgu olarak tartışmalıdır. Asemptomatik dizlerde ya da kondromalazi patellada da görülebilir. Ağrı ve krepitasyon arasında bir ilişki yoktur (78, 82).

Kilitlenme, kısa süreli geçici bir sürtünme hissidir. Merdiven çıkma, inme, sandalyeden kalkma gibi kısmen PFE'ye yük bindiren aktivitelerde diz ekstansiyonu sırasında sürtünme ya da daha çok takılma hissidir. Troklear ve patellar sorunlardan kaynaklanır. Patellar hareketin durması kilitlenmeyi hızlandırabilir. Hamstring spazmı ve posterior kapsülün sekonder kontraktürü gibi mekanik blok etkisi inatçı kilitlenmeye katkıda bulunabilir (24, 80).

Şişme, fizik muayenede çok sık rastlanmayan geçici bir durumdur. Ciddi patellofemoral dizilim bozukluğu, osteokondritis dissekans, sinovyal hastalıklarda, kanama ve travmada saptanabilir (24, 80).

2.8. Patellofemoral Ağrı Sendromu Tanı

2.8.1. Anamnez

Ayrıntılı sorgulanmış hasta hikâyesi ve fizik muayene PFAS tanısını doğrulamak, semptomların anatomik lokalizasyonunu tespit etmek ve eşlik eden risk faktörlerini ortaya çıkarmak için çok önemlidir (83, 84).

2.8.2. Fizik Muayene

Fiziksel değerlendirmenin amaçları; PFAS'nun tanısının doğrulanması, ağrının kaynağının belirlenmesi, kuvvet-esneklikte yetersizlik ve alt ekstremitte dizilim bozukluklarının ortaya konması ile yaralanma mekanizmasının tespit edilmesidir (83, 85). Pozitif PFAS bulguları her zaman hastanın semptomları ile uyumlu olmayabilir. Yapılan

linik alışmalar PFAS olan hastalarda ve sağlıklı bireylerde biyomekanik veya dizilim bakımından farklılıkların yüksek düzeyde olmadığını göstermişlerdir (84, 86). Bu durum normal dizilimin sınırlarının ne olduğunu ve dizilim bozukluğunun nerde başladığını tanımlamadaki zorluklardan kaynaklanmaktadır. Sistematik yapılan fiziksel değerlendirmenin patellofemoral dizilim bozukluğundaki statik ve dinamik predispozan faktörlerin öne çıkarılmasında önemli rol oynadığı gösterilmiştir (83- 85).

2.8.3. Görüntüleme Teknikleri

- Radyografi

PFAS'nun tanısı öncelikle hasta hikâyesine bağlıdır. Radyografi ise hikâye ve fiziksel değerlendirmeye yardımcıdır (83, 84). Radyografik bulgular ile klinik şikayetler arasında iyi bir korelasyon yoktur ve genellikle semptomatik tarafı asemptomatik taraftan ayırt etmek zordur. Radyolojik görüntülemenin endike olduğu durumlarda, dizin düz filmleri (ön-arka, lateral ve aksiyel) ön diz ağrısının diğer etkenlerden (osteoartrit, serbest cisimler, gizli kırıklar vs.) ayırt edilmesi için yararlıdır (84). Dizin standart ön-arka grafilerinde, tamamlayıcı ossifikasyon merkezleri, dejeneratif eklem hastalığı ve ilişkili olmayan diğer durumlar (kemik tümörü gibi) belirlenebilir (84). Lateral görüntüleme patellar yüksekliği değerlendirmede en yardımcı tekniktir. Literatürde bu amaçla kullanılan ölçüm tekniklerinden fazla sayıda mevcuttur (Blackburne-Peel Oranı, Insall-Salvati oranı ve Lyon School (Caton) oranı gibi) (87- 90).

Blackburne-Peel tekniği kullanımı kolay ve oldukça güvenilir bir metottur (84, 88). Literatürde, lateral grafinin patellar baja ve altayı değerlendirmede en uygun yöntem olduğu belirtilmiştir (83, 87, 88). Patella alta, patellar kemiğin normalden superiorda yerleşimli olması, patella baja ise patellar kemiğin normalden daha inferiorda yerleşimli olması demektir. Bu teknik ile patellanın eklem yüzünün alt köşesinin tibianın latosuna olan uzaklığın, patellanın eklem yüzü uzunluğuna oranı ölçülmektedir (Şekil 2.8.c).

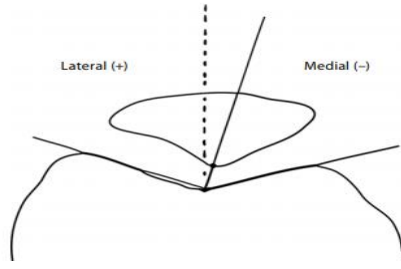


Şekil 2.8. a. Insall-Salvati indeksi b. Caton indeksi c. Blackburne-Peel indeksi (31).

Insall-Salvati oranı, patellar tendonun uzunluğunun, patellanın uzunluğuna oranı ile belirlenir (Şekil 2.8.a) (88, 91). Caton oranı ise tibianın anterosüperior eklem yüzeyinden patellanın inferior eklem yüzeyine olan mesafenin patellanın artiküler kenarının uzunluğuna bölünmesi ile hesaplanır (Şekil 2.8. b) (90).

Aksiyel radyografiler en çok patellofemoral eklem hakkında bilgi sağlar. Dizin 30 ya da 45 derece fleksiyonunda grafi çekilir (91). Patellofemoral eklemdaki dejeneratif değişiklikler, patellanın osteokondrizis dissekansısı, patellar morfoloji, patellar veya troklear dispilazinin değerlendirilmesi, retinakulumdaki ektopik kalsifikasyonun tespiti için kullanılır (83). Ayrıca patellanın troklear oluktaki pozisyonunu belirlemek için bu grafiler yardım sağlar. Patellanın troklear oluktaki pozisyonu ve oryantasyonu sulkus açısı, uyum açısı ve lateral patellofemoral açı ile değerlendirilir (89-92).

Sulkus açısı, medial ve lateral femoral kondillerin en yüksek noktası ile interkondiler sulkusun en düşük noktası tarafından oluşturulan açıdır (Şekil 2.9). Bu açı özellikle terminal diz ekstansiyonunda lateral patellar tiltle birlikte lateral patellar yer değiştirmenin de belirleyicisi olan en önemli açıdır. Bu değer artması, displaziyi ve patellar sublüksasyonu işaret eder (90- 93).



Şekil 2.9 . Sulcus açısı ve uyum açısı (64).

-Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans Görüntüleme

BT ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) birçok PFAS hastası için gerekli değildir. MRG eklem kıkırdak yaralanmaları, bağ yaralanmaları, menisküs lezyonları, kondromalazik patella, patellar stres kırıkları ve serbest cisimlerin ayırıcı tanısı için kullanılabilir. Çünkü PFAS'nun belirtileri ile menisküs, kıkırdak ve eklem içi diğer problemlerin belirtileri sıklıkla karışmaktadır (83, 94). BT, femurun posterior kondillerini de içeren midpatellar transvers görünüm için en iyi yöntemdir. Patellanın tibial tüberkül ile ilişkisi de bu yolla değerlendirilebilir 0°, 15°, 30° ve 45° diz fleksiyon açılarında patellanın troklear oluğa girişi görüntülenerek patellofemoral dizilim değerlendirilir. BT'nin en büyük avantajı diz fleksiyonunun tüm açılarında çekilebiliyor olmasıdır (83, 91).

2.9. Patellofemoral Ağrı Sendromu Tedavisi

2.9.1.Konservatif Tedavi

PFAS da ilk seçenek tedavi konservatiftir. Tedavi hasta eğitimi ile başlar geleneksel olarak istirahat, MQF güçlendirme egzersizleri, breys kullanımı ve antienflamatuar ilaç kullanımını, patellar bantlamayla devam eder (95, 96). PFAS' da tedavinin amacı, PFE biyomekaniği düzeltmek, MQF kas gücünü artırmak, PFE reaksiyon gücünü ve stresini azaltarak ağrıya azalma ve eklem fonksiyonlarını düzeltmektir (77, 96). En etkin tedavi yöntemi egzersizdir (97- 99). Farklı egzersiz protokollerinde, kas gücünün iyileşmesiyle orantılı olarak ağrıya azalma ve fonksiyonlarda düzelme gözlenmiş ve kuvvetlendirme egzersizlerinin tedavide çok etkin olduğu belirtilmiştir (64, 97). PFAS'nin kısa dönem tedavisinde 6 haftalık egzersiz programının sonuçlarında iyileşme gözlenmiştir (100).

-İstirahat

Ağrının oluşmasına etki eden aktiviteler genellikle PFERK'i artırır. Koşma, sıçrama, çömelme, uzun süreli diz fleksiyonda oturma, merdiven inme, çıkma gibi aktivitelerden uzak durmak patellofemoral ağrının azalmasına yardımcı olur. Aşırı kullanım sonucu diz önu ağrısı olan hastaların % 30'unda aktivite kısıtlaması ile 4 haftada ağrının azaldığı bildirilmiştir (101).

-Egzersiz

PFAS'ın egzersiz tedavisinde MQF, kalça abduktörleri, ekstansörleri, eksternal rotatörleri, abdominal kasların güçlendirilmesi; MQF, iliopsoas, İTB, MG, hamstring kas grubu kısıklıklarının giderilmesi; alt ekstremitte diziliminin düzeltilmesi, bozulmuş propriosepsiyonun düzeltilerek nöromusküler kontrolünün sağlanması amaçlanmaktadır (13, 78, 102, 103).

MVMO zayıflığı sonucu patellanın laterale kayması ve PFE biyomekaniğinin bozulması sık görüldüğünden rehabilitasyonun erken evresindeki ilk aşama kuadrisepsin ve özellikle vastus medialisin kuvvetlendirilmesidir (10). Syme G. ise PFAS'da MVMO'un Elektromiyografi (EMG) biogeribildirim ile selektif olarak yeniden eğitimi ve kuadriseps kasının genel güçlendirilmesi egzersizlerini karşılaştırdığında selektif ve genel tedavi gruplarında ağrıda belirgin azalma, fonksiyon ve yaşam kalitesinde belirgin iyileşme olduğunu ancak genel tedaviye üstünlüğü olmadığını bildirmiştir (102). MVMO, *Musculus Adduktor Magnus* ve *Musculus Adduktor Longus* kaslarından orjin alır. Kalça adduksiyonu, MQF'i harekete geçirirken MVMO'yu aktive eder. Bu nedenle egzersiz programının başlangıç aşamalarına kalça adduktor güçlendirme egzersizleri de eklenmelidir (10, 11, 13, 78). PFAS'da kalça çevresi kaslar, abdominal kaslar ve lomber bölge kaslarında güç kaybı görülebilir. PFAS'da kalça abduktör, ekstansör ve eksternal rotatör kas gücü değerlerinin tutulmamış tarafın gücünün %71-79'u arasında olduğu bulunmuştur (77). Disfonksiyonel hareket paternlerini düzeltmede proksimal (kalça ve gövde kasları) odaklı egzersiz programı etkilidir. *Musculus Gluteus Medius* (MGM) zayıflığının femoral internal rotasyon ve diz valgus açısında artışa sebep olabileceği bildirilmektedir. MGM ve diğer kalça çevresi kaslarının fonksiyonlarının iyileştirilmesi dinamik alt ekstremitte dizilimini düzeltebilir ve patellar ağrı ve yumuşak doku stresini azaltır (104).

-Patellar breys (patellar destekli dizlik) kullanımı

PFAS' ta etkili bir tedavi olduğunu gösteren yeterli kanıt yoktur (98, 105, 106.). Uzun süreli kullanımlarında MQF'te güç kaybına ve atrofiye yol açabileceğinden kullanımı tartışmalıdır. Breysler, patellanın serbest hareketine izin vermeli ve patellaya direk baskı oluşturmamalıdır (11, 99). Power's ve ark. dizliğin merdiven inme ve çıkma sırasında PFE'de pik stresi azaltmadığı halde MQF kullanımını ve PFE reaksiyon gücüne toleransı arttırarak ağrıyı %56 azalttığını bildirmiştir (10).

-Ortezler

Alt ekstremitte dizilim bozukluğunu düzeltmek ve patellofemoral stresi azaltmak için kullanılır. Subtalar pronasyon ve aşırı tibial torsiyonun neden olduğu alt ekstremitte internal rotasyonunu, yumuşak doku güçlerinin laterale yönelmesini, Q açısını ve PFE'nin kronik yüklenmesini azaltarak, PFAS'lı hastalarda ağrıyı azaltır ve fonksiyonları iyileştirir (97, 98, 108). Johnson ve ark. aşırı ayak pronasyonu olan PFAS'lı bireylerde ayak ortezi uygulamasında 3. ayda semptomlarda düzelme tesbit etmişlerdir (109). Saxena ve ark. ayak ortezi kullanımıyla hastaların %76.5'inde düzelme ve ağrı seviyelerinde azalma gözlemlenmiştir (110).

-Bantlama

Yapışkan bantların patellaya ve dizin ön kısmına uygulandığı bir tekniktir. Farklı bant çeşitleri (elastik, rijid) ve farklı bantlama teknikleri mevcuttur. PFAS'de bantlama MVMO kontraksiyonunu düzelterek patellar hareket bozukluğunu düzeltmeye yöneliktir. Bantlama tekniklerinin farklılığı, etkilerinin net olmaması nedeniyle PFAS tedavisinde tek başına değil diğer tedavilerin yanında ek olarak kullanılmalıdır (111).

-Medikal tedavi

Özellikle akut fazda efüzyon, akut tendinit, sinovit, medial sinovyal plika varlığında tercih edilir. Analjezik ve non-steroid antienflamatuvar ilaçlar kullanılabilir (11, 77, 97). Patellofemoral ağrı sendromunda etkinlikleri hakkında kesin kanıt bulunmamaktadır (112).

2.9.2. Cerrahi Tedavi

Akut patellar dislokasyonu, ileri kartilaj dejenerasyonu ve rehabilitasyondan fayda görmeyen dizilim bozukluğu gibi stabil olmayan ekstansör mekanizmaya sahip %10 hastada cerrahi gerekli olabilir. Her bir endikasyon için çeşitli spesifik cerrahi prosedürleri mevcuttur (85, 98, 113). Bu prosedürler şunlardır;

Proksimal realignment

Lateral serbestleştirme

Medial küçültme

Dinamik semitendinosus transferi

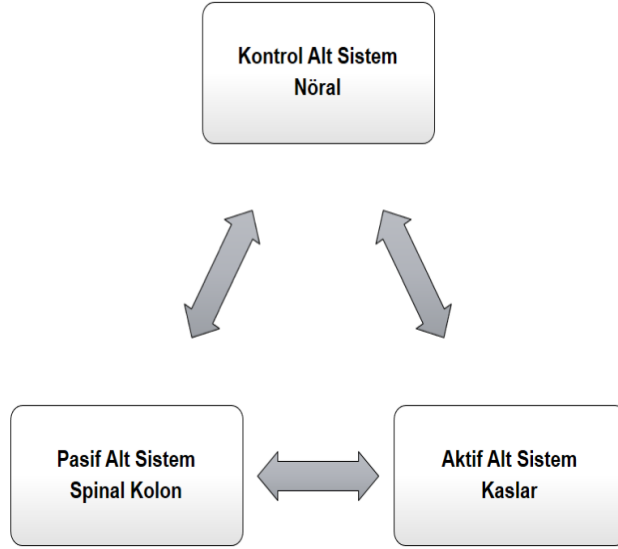
Distal realignment: Roux-Goldthwaite tekniği

Tibial tüberkül osteotomisi

Trokleoplasti

2.10. Lumbopelvik Stabilizasyon

Panjabi, kronik bel ağrılı hastalarda rehabilitasyon sürecinin daha etkin bir şekilde yürütülebilmesi için 1992 yılında spinal stabilite kavramıyla ilgili yeni bir model geliştirmiştir. Bu model, karmaşık bir yapı olan lumbopelvik kontrolün sağlanması ve devam ettirilmesi sürecinin anlaşılabilmesinde önem taşımaktadır (114). Lumbopelvik bölgedeki osteoligamentöz yapıların oluşturduğu pasif sistem, statik ve dinamik enduransın açığa çıkarılmasında etkili kasların oluşturduğu aktif sistem ve nöral sistemin oluşturduğu kontrol mekanizması olmak üzere üç ana başlık halindedir (Şekil 2.10). Bu üç sistemin sağlıklı bir şekilde çalışması torsiyonel, kompresif uyarılara karşı lumbal omurganın hem bütün halinde kontrolünün hem de multisegmental bir yapısı olduğundan dolayı intersegmental kontrolünün yapılabilmesine olanak verir.



Şekil 2.10. Panjabi' nin Spinal Stabilite Modeli (114).

Panjabi modelinin pasif sistemini kemikler, eklemler, ligamentler oluşturur. Pasif yapılar, lumbopelvik bölge hareketlerinin son noktasında pasif bir direnç oluşturarak stabilitenin sağlanmasına katkıda bulunurlar. Lumbal omurganın nötral pozisyonunda da bir miktar destek verirler (115). Yapılan çalışmalar aktif kontrolün sağlanmasında lumbal bölge kaslarının % 10' luk bir aktivasyon göstermesi gerektiğini ortaya koymuştur. Faset problemleri, lumbal disk herniasyonu gibi problemlerde bu % 10' luk oran artar (116). Aktif sistemin fonksiyon görebilmesi için kasların doğru zamanda doğru bir ateşlenme mekanizması ile kasılması gerekmektedir. Nöral sistemin kontrol mekanizması burada devreye girer. İnnervasyonel problemlerde ortaya çıkan instabilite, lumbopelvik bölgeyi yaralanmalara açık hale getirir (117). İnstabilite kavramı literatürde çoğunlukla hareketin son noktasında oluşan anormal hareketler paterni olarak bilinmektedir (118).

Literatürde segmental instabilite kavramı mobilitenin artması, eklem sertliğinin kaybı, spinal hareketlerin anormalliği ve segmental rotasyon miktarlarındaki değişimler olarak tanımlanmaktadır (118, 119). İntervertebral hareketin fizyolojik olarak lokalizasyonuna bakıldığında nötral alanda olduğu görülür. Fizyolojik sınırı aşmamak için ligamentöz yapılar son aralıkta gerilir. Omurgada meydana gelen herhangi bir problemde stabilite bozulacağından dolayı fizyolojik hareket sınırında artış olur. Panjabi, fonksiyonel hareket sınırını nötral alan olarak tanımlamıştır Nötral alanla ilgili yapılan çalışmalar klinik instabilite terimini ortaya çıkarmıştır. Klinik instabilite, fizyolojik sınırlar içerisinde

intervertebral nötral alanları korumada omurganın stabilize etme kapasitesinin önemli ölçüde azalması olarak tanımlanmıştır (114, 117, 118, 120).

2.10.1 Lumbopelvik Stabilizasyonun Sağlanması Etkili Olan Kaslar

Lumbal omurga stabilizasyonunun sağlanmasında etkili olan kaslar global ve lokal kaslar olarak iki bölüm halinde incelenmektedir (Şekil 2.11.).

LOKAL KASLAR	GLOBAL KASLAR
<i>Musculus Multifidus Lumborum</i>	<i>Musculus Rectus Abdominis</i>
<i>Musculus Transversus Abdominis</i>	<i>Musculus Obliquus Externus Abdominis</i>
<i>Musculus Psoas Majör</i>	<i>Musculus Obliquus Internus Abdominisin ön lifleri</i>
<i>Musculus Quadratus Lumborum</i>	<i>Musculus İlicostalis' in torasik parçası</i>
<i>Musculus Diaphragma</i>	
<i>Musculus Obliquus Internus Abdominisin arka lifleri</i>	
<i>Musculus İlicostalis ve Musculus Longissimus lumbar parçaları</i>	

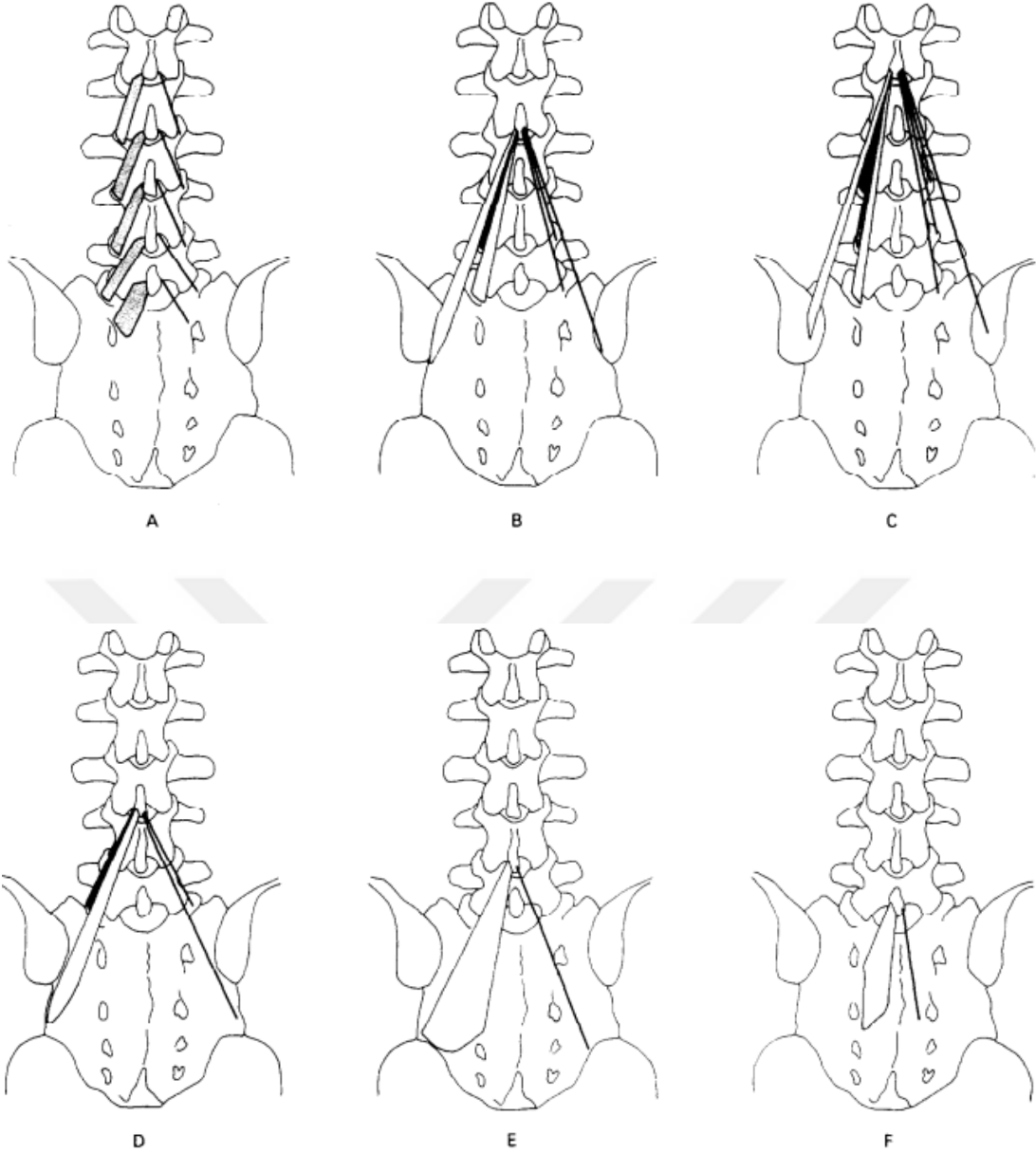
Şekil 2.11. Lumbopelvik Kontrolü Sağlayan Kaslar

Lokal kasların kas uzunluklarının kısa olması ve vertebra rotasyon merkezine yakın olmaları, lumbal stabilizasyonun sağlanmasında önemlidir. Spinal stabilizasyon ile ilgili Cholewicki ve McGill yapmış oldukları çalışmada kas sertliğinin etkisi, pasif dokuların güçleri ve kas kuvvetini incelemişlerdir. Çalışmalarında torasik kafes ve pelvisle ilgili global kasların spinal stabilizasyona katkı sağladığını, lokal kas sisteminin ise artmış nötral alan hareketlerinin önlenmesinde çok önemli olduğunu ortaya koymuşlardır (121).

Global ve lokal kasların dışında stabilizasyona katkı sağlayan önemli yapılardan biri de torakolumbal fasyadır. MTrA'nın vertebra bağlantısını yapan ve sırt kaslarını sıkıca saran bu fasya literatürde hidrolik güçlendirme mekanizması olarak geçmektedir (122, 123). Lumbal stabilizasyonun sağlanmasında birçok kasın adı geçse de literatürde en sık karşılaşılan kaslar MML ve MTrA'dır (124- 126).

-Musculus Multifidus Lumborum

Lumbal bölge kasları içinde en medialde olan, vertebradan vertebraya uzanan segmental bir kastır. Beş ayrı bant halinde olan lumbar multifidusun her bir fasikülü, spinöz çıkıntılar ve laminadan başlar. Derin lifler kaudalde 2.vertebranın mamiller çıkıntısına insersiyoy yaparlar. Beşinci lumbal vertebradan çıkan lifler 1. dorsal sakral foramene yapışırlar. Spinöz çıkıntıdan gelen fasiküller 3., 4., 5. seviye lumbal ve sakral vertebraların mamiller çıkıntısında biterler. Genel olarak fasikül dizilimine bakıldığında en uzun fasiküllerin L1-L3' ten başlayıp spina iliaca posterior superiora insersiyoy yapanlar olduğu görülmektedir. Derindeki multifidus liflerinin bir kısmının zygoapofizial eklem yapışması eklem kapsülünün stabilizasyonuna katkı sağlar (Şekil 2.12)(148).

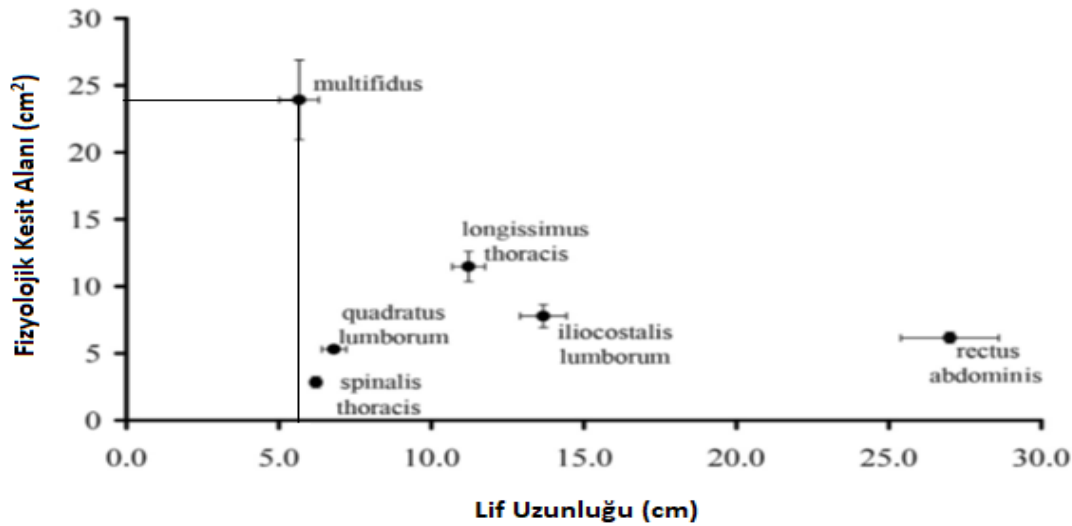


Şekil 2.12. MML Anatomik Lokalizasyonu, A: Laminar Lifler, B-F: Spinöz Çıkıntılardan Kaudale Giden Uzun Lifler (127).

MML'nin lumbal bölge stabilizasyonunda etkisini anlayabilmek için biyomekaniğini ve morfolojisini iyi bilmek gerekmektedir. Yüzeysel liflerinin vertikal olarak uzanması, kas fibril uzunluklarının fazla olması, tendon yapılarının olmaması ve oluşturdukları toplam güç açısından diğer *Musculus Erector Spinae* grubundan farklılık göstermektedir. Derin liflerin 1-2 segment aralıklı olması, kas hacminin küçük olması, tendon yapısının olmaması proprioseptif mekanizma yönüyle ilgilidir (125). Derin MML'nin morfolojik yapısına bakıldığında % 63 oranında Tip 1 lif içermektedir. Bu durum kapiller zenginliği sağlayarak oksidasyonu artırmaktadır (128). Histokimyasal özellikleri ve Tip 1 liflerinin fazla olması

kasılma tiplerinin çoğunlukla tonik olduğunu göstermektedir (122). MML segmental stabilizasyonun sağlanmasında etkili iken dönme momentinin oluşturulmasında *Musculus Lumbal Longissimus* ve *Musculus İliocostalis* kadar özelleşmemiştir (122, 129).

MML innervasyonu, aynı segmentin dorsal ramusun medial dalı tarafından sağlanmaktadır (125, 128, 129). Bu durum sinir lezyonlarının kompanse edilebilmesinde sorun yaratmaktadır. MML lumbopelvik kontrolün sağlanmasında önemi büyüktür. Segmental stabilitenin % 60-70' lik kısmı MML tarafından sağlanır. Derin liflerin vertebra rotasyon merkezine yakınlığı lumbopelvik kontrolün sağlanmasında avantajdır. MML'nin diğer lumbal bölge kaslarına göre lif uzunluğunun küçük, fizyolojik kesit alanının ise daha yüksek olduğu bilinmektedir (Şekil 2.13)(130). Bu durum yine stabilizasyon için elverişli bir ortam yaratır.



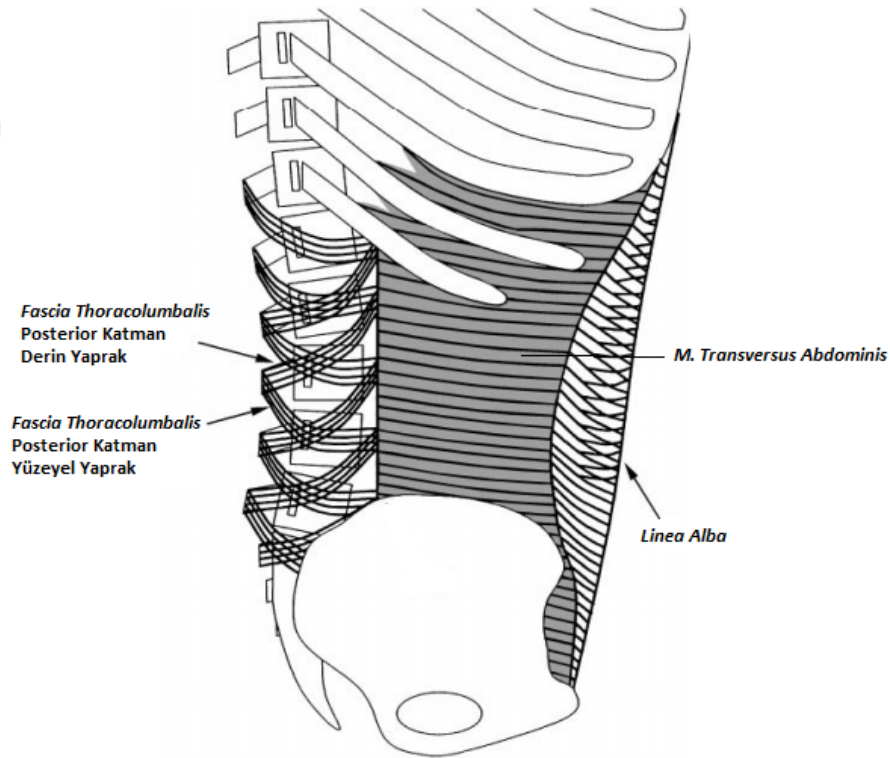
Şekil 2.13. MML Kesit Alanı ve Lif Uzunluğunun Diğer Kaslar ile Kıyaslanması [155]

MML kesit alanındaki azalmaların bireyin harekete başlamadan önceki hazırlayıcı postural düzenlemelerini ve hareket sırasında oluşan otomatik postural düzenlemelerini geciktirdiği yapılan çalışmalarla ortaya koyulmuştur (131- 133). MML bireyin ayakta dik duruşta stabilizasyonuna yardım eder. Bireyin farklı pozisyonlara adaptasyonu için aktive olur. Min-Hyeok ve ark. yapmış oldukları çalışmada omurganın öne hareketinde MML'nin birincil sınırlayıcı olduğunu, en çok prone pozisyonda aktive olduğunu ifade etmişlerdir (133).

-*Musculus Transversus Abdominis*

Abdominal duvar kasları içerisinde en derin yerleşimli olan bu kas, iliak krista ile 12.kosta arasındaki torakolumbal fasyadan, son 6 kıkırdak kostadan, inguinal ligamentin 1/3' lük dış kısmından başlayarak pubiste ve linea albada sonlanır. MTrA liflerinin bazıları m. rectus abdominise, bir kısmı da m. obliquus internus abdominise karışırlar. Yedi-12 torakal spinal sinirlerin ön dalları ve 1. lumbal spinal sinir tarafından innerve edilir (134, 135).

MTrA, abdominal hacmin kontrolünün yanı sıra gövde ekstansiyonunda, respiratuar aktivitede, rotasyonel komponentlerin dengelenmesinde görevlidir (126, 136-138). Horizontal seyirli bir kas olan MTrA'nın kontraksiyonu, torakolumbal fasyada gerilime sebep olarak intraabdominal basıncı artırır. Torakolumbal fasya, abdominal kasların kontraksiyonu ile gerilir. İntraabdominal basınç artışı ve MTrA ile torakolumbal fasyanın sıkı bağlantısı lumbopelvik kontrole katkı sağlar (Şekil 2.14)(139).



Şekil 2.14. MTrA ve Torakolumbal Fasya Bağlantısı (140)

Creswell ve ark, harnes sistemiyle gövdeye yine her iki yönde güç uygulamışlardır. Hem fleksiyon hem de ekstansiyon yönündeki salınımlar öncesi intraabdominal basıncın artış gösterdiği, fleksiyon yönünde bir güç uygulandığında m. erector spinae aktive olmadan önce MTrA (30 ms.)' den daha az bir gecikme süresi ile aktive olduğu görülmüştür. Ekstansiyon sırasında da yine ilk aktive olan kas MTrA'dır (141). Bu çalışmalar MTrA'nın lumbopelvik kontrol mekanizmasına sahip olduğunu ortaya koymaktadır.

Gövde hareketlerinin dışında ekstremitte hareketlerinde gövde kaslarının durumunu anlamak için çalışma yapılmıştır. Üst ekstremitte fleksiyon ve ekstansiyonu sırasında gövdenin maruz kalacağı perturbasyonu kontrol etmek için TrA'nın *Musculus Deltoideus*'tan önce aktive olduğu görülmüştür (142). Alt ekstremitte hareketleri sırasında ise lumbopelvik bölgeye daha fazla yük bindiğinden dolayı yukarıda bahsedilen 30 ms.' lik süre 110 ms.' ye çıkmaktadır (143).

Gövde veya ekstremitte hareketleri farketmeksizin bireyde hareket etme düşüncesi oluştuğu zaman MTrA aktivasyonu gerçekleşir. MTrA'nın santral sinir sistemi tarafından kontrolü bu yönüyle diğer kaslardan farklıdır (144). MTrA'nın intraabdominal basıncı artırarak ve torakolumbal fasyanın gerilimini değiştirerek lumbopelvik kontrolü sağladığı görülmektedir (140).

MML ve MTrA kasları lumbopelvik kontrolün sağlanmasında lokomotif olmalarına rağmen *Musculus Diaphragma*'nın ve pelvik taban kaslarının da önemi ve desteği büyüktür (140). Ağırılık kaldırma esnasında toraks ve abdomen arasındaki basınç farkının *Musculus Diaphragma* tarafından sağlanması buna bir örnektir (145). Hodges ve ark. tarafından EMG ile yapılan ölçümlerde omuz fleksiyonundan önce hazırlayıcı postural düzenlemeler için m. diaphragmanın aktive olduğu ve bu aktivitenin MTrA ile uyumlu olduğu, trans diaphragmatik basıncı ayarlayan m. diaphragmanın mekanik çıkışının hareket başlamadan önce olduğu ve indirekt yolla yapılan USG sonucu *Musculus Diaphragma*'nın boyunu hareket başlamadan önce kısalttığı görülmüştür (146). Abdominal kavitenin tabanını pelvik taban kasları oluşturur. Pelvik taban kaslarının lumbopelvik kontroldeki rolü ile ilgili yapılan bir çalışmada bireylerden pelvik taban kaslarını maksimum seviyede kasmaları istenmiş ve bu halde abdominal kaslardan EMG kayıtları alınmıştır. Pelvik taban kaslarının sinyalleri pubococcygeal bileşkeden alınmıştır. Pelvik taban kaslarının kontraksiyonunun MTrA kontraksiyonunu artırdığı görülmüştür (147).

Hem günlük hem de sportif aktiviteler kinetik zincir formundadır. Gövde dinamik kontrolü kuvvetin üretimini, transferini, kontrolünü ve zincir içerisinde distal segmentlere aktarımını sağlar. Bouisset gövde ve pelvis stabilizasyonunun ekstremitelerin tüm hareketleri için gerekli olduğunu savunmaktadır. MTrA ve MML ko-kontraksiyon şeklinde çalışır ve femoral internal rotasyon ve adduksiyonla ilişkili olduğu bilinen aşırı anterior pelvik tilti kontrol eder (143).

Aşırı femoral internal rotasyon tibiada göreceli olarak eksternal rotasyonu oluşturur. Bu durum kuadriseps açısının daha fazla olmasına ve lateral retropatellar temas basıncında anlamlı artmaya neden olabilir. Tekrarlı aktiviteler retropatellar kartilaj hasarına öncülük edebilir. Bundan dolayı gövde ve pelvisi kontrol edememe, alt ekstremitte hareketlerini ve patellofemoral kompleksi etkileyecektir (143, 149, 150).

Çalışmamızın amacı PFAS'lı bireylerde lumbopelvik stabilizasyonun değerlendirilmesi ve sağlıklı bireyler ile karşılaştırılması amacıyla planlanmıştır.

3.MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Bireyler

PFAS'a sahip olan ve olmayan bireylerde lumbopelvik stabilizasyonun değerlendirilmesi ve karşılaştırılması amaçlanan bu çalışmaya, Acıbadem Kayseri Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji polikliniğine başvuran ve PFAS tanısı almış 18-45 yaş aralığında, 28 PFAS'lı birey ile 28 sağlıklı birey çalışmaya alınmıştır. Bu çalışma, Acıbadem Üniversitesi ve Acıbadem Sağlık Kuruluşları Tıbbi Araştırma Etik Kurulu tarafından (2021-01/25) etik olarak onaylanmıştır. Çalışmaya başlamadan önce bireylerden yazılı ve sözlü onam alınmış ve Helsinki bildirgesine uygun olarak yapılmıştır.

Bu çalışma, deney grubu ve kontrol grubu olmak üzere iki grup içermektedir;

1-Deney Grubu: PFAS'lı 28 hasta

2- Kontrol grubu: Sağlıklı 28 birey

Çalışmaya Dâhil Edilme Kriterleri (PFAS Grubu)(151-153)

1. En az 3 ay süren atravmatik ağrısının olması.
2. PFAS'nin karakteristik belirtilerinin olması (retropatellar ağrı, sinema belirtisinin varlığı ve pozitif patellar öğütme testi).
3. 18- 45 yaş aralığında olması.
4. Patellofemoral ağrıyı tetikleyecek uzun süreli oturma, çömelme, dizler üzerinde durma, merdiven inme, merdiven çıkma ve pozitif patellar öğütme testlerinden bir veya birkaçının pozitif olması.
5. Diz instabilitesi ve grade 2-3 seviyesinde bağ veya menisküs yırtığının bulunmaması.
6. Çalışmaya gönüllü olarak katılması

Çalışmaya Dâhil Edilmeme Kriterleri (PFAS Grubu)(151-153)

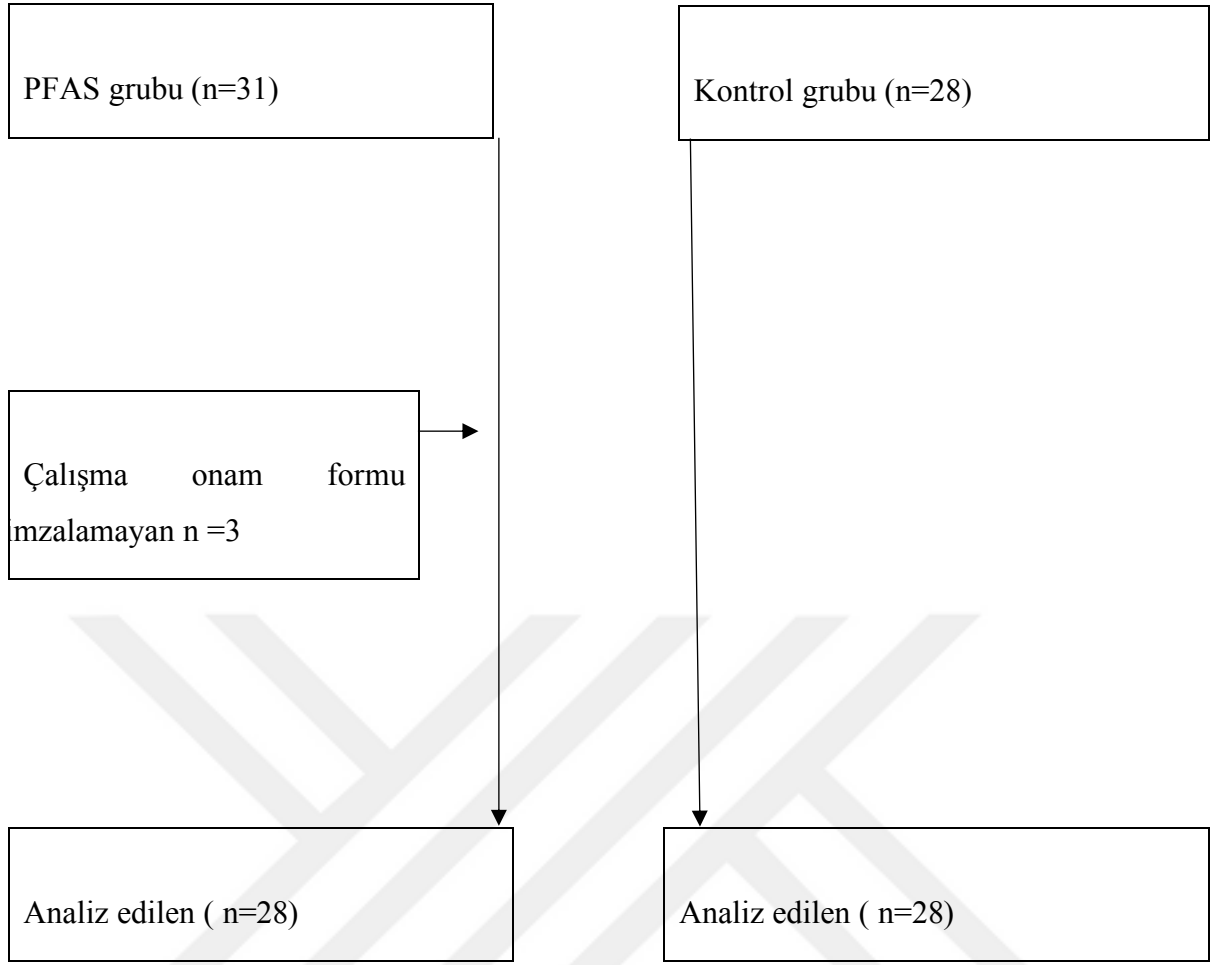
1. Patellofemoral dislokasyon, sublüksasyon ve osteoartrit öyküsünün olması,
2. Önceden geçirilmiş diz ile ilgili cerrahi öyküsünün olması veya konjenital deformite varlığı,
3. Nörolojik ya da romatolojik hastalık varlığı,
4. İletişimi etkileyecek derecede konuşma ya da anlama yetersizliğinin olması.

Çalışmaya Dahil Edilme kriterleri (Kontrol Grubu)(151-153)

1. En az 3 ay süren atravmatik ağrısının olmaması
2. PFAS'nin karakteristik belirtilerinin olmaması (retropatellar ağrı, sinema belirtisinin varlığı ve pozitif patellar öğütme testi)
3. 18- 45 yaş aralığında olması,
4. Patellofemoral ağrıyı tetikleyecek uzun süreli oturma, çömelme, dizler üzerinde durma, merdiven inme, merdiven çıkma ve pozitif patellar öğütme testlerinden bir veya birkaçının pozitif olması,
5. Diz instabilitesi ve grade 2-3 seviyesinde bağ veya menisküs yırtığının bulunmaması,
6. Çalışmaya gönüllü olarak katılması.

Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri (Kontrol Grubu)(151-153)

1. PFAS'nin karakteristik belirtilerinin olması (retropatellar ağrı, sinema belirtisinin varlığı ve pozitif patellar öğütme testi).
2. Geçirilmiş diz ve çevresinde cerrahi öyküsünün olması
3. Herhangi bir konjenital veya edinsel kas ve kemik hastalığının olması
4. Devamlı yada kısıtlı sürelerde yürüme cihazı , ortez vs gibi destekleyeci cihaza ihtiyaç duyması



Şekil 3.1. Çalışma akış şeması

3.2. Yöntem

Çalışmaya katılan tüm bireylere aşağıda gösterilen anket, ölçek ve değerlendirmeler uygulanmıştır:

- Sosyo-demografik bilgilerin sorgulanması
- Ağrının Değerlendirilmesi
- Lumbopelvik Kontrolün Değerlendirilmesi
- Lumbopelvik Stabilitenin Değerlendirilmesi
- Gövde Kaslarının Dinamik Endüransının Değerlendirilmesi
- Kujala Patellofemoral Skorlama (KPFS)

3.2.1. Sosyodemografik Özellikler

Araştırmaya katılan bireylerin yaş, cinsiyet, boy, kilo, vücut kütle indeksi (VKİ) , eğitim durumu, meslek, etkilenen ekstremiteler, dominant ekstremiteler, ağrının süresi araştırmacı tarafından oluşturulan olgu formuna kayıt edildi.

3.2.2. Ağrının Değerlendirilmesi

Literatürde ağrının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan Vizüel Analog Skalası (VAS) Crossley ve arkadaşları tarafından yapılan çalışma ile PPFAS olan hastalar için de geçerli, güvenilir ve duyarlı olduğu gösterilmiştir (154). Ağrı değerlendirilmesinde 10 cm'lik horizontal çizgi üzerine yerleştirilmiş 0'dan 10'a kadar sayılar numaralandırıldı (155). 0 hiç ağrı yok, 10 dayanılmayacak kadar şiddetli ağrıyı ifade edecek şekilde hastaların dinlenme, aktivite ve gece ağrılarını sayısal olarak çizginin üzerine işaretlemeleri istenildi.

3.2.3. Lumbopelvik Kontrolün Değerlendirilmesi

Acıbadem Kayseri hastanesi radyoloji bölümünde ultrasonografik görüntüleme deneyimli araştırmacı tarafından körlük gözetilerek gerçekleştirildi. Lumbopelvik kontrolden sorumlu primer kaslar MTrA ve MML' nin kas kalınlığı USG yöntemi ile değerlendirildi. UGS ölçümü, GE LOGIQ S8 Diagnostic Ultrasound System cihazı ile yapıldı (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. GE LOGIQ S8Diagnostic Ultrasound System cihazı

Bu değerlendirmeler, Acıbadem Kayseri hastanesi radyoloji bölümünde ultrasonografik görüntüleme deneyimli bir radyoloji uzmanı tarafından gerçekleştirildi. Kas kalınlıkları ve

kasılabilme yeteneklerinin ölçümünde B mode Ultrasonografi kullanıldı (156). Başlık kasa paralel olacak şekilde kas hizasında konumlandırıldı.

USG öncesinde bireylere MTrA ve MML kaslarının kas aktivasyonunu sağlayan “Abdominal hallowing” manevrası öğretildi. Bu manevra, MTrA’yı aktive ederek MML kasında da ko-kontraksiyonunu sağlar. Hareketin başarılı bir şekilde yapılabilmesi için bireylerde beceri algısının geliştirilmesi gerekir. Bu amaçla, kasın temel anatomisi bir resimle örneklenerek bireylere anlatıldı. Diğer kasların temel anatomisinden de bahsedilerek MTrA ile diğer abdominal kaslar arasındaki farklılığa değinildi ve bireyin gövde hareketi ile “*Abdominal hallowing*” arasındaki farkı anlamasına yardımcı olundu. “*Abdominal hallowing*” manevrası, yüzeysel kaslarda herhangi bir aşırı hareket olmadan göbeğin yukarı ve içe doğru çekilmesidir. Kontraksiyon sırasında tam performans için kişinin alt abdominal parçaya konsantre olması istendi.

MTrA kasının sağ ve sol taraf ölçümleri istirahat ve kontraksiyon sırasında, sırtı üstü çengel pozisyonunda, alt kostaları ortalayan çizgiye paralel, en alt kosta ve iliak kristanın tam ortasından 10 Mhz. başlık ile ölçüldü (Şekil 3.3) (156). İstirahat sırasında MTrA kas kalınlığı ölçüldükten sonra hastadan kendisine öğretildiği gibi “önce rahat bir şekilde nefesinizi alıp verin, daha sonra nefes alıp nefesinizin sonunda alt karın bölgenizi omurganız hareket etmeyecek ve diğer kaslarınız da kasılmaya katılmayacak şekilde yukarı ve içe çekin” komutunu uygulaması istendi ve kayıt alındı (156, 157).

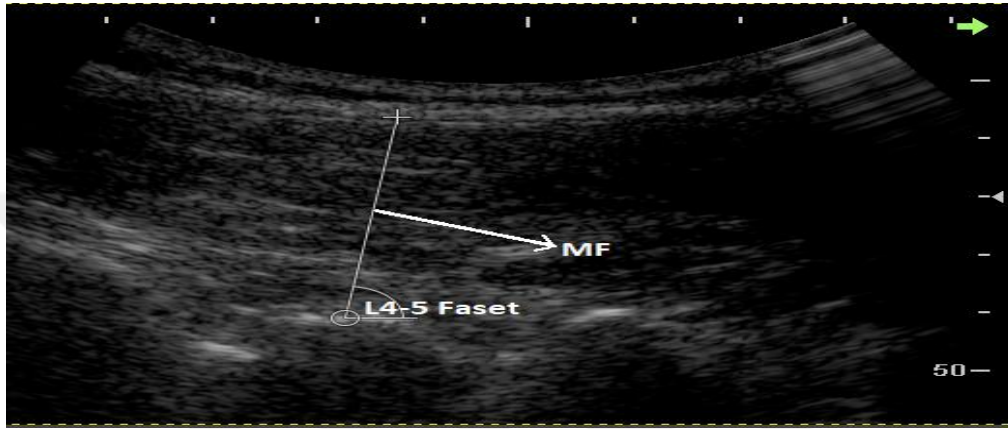


Şekil 3.3. MTrA kasının USG ile görüntülenmesi

MML, USG ölçümleri ise hem istirahat hem de kontraksiyon sırasında, yüzüstü pozisyonda, L4-5 vertebra seviyesinde (18) sağ ve sol taraf için 2,5 Mhz. başlık kullanılarak ölçüldü. Hastalara “önce rahat bir şekilde nefesinizi alıp verin, daha sonra nefes alıp nefesinizin

sonunda alt karın bölgenizi omurganız hareket etmeyecek ve diğer kaslarınız da kasılmaya katılmayacak şekilde yukarı ve içe çekin” denildi (158).

Ölçüm esnasında yüzüstü pozisyonda bulunan hastaların abdominal bölgelerine, lumbal lordozu azaltmak için bir yastık yerleştirildi. Palpasyon ile L2’ den L5’ e kadar omurgaların yeri belirlendikten sonra ölçüm işlemine başlandı (128). Kas kalınlığının belirlenmesinde kasın anteroposterior çapı kullanıldı (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. MML kasının USG ile görüntülenmesi

MTrA ve MML kas kalınlıklarının ölçümünde istirahat ve kontraksiyon sırasında üç ölçüm yapıp bu ölçümlerin ortalaması alındı.

3.2.4. Lumbopelvik Stabilitenin Değerlendirilmesi

Waldhem ve ark. yaptıkları çalışmada “core” stabilizasyon ile ilişkili testleri kuvvet, endurans, esneklik, motor kontrol ve fonksiyon olmak üzere 5 gruba ayırmışlar ve testlerin gözlemci içi (intra-rater) güvenilirliğini değerlendirmişlerdir. McGill tarafından önerilen endurans testlerinin en güvenilir ölçüm yöntemi olduğunu bildirmişlerdir. McGill tarafından önerilen endurans testleri “core” stabilizasyonun değerlendirilmesinde en sık kullanılan testlerdendir. Gövde fleksör endurans, gövde ekstansör endurans ve bilateral yan köprü testlerinden oluşmaktadır. Bunların yanı sıra lumbal stabilizasyon endurans kapasitesini değerlendiren sırtüstü köprü ve yüzüstü köprü testleri klinik uygulamalarda kullanılabilecek diğer ölçüm yöntemlerindendir (159).

- Gövde Fleksörleri Endurans Testi

Test, hasta gövde 60 derece fleksiyonda destekli oturma pozisyonunda iken başlar. Kalça ve dizler 90 derece fleksiyonda, kollar göğsü çaprazlamış pozisyonunda ve ayaklar sabitlenmiştir. Gövde desteği kaldırılır ve katılımcıdan bu pozisyonu mümkün olduğunca koruması istenir. Test st gövde açısı 60 derecenin altına düştüğünde sona erer (şekil 3.5)(160, 161).



şekil 3.5. Gövde fleksörleri endurans testi.

- Gövde ekstansör enduras testi

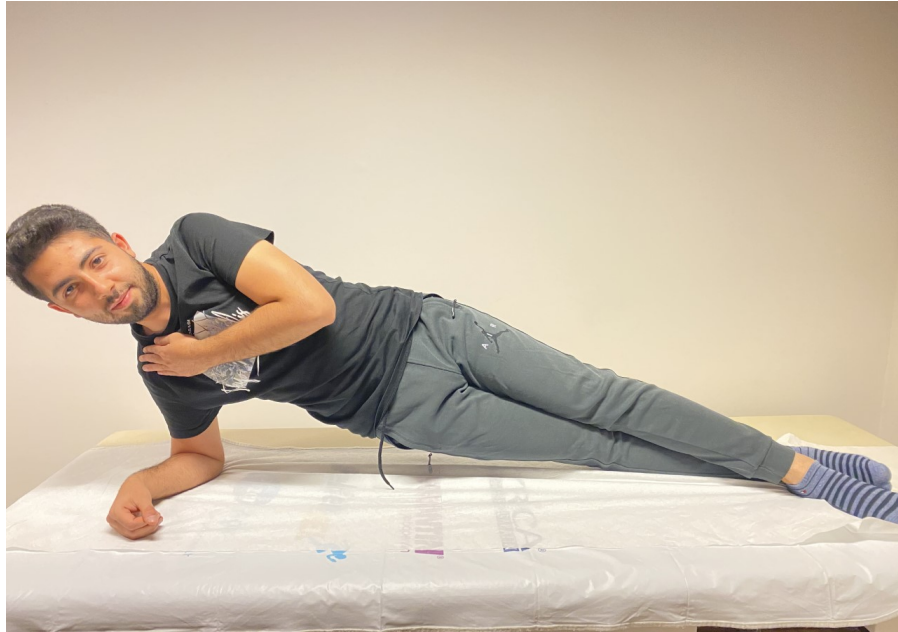
Hasta tedavi yatağına iliak kristalar yatak kenarında hizalanacak şekilde yüzüstü yatar. Pelvis, kalçalar ve diz tedavi masasına sabitlenir. Desteksiz kalan gövde ve üst ekstremiteler bir sandalye ile desteklenir. Daha sonra sandalye çekilir ve kollar göğsü çaprazlamış pozisyonunda iken hastadan gövdenin horizontal pozisyonunu olabildiğince uzun süre koruması istenir. Dayanıklılık süresi saniye cinsinden kaydedilir. Hasta yatay pozisyonun altına düştüğünde test sonlandırılır (şekil 3.6) (159).



Şekil 3.6. Gövde ekstansör endurans testi

-Lateral Köprü Testi

Hasta bir minder üzerine bacaklar ekstansiyonda olacak şekilde yan yatar. Üstteki ayak destek için alttaki ayağın önüne yerleştirilir. Üstteki kol göğsü çaprazlayacak şekilde karşı omza yerleştirilir. Hastalardan bütün vücudu düz bir çizgi oluşturacak şekilde kalçalarını yerden kaldırmaları, dirsek ve ayaklarından destek almaları istenir. Hasta test pozisyonu kaybettiğinde test sona erer (Şekil 3.7) (162).



Şekil 3.7 Lateral köprü testi

3.2.5. Gövde Kaslarının Dinamik Endüransının Değerlendirilmesi

-Sit-Ups Testi

Bireylerden dizler fleksiyonda eller omuzda çapraz yapılmış halde 30 saniye içinde yapabildikleri maksimum sayıda gövde fleksiyonu yapmaları istenir. Skor kaydedilir (Şekil 3.8)(162).

a)

b)



Şekil 3.8. (a) Sit-ups testi başlangıç pozisyonu (b) Sit-ups testi.

-Modifiye Push-Up Testi

Bireylerden yüzükoyun pozisyonda, eller omuz hizasında, dirsekler fleksiyonda gövdenin yanında pozisyonlanarak yatması ve dizlerini fleksiyona getirmesi istenir. Dirsekler tam ekstansiyona gelecek şekilde baş, omuzlar ve gövdeyi yerden kaldırması istenir. Otuz saniye içinde yapabildiği maksimum tekrar skor olarak kaydedilir (Şekil 3.9)(160, 163).

a)

b)



Şekil 3.9. (a) Modifiye Push-ups testi başlangıç pozisyonu (b) Modifiye Push- ups testi.

3.2.6. Kujala Patellofemoral Skoru (KPFS)

Tüm katılımcılara fonksiyonel değerlendirme için KPFS uygulandı. Bu test, Kujala ve ark. tarafından 1993 yılında tanımlanan, patellofemoral yapıya bağlı diz ağrısı şikâyetlerinde fonksiyonel değerlendirmeye olanak sağlayan bir testtir (57). Standardize edilmiş bir skorlama sistemi olan bu skala PFAS, patellar dislokasyonu veya sublokasyonu olan hastaların değerlendirilmesi için uygundur (164, 165). Crossley ve ark. tarafından yapılan araştırma ile PFAS hastlara için geçerli, güvenilir ve duyarlı bir skala olduğunu kanıtlamıştır (57). 0 ile 100 puan arasında skorlama yapılan ve en iyi değer 100 puan olan skala ile merdiven inip-çıkma, çömelme, koşma, zıplama ve uzun süreli dizler fleksiyonda oturma sırasında ağrı, şişme yada subluksasyon olup olmadığı, kuadriiceps kasındaki atrofi miktarı, dizdeki fleksiyon kısıtlılığı ve yürüme yardımcısına ihtiyaç olup olmadığı gözlemci ile birlikte değerlendirilir (166). KPFS'nin PFAS olan Türk hastalarda uygulanabilir bir test olduğu kabul edilmiştir (167).

3.2.7. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada, çalışmaya dahil edilecek birey sayısını tespit etmek için G*Power 3.1.9.2 paket programı kullanılmıştır. PFAS'ın toplumda görülme oranı yüksektir (7). Buna göre ; $r:0,8$ etki genişliğinde $p<0,05$ anlamlılık düzeyinde çalışmadan %80 güç elde etmek için her bir gruba 28 kişi dahil edilmiştir.

Elde edilen veriler IBM SPSS 22 programı aracılığı ile analiz edilmiştir. Çalışmada elde edilen verilerin dağılımları Kolmogrov Smirnov testi ile sınanmış ve çarpıklık basıklık

değerleri incelenmiş ve sonuç olarak verilerin çarpıklık basıklık değerleri ± 1 aralığında olduğundan parametrik analiz testleri uygulanmıştır(168, 169).

PFAS ve Kontrol gruplarının ölçümlerden aldıkları puanların gruplar arası karşılaştırılmasında bağımsız t testi kullanılırken; gruplar içi karşılaştırılmasında ise eşleştirilmiş t testi kullanılmıştır. Bireylerin gövde dinamik, statik endurans test puanları , VAS ve KPFS ile kas kalınlıkları arasındaki ilişkileri ortaya çıkarmak için pearson momentler korelasyon analizi uygulanmıştır. Anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edilmiştir.



4. BULGULAR

PFAS grubu 28, Kontrol grubu 28 birey olmak üzere toplamda 56 kişi ile tamamlanmıştır. Olguların sosyo-demografik özellikleri Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Kontrol grubu ve PFAS grubu bireylerin sosyodemografik özellikleri

	Kontrol grubu (n=28)	PFAS grubu (n=28)	P
Cinsiyet n(%)			
Kadın	20 (71,4)	21 (75,0)	-
Erkek	8 (28,6)	7 (25,00)	
Dominant Ekstremitte n(%)			
Sağ	19 (67,9)	24 (85,7)	-
Sol	9 (32,1)	4 (14,3)	
Etkilenen Ekstremitte n(%)			
Sağ	-	20 (71,4)	
Sol	-	8 (28,6)	
Yaş(yıl)			
Min-Maks.	21,00-34,00	21,00-33,00	,618
X± SS	26,29±3,51	26,75±3,43	
Boy(cm)			
Min-Maks.	155,00-184,00	160,00-187,00	,941
X± SS	168,21±7,33	168,07±7,11	
Kilo(kg)			
Min-Maks.	51,00-82,00	52,00-85,00	,929
X± SS	61,86±9,26	61,64±8,52	
VKİ (kg/m²)			
Min-Maks.	19,20-24,20	19,60-24,30	,965
X± SS	21,73±1,65	21,71±1,33	

n: Birey sayısı %: yüzdelik oran Min: minimum Maks: Maksimum X: Ortalama SS: Standart sapma VKİ: Vücut Kütle İndeksi %: yüzdelik oran

Çalışmaya katılan Kontrol grubu bireylerin MTrA ve MML kas kalınlığı ortalamaları; MTrAİ Sağ $3,92\pm0,47$ mm, MTrAK Sağ $5,11\pm0,70$ mm, MTrAİ Sol $4,00\pm0,58$ mm, MTrAK Sol $5,19\pm0,69$ mm, MMLİ Sağ $33,59\pm4,21$ mm, MMLK Sağ $35,40\pm4,67$ mm, MMLİ Sol $33,15\pm2,98$ mm, LMA Sol $34,66\pm4,92$ mm'dir. PFAS grubu bireylerin MTrAİ Sağ $3,34\pm0,34$ mm, MTrAK Sağ $4,02\pm0,61$ mm, MTrAİ Sol $3,36\pm0,51$ mm, MTrAK Sol $4,17\pm0,74$ mm, MMLİ Sağ $25,87\pm4,84$ mm, MMLK Sağ $29,79\pm5,26$ mm, MMLİ Sol $26,64\pm4,16$ mm, MMLK Sol $30,21\pm5,54$ mm'dir (Tablo 2).

Kontrol grubu bireylerin Sit-ups testi $23,32\pm4,48$ sn, Modifiye Push-ups testi $20,32\pm4,84$ sn, GFET $38,02\pm5,94$ sn, GEET $42,70\pm6,17$ sn, SaLKT $23,66\pm4,43$ sn, SoLKT $19,90\pm4,31$ sn'dir. PFAS grubu bireylerin Modifiye Push-ups testi $13,00\pm3,42$ sn, GFET $27,19\pm5,86$, GEET $28,80\pm7,71$ sn, SaLKT $16,00\pm3,66$ sn, SoLKT $13,23\pm3,13$ sn'dir (Tablo 2).

Kontrol grubu bireylerin VAS ortalaması $0,00\pm0,00$ ve KPFS ortalaması $100,00\pm0,00$ tespit edilirken PFAS grubu bireylerin VAS ortlaması $4,89\pm0,88$ ve KPFS ortalaması $77,25\pm5,20$ bulunmuştur (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Kontrol grubu ve PFAS grubu bireylerin sağ ve sol, istirahat ve kontraksiyon esnasındaki MTrA ve MML kas kalınlıkları, gövde statik ve dinamik endurans test puanları ve VAS, KPFS puanları

	Kontrol grubu (n=28)		PFAS grubu (n=28)	
	Min-Maks.	X± SS	Min-Maks.	X± SS
MTrAi Sağ(mm)	2,80-4,90	3,92±0,47	2,60-4,40	3,34±0,34
MTrAK Sağ(mm)	3,60-6,40	5,11±0,70	3,10-5,20	4,02±0,61
MTrAi Sol(mm)	3,20-5,50	4,00±0,58	2,50-4,80	3,36±0,51
MTrAK Sol(mm)	4,00-6,60	5,19±0,69	3,00-6,00	4,17±0,74
MMLİ Sağ(mm)	29,00-42,00	33,59±4,21	19,50-35,90	25,87±4,84
MMLK Sağ(mm)	28,20-43,50	35,40±4,67	20,70-40,10	29,79±5,26
MLMİ Sol(mm)	30,00-39,70	33,15±2,98	21,20-37,10	26,64±4,16
MMLK Sol(mm)	24,40-44,00	34,66±4,92	22,50-41,60	30,21±5,54
Sits-up	17,00-30,00	23,32±4,48	11,00-24,00	15,32±3,93
Modifiye Push-up	15,00-30,00	20,32±4,84	10,00-21,00	13,00±3,42
GFET	26,03-50,12	38,02±5,94	15,99-40,12	27,19±5,86
GEET	22,15-52,24	42,70±6,17	16,91-41,20	28,80±7,71
SaLKT	17,97-34,28	23,66±4,43	10,31-24,16	16,00±3,66
SolLKT	13,31-30,18	19,90±4,31	9,11-22,18	13,23±3,13
VAS	,00-,00	0,00±0,00	4,00-6,00	4,89±0,88
KPFS	100,00-100,00	100,00±0,00	68,00-84,00	77,25±5,20

n: Birey sayısı, Min: minimum, Maks: Maksimum, X: Ortalama, SS: Standart sapma, MTrAi: Musculus Transversus Abdominus İstirahat, MTrAK: Musculus Transversus Abdominus Kontraksiyon, MMLİ: Musculus Multifidus Lumborum İstirahat, MMLK: Musculus Multifidus Lumborum Kontraksiyon, GFET: Gövde Fleksörleri Enduras Testi, GEET: Gövde Ekstansörleri Endurans Testi, SaLKT: Sağ Lateral Köprü Testi, SolLKT: Sol Lateral Köprü Testi, VAS: Vizüel analog skalası, KPFS: Kujala patellofemoral skorlaması

Kontrol grubu bireylerin MTrA kasının istirahat ve kontraksiyon esnasındaki sağ ve sol taraf kas kalınlıkları simetrik olduğu ve istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır($p>0,05$)(Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Kontrol grubu bireylerin MTrA kasının sağ ve sol taraf simetri değerlendirmesi

	MTrA	n	X±SS	t	p
İstirahat	Sağ	28	3,92±0,47	-1,016	,319
	Sol	28	4,00±0,58		
Kontraksiyon	Sağ	28	5,11±0,70	-1,011	,321
	Sol	28	5,19±0,69		

n: Birey sayısı, X: Ortalama, SS: Standart sapma, MTrA: Musculus Transvers Abdominis

Kontrol grubu bireylerin MML kasının istirahat ve kontraksiyon esnasındaki sağ ve sol taraf kas kalınlıkları simetrik olduğu ve istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$)(Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Kontrol grubu bireylerin MML kasının sağ ve sol taraf simetri değerlendirmesi

	MML	n	X±SS	t	p
İstirahat	Sağ	28	33,59±4,21	,979	,336
	Sol	28	33,15±2,98		
Kontraksiyon	Sağ	28	35,40±4,67	2,006	,055
	Sol	28	34,66±4,92		

n: Birey sayısı, X: Ortalama, SS: Standart sapma, MML: Musculus Multifidus Lumborum

PFAS grubu bireylerin MTrA kasının istirahat ve kontraksiyon esnasındaki sağ ve sol taraf kas kalınlıkları simetrik olduğu ve istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmemiştir ($p>0,05$)(Tablo 4.5).

Tablo 4.5. PFAS grubu bireylerin MTrA kasının sağ ve sol taraf simetri değerlendirmesi

	MTrA	n	X±SS	t	p
İstirahat	Sağ	28	3,20±0,42	-,326	,747
	Sol	28	3,36±0,51		
Kontraksiyon	Sağ	28	4,02±0,61	-1,293	,207
	Sol	28	4,17±0,74		

n: Birey sayısı, X: Ortalama, SS: Standart sapma, MTrA: Musculus Transvers Abdominis

PFAS grubu bireylerin MML kasının istirahat ve kontraksiyon esnasındaki sağ ve sol taraf kas kalınlıkları simetrik olduğu ve istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmemiştir ($p>0,05$)(Tablo 4.6).

Tablo 4.6. PFAS grubu bireylerin MML kasının sağ ve sol taraf simetri değerlendirmesi

	MML	n	X±SS	t	p
İstirahat	Sağ	28	25,87±4,84	-1,694	,102
	Sol	28	26,64±4,16		
Kontraksiyon	Sağ	28	29,79±5,26	-,659	,515
	Sol	28	30,21±5,54		

n: Birey sayısı, X: Ortalama, SS: Standart sapma, MML: Musculus Multifidus Lumborum

PFAS ve Kontrol grubu bireylerin istirahat ve kontraksiyon esnasındaki sağ ve sol MTrA ve MML kasının kas kalınlıklarının simetrik olmadığı ve bu farkın istatistiksel olarak Kontrol grubu bireyler yönünde istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu tespit edilmiştir(Tablo 4.7)($p<0,05$).

Tablo 4.7. PFAS ve Kontrol grubu bireylerin MTrAve MML kas kalınlık değerlerinin karşılaştırılması

	PFAS grubu (n=28)	Kontrol grubu (n=28)	t	p
	X±SS	X±SS		
MTrAİ Sağ(mm)	3,92±0,47	3,34±0,34	5,347	<0,001**
MTrAKSağ(mm)	5,11±0,70	4,02±0,61	6,144	<0,001**
MTrAİ Sol(mm)	4,00±0,58	3,36±0,51	4,376	<0,001**
MTrAK Sol(mm)	5,19±0,69	4,17±0,74	5,378	<0,001**
MMLİ Sağ(mm)	33,59±4,21	25,87±4,84	6,362	<0,001**
MMLK Sağ(mm)	35,40±4,67	29,79±5,26	4,222	<0,001**
MMLİ Sol(mm)	33,15±2,98	26,64±4,16	6,730	<0,001**
MMLK Sol(mm)	34,66±4,92	30,21±5,54	3,180	0,02*

n: Birey sayısı, Min: minimum, Maks: Maksimum, X: Ortalama, SS: Standart sapma, MTrAİ: Musculus Transversus Abdominus İstirahat, MTrAK: Musculus Transversus Abdominus Kontraksiyon, MMLİ: Musculus Multifidus Lumborum İstirahat, MMLK: Musculus Multifidus Lumborum Kontraksiyon

PFAS grubu ve Kontrol grubu bireylerin gövde dinamik ve statik endurans test puanlarının Kontrol grubu bireyler yönünde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir((p<0,001)(Tablo 4.8).

Tablo 4.8. PFAS ve Kontrol grubu bireylerin gövde dinamik ve statik endurans test puanlarının karşılaştırılması

	PFAS grubu (n=28)	Kontrol grubu (n=28)	t	p
	X±SS	X±SS		
Sits-up	23,32±4,48	15,32±3,93	7,106	<0,001**
Modifiye Push-up	20,32±4,84	13,00±3,42	6,538	<0,001**
GFET	38,02±5,94	27,19±5,86	6,864	<0,001**
GEET	42,70±6,17	28,80±7,71	7,445	<0,001**
SaLKT	23,66±4,43	16,00±3,66	7,056	<0,001**
SoLKT	19,90±4,31	13,23±3,13	6,620	<0,001**

n: Birey sayısı, Min: minimum, Maks: Maksimum, X: Ortalama, SS: Standart sapma, GFET: Gövde fleksörleri endurans testi, GEET: Gövde ekstansörleri endurans testi, SaLKT: Sağ lateral köprü testi, SoLKT: Sol lateral köprü testi,

Tablo 4.9 incelendiğinde VAS ile KPFS, MTrAİ sağ, MTrAK sağ ve MTrAK sol arasında negatif yönlü orta düzeyde anlamlı ilişkiler ve KPFS ile MTrAK sol arasında negatif yönlü orta düzeyde anlamlı ilişkiler tespit edilmiştir(p<0,05).

VAS ile MMLİ sağ, MMLK sağ, MMLİ sol, MMLK sol arasında negatif yönlü orta düzeyde anlamlı ilişkiler, KPFS ile MMLK sağ arasında negatif yönlü orta düzeyde anlamlı ilişki tespit edilmiştir(p<0,05)(Tablo 4.9).

VAS ile ‘‘Sit-ups’’, Modifiye ‘‘Push-up, SaLKT ve SoLKT arasında negatif yönlü orta düzeyde anlamlı ilişkiler, KPFS ile GEET arasında ileri düzeyde negatif yönlü anlamlı ilişki tespit edilmiştir ($p<0,05$) (Tablo 4.9).



Tablo 4.9. PFAS grubu bireylerde, KPFS , sağ ve sol istirahat ve kontraksiyon esnasındaki MTrA ve MML kas kalınlıkları , gövde statik ve dinamik testleri arasındaki ilişki

		KPFS	MTrAİ Sağ	MTrAK Sağ	MTrAK Sağ	MTrAK Sol	MLMİ Sağ	MLMK Sağ	MLMİ Sol	MLMK Sol	Sits-up	Modifiye ush-up	GFET	GEET	SaLKT	SoLKT	VAS
KPFS	r	1	,315	,435*	-,049	,052	,369	,455*	,153	,250	,226	,319	,331	,706**	,311	,370	-,694**
	p		,102	,021	,805	,794	,053	,015	,436	,199	,247	,098	,085	,000	,107	,052	,000
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
MTrAİ Sağ	r	,315	1	,726**	,613*	,701*	,605**	,487*	,532**	,511**	,730**	,718**	,457*	,427*	,561**	,592**	-,419*
	p	,102		,000	,001	,000	,001	,009	,004	,005	,000	,000	,014	,023	,002	,001	,026
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
MTrAK Sağ	r	,435*	,726*	1	,361	,619*	,830**	,785*	,715**	,747**	,790**	,799**	,450*	,639**	,720**	,685**	-,581**
	p	,021	,000		,059	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,016	,000	,000	,000	,001
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
MTrAK Sağ	r	-,049	,613*	,361	1	,752*	,225	,102	,357	,288	,520**	,494**	,368	,069	,455*	,523**	-,133
	p	,805	,001	,059		,000	,250	,604	,062	,137	,005	,008	,054	,729	,015	,004	,498
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
MTrAK Sol	r	,052	,701*	,619**	,752*	1	,577**	,451*	,702**	,725**	,804**	,786**	,417*	,353	,608**	,721**	-,426*
	p	,794	,000	,000	,000		,001	,016	,000	,000	,000	,000	,027	,065	,001	,000	,024
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
MLMİ Sağ	r	,369	,605*	,830**	,225	,577*	1	,904*	,867**	,890**	,784**	,820**	,646*	,588**	,697**	,718**	-,484**
	p	,053	,001	,000	,250	,001		,000	,000	,000	,000	,000	,000	,001	,000	,000	,009
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
MLMK	r	,455*	,487*	,785**	,102	,451*	,904**	1	,756**	,808**	,693**	,762**	,575*	,600**	,617**	,644**	-,554**

Sağ			*										*				
	p	,015	,009	,000	,604	,016	,000		,000	,000	,000	,000	,001	,001	,000	,000	,002
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
MLMİ Sol	r	,153	,532*	,715**	,357	,702*	,867**	,756*	1	,959**	,717**	,759**	,382*	,451*	,549**	,622**	-,471*
	p	,436	,004	,000	,062	,000	,000	,000		,000	,000	,000	,045	,016	,002	,000	,011
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
MLMK Sol	r	,250	,511*	,747**	,288	,725*	,890**	,808*	,959**	1	,773**	,808**	,435*	,519**	,590**	,664**	-,550**
	p	,199	,005	,000	,137	,000	,000	,000	,000		,000	,000	,021	,005	,001	,000	,002
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
Sits-up	r	,226	,730*	,790**	,520*	,804*	,784**	,693*	,717**	,773**	1	,965**	,610*	,406*	,808**	,849**	-,486**
	p	,247	,000	,000	,005	,000	,000	,000	,000	,000		,000	,001	,032	,000	,000	,009
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
Modifiye Push-up	r	,319	,718*	,799**	,494*	,786*	,820**	,762*	,759**	,808**	,965**	1	,608*	,524**	,796**	,854**	-,557**
	p	,098	,000	,000	,008	,000	,000	,000	,000	,000	,000		,001	,004	,000	,000	,002
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
GFET	r	,331	,457*	,450*	,368	,417*	,646**	,575*	,382*	,435*	,610**	,608**	1	,346	,631**	,639**	-,245
	p	,085	,014	,016	,054	,027	,000	,001	,045	,021	,001	,001		,071	,000	,000	,210
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
GEET	r	,706**	,427*	,639**	,069	,353	,588**	,600*	,451*	,519**	,406*	,524**	,346	1	,437*	,488**	-,650**
	p	,000	,023	,000	,729	,065	,001	,001	,016	,005	,032	,004	,071		,020	,008	,000
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
SaLKT	r	,311	,561*	,720**	,455*	,608*	,697**	,617*	,549**	,590**	,808**	,796**	,631*	,437*	1	,920**	-,396*
	p	,107	,002	,000	,015	,001	,000	,000	,002	,001	,000	,000	,000	,020		,000	,037
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
SoLKT	r	,370	,592*	,685**	,523*	,721*	,718**	,644*	,622**	,664**	,849**	,854**	,639*	,488**	,920**	1	-,509**

	p	,052	,001	,000	,004	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,008	,000		,006
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28
VAS	r	-,694**	-,419*	-,581**	-,133	-,426*	-,484**	-,554**	-,471*	-,550**	-,486**	-,557**	-,245	-,650**	-,396*	-,509**	1
	p	,000	,026	,001	,498	,024	,009	,002	,011	,002	,009	,002	,210	,000	,037	,006	
	n	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28	28

n: Birey sayısı, Min: minimum, Maks: Maksimum, X: Ortalama, SS: Standart sapma, MTrAl: Musculus Transversus Abdominus İstirahat, MTrAK: Musculus Transversus Abdominus Kontraksiyon, MMLİ:

Musculus Multifidus Lumborum İstirahat, MMLK: Musculus Multifidus Lumborum Kontraksiyon, GFET: Gövde Fleksörleri Enduras Testi, GEET: Gövde Ekstansörleri Endurans Testi, SaLKT: Sağ Lateral Köprü

Testi, SoLKT: Sol Lateral Köprü Testi, VAS: Vizüel analog skalası, KPFS: Kujala patellofemoral skorlaması

5. TARTIŞMA

Çalışmamızın sonuçlarına göre, PFAS grubu bireylerin Kontrol grubunda yer alan bireyler ile kıyaslandığında lumbopelvik stabiliteden primer sorumlu olan MTrA ve MML kaslarının olumsuz yönde etkilendiği tespit edildi. PFAS grubu bireylerin Kontrol grubu bireylerin gövde statik ve dinamik endurans testleri karşılaştırıldığında, kontrol grubu lehine istatistiksel anlamlı farklılık tespit edildi. PFAS ve Kontrol grubu bireylerin grup içi sağ ve sol MTrA ve MML kas kalınlıklarının, istirahat ve kontraksiyonda simetrik olduğu bulundu.

PFAS olan hastaların en önemli problemi diz ağrısı ve fonksiyonel aktivitelerin kısıtlanmasıdır. Semptomlar hastaların fonksiyonel durumunu kısıtlayarak günlük yaşam aktivitelerini, sosyal ve meslek hayatlarını olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Dizin özellikle fleksiyon pozisyonunda tutulduğu aktiviteler sırasında patella çevresinde veya arkasında ağrı en tipik semptomdur (8- 11).

PFAS kadınlarda erkeklere oranla daha fazla görülmektedir. Artan pelvik genişliği ve artmış Q açısı sonucu patella üzerine aşırı lateral basınç oluşması gibi anatomik faktörler, yüksek topuklu ayakkabılar giymek ve bacak bacak üzerine atmak gibi postürel ve sosyolojik faktörler, kadınlarda bu durumun şiddetini ve insidansını etkileyebilmektedir (51, 170). Dehaven ve Litner tarafından yapılan, 7 yıl süreli ve PFAS sıklığının araştırıldığı bir çalışmada erkeklerde %18,1 ve kadınlarda %33,2 oranında olduğu bildirilmiştir (96). Karakuş ve ark yaptığı bir çalışmada PFAS erkelerde %23 ve kadınlarda %77 oranında bulunmuştur (171). Çalışmamızda 21 (%71,4) kadın ve 7 (%28,6) PFAS grubu birey ile 20 (%75) kadın, 8 (%25) erkek Kontrol grubu birey çalışmaya alınmıştır. Gruplar arasında istatistiksel bir farklılık olmaması çalışmamızın cinsiyet dağılımında homojen olduğunu göstermektedir.

PFAS'nin etiyolojisi belirsizliğini korusa da, bu hastalıkta biyomekanik değişikliklerin önemli bir rol oynadığı görülmektedir. Son araştırmalar, PFAS'lı bireylerde gövdenin biyomekanik değişikliklerine odaklanmıştır (16- 18). Lumbal stabilizasyondan sorumlu kasların kalınlığı, kas fonksiyonunun önemli bir göstergesi olup kas atrofisi kas güçsüzlüğünün önemli bir göstergesi olduğu bilinmektedir (172). Dolayısıyla kas kalınlığının artışı kas gücünün önemli bir göstergesidir (173).

İba yapmış olduğu çalışmada bel ağrısı nedeniyle tedavi uygulanan ve Kontrol grubunda yer alan bireyleri karşılaştırdığında, iki grubun tedavi öncesi MTrA ve MML kaslarının hem istirahat hem de kontraksiyon sırasındaki kas kalınlığı incelendiğinde, tedavi Kontrol grubunda bireylerin MTrA ve MML kas kalınlıklarının benzer olduğu tespit edilmiştir (175). Ayrıca yapılan diğer çalışmalarda da, bel ağrılı hastalarda MTrA kasının kas kalınlıkları açısından asimetri göstermediği belirtilmiştir (176, 177). Çalışmamızda PFAS ve Kontrol grubunda bireylerin MTrA ve kaslarının hem istirahat hemde kontraksiyon sırasındaki sağ ve sol kas kalınlıkları simetrik olarak ölçülmüştür. Bu ölçümler B-mode USG ile yapıldı. Bu görüntüleme seçeneği literatürde MTrA ve MML kas kalınlığını ölçmede kullanılan ve geçerliliği kanıtlanmış bir tekniktir (156, 178, 179). Bu yönüyle çalışmamız literatür ile uyumludur.

Derin grup kasların, lumbopelvik bölge stabilizasyonunun sağlanmasında, yer çekimine karşı koyularak dengenin sürdürülmesinde ve ekstremiteler hareketleri sırasında binen yüklerin karşılanabilmesinde MTrA ve MML etkinliğini ortaya koymuştur (141, 142, 1180). Bu iki kasın *Musculus Diaphragma* ve pelvik taban kasları ile beraber kontraksiyonu intraabdominal basıncı artırarak stabilizasyona katkı sağlar. Ek olarak MTrA torakolumbal fasyanın gerginliğini artırarak ekstansör bir moment oluşturur. Bu pasif moment, MML'un aktivasyonunu sağlar ve lumbopelvik stabilite artar.

Lumbopelvik stabilitenin sağlanmasında lokal kasların dışında yüzeysel kasların da önemi vardır. Lokal kasların zayıfladığı durumlarda yüzeysel kaslar kompensasyonun sağlanmasından sorumludur. Ancak uzun süreli lumbopelvik bölge zayıflığında yüzeysel kaslar da bir süre sonra yorulacağından stabilite bozulur. Lumbopelvik Kontrol grubundan primer sorumlu MTrA ve MML değerlendirilmesinde USG yönteminin geçerlilik ve güvenilirliği yüksek olmasına karşın USG imkânının olmadığı bazı kliniklerde yüzeysel kas gruplarını da dâhil eden statik ve dinamik endurans testleri kullanılabilir (149, 181-183). Çalışmamızda PFAS grubu ve Kontrol grubundaki bireylerde sağ ve sol istirahat ve kontraksiyondaki MTrA ve MML'in USG eşliğinde ölçüldüğü ek olarak PFAS ve Kontrol grubunda bireylerin gövde statik ve dinamik endurans testlerini kullanarak çalışmada elde edilecek sonuçların güvenilirliğini artırmayı planladık. Aynı zamanda sağ ve sol istirahat ve kontraksiyondaki MTrA ve MML'in USG ile elde edilen kas kalınlıkları verileri ile gövde statik ve dinamik endurans testleri ile elde edilen verilerin ilişkisini incelemeyi amaçladık.

Briani ve ark. yapmış oldukları çalışmada kadın PFAS grubu ve sağlıklı Kontrol grubu arasında MTrA, MML ve *Musculus Rectus Abdominis* kas kalınlıkları ve kasılma oranları arasında farklılık tespit etmemişlerdir (184). Oysaki çalışmamızda, PFAS grubu ve Kontrol grubu bireylerin MTrA ve MML kaslarının hem istirahat hem de kasılma sırasındaki kas kalınlığı incelendiğinde gruplar açısından anlamlı fark olduğu tespit edildi. Bunun sebebi olarak çalışmamızda istirahat ve kontraksiyon sırasında MTrA ve MML kas kalınlıkları ölçülmüş olup, Briani ve ark. yapmış olduğu çalışmada ise elde edilen kas kalınlıkları, VKİ ile oranlanmasından elde edilmiştir. Ayrıca çalışmamıza literatüre uygun olarak kadın ve erkek bireyler dâhil edilirken diğer çalışmada sadece kadın bireyler dâhil edilmiştir. Bu nedenlerden dolayı, diğer çalışmadaki dâhil edilme kriterlerinin farklılığı, elde edilen kas kalınlıklarının VKİ orantı olarak kullanılması nedeniyle oluştuğunu düşünmekteyiz. Karartı yapmış olduğu çalışmada arka ayak pronasyonundaki artış ve medial longitudinal arka meydana gelen çökmelerin lumbopelvik stabiliteden primer sorumlu olan MTrA ve MML olumsuz yönde etkilediğini bulmuştur (185). Karartının çalışma konusu olan arka ayak pronasyonundaki artış ve medial longitudinal arka çökme, PFAS'ın etiyolojisinde etkili bir faktör olduğu için çalışmamızı dolaylı yoldan destekler niteliktedir. Literatüre bakıldığında bu konuyla alakalı başka bir çalışmanın olmadığı gözükmemektedir. Bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Yelvar ve ark. yapmış olduğu PFAS'lı bireyler ve Kontrol grubu bireyler arasında gövde fleksör ve gövde ekstansör endurans testleri arasında Kontrol grubu lehine anlamlı farklılık tespit edilmiştir (186). Cant ve ark. yapmış olduğu çalışmada PFAS'lı bireyler, sağlıklı Kontrol grubu bireylere göre önemli ölçüde daha düşük kalça abdükörü, gövde ekstansör ve ayak bileği plantar fleksör dayanıklılığı sergilediği rapor edilmiştir (187). Nakawa ve ark. PFAS'lı ve sağlıklı Kontrol grubu bireylerde gövde kas kuvvetini karşılaştırdığı çalışmada PFAS grubunda gövde ekstansiyon gücün %18 azalma tespit edilmiştir (188). Bununla birlikte, Baldon ve ark. PFAS'lı hastalarda gövde kaslarının dayanıklılığının arttırılmasının, ağırlık taşıma aktiviteleri sırasında kompensatuar gövde hareketlerini engellemediğini bulmuşlardır (189). Çalışmamızın önemli özelliklerinden birisi PFAS'lı hastalarda gövde dinamik ve statik endurans testleri ile USG'de kas kalınlığı ölçümlerinin birlikte analiz edildiği ilk çalışmadır.

Ağrı PFAS'lı hastaların fonksiyonelliğini azaltmakta ve yaşam kalitesini düşürmektedir (190). Patellofemoral ağrı sendromunda ağrıyı değerlendirmek için

çoğunlukla vizüel analog skala kullanılmaktadır. Crossley ve ark. yaptıkları çalışmada patellofemoral ağrı sendromlu hastalarda, ağrı şiddetini değerlendirmede VAS'ın geçerli, güvenilir ve duyarlı olduğunu göstermişlerdir (155).

Ferber ve ark. PFAS'lı 199 hasta üzerinde yapmış olduğu çalışmada PFAS rehabilitasyonunda kalça ve lumbopelvik kuvvetlendirme ile diz kaslarının kuvvetlendirilmesinin karşılaştırılmasında kalça grubunda VAS skorlarının diz grubuna göre 1 hafta daha erken düştüğünü bildirmişlerdir. Buna göre başlangıç VAS ortalamaları kalça ve lumbopelvik grupta $5,12 \pm 1,66$ iken 6. hafta sonunda $1,96 \pm 1,92$ düşerken diz grubunda VAS ortalaması $4,96 \pm 1,66$ iken 6. haftanın sonunda $1,99 \pm 2,05$ e düştüğü bildirilmiştir (191). Yosmaoğlu ve ark. ortalama ağrı şiddetlerini sırasıyla $5,1 \pm 3,3$, $4,6 \pm 3,5$, $6,9 \pm 2,6$ ve $4,0 \pm 4,3$ olarak rapor etmişlerdir (192). Çalışmamızda PFAS'lı olguların günlük yaşam aktiviteleri esnasında hissettikleri maksimum ağrı sorgulanmış ve VAS ortalamaları $4,89 \pm 0,88$ olarak hafif – orta şiddet düzeyinde bulunmuştur. Çalışmamız bu yönüyle literatürle paralellik göstermektedir.

PFAS'a özel olarak geliştirilmiş olan; KPFS merdiven inip-çıkma, çömelme, koşma, zıplama ve dizler fleksiyonda uzun süreli oturma sırasında ağrı olup olmadığını; aksama, şişme veya patellada sublüksasyon olup olmadığını, kuadriseps kasındaki atrofi miktarını, fleksiyon defisitini ve yürüme yardımcısına ihtiyacı değerlendirmektedir. Çalışmamızda, Kuru ve ark. tarafından Türkçe geçerlilik ve güvenilirlik çalışması yapılan (57) ağrı ve fonksiyonel seviyenin değerlendirildiği KPFS olgular değerlendirildi.

Demirci ve ark. 35 PFAS'lı kadın hastayla yaptıkları çalışmada KPFS ortalamasını $67,8 \pm 14,01$ olarak bulmuşlardır (193). Foroughi ve ark. yapmış olduğu çalışmada 33 PFAS'lı ve izole lumbopelvik postural kontrol egzersizleri verilen kadın hasta grubu ile 16 PFAS'lı Kontrol grubunun karşılaştırıldığı çalışmada başlangıç tedavi grubunda KPFS ortalaması $76,35 \pm 4,77$ den 3. ay kontrolünde $92,41 \pm 4,8$ iken Kontrol grubunda KPFS ortalaması $75,25 \pm 5,1$ dan 3. ay kontrolünde $82,06 \pm 5,99$ olduğu bildirmişlerdir (194). Motealleh ve ark. yaptıkları randomize çalışmada 28 unilateral PFAS'lı hasta grubu ile lumbopelvik nöromuskulerr eğitimin ağrı, denge, foksiyonel performans üzerindeki etkilerinin araştırıldığı çalışmada ise tedavi grubunun başlangıç KPFS ortalaması $69,5 \pm 2,5$ Kontrol grubunun KPFS $71,5 \pm 5,75$ tir. Tedavi grubunda $18,5 \pm 6,5$ puanlık iyileşme sağlanırken Kontrol grubunda $12,00 \pm 4,25$ puanlık düzelme görülmüştür (195). Bizim çalışmamızda

PFAS'lı olguların KPFS ortalaması daha $77,25 \pm 5,2$ iken Kontrol grubu KPFS ortalaması $100,00 \pm 0,00$ tespit edildi. Yukardaki ve literatürdeki diğer çalışmalarda KPFS değerlendirilmesi genellikle PFAS grubu üzerinden yapılarak egzersiz eğitiminin KPFS üzerindeki etkisine bakılmıştır, bizim çalışmamızda ise PFAS ve sağlıklı bireyler üzerinden KPFS değerlendirildi. Çalışmamıza alınan PFAS'lı hasta grubu ile sağlıklı Kontrol grubu arasında KPFS arasında anlamlı farklılık bulundu. Günlük yaşam aktiviteleri esnasındaki zorluk, ağrı, ödem gibi faktörleri sorgulayan bu skalalardaki farklılık PFAS'ın yaşam kalitesini olumsuz yönde etkilediğini göstermektedir.

Çalışmamızda Ağrı süresi ile VAS arasında pozitif yönlü anlamlı ilişkiler, VAS ile KPFS negatif yönlü bir ilişki vardır. Kaya Patellofemoral Ağrı Sendromunda kas kuvveti, fonksiyonel endurans, koordinasyon ve proprioseptif duyunun değerlendirilmesi adlı çalışmasında hastaların dizler 90° fleksiyon pozisyonunda uzun süreli oturma, merdiven inme, merdiven çıkma, çömelme ve istirahat sırasında hissettikleri ağrı şiddetleri ile KPFS arasında kuvvetli negatif yönde bir korelasyon bulunduğunu bildirmiştir (196). Gündüz Patellofemoral Ağrı Sendromunda izokinetik ve klinik değerlendirme adlı çalışmasında ağrı süresi arttıkça uyluk çevresinin azaldığı ve VAS değeri yüksek olanlarda KPFS düşük olduğu görülmüştür (197).

Kaslar şok absorban etkileri ile eklemlerin normal biyomekaniğinin sürdürülmesinde önemli bir koruyucu fonksiyona sahiptirler. Ağrı nedeniyle hastaların eklemlerini az kullanması ve hareket açıklığının azalması, kasların atrofisine ve koruyucu desteklerin ortadan kalkmasına yol açmaktadır. Bunun sonucu olarakta fiziksel yetersizliğe neden olmaktadır (198). Çalışmamızda Ağrı süresi ile sağ ve sol MTrA kasının istirahat ve kontraksiyonu sırasında anlamlı ilişki bulunamamasına rağmen korelasyon katsayısının negatif olmasından dolayı negatif bir ilişkinin olduğu tespit edilmiştir. Literatürde daha önce böyle bir çalışma olmadığı için bu kanıyı destekleyen çalışmalara ihtiyaç vardır. VAS ile sağ MTrA kasının istirahat esnasında negatif yönlü anlamlı ilişki bulunmuştur. VAS ile sol MTrA kasının kontraksiyonu ile negatif yönlü anlamlı ilişki bulunurken, sol MTrA kasının istirahat esnasında anlamlı ilişki bulunamamıştır. Bunun nedenlerinden birisi olarak çalışmaya katılan sağ etkilenen ekstremiteye sahip hastaların daha fazla olmasından dolayı olduğunu düşünmekteyiz.

KPFS ile sağ MTrAK arasında pozitif yönlü anlamlı ilişki tespit edilirken sağ MTrAİ, sol MTrAİ ve MTrAK arasında ilişki bulunamamıştır. Anlamlı ilişkinin kaynağı olarak çalışmada bulunan sağ dominant ekstremiteye sahip bireylerin daha fazla olmasından dolayı olduğu düşünölmektedir. Literatürde bu çalışmaya benzer herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu yönüyle literatürde yapılan ilk çalışma olma özelliği taşımaktadır. Bu konu ile ilgil daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Atrofiye sebebiyet veren tüm durumlarda lumbopelvik bölgeyi korumak için refleks inhibisyon meydana gelmektedir. Yüzeyel kasların aktivasyonu artarken lokal kasların azalmaktadır. Zamanla MML hacmi azalmakta ve yağ infiltrasyonları meydana gelmektedir. Literatüre bakıldığında ilk 3 gün içinde kas fibrillerinde ve kasın toplam ağırlığında azalma, 1 haftalık bir süreç sonunda ise % 37 ve daha fazla kayıp meydana gelmektedir (199, 200). VAS ile sağ ve sol MMLİ ve MMLK arasında negatif yönlü anlamlı ilişki vardır. KPFS ile sağ MMLK arasında pozitif yönlü ilişki vardır. Çalışmamızda ağrı süresi ile endurans testleri arasında anlamlı ilişki bulunmamasına rağmen korelasyon katsayısının negatif olmasından dolayı negatif bir ilişkinin olduğu tespit edildi. Bunun nedeni ağrı süresi artıkça, hastaların fonksiyonel kapasitesinin azalması ve eklemlerinin kullanılması azalmakta olup buna bağlı olarak kaslarda atrofi meydana gelmesinden kaynaklı olabileceği düşünölmektedir.

KPFS ile GEET testi arasında negatif yönlü anlamlı ilişki vardır. GEET, gövdenin ekstansiyonunda yer alan tüm kasların dayanıklılığını değerlendirir. Bu nedenle, bu aşamada, bu çalışmadaki sonuçların paraspinal kasların, multifidus kaslarının veya kalça ekstansör kaslarının dayanıklılık eksikliği ile açıklanıp açıklanamayacağını belirlemek mümkün değildir (201, 202).

Yapılan bir çalışmada GEET sırasında yalnızca paraspinal kaslarda değil, kalça ekstansörlerinde de yorgunluk olduğu gösterilmiştir. Bu yorgunluğun, endurans süresi ile önemli ölçüde ilişkili olduğu bulunmuştur (107). Literatürde birçok çalışmada GEET ile kalça ekstansör kuvvetinin karşılaştırıldığı birçok çalışma olduğu bilinirken KPFS ile GEET arasındaki ilişkiyi içeren bir çalışma mevcut değildir. Biz bu nedenle çalışmamızda yeni bir pencere açmak amacıyla bu iki değişen arasındaki ilişkiyi saptamayı amaçladık.

Çalışmamıza ait bazı limitasyonlar bulunmaktadır. Bunlar;

Çalışmamızın dizayn olarak randomize kontrollü bir çalışma olmaması çalışmada elde edilen verilerin PFAS ve Kontrol grupları üzerindeki dağılımını olumsuz etkilemesi muhtemeldir.

Çalışmaya dahil edilen olgu sayısının az olması, çalışmadaki verilerin güvenilirliğini azaltabilen bir etmendir.

Çalışmamızda sadece MTrA ve MML kas kalınlıklarına bakılıp, diğer kaslara yönelik inceleme yapılmamıştır. İlave olarak *Musculus İnternal Oblik* ve *Musculus External Oblik* kas ölçümleri ve kalça kas kuvvetinin değerlendirildiği ölçüm testleri kullanılabilirdi.



6. SONUÇ

- PFAS'lı bireyler lumbopelvik stabilizasyonun değerlendirilmesi ve ilişkisinin belirlenmesi amacıyla planladığımız çalışmamızda ulaştığımız sonuçlar aşağıda özetlenmiştir:
- PFAS'lı grubu bireylerde ve sağlıklı Kontrol grubu bireylerde gövde dinamik ve statik endurans testleri ile USG'de lumbopelvik kas kalınlığının ölçümlerinin birlikte analiz edildiği ilk çalışmadır. Bu nedenle çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar, literatürdeki bu konu ile ilgili eksikliği doldurması açısından önemlidir.
- PFAS'lı bireylerde lumbopelvik stabilizasyondan sorumlu kasların etkilendiğinin gösterilmesi çalışmanın en önemli sonuçlarından biridir. Buna göre PFAS'lı olgularda MTrA ve MML kas kalınlıklarının azaldığı gösterilmiştir.
- Çalışmamızda elde edilen diğer önemli bir bulgu ise PFAS'lı bireylerde gövde dinamik ve statik endurans test puanlarının azaldığı gösterilmiştir.
- PFAS'lı olguların ağrı puanları arttıkça lumbopelvik stabilizasyondan sorumlu MTrA ve MML kas kalınlıklarının azaldığı tespit edilmiştir.
- PFAS'lı bireylerde ve Kontrol grubu bireyler istirahat ve kontraksiyonda MTrA ve MML kas kalınlıkları incelendiğinde, grup içi karşılaştırmada sağ ve sol simetrik olarak bulunmuştur.
- PFAS'lı bireylerde KPFS ile VAS arasında negatif yönlü bir ilişki ortaya çıkmıştır.

Sonuç olarak H1, H2 ve H3 hipotezlerimiz doğrulanmıştır. PFAS'lı bireylerde lumbopelvik stabilitenin olumsuz yönde etkilendiği gösterilmiştir. Lumbopelvik stabiliteye yönelik koruyucu programların verilmesi diz ve beraberindeki diğer üst dizilimdeki postural bozuklukların ve yaralanmanın önlenmesi açısından önemlidir. PFAS'da verilen diz eklemine yönelik egzersiz programlarına ek olarak lumbopelvik stabiliteyi artırıcı egzersizlerin ilave edilmesi, hem hastalığın tedavisindeki başarı oranının artması hem de uzun dönemde PFAS'ın nüks etme oranını azaltabileceğini düşünmekteyiz.

KAYNAKÇA

1. Boling, M., Padua, D., Marshall, S., Guskiewicz, K., Pyne, S., Beutler, A. (2010) Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 20 (5), 725-730.
2. Robinson, R.L., Nee, R.J. (2007) Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 37 (5), 232-238.
3. O'Brien M. Clinical anatomy of the patellofemoral joint. *Int SportMed J*. 2001;2(1).
4. Tecklenburg K, Dejour D, Hoser C, Fink C. Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006; 14:235-40.
5. Grays Drake RL. Diz anatomisi. (Çev: Kesmezacar F) Gray's Anatomi. (Çev Ed: Yıldırım M) s:532-56, Güneş Kitabevi, Ankara, 2007.
6. Aglietti P, Buzzi R, Insall JN. Disorders of the patellofemoral joint . In: *Surgery of the knee*. 2 ED. Insall JN (ED). Churchill Livingstone. 241-385. Chapter 12. 1993.
7. Fulkerson JP, Buuck AA. Patellofemoral joint anatomy. *Disorders of the Patellofemoral joint*. Fulkerson JP. (ED). Lippicott Williams & Wilkins. 4 ED. 1-24. Chapter 1, 2004.
8. Magee DJ. Orthopedic physical assessment. 727-834. Chapter 12. *Musculoskeletal rehabilitation series*. 5 ED 2008.
9. Elliott CC, Diduch DR. Biomechanics of patellofemoral instability. *Oper Tech Sports Med* 2001 july; 9(3):112-121.
10. Waryasz GR, McDermott AY. Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. *Review. Dynamic Medicine* 2008 june ; 7:9.
11. Green ST. Clinical management: Patellofemoral syndrome. *Movement of Bodywork and Movement Therapies* 2005; 9:16-26.
12. Brody, L. T., Thein, J. M. Nonoperative treatment for patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1998; 28(5), 336-344. doi:10.2519/jospt.1998.28.5.336.
13. Brushoj, C., Holmich, P., Nielsen, M. B., Albrecht-Beste, E. Acute patellofemoral pain: aggravating activities, clinical examination, MRI and ultrasound findings. *Br J Sports Med*, 2008; 42(1), 64-67. doi:10.1136/bjism.2006.034215.

14. Petersen, W., Ellermann, A., Gosele-Koppenburg, A., Best, R., Rembitzki, I. V., Bruggemann, G. P., Liebau, C. Patellofemoral pain syndrome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2014; 22(10), 2264-2274. doi:10.1007/s00167-013-2759-6.
15. Sanchis-Alfonso, V. Patellofemoral pain. *Orthopade*, 2008; 37(9), 835-836, 838-840. doi:10.1007/s00132-008-1289-2.
16. Powers CM, Witvrouw E, Davis IS, Crossley KM. Evidence-based framework for a pathomechanical model of patellofemoral pain: 2017 patellofemoral pain consensus statement from the fourth International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester, UK, part 3. *Br J Sports Med* 2017; 51:1713–1723.
17. Nakagawa TH, Maciel CD, Serrão FV. Trunk biomechanics and its association with hip and
18. knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. *Man Ther* 2015; 20:189–193.
19. Rojhani Shirazi Z, Biabani Moghaddam M, Motealleh A. Comparative evaluation of core muscle recruitment pattern in response to sudden external perturbations in patients with patellofemoral pain syndrome and healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 2014; 95: 1383–1389.
20. Darin, TL., Mary, Ll., John, DW. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity in athletes. *Med Sci Sports Exer.* 36(6):926-934.
21. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports Med* 2006; 36 (3): 189-198.
22. Rivera CE. Core and lumbopelvic stabilization in runners. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2016;27(1):319-37.
23. Joseph, MH., Julie, MF. (2006). Reduced quadriceps activation after lumbar paraspinal fatiguing exercises. *J Athl Train.* 41(1):79-86.
24. Gray H. The classic collector's book of anatomy. *Anatomy descriptive and surgical.* 1901.
25. Aglietti P, Buzzi R. Disorders of the patellofemoral joint. *Surgery of the knee.* Churchill Livingstone; 1993. s. 241–385.
26. Reider B, Marshall JL, Koslin B, Ring B, Girgis FG. The anterior aspect of the knee joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63:351-356.

27. Clarke HD, Scott WN, Insall JN, Pedersen HB, Math KR, Vigorita VJ, et al. Anatomy. Scott WN, editor. Surgery of the Knee. Fourth. New York: Churchill Livingstone; 2006:3–67.
28. Merchant, A. C., Mercer, R. L., Jacobsen, R. H., Cool, C. R. Roentgenographic analysis of patellofemoral congruence. *J Bone Joint Surg Am*, 1974; 56(7), 1391-1396.
29. Aydın, A. T. (1999). Diz Eklem Anatomisi. Tandogan, N. R., Alpaslan, A.M. (Ed). Diz Cerrahisi. (s. 5-18). Ankara: Haberal Fugitim Vakfi.
30. Juhn, M.S. (1999). Patellofemoral Pain Syndrome: A review and guidelines for treatment. *American Family Physican*, 60(7), 2012-2022.
31. Lee TQ, Morris G CR, Lee TQ, Morris G, Csintalan RP. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2003;33:686–93.
32. Insall & Scott Surgery of the Knee, Four Edition, London, Elsevier, 2008.
33. Fulkerson, J. Disorders of the Patellofemoral Joint 4th ed Lippincott Williams and Wilkins, 2004; Philadelphia, PA.
34. Conlan, T., Garth, W. P., Jr., Lemons, J. E. Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Am*, 1993; 75(5), 682-693.
35. Desio, S. M., Burks, R. T., Bachus, K. N. Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *Am J Sports Med*, 1998; 26(1), 59-65. doi:10.1177/03635465980260012701.
36. Hautamaa, P. V., Fithian, D. C., Kaufman, K. R., Daniel, D. M., Pohlmeier, A. M. Medial soft tissue restraints in lateral patellar instability and repair. *Clin Orthop Relat Res*(349), 1998; 174-182.
37. Lieb FJ, Perry J. Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg Am*. 1968 Dec; 50(8):1535–48.
38. Peeler J, Anderson JE. Structural parameters of the vastus medialis muscle and its relationship to patellofemoral joint deterioration. *Clin Anat*. 2007;20:307–14.
39. Jan M-H, Lin D-H, Lin J-J, Lin C-HJ, Cheng C-K, Lin Y-F. Differences in sonographic characteristics of the vastus medialis obliquus between patients with patellofemoral pain syndrome and healthy adults. *Am J Sports Med*. 2009 Sep; 37(9):1743–9.

40. Wojtys EM, Beaman DN, Glover RA, Janda D. Innervation of the human knee joint by substance-P fibers. *Arthroscopy*. 1990 Jan; 6(4):254–63.
41. Jenkins, G.W., Kemnitz, C.P., Tortora. (2007). Articulations, *The Muscular System*. B. Roesch (Ed). *Anatomy and Physiology: From Science to Life*. (s.292-297, 393-402). Hoboken, John Wiley&Sons.
42. Kreighbaum E., Barthels, K.M. (1996). Biomechanical Relationship in the Lower Extremitiy, Thowlike and Pushlike Movement patterns. S. Spivey (Ed). *Biomechanics A Qualitative Approach for Studying Human Movement* (193-227, 335-354). USA: Allyn&Bacon.
43. Pehlivan, Ö., Kuşkucu, M., Akmaz, I., Mahiroğullari, M., Kaplan, H. (2004). Kronik Lateral Patellar Sublüksasyonun Proksimal Rekonstrüksiyon ile Tedavisinde Erken Dönem Sonuçlar. *Joint Diseases And Related Surgery*, 15 (4), 188-194.
44. Waryasz, G.R., McDermott, A. (2008). Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. *Dynamic Medicine*, 7(9). Erişim: <http://www.dynamic-med.com/content/pdf/1476-5918-7-9.pdf>.
45. Taner D.2 (2007). Bacağın Arka Bölgesi . Taner D (ed) *Fonksiyonel Anatomi* , (s. 188-192). Ankara: HYB Basın Yayın.
46. McConnell, J., Fulkerson, J. *The knee: Patellofemoral and soft tissue injuries. Athletic Injuries and Rehabilitation*. Ed. JE Zachazewski, DJ Magee, WS Quillen, 1. Basım, WB Saunders Company, Philadephia, 1996.
47. Grelsamer, R. P., Proctor, C. S., Bazos, A. N. Evaluation of patellar shape in the sagittal plane. A clinical analysis. *Am J Sports Med*, 1994; 22(1), 61-66. doi:10.1177/036354659402200111.
48. Reilly DT, Martens M, Reilly DT MM. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop Scand*. 1972 Jan; 43(2):126-37.
49. Hungerford D.S. ve Lennox D.W., *Rehabilitation of the knee in disorders of the patellofemoral joint: Relevant Biomechanics*, *Orthopedic Clinics of North America*., 2, s. 397-402, 1983.
50. Haynes W.B, Rouben D.P., *Surgical treatment of the hip, “ Orthopaedic physical therapy ”* (Ed Donatelli RA, Wooden MJ.) 3. Baskı, Churchill Livingstone, s. 448-467, 2001.

51. Akgün I., Patellofemoral hastalıklar “Diz cerrahisi” (Ed. Tandoğan R.N., Alpaslan M.A.) Haberal Eğitim Vakfı, Ankara, s.215-246, 1999.
52. **Sanchis-Alfonso**, Vicente, Anterior Knee Pain and Patellar Instability, Springer-Verlag London, 2006.
53. Fulkerson JP BA. Patellofemoral joint anatomy. Disorders of the patellofemoral joint. 4. bs. Lippincott Williams & Wilkins; 2004. p. 1–24.
54. Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M. Patellofemoral joint mechanics and pathology. 1. Functional anatomy of the patello-femoral joint. J Bone Joint Surg Br. 1976 Aug; 58 (3):287–90.
55. Aglietti P, Giron F, Cuomo P. Disorders of patellofemoral joint. Scott WN, editor. Surgery of the Knee. Fourth. New York: Churchill Livingstone; 2006:807–936.
56. Kannus, P., Aho, H, Jarvinen M., Niitymaki, S. (1987). Computerized recording of visits to an outpatient sport clinic. Am J Sport Med. 15:79-85.
57. Song C., Lin J., Jan M., Lin Y. Physical Therapy in Sport. 2011;12:140-147.
58. Kuru T, Dereli E.E, Yalman A. Patellofemoral Ağrı Sendromunda Kujala Patellofemoral skorlama sisteminin Türkçe geçerlik çalışması, Acta Orthop Traumatol Turc. 2010; 44 (2):152-156.
59. Duffey, M.J., Martin, D.F., Cannon, D.w., Craven, T. Ve Meisser, S.P. (2000). Etiological factors accotiated with anterior knee pain in distance runners. Med and Sci in Sport and Exerc. 32(11): 1825-1832.
60. Begoviç, H.(2006) Patellofemoral agn sendromunda alt ekstremite dizilim bozukluklarının araştırılması Yüksek lisans tezi.
61. Thomee R, Augustsson J, Karlsson J. Patellofemoral pain syndrome: a review of current issues. Sports Med 1999;28:245-62.
62. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of qangle and tendofemoral contact. J Bone Joint Surg Am 1984;66:715-24.
63. Dupuy DE, Hangen DH, Zachazewski JE, et al. Kinematic CT of the patellofemoral joint. AJR Am J Roentgenol 1997;169:211-5.
64. Lin F, Wilson NA, Makhsous M, et al. In vivo patellar tracking induced by individual quadriceps components in individuals with patellofemoral pain. J Biomech 2010;43:235-41.
65. Callaghan MJ, Oldham JA. Quadriceps atrophy: to what extent does it exist in patellofemoral pain syndrome? Br J Sports Med 2004;38:295-9.

66. Kaya D, Citaker S, Kerimoglu U, et al. Women with patellofemoral pain syndrome have quadriceps femoris volume and strength deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011;19:242-7.
67. Lephart SM, Ferris CM, Riemann BL, et al. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clin Orthop Relat Res* 2002:162-9.
68. Van Tiggelen D, Cowan S, Coorevits P, et al. Delayed vastus medialis obliquus to vastus lateralis onset timing contributes to the development of patellofemoral pain in previously healthy men: a prospective study. *Am J Sports Med* 2009;37:1099-105.
69. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33:671.
70. Hudson Z, Darthuy E. Iliotibial band tightness and patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Man Ther* 2009;14(2):147–51.
71. 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.
72. White LC, Dolphin P, Dixon J. Hamstring length in patellofemoral pain syndrome. *Physiotherapy* 2009;95(1):24–28.
73. Piva SR, Goodnite EA, Childs JD. Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2005;35(12):793–801.
74. Zazulak, BT. Hewett, TE. Reeves, PN., Goldberg, B. Cholewicki J. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee Injury risk: a prospective biomechanical epidemiologic study. *Am J Sport Med.* 35(7):1123-1130.
75. Leetun, DT., Ireland, ML., Wilson, JD, Ballantyne, BT., Davis, 1M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity Injury athletes. *Med&Science in Sports&Exerc.*36(6):92.
76. Kuran B, Doğu B. Ön diz ağrılarında tanı ve tedavi yaklaşımları . *Türk Fiz Tıp Rehab Derg* 2009; 55 özel sayı, 1:20-5.
77. Post WR. Patellofemoral history and physical examination. *Disorders of the Patellofemoral joint.* Fulkerson JP. (ED). Lippicott Williams & Wilkins. 4 ED. 43-76. Chapter 3, 2004.

78. Fagan V, Delahunt E. Patellofemoral pain syndrome: a review on the associated neuromuscular deficits and current treatment options. *Br J Sports Med*. 2008 apr; 42:789-795.
79. Tumia N, Maffulli N. Patellofemoral pain in female athletes. *Sports Medicine and Arthroscopy Review* 2002; 10: 69-75.
80. Sarpel Y. Diz önu ağrısı (Patellofemoral ağrı). *Galenos tıp dergisi* sayı:33 Ağust 1999.
81. Uslu T. Sporcularda sık görülen ön diz ağrısı sendromu. *Türkiye Klinikleri J Surg Med Sci* 2006, 2(39):113-6.
82. Henry J. The patellofemoral joint. *Southern Medical Journal* 2004 Ağust; 97(8):757-761.
83. Fredericson M, Yoon K. Physical examination and patellofemoral pain syndrome. Invited review. *Am J Phys Rehabil* 2006; 85:234-43.
84. LaBella C. Patellofemoral pain syndrome: evaluation and treatment. *Prim Care*, 2004;31(4):977–1003.
85. Collado H, Fredericson M. Patellofemoral pain syndrome. *Clin Sports Med*, 2010;29(3):379– 398.
86. Fulkerson JP. Diagnosis and Treatment of Patients with Patellofemoral Pain, *Am J Sports Med*, 2002;30(3):447-456.
87. Thomee R, Renstrom P, Karlsson J, Grimby G. Patellofemoral pain syndrome in young women. I. A clinical analysis of alignment, pain parameters, common symptoms and functional activity level. *Scand J Med Sci Sports*, 1995;5(4):237–244.
88. Haim A, Yaniv M, Dekel S. Patellofemoral pain syndrome: validity of clinical and radiological features. *Clin Orthop Relat Res*, 2006;451:223–228.
89. Murray TF, Dupont JY, Fulkerson JP. Axial and lateral radiographs in evaluating patellofemoral malalignment. *Am J Sports Med*, 1999;27(5):580-584.
90. Seil R, Muller B, Georg T, Kohn D, Rupp S. Reliability and interobserver variability in radiological patellar height ratios. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc*, 2000;8(4):231-236.
91. Caton JH, Dejour D. Tibial tubercle osteotomy in patello-femoral instability and in patellar height abnormality. *Int Orthop*, 2010;34(2):305-309.
92. Keller JM, Levine WN. Evaluation and imaging of the patellofemoral joint. *Oper Tech Orthop*, 2007;17(4):204-210.

93. Davies AP, Costa ML, Shepstone L, Glasgow MM, Donell S. The sulcus angle and malalignment of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Br*, 2000;82(8):1162- 1166.
94. Aglietti P, Insall JN, Cerulli G. Patellar pain and incongruence. I: Measurements of incongruence. *Clin Orthop Relat Res*, 1983;176:217-224.
95. Wilson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech*, 2008;23(2):203– 211.
96. DeHaven KE, Lintner DM. Athletic injuries: comparison by age, sport, and gender. *Am J Sports Med*; 14(3):218–24.
97. Doucette SA, Goble EM. The effect of exercise on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. *Am J Sports Med*. 1992;20(4):434–40.
98. Lowry CD, Cleland JA, Dyke K. Management of patients with patellofemoral pain syndrome using a multimodal approach: A case series. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008;38(11):691-702.
99. JE, Vetter CS. Patellofemoral pain. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2007;18:439-58.
100. Dursun N, Dursun E, Kiliç Z. Electromyographic biofeedback-controlled exercise versus conservative care for patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001; 82(12):1692–5.
101. Laprade J, Culham E. Radiographic measures in subjects who are asymptomatic and subjects with patellofemoral pain syndrome. *Clin Orthop Relat Res*.
102. Milgrom C, Finestone A, Shlamkovitch N, Giladi M, Radin E. Anterior knee pain caused by overactivity: a long term prospective followup. *Clin Orthop Relat Res*. 1996 Oct; (331):256–60.
103. Syme G, Rowe P, Martin D, Daly G. Disability in patients with chronic patellofemoral pain syndrome:A randomised controlled trial of VMO selective training versus general quadriceps strengthening. *Manual Therapy* 2009;14: 252-263.
104. Schneider F, Labs K, Wagner S.Chronic patellofemoral pain syndrome: Alternatives for cases of therapy resistance. *Knee Surg Sports Traumatol, Arthrosc*. 2001;9:290-295.
105. Çubukçu D, Sarsan A. Patellofemoral ağrı sendromunun rehabilitasyonu. *Derleme. Romatizma* 2008;23:18-23.

106. Cowan, S^M, Bennel, K.L., Crosseley, K.M., Hodges, P.w., Mcconnel, J. (2002). Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. *Medicine&Science in Sports&Exercise*. 34: 1879-1885.
107. Fulkerson J. Disorders of the patellofemoral joint. 3. bs. 1997.
108. Powers CM, Perry J, Hsu A, Hislop HJ. Are patellofemoral pain and quadriceps femoris muscle torque associated with locomotor function? *Phys Ther*. 1997;77:1063–75; discussion 1075–8.
109. Crossley K, Bennell K, Green S, McConnell J. A systematic review of physical interventions for patellofemoral pain syndrome. *Clin J Sport Med*. 2001;11:103-110.
110. Stiene H, Brosky T, Reinking M, et al. A comparison of closed kinetic chain and isokinetic joint isolation exercise in patients with patellofemoral dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther* 1996;24:136–41.
111. Host J, Craig R, Lehman R. Patellofemoral dysfunction in tennis players: a dynamic problem. *Clin Sports Med* 1995;14:177–203.
112. Collins NJ, Barton CJ, van Middlekoop M, Callaghan MJ, Rathleff MS, Vicenzino BT, et al. 2018 consensus statement on exercise therapy and physical interventions (orthoses, taping and manual therapy) to treat patellofemoral pain: recommendations from the 5th international patellofemoral pain research retreat, gold coast, Australia, 2017. *Br J Sports Med*. 2018;52:1170-8.
113. Bizzini M, Childs JD, Piva SR, Delitto A. Systematic review of the quality of randomized controlled trials for patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003 Jan; 33(1):4–20.
114. Donell S. Patellofemoral dysfunction-Extensor mechanism malalignment. *Current Orthopaedics* 2006; 20:103-111.
115. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine: part 1.function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*. 1992;5(4):383-9.
116. Crisco JJ, Panjabi MM, Yamamoto I, Oxland TR. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. part II: experiment. *Clin Biomech*. 1992;7:27-32.
117. Barr KP, Griggs M, Cadby T. Lumbar stabilization: core concepts and current literature, part 1. *Am J Phys Med Rehabil*. 2005;84(6):473-80.
118. Panjabi M. The stabilising system of the spine. part II. neutral zone and stability hypothesis. *J Spinal Disord*. 1992;5:390-7.

119. Krismer M, Haid C, Ogon M, Behensky H, Wimmer C. Biomechanics of lumbar instability. *Orthopade*. 1997;26(6):516-20.
120. Fujiwara A, Tamai K, An HS, Kurihashi T, Lim TH, Yoshida H, et al. The relationship between disc degeneration, facet joint osteoarthritis, and stability of the degenerative lumbar spine. *J Spinal Disord*. 2000;13(5):444-50.
121. Stokes IA, Gardner-Morse M. Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13(4): 397-402.
122. Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech*. 1996;11(1):1-15.
123. Jorgensen K, Mag C, Nicholaisen T, Kato M. Muscle fibre distribution, capillary density and enzymatic activities in the lumbar paravertebral muscles of young men. significance for isometric endurance. *Spine*. 1993;18:1439-50.
124. Goel VK, Kong W, Han JS, Weinstein JN, Gilbertson LGA. Combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine*. 1993;18(11):1531-41.
125. Biedermann HJ, DeFoa JL, Forrest WJ. Muscle fibre directions of iliocostalis and multifidus: male-female differences. *J Anat*. 1991;179:163-7.
126. Hides J, Gilmore C, Stanton W et al. Multifidus size and symmetry among chronic low back pain and healthy asymptomatic subjects. *Man Ther*. 2008;13(1):43-49.
127. Puckree T, Cerny F, Bishop B. Abdominal motor unit activity during respiratory and nonrespiratory tasks. *J Appl Physiol*. 1998;84(5):1707-15.
128. Macintosh JE, Valencia F, Bogduk N, Munro RR. The morphology of the human lumbar multifidus. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1986;1(4):196-204.
129. Wallwork TL, Stanton WR, Freke M, Hides JA. The effect of chronic low back pain on size and contraction of the lumbar multifidus muscle. *Man Ther*. 2009;14(5):496-500.
130. Wu PB, Date ES, Kingery WS. The Lumbar multifidus muscle in polysegmentally innervated. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2000;40(8):483-5.
131. Ward SR, Kim CW, Eng CM, Gottschalk LJ 4th, Tomiya A, Garfin SR, et al. Architectural analysis and intraoperative measurements demonstrate the unique design of the multifidus muscle for lumbar spine stability. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91:176-85.

132. Hodges P, Holm AK, Hansson T, Holm S. Rapid atrophy of the lumbar multifidus follows experimental disc or nerve root injury. *Spine*. 2006;31(25):2926–33.
133. O'Sullivan PB, Twomey L, Allison GT. Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998;27(2):114–124.
134. Choi MH, An SD, Lee DY, Hong JH, Yu JH, Kim JS. The comparison of various positions on lumbar multifidus activation. *Indian J Sci Technol*. 2006;(25):1-5.
135. Askar OM. Surgical anatomy of the aponeurotic expansions of the anterior abdominal wall. *Ann R Coll Surg Engl*. 1977;59:313-21.
136. Williams PL, Warwick R, Dyson M, Bannister LH. *Grays Anatomy*. 38th Ed. Churchill Livingstone, Edinburgh; 1989.
137. Hodges PW, Gandevia SC, Richardson CA. Contractions of specific abdominal muscles in postural tasks are affected by respiratory maneuvers. *J Appl Physiol*. 1997;83(3):753-60.
138. Essendrop M, Schibye B. Intra-abdominal pressure and activation of abdominal muscles in highly trained participants during sudden heavy trunk loadings. *Spine*. 2004;29(21):2445-51.
139. Jucker D, McGill S, Kropf P, Steffen T. Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. *Med Sci Sports Exerc*. 1998;30(2):301–310.
140. Loukas M, Shoja MM, Thurston T, Jones VL, Linganna S, Tubbs RS. Anatomy and biomechanics of the vertebral aponeurosis part of the posterior layer of the thoracolumbar fascia. *Surg Radiol Anat*. 2008;30(2):125-9.
141. Hodges PW. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Man Ther*. 1999;4(2):74-86.
142. Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Exp Brain Res*. 1994;98(2):336-41.
143. Hodges PW, Richardson CA. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res*. 1997;114(2):362-70.
144. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther*. 1997;77(2):132-42.

145. Neumann P, Gill V. Pelvic floor and abdominal muscle interaction: emg activity and intra-abdominal pressure. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct.* 2002;13(2):125-32.
146. Hemborg B, Moritz U, Löwing H. Intra-abdominal pressure and trunk muscle activity during lifting. IV. The causal factors of the intra-abdominal pressure rise. *Scand J Rehabil Med.* 1985;17(1):25-38.
147. Hodges PW, Butler JE, McKenzie D, Gandevia SC. Contraction of the human diaphragm during postural adjustments. *J Physiol.* 1997;1:539-48.
148. Critchley D. Instructing pelvic floor contraction facilitates transversus abdominis thickness increase during low-abdominal hollowing. *Physiother Res In.* 2002;7(2):65-75.
149. Darracott J, Vernon-Roberts B. The bony changes in chondromalacia patellae. *Rheumatol Phys Med.* 1971;11:175-179.
150. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36:926–34.
151. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. The effects of core proprioception on knee injury: a prospective biomechanical-epidemiological study. *Am J Sports Med* 2007;35:368–73.
152. Kuriyama N, Ito H. Electromyographic functional analysis of the lumbar spinal muscles with low back pain. *J Nippon Med Sch.* 2005;72(3):165–73.
153. Briani RV, de Oliveira Silva D, Pazzinatto MF, Ferreira AS, Ferrari D, de Azevedo FM. Delayed onset of electromyographic activity of the vastus medialis relative to the vastus lateralis may be related to physical activity levels in females with patellofemoral pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2016; 26:137–142.
154. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the fourth International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester, part 1: terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome. *Br J Sports Med* 2016; 50:839–843.
155. Chesworth BM, Culham EG, Tata GE, Peat M. Validation of outcome measures in patients with patellofemoral syndrome. *J Orthop Sports PhysTher.*1989;17:

156. Crossley, KM., Bennel, KM., Cowan, S., Gren, S. (2004). Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: Which are reliable and valid? *Arch Phys Med Rehabil.* 85:815-822.
157. Cuellar, W. A., Blizzard, L., Callisaya, M. L., Hides, J. A., Jones, G., Ding, C., & Winzenberg, T. M. (2017). Test-retest reliability of measurements of abdominal and multifidus muscles using ultrasound imaging in adults aged 50-79 years. *MusculoskeletSci Pract*, 28, 79-84. doi: 10.1016/j.msksp.2016.11.013.
158. Hides, J. A., Miokovic, T., Belavy, D. L., Stanton, W. R., & Richardson, C. A. (2007). Ultrasound imaging assessment of abdominal muscle function during drawing-in of the abdominal wall: an intrarater reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther*, 37(8), 480-486. doi:10.2519/jospt.2007.2416.
159. Hides, J. A., Stanton, W. R., McMahon, S., Sims, K., & Richardson, C. A. (2008). Effect of stabilization training on multifidus muscle cross-sectional area among young elite cricketers with low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 38(3), 101-108. doi:10.2519/jospt.2008.2658.
160. Waldhelm , A . And L . Li , Endurance tests are the most reliable core stability related measurements . *Journal of Sport and Health Science* 2012, Pages 121-128.
161. McGill SM, Childs A, Liebenson C. Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database, *Arch Phys Med Rehabil*, 1999, 80(8)•, 941-944.
162. Bliss LS, Teeple P. Core stability the centerpiece of any training program. *Current Sports Medicine Reports Journal*, 2005, 4(3):179-183.
163. BaltacıG, TunayVB, TuncerA. ve ErgunN. Spor Yaralanmalarında Egzersiz Tedavisi, 4. Baskı, Ankara, Hacettepe Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu ve A Yayınları, 2006, 102-105.
164. Fawcett M, DeBeliso M. The validity and reliability of push-ups as a measure of upper body strength for 11-12 year-old females. *Journal of Fitness Research.* 2014;3(1):4-11.
165. Witvrouw E, Danneels L, Van Tiggelen D, Willems TM, Cambier D. Open Versus Closed Kinetic Chain Exercises in Patellofemoral Pain. A 5-year prospective randomized study. *Am J Sports Med.* 2004; 32: 1122-30.

166. Witvrouw E, Lysens R, Bellemans J, Peers K, Vanderstraeten G. Open Versus Closed Kinetic Chain Exercises for Patellofemoral Pain. *Am J Sports Med.* 2000; 28: 687-694.
167. UM., LH., Koskinen, SK., Taimela, S., Hurme, M., Nelimarkka, O. (1993). Scoring of patellofemoral disorders. *Arthroscopy.* 9:159-163.
168. Beith I, Synnott R, Newman S. Abdominal muscle activity during the abdominal hollowing manoeuvre in the four point kneeling and prone positions. *Man Ther.* 2001;6(2):82-7.
169. Büyüköztürk Ş. (2007). *Sosyal Bilimler İçin Veri Analizi El Kitabı*, (7.baskı), Ankara, Pegem Akademi Yayıncılık,; 40
170. George D, Mallery P. *IBM SPSS Statistics 23 Step by Step: A Simple Guide and Reference.* New York: Routledge; 2016, 112-120.
171. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003 Nov; 33(11):639-46.
172. Dilek Karakuş, Deniz Dülgeroğlu Erdoğan, Sibel Ünsal Delialioğlu, Halil Uçan, Sumru Özel. *Patellofemoral Pain Syndrome: Results of a Home Exercise Program Versus Isokinetic Exercise Program on Functional Capacity* *Turk J Phys Med Rehab.* 2014;60 (Suppl):S63-S67.
173. Strasser EM, Draskovits T, Praschak M, Quittan M, Graf A. Association between ultrasound measurements of muscle thickness, pennation angle, echogenicity and skeletal muscle strength in the elderly. *Age (Dordr)* 2013; 35:2377-2388.
174. O'Brien TD, Reeves ND, Baltzopoulos V, Jones DA, Maganaris CN. Strong relationships exist between muscle volume, joint power and whole-body external mechanical power in adults and children. *Exp Physiol* 2009; 94:731-738.
175. İba S : *Ritmik İşitsel Uyarı ile Yapılan Stabilizasyon Egzersizlerinin Lumbopelvik Kontrol, Ağrı ve Özur Üzerine Etkisinin İncelenmesi* (2018).
176. Hides, J., Stanton, W., Freke, M., Wilson, S., McMahon, S., & Richardson, C. (2008). MRI study of the size, symmetry and function of the trunk muscles among elite cricketers with and without low back pain. *Br J Sports Med*, 42(10), 809-813. doi:10.1136/bjism.2007.044024.
177. Teyhen, D. S., Bluemle, L. N., Dolbeer, J. A., Baker, S. E., Molloy, J. M., Whittaker, J., & Childs, J. D. (2009). Changes in lateral abdominal muscle thickness during the

- abdominal drawing-in maneuver in those with lumbopelvic pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 39(11), 791-798. doi:10.2519/jospt.2009.3128.
178. Hosseiniyar, M., Akbari, M., Behtash, H., Amiri, M., & Sarrafzadeh, J. (2013). The Effects of Stabilization and Mckenzie Exercises on Transverse Abdominis and Multifidus Muscle Thickness, Pain, and Disability: A Randomized Controlled Trial in NonSpecific Chronic Low Back Pain. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(12), 1541-1545. Doi:10.1589/jpts.25.1541.
179. Rasouli, O., Arab, A. M., Amiri, M., & Jaberzadeh, S. (2011). Ultrasound measurement of deep abdominal muscle activity in sitting positions with different stability levels in subjects with and without chronic low back pain. *Man Ther*, 16(4), 388-393. doi: 10.1016/j.math.2011.01.009.
180. Cresswell AG, Grundstrom H, Thorstensson A. Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. *Acta Physiol Scand*. 1992;144(4):409-18.
181. Tong TK, Wu S, Nie J. Sport-specific endurance plank test for evaluation of global core muscle function. *Phys Ther Sport*. 2014;15(1):58-63.
182. Jernstedt GM, Saporito G, Miller H. Test-retest reliability and validity of the plank exercise. *Linfield College Student Symposium; 2015; A celebration of scholarship and creative achievement. Event. Submission 17.*
183. Palmer TG, Uhl TL. Interday reliability of peak muscular power outputs on an isotonic dynamometer and assessment of active trunk control using the chop and lift tests. *J Athl Train*. 2011;46(2):150-9.
184. K Briani, R. V., Waiteman, M. C., de Albuquerque, C. E., Gasoto, E., Segatti, G., Oliveira, C. B., ... de Oliveira Silva, D. (2019). Lower Trunk Muscle Thickness Is Associated With Pain in Women With Patellofemoral Pain. *Journal of Ultrasound in Medicine*. doi:10.1002/jum.14973.
185. Karartı, C. (2018) SAĞLIKLI GENÇ YETİŞKİNLERDE AYAK-AYAK BİLEĞİ KARAKTERİSTİKLERİ İLE LUMBOPELVİK KONTROL, DENGE VE FİZİKSEL PERFORMANS ARASINDAKİ İLİŞKİNİN İNCELENMESİ, Ankara.
186. Yılmaz Yelvar, G. D., Çirak, Y., Dalkilinç, M., Demir, Y. P., Baltacı, G., & Kömürcü, M. (2016). *Impairments of postural stability, core endurance, fall index and functional mobility skills in patients with patello femoral pain syndrome. Journal*

- of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 30(1), 163–170. doi:10.3233/bmr-160729.
187. Van Cant, J., Pitance, L., & Feipel, V. (2017). Hip abductor, trunk extensor and ankle plantar flexor endurance in females with and without patellofemoral pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 30(2), 299–307. doi:10.3233/bmr-150505.
 188. Nakagawa TH, Maciel CD, Serrão FV. Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. *Man Ther*. 2015; 20(1):189-93.
 189. Baldon Rde M, Piva SR, Scattone Silva R, Serrão FV. Evaluating eccentric hip torque and trunk endurance as mediators of changes in lower limb and trunk kinematics in response to functional stabilization training in women with patellofemoral pain. *Am J Sports Med*. 2015; 43(6): 1485-93.
 190. Taraktaş A. Kas İskelet Sistemi Ultrasonografisi, *Boğaziçi Tıp Dergisi*, 2017,4(1):48-54.
 191. Ferber, R., Bolgla, L., Earl-Boehm, J. E., Emery, C., & Hamstra-Wright, K. (2015). *Strengthening of the Hip and Core Versus Knee Muscles for the Treatment of Patellofemoral Pain: A Multicenter Randomized Controlled Trial*. *Journal of Athletic Training*, 50(4), 366–377. doi:10.4085/1062-6050-49.3.70.
 192. Yosmaoglu, H. B., Kaya, D., Guney, H., Nyland, J., Baltaci, G., Yuksel, I., Doral, M. N. Is there a relationship between tracking ability, joint position sense, and functional level in patellofemoral pain syndrome? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2013; 21(11), 2564-2571. doi:10.1007/s00167-013-2406-2.
 193. Demirci S, Kinikli GI, Callaghan MJ, Tunay VB. Comparison of short-term effects of mobilization with movement and Kinesiotaping on pain, function and balance in patellofemoral pain. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2017 Dec;51(6):442-447. doi:10.1016/j.aott.2017.09.005.
 194. Foroughi, F., Sobhani, S., Yoosefinejad, A. K., & Motealleh, A. (2018). *Added value of isolated core postural control training on knee pain and function in women with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled trial*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. doi:10.1016/j.apmr.2018.08.180.
 195. Motealleh, A., Mohamadi, M., Moghadam, M. B., Nejati, N., Arjang, N., & Ebrahimi, N. (2019). *Effects of Core Neuromuscular Training on Pain, Balance, and*

Functional Performance in Women With Patellofemoral Pain Syndrome: A Clinical Trial. Journal of Chiropractic Medicine. doi:10.1016/j.jcm.2018.07.006.

196. Kaya D . Patellofemoral ağrı sendromunda kas kuvveti, fonksiyonel endurans, koordinasyon ve proprioseptif duyunun değerlendirilmesi (2008).
197. Gündüz S . Patellofemoral ağrı sendromunda izokinetik ve klinik değerlendirme 2013.
198. Levendoglu Funda, Alı Sallı, Hatice Ugurlu. (2004). Semptomatik diz osteoartriti olan hastalarda disabilite ile ilişkili faktörler. Romatizma 19(2):2004.
199. Kiesel KB, Butler RJ, Duckworth A, Halaby T, Lannan K, Phifer C, et al. Experimentally induced pain alters the EMG activity of the lumbar multifidus in asymptomatic subjects. Man Ther. 2012;17(3):236-340.
200. D'hooge R, Cagnie B, Crombez G, Vanderstraeten G, Dolphens M, Danneels L. Increased intramuscular fatty infiltration without differences in lumbar muscle cross-sectional area during remission of unilateral recurrent low back pain. Man Ther. 2012;17(6):584-8.
201. Demoulin C, Sac D, Serre L, et al. Reproducibility and Suit ability of Clinical Assessments of Trunk Flexor and Extensor Muscles. J Muscoskel Pain. 2008; 16: 298-308.
202. Souza RB Powers CM. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. Am J 574 Sports Med. 2009; 37: 579-587.

EKLER

Ek 1.

Etik Kurul Onayı



SAYI: ATADEK-2021/01

14.01.2021

KONU: Etik Kurul Kararı

Sayın Op. Dr. Bertan CENGİZ,

Sorumluluğunu yürüttüğünüz **“Patellofemoral Ağrı Sendromunda Lumbopelvik Stabilizasyonun Değerlendirilmesi”** başlıklı proje 14.01.2021 tarih 2021/01 Sayılı ATADEK Toplantısında görüşülmüş olup 2021-01/25 karar numarası ile tıbbi etik yönden uygun bulunmuştur.



Prof. Dr. İsmail Hakkı Ulus

ATADEK Başkanı

ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ
TIBBİ ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME KURULU (ATADEK)

Etik onay istenen tıbbi araştırmanın başlığı:

Patellofemoral Ağrı Sendromunda Lumbopelvik Stabilizasyonun Değerlendirilmesi

Etik onay istenen tıbbi araştırmanın yürütücüsü (sorumlusu):

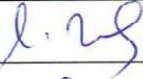


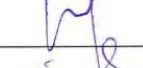


Op. Dr. Bertan Cengiz

Karar:

Kabul (Etik olarak uygun) (X) **Revizyon ()*** **Etik olarak uygun değil ()****

Toplantı Tarihi: 14.01.20201

Karar Numarası: 2021-01/25

Kurul Üyesi-Unvan Ad-Soyad	İmza	Karara	
		Katılıyorum	Katılmıyorum***
Prof. Dr. İsmail Hakkı Ulus (Başkan)		(X)	()
Dr. Öğr. Üyesi Ceren İlikan Rasimoğlu (Başkan Yardımcısı)		(X)	()
Prof. Dr. Murat Baş		()	()
Prof. Dr. Ükke Karabacak		()	()
Prof. Dr. İlyas Göz		()	()
Prof. Dr. A. Elif Eroğlu Büyüköner		()	()
Prof. Dr. Berrin Karadağ		()	()
Doç. Dr. Fatih Artvinli		()	()
Doç. Dr. Emel Baloğlu		(X)	()

Ek 2.

Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu

Sizi, ***** tarafından yürütülen “Patellofemoral Ağrı Sendromunda Lumbopelvik Stabilizasyonun Değerlendirilmesi ” başlıklı araştırmaya davet ediyoruz. Araştırmada sizden tahminen 30 dakika ayırmanız istenmektedir. Bu çalışmaya katılmak tamamen gönüllülük esasına dayanmaktadır. Çalışmanın amacına ulaşması için sizden beklenen, bütün soruları eksiksiz, kimsenin baskısı veya telkini altında olmadan, size en uygun gelen cevapları içtenlikle verecek şekilde cevaplamanızdır.

Sizi bu çalışmaya davet etmemizin amacı, Patellofemoral Ağrı Sendromunda Lumbopelvik Stabilizasyonun Değerlendirilmesi adlı çalışmamıza katkı sağlamanızdır. Bu çalışma Acıbadem Kayseri Hastanesinde yapılacaktır. Bu çalışma nedeniyle size tedavi öncesi ve sonrası takipte kullandığımız rutin görüntüleme ve tanı yöntemleri dışında ek bir tetkik yapılmayacaktır. Çalışmaya katıldığınız takdirde sizden yapılması istenilen işlemler şunlardır:

- 1. Sizden sosyodemografik (yaş,cinsiyet,boy,kilo,vücut kitle indeksi,eğitim durumu, meslek vs) gibi bilgileriniz alınacaktır ve bilgileriniz gizli tutulacaktır.*
- 2. Ultrasonografik görüntüleme öncesinde sizlere Transverse Abdominis ve Lumbar Multifidus kaslarının kas aktivasyonunu sağlayan “Abdominal hallowing” manevrası fizyoterapist Yusuf Mücahit Turan tarafından sizlere öğretilecektir . Bu manevra, Transverse Abdominis’i aktive ederek Lumbar Multifidus kasında da kontraksiyonunu sağlar. Hareketin başarılı bir şekilde yapılabilmesi için bireylerde beceri algısının geliştirilmesi gerekir. Bu amaçla, kasın temel anatomisi bir resimle örneklenerek sizlere anlatılacaktır. Diğer kasların temel anatomisinden de bahsedilerek Transverse Abdominis ile diğer abdominal kaslar arasındaki farklılığa değinilecek ve bireyin gövde hareketi ile “Abdominal hallowing” arasındaki farkı anlamasına yardımcı olunacaktır. “Abdominal hallowing” manevrası, yüzeysel kaslarda herhangi bir aşırı hareket olmadan göbeğin yukarı ve içe doğru çekilmesidir. Kontraksiyon sırasında tam performans için sizden alt abdominal parçaya konsantre olması istenilecektir. Ultrasonografik görüntüleme sırasında sizden istirahat halinde iken ve Abdominal Hollowing manevrası yaparken görüntüleme yapılacaktır .*
- 3. Gövde kasları statik ve dinamik endurans testleri için sizlere fizyoterapist ***** tarafından görsellerle desteklenmiş bir şekilde ve uygulamalı olarak sizlere anlatılacaktır . Her test için sizden üçer defa tekrar etmeniz istenilecek ve yaptığınız süreler ayrı ayrı kayıt edilecektir .*
- 4. Sizden Kujala Patellofemoral Skorlama anketinin doldurulması istenilecektir, eğer bu süreç sırasında aklınıza takılan yada anlamadığınız bir yer olduğunda sorabilirsiniz.*
- 5. Ağrınızın 0'dan 10'a kadar sayılar ile anlamlandırıldığı görsel analog skorlamasında 0= hiç ağrı yok, 10= dayanılmayacak kadar şiddetli ağrıyı ifade*

edecek şekilde sizlerden dinlenme, aktivite ve gece ağrılarını sayısal olarak çizginin üzerine işaretlemeniz istenilecektir.

Bu formu okuyup onaylamanız, araştırmaya katılmayı kabul ettiğiniz anlamına gelecektir. Ancak, çalışmaya katılmama veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmayı bırakma hakkına da sahiptir. Bu çalışmadan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacak olup kişisel bilgileriniz gizli tutulacaktır. Eğer araştırmanın amacı ile ilgili verilen bu bilgiler dışında şimdi veya sonra daha fazla bilgiye ihtiyaç duyarsanız araştırmacıya şimdi sorabilir veya ***** numaralı telefondan yada ***** e-posta adresinden ulaşabilirsiniz. Araştırma tamamlandığında genel/size özel sonuçların sizinle paylaşılmasını istiyorsanız lütfen araştırmacıya iletiniz.

Yukarıda yer alan ve araştırmadan önce katılımcıya verilmesi gereken bilgileri okudum ve katılmam istenen çalışmanın kapsamını ve amacını, gönüllü olarak üzerime düşen sorumlulukları anladım. Çalışma hakkında yazılı ve sözlü açıklama yukarıda da adı belirtilen araştırmacı/araştırmacılar tarafından yapıldı.

Bu koşullarda söz konusu araştırmaya kendi isteğimle, hiçbir baskı ve telkin olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Katılımcının :

Adı-Soyadı:

İmzası:

İletişim Bilgileri:

Ek 3.**Hasta Değerlendirme Formu**

Cinsiyet:

Yaş:

Boy :

Kilo :

VKI :

Meslek :

Eğitim Durumu:

Adres- Telefon:

Dominant Ekstremitte:

Etkilenen Ekstremitte:

Hastanın Şikayetleri:

Özgeçmiş / Soygeçmiş:

Ağrının Lokalizasyonu ve Süresi:

Ek hastalık:

A) Lumpobelvik Kas Kalınlığı USG Değerlendirilmesi

	İstirahatte / sağ	Aktivitede / sağ	İstirahatte/ sol	Aktivitede / sol
Tr. Abdominis				
Mm.Multifidus				

B)

Gövde Kaslarının Dinamik Endüransının Değerlendirilmesi	Tekrar Sayısı
Sit-ups' Testi	
Modifiye 'Push-ups' Testi	

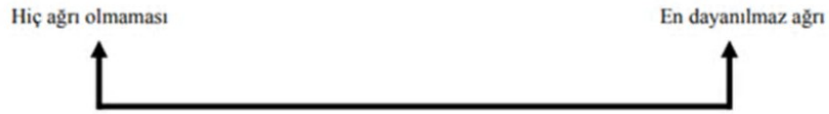
C)

Lumbopelvik Stabilitenin Değerlendirilmesi	Süre (saniye)
<i>Govde Fleksorleri Endurans Testi</i>	
<i>Govde Ekstansorleri Endurans Testi (Biering-Sorensen Testi)</i>	
<i>Sağ Lateral Kopru Testi</i>	
<i>Sol Lateral Kopru Testi</i>	

D)VIZUEL ANALOG SKALA (VAS)

VİZUEL ANALOG SKALA (VAS)

Ağrı şiddetinizi aşağıdaki ölçek üzerinde işaretleyin.



F) Kujala Patellofemoral Skorlama Sistemi

	Puan		Puan
1. Aksama		8. Dizler bükülü uzun süreli oturma	
a) Yok	5	a) Zorluk yok	10
b) Hafif veya periyodik	3	b) Dizler büküldükten sonra ağrılı	8
c) Sürekli	0	c) Sürekli ağrı	6
2. Yük verme		d) Dizleri düzeltirken kısa süreli ağrı	4
a) Ağrısız tam yük verme	5	e) İmkansız	0
b) Ağrılı	3	9. Ağrı	
c) Yük verme imkansız	0	a) Yok	10
3. Yürüme		b) Hafif ve zaman zaman	8
a) Sınırsız	5	c) Uyku sırasında ağrı	6
b) 2 km'den fazla	3	d) Ender olarak şiddetli	3
c) 1-2 km	2	e) Sürekli ve şiddetli	0
d) İmkansız	0	10. Şişme	
4. Merdivenler		a) Yok	10
a) Zorluk çekmeden	10	b) Ciddi zorlanmadan sonra	8
b) İnışte hafif ağrı	8	c) Günlük aktivitelerden sonra	6
c) İnışte ve çıkışta ağrı	5	d) Her akşam	4
d) İmkansız	0	e) Sürekli	0
5. Çömelme		11. Anormal ve ağrılı diz kapağı hareketi	
a) Zorluk çekmeden	5	a) Yok	10
b) Tekrarlayan çömelmeler ağrılı	4	b) Ender olarak sportif aktiviteler sırasında	6
c) Her seferinde ağrı	3	c) Ender olarak günlük aktiviteler sırasında	4
d) Hafif yük verme ile mümkün	2	d) En az bir kez diz çıkığı	2
e) İmkansız	0	e) İkiden fazla diz çıkığı	0
6. Koşma		12. Uyluk kaslarının erimesi	
a) Zorluk yok	10	a) Yok	5
b) 2 km'den sonra ağrı	8	b) Hafif	3
c) Başlangıçtan itibaren hafif ağrılı	6	c) Şiddetli	0
d) Şiddetli ağrı	3	13. Diz bükmede yetersizlik	
e) İmkansız	0	a) Yok	5
7. Zıplama		b) Hafif	3
a) Zorluk yok	10	c) Şiddetli	0
b) Hafif zorlanarak	7		
c) Sürekli ağrı	2		
d) İmkansız	0		
		Toplam skor:	

*En yüksek puan= 100.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı/TC	Yusuf Mücahit TURAN
Unvan/pozisyon	*****
Doğum Yeri ve Tarihi	*****
Telefon numarası	*****
E-posta adresi	*****

EĞİTİM BİLGİLERİ

Yıl	Bölüm	Kurum	Derece
2013-2017	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Bülent Ecevit Üniversitesi	Lisans
2018-2021	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Ana Bilim Dalı	Kırşehir Ahi Evran Üniversitesi	Yüksek Lisans

TECRÜBESİNE AİT BİLGİLER

Tarih Aralığı	Kurum	Görev
2017-	Özel Kayseri Acıbadem Hastanesi	Fizyoterapist

ULUSLARARASI BİLİMSEL TOPLANTILARDA SUNULAN VE BİLDİRİ KİTAPLARINDA (PROCEEDINGS) BASILAN BİLDİRİLER

1-) Yusuf Mücahit TURAN, Öznur BÜYÜKTURAN, Bertan CENGİZ ve Sinan KARAOĞLU; Patellofemoral Ağrı Sendromunda Lumbopelvik Stabilizasyonun İncelenmesi (ULUSLARARASI ANKARA KONGRESİ; 28-30 MAYIS 2021, Özet Bildiri/Sözlü Sunum).

ULUSAL HAKEMLİ DERGİ

1-) Cengiz B, Turan YM, Karaoğlu S. Öçb Yaralanmalarına Eşlik Eden Menisküs Lezyonları, TOTBİD Dergisi 2020;19:594–599.

ULUSAL KİTAP BÖLÜMÜ

1-) Karaoğlu S, Karaaslan F, Turan YM. Akut Aşil Tendon Yırtıklarında Konservatif Tedavi; TÜSYAD Eğitici Kitap Serisi, Ayak Bileği Çevresi Bağ ve Tendon Yaralanmaları, Bölüm 5, 2019.