

**T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**PATELLOFEMORAL AĞRI SENDROMUNDA MEDİAL VE  
LATERAL HAMSTRİNGLERİN KAS AKTİVASYONUNUN VE  
AKTİVASYON ZAMANININ DİNAMİK OLARAK  
DEĞERLENDİRİLMESİ VE FİZYOTERAPİNİN ETKİSİ**

**Uzm. Fzt. Dilber KARAGÖZOĞLU**

**Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı  
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA  
2015**



**T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**PATELLOFEMORAL AĞRI SENDROMUNDA MEDİAL VE  
LATERAL HAMSTRİNGLERİN KAS AKTİVASYONUNUN VE  
AKTİVASYON ZAMANININ DİNAMİK OLARAK  
DEĞERLENDİRİLMESİ VE FİZYOTERAPİNİN ETKİSİ**

**Uzm. Fzt. Dilber KARAGÖZOĞLU**

**Fizik Tedavi Rehabilitasyon Programı  
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Prof. Dr. Filiz CAN**

**ANKARA  
2015**

## ONAY SAYFASI

Anabilim Dalı : **Fizyoterapi ve Rehabilitasyon**  
 Program : **Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon- Doktora**  
 Tez Başlığı : **Patellofemoral ağrı sendromunda medial ve lateral hamstringlerin kas aktivasyonunun ve aktivasyon zamanının dinamik olarak değerlendirilmesi ve fizyoterapinin etkisi**  
 Öğrenci Adı-Soyadı : **Dilber Karagözoğlu**  
 Savunma Sınavı Tarihi : **1 Temmuz 2015**

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.


Jüri Başkanı ve Tez Danışmanı : **Prof.Dr. Filiz Can**  
**Hacettepe Üniversitesi**

Üye: **Prof. Dr. Mahmut Nedim Doral**  
**Hacettepe Üniversitesi**

Üye: **Prof. Dr. Zafer Erden**  
**Hacettepe Üniversitesi**

Üye: **Doç. Dr. Selda Başar**  
**Gazi Üniversitesi**

Üye: **Yard. Doç.Dr. Meltem Işıntaş Arık**  
**Dumlupınar Üniversitesi**



### ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

  
 Prof.Dr. Ersin FADILLOĞLU  
 Müdür

## TEŞEKKÜR

Başta, tez danışmanı olarak çalışmanın oluşmasında, içeriğinin düzenlenmesinde, yürütülmesinde ve tez sonuçlarının yorumlanmasında akademik bilgi ve deneyimleri ile büyük katkıda bulunan, değerli fikirleri ile yol gösteren ve manevi desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Filiz Can'a;

Çalışmamın yapıldığı İstanbul Tıp Fakültesi, Yürüme Analizi Laboratuvarı'nı kullanmamı izin veren Prof.Dr. Yener Temelli'ye;

Yürüme Analizi Laboratuvarında tüm değerlendirmeler süresince her türlü teknik desteği ile yanımda olan Yük. Müh. Shavkat Kuchimov'a, bilgi ve deneyimleri ile destek olan Doç.Dr. Ekin Akalın'a, her türlü yardımı ve desteği esirgemeyen Sibel Cebi ve Ömer Umay'a;

Yüzeysel EMG analizlerini yorumlama konusunda kendisinden çok şey öğrendiğim, hesaplamalar için gerekli MATLAB formüllerini yazan, her türlü desteği ve bilgisini benden esirgemeyen değerli hocam Prof Dr. Necla Öztürk'e;

PFAS teşhisiyle takip ettiği hastaları çalışmaya yönlendiren, fizyoterapistlik mesleğine başladığım ilk yıllardan beri bilgi ve deneyiminden çok faydalandığım Prof.Dr. Önder Kılıçoğlu'na;

Hasta grubumu oluşturmamda çok değerli katkıları olan Doç. Dr.Kaya Akan ve Doç.Dr.Kerem Bilsel'e;

Çalışmamın istatistiksel analizleri ve yorumlaması konusunda yardımcı olan Haris Begoviç'e;

Gerek manevi, gerek akademik, her türlü yardım ve desteği için Doç.Dr. Derya Çelik'e;

Beni yetiştiren biricik aileme; hayatımın her aşamasında olduğu gibi tezimin de her aşamasında manevi destek ve yardımlarıyla yanımda olan anneme çok teşekkür ederim.

## ÖZET

**Karagözoğlu, Coşkunsu D. Patellofemoral ağrı sendromunda medial ve lateral hamstringlerin kas aktivasyonunun ve aktivasyon zamanının dinamik olarak incelenmesi ve fizyoterapinin etkisi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Programı Doktora Tezi, Ankara 2015.**

Bu çalışma, Patellofemoral Ağrı Sendromlu (PFAS) hastalarda Medial Hamstring (MH) ve Lateral Hamstring (LH) kaslarının kasılmaya başlama zamanları (onset) arasındaki olası farkı, yürüme aktivitesi sırasında değerlendirmek ve tek seanslık fizyoterapi uygulamasının bu cevaplar üzerine olan etkisini araştırmak amacıyla yapılmıştır. PFAS teşhisi konulan 15 hasta ( $30.46 \pm 6.22$ ) ve benzer demografik özelliklere sahip 15 sağlıklı birey ( $28.73 \pm 7.43$ ) çalışmaya alınmıştır. İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilimdalı Yürüme Analizi Laboratuvarında yapılan çalışmada ilk gün ağrı, fonksiyonel aktivite düzeyi, postür, patellofemoral eklem ve çevre yumuşak dokular değerlendirilmiştir. Ayrıca kalça abdükör, ekstansör, eksternal rotatör, diz fleksör ve ekstansör kaslarının izometrik kuvvetleri el dinamometresi ile değerlendirilmiştir. İkinci gün, MH ve LH kaslarına yerleştirilen yüzeyel elektrotlarla bireyler serbest yürüme hızında yürürken aynı anda EMG kaydı yapılmış ve 6 adet yüksek hızlı kamera ve 2 adet kuvvet platformu ile yürümenin zaman-mesafe parametreleri ve kalça, diz ve ayak bileği kinematikleriyle ilgili veriler toplanmıştır. Amplifikatörden geçirilen EMG verileri, 10-450 Hz bant aralığında ve 1000 Hz örneklem hızında kaydedilmiştir. Her iki gruba tüm değerlendirmeler yapıldıktan sonra, PFAS grubundaki hastalara tek seanslık olmak üzere, LH'e (Biceps Femoris) transvers friksiyon masajı ve İliotibial Banda (İTB) statik germe uygulanmıştır. Bu uygulamadan hemen sonra tekrar EMG yapılarak fizyoterapinin LH üzerine olan akut etkisi incelenmiştir. Yapılan istatistiksel analizler sonucunda, PFAS ve kontrol grubu arasında yürümenin zaman-mesafe parametreleri ile kalça, diz ve ayak bileği kinematiklerinde, herhangi bir farka rastlanmamıştır. LH ve MH arasındaki kasılmaya başlama zamanları arasındaki fark, PFAS grubunda  $0.041 \pm 0.06$  msn, kontrol grubunda  $0.012 \pm 0.04$  msn olup, aralarındaki fark anlamlı bulunmamıştır ( $p=0.327$ ). PFAS'lu bayanlarda kalça ekstansör, abdükör, eksternal rotatör ve diz ekstansör kas kuvvetlerinde zayıflık olduğu tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ). Fizyoterapi uygulamasından hemen sonra, LH'in kontraksiyona başlama zamanında bir gecikme olmuş, ancak tedavi öncesiyle karşılaştırıldığında aradaki fark anlamlı bulunmamıştır ( $p=0.24$ ). Sonuç olarak, istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte yürüme sırasında PFAS'lu hastalarda LH'lerin MH'lerden daha önce kasılmaya başladığı görülmüştür. Tek seanslık fizyoterapi uygulaması ile istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte, LH'lerin kasılmaya başlama zamanının geciktirilmesi sağlanmıştır. Bu çalışmanın sonuçları, ileride yapılacak çalışmaların sonuçları ile daha iyi yorumlanacaktır.

Anahtar kelimeler: patellofemoral ağrı sendromu, Medial ve Lateral Hamstring, yüzeyel EMG, kasılmaya başlama zamanı

## ABSTRACT

**Karagozolu D., Comparison of the muscle activation and onset timigs of medial and lateral hamstring muscles in patients with patellofemoral pain syndrome and asymptomatic individuals and effect of physiotherapy. Hacettepe University, Institute of Health Sciences, Physical Therapy and Rehabilitation, Doctoral of Philosophy Thesis, Ankara 2015.** This study has been performed aiming to assess time delay differences between the onsets of medial and lateral hamstrings during gait analysis and to investigate the effect of single session of physiotherapy on this possible time delay. A group of 15 patients ( $30.46\pm 6.22$ ) diagnosed with Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS) and age-matched 15 healthy subjects ( $28.73\pm 7.43$ ) were recruited in this study. In this study which has been performed in Istanbul University, Department of Orthopedics and Traumatology, Gait Analysis Laboratory, the pain intensity level, posture, patellofemoral joint and surrounding soft tissues, functional activity level were evaluated in the first day of the assessment. Besides, hip abductor, extensor, external rotator, knee flexor and extensor isometric muscle strengths were measured with hand-held dynamometer. In the second day, while subjects were walking at self-selected speed, EMG was recorded with surface electrodes, which were placed on the medial and lateral Hamstrings. For gait analysis, 6 high-speed cameras and 2 force plates were synchronized with the surface EMG electrodes and, spatial-temporal parameters were analyzed together with hip-knee-ankle kinematics. EMG signals were pre-amplified, band-pass filtered between 10-450 Hz and sampled at 1000Hz. After all evaluations have been completed for the both groups, single session of physiotherapy composed transverse friction massage to LH (Biceps Femoris) and active stretching to ITB were applied to the patients with PFPS. Immediately after this application, EMG has been recorded again to evaluate the acute effects of physiotherapy on LH. There has not been found any differences in spatial-temporal characteristics of the gait and hip-knee-ankle kinematics between the PFPS and the control groups. The time difference between onsets of the contractions of the LH and MH in PFPS and the control group were found as  $0.041\pm 0.06$  msec. and  $0.012\pm 0.04$  msec. respectively, and the difference between them was found statistically non-significant ( $p=0.327$ ). Females of the PFPS group have shown muscle weakness of hip extensors, abductors, external rotators and knee extensors ( $p<0.005$ ). There was a delay in onset time of LH after physiotherapy application, however, the difference was found statistically non-significant when compared with before physiotherapy application ( $p=0.24$ ). non- significant, it has been observed that LH's contraction was initiated before MH in patients with PFPS. Although it was not statistically significant, onset of LH was delayed with a single physiotherapy session. The results of this study could be discussed better with the results of the further studies.

**Keywords:** patellofemoral pain syndrome, Medial and Lateral Hamstring, surface EMG, onset timing.

## İÇİNDEKILER

	Sayfa No
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKILER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	x
TABLolar	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. Patellofemoral Eklem Anatomisi	6
2.1.1. Kemik Yapı	6
2.1.2. Patellofemoral Eklem Pasif ve Aktif Stabilizatörleri	7
2.1.3. Sinovyal yapılar:	12
2.1.4. Patellofemoral eklem vaskülarizasyonu ve inervasyonu	13
2.2 Patellofemoral Eklem Biyomekaniği	13
2.2.1. Patellofemoral Eklem Hareketleri ve Temas Yüzeyleri	13
2.2.2. Patellofemoral Eklem Reaksiyon Kuvveti	14
2.2.3 Patellanın Görevleri:	16
2.3. Patellofemoral Ağrı Sendromu (PFAS)	17
2.3.1. Patellofemoral Ağrı Risk Faktörleri	18
2.3.2. Patellofemoral Ağrı Sendromunda Klinik Değerlendirme	21
2.3.3 Patellofemoral Ağrı Konservatif Tedavi	26
2.3. Elektromiyografi (EMG)	31
2.4.1. EMG Sinyallerinin Fizyolojisi	31
2.4.2. Aksiyon Potansiyelleri (AP) ve Kas Fibrili Aksiyon Potansiyelleri	32
2.4.3. Kas Fibrili İlet Hızı (MFCV)	34
2.4.4. Motor ünit Aksiyon Potansiyeli (MUAP)	34
2.4.5. EMG için Kullanılan Araçlar ve Sinyal Karakteristikleri	34



2.4.6. EMG sinyalini etkileyen faktörler	36
2.4.7. Elektromiyografik Sinyallerin Kaydedilmesi	37
2.4.8. Kinezyolojik EMG’de uygulanan bazı işlemler	38
2.5. Yürüyüş Analizi	39
2.5.1. Yürüyüşün terminolojisi	40
2.5.2. Hareket analizi laboratuvarları ve yürümenin ‘ölçülmesi’	42
3. BİREY VE YÖNTEM	46
3.1. Birey:	46
3.2. Yöntem:	47
4. BULGULAR	69
4.1. Grupların demografik özellikleri:	69
4.2. Ağrı Şiddetinin Analizi:	69
4.3 Patellofemoral eklem ve çevre yumuşak dokuların değerlendirilmesi:	70
4.3.1. Klinik testler ve palpasyon	71
4.3.2. Kısıklık testleri	71
4.3.3 Postür Analizi	71
4.3.4 Q açısı	71
4.3.5 Kas kuvveti ölçümleri	72
4.3.6 Diz Fonksiyonlarının Değerlendirilmesi:	73
4.4 Yürüme Analizi Sonuçları	74
4.4.1 Zaman-mesafe parametreleri	74
4.4.2. Kinematik Analizler:	75
4.10.1 EMG analizi	79
4.10.2 Tedavi Sonrası EMG Analizi	81
5. TARTIŞMA	84
5.1. Limitasyonlar	104
6. SONUÇLAR	105
KAYNAKLAR	109
EKLER	
Ek 1. Etik Kurul Onayı	
Ek 2. Kujala skoru	
Ek 3. PFPS Değerlendirme Formu	

## SİMGELER VE KISALTMALAR

AP	Aksiyon Potansiyeli
EMG	Elektromiyografi
M	Musculus
MFAP	Kas Fibrili Aksiyon Potansiyeli
MFCV	Kas fibrili ileti hızı
n	Olgu Sayısı
p	Yanılma Olasılığı
PFAS	Patellofemoral Ağrı Sendromu
PFERK	Patellofemoral Eklem Reaksiyon Kuvveti
SS	Standart Sapma
$\Omega$	Ohm

## ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa No
2.1. M. Quadriceps kası	10
2.2. Q açısı	11
2.3. Farklı fleksiyon derecelerinde patellanın temas alanları	14
2.4. PF ekleme etki eden kuvvetler	15
2.5. Farklı diz fleksiyon açılarında vücut ağırlığı çizgisi ve quadriceps ekstansiyon kuvvetinin PFERK'ne etkisi	16
2.6. Kas lifi aksiyon potansiyeli (MFAP)	33
2.7. Ham sinyal (raw signal) ve sinyalin tam dalga rektifikasyon (full-wave rectify) ve lineer zarf (linear envelope) işlemleri uygulanmış şekli	39
2.8. Çift destek ve tek basma fazları	41
2.9. Yürüme döngüsünün fazları, dönemleri	42
3.10. Patellar öğütme testi	49
3.11. Patellar tilt testi	49
3.12. Modifiye Ober testi	50
3.13. Hamstringlerin kısalık testi	51
3.14. Kalça fleksörlerinin kısalık testi	52
3.15. Gastrocnemius kısalık testi	52
3.16. Q açısı ölçümü	54
3.17. Kalça eksternal rotatörlerinin kuvvet testi	55
3.18. Kalça abduktörlerinin kas testi	56
3.19. Kalça ekstansörlerinin kas testi	57
3.20. Diz ekstansörlerinin kas testi	57
3.21. Diz fleksörlerinin kas testi	58
3.22. İşaretlerin (marker) yerleşimi	60
3.23. Direnç ölçer (Noraxon)	62
3.24. Ambu Blue Sensor M-Denmark	63
3.25. ST kası için elektrot yerleşimi	63
3.26. BF kası için elektrot yerleşimi	64

3.27. MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanlarının belirlenmesi	66
3.28. Topuk temasının belirlenmesi	67
3.29. Biceps femoris'e transfer friksiyon masajı	68
3.30. Posterior kapsül gevşetme	68
4.31. Hastaların ağrı şiddetleri	70
4.32. PFAS ve kontrol grubundaki kadın ve erkeklerin Q açısı değerlerinin karşılaştırılması	72
4.33. Dizler 90° fleksiyonda 30dk'dan uzun süre oturma ile Kujala skoru arasındaki ilişki	73
4.34. Kalça eksternal rotasyon kuvveti ile Kujala skoru arasındaki ilişki	74
4.35. Yürüme siklusunda ayak bileği dorsi-plantar fleksiyon hareketi	76
4.36. Yürüme siklusunda diz fleksiyon-ekstansiyon hareketi	77
4.37. Yürüme siklusunda kalça abdüksiyon-addüksiyon hareketi	78
4.38. Yürüme siklusunda kalça fleksiyon-ekstansiyon hareketi	78
4.39. Yürüme siklusunda kalça internal-eksternal rotasyon hareketi	78
4.40. Kontrol grubunda ilk temas anıyla MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları arasındaki fark	80
4.41. PFAS grubunda ilk temas anıyla MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları arasındaki fark	80
4.42. Fizyoterapi uygulamasından sonra PFAS grubunda ilk temas anıyla MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları arasındaki fark	82
4.43. Kontrol grubu ve tedavi öncesi ve sonrası PFAS gruplarında MH ve LH kasılmaya başlama zamanları arasındaki farkların gösterilmesi	82

## TABLOLAR

Tablo	Sayfa No
2.1. Yürüme döngüsünün fazları, dönemleri	42
3.2. Hasta grubu için çalışmaya alınma koşulları	47
3.3. Kontrol grubu için çalışmaya alınma koşulları	47
4.4. Grupların demografik özellikleri	69
4.5. Hastaların ağrı şiddetleri (n = 15)	70
4.6. PFAS ve kontrol grubundaki kadın ve erkeklerin kas kuvveti değerlerinin karşılaştırılması	73
4.7. Yürümenin zaman-mesafe parametrelerinin karşılaştırılması	75
4.8. Kinematik analizlerin sonuçları	76
4.9. PFAS ve kontrol gruplarının MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları arasındaki farklar	79
4.10. Yürüme aktivitesi sırasında PFAS ve kontrol grubunun MH ve LH RMS amplitüd değerleri	81
4.11. TÖ ve TS, PFAS grubunda MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları arasındaki farklar	81
4.12. PFAS grubuna tek seanslık fizyoterapi uygulaması öncesi ve sonrasında LH'lerin amplitüdü	83

## 1. GİRİŞ

Patellofemoral Ağrı Sendromu (PFAS), patellofemoral ekleme (PFE) yük bindiren, merdiven inme ve çıkma, çömelme, uzun oturma, koşma gibi aktivitelerde anterior veya retropatellar ağrıya neden olan ve toplumlarda yaygın olarak görülen bir kas-iskelet sistemi patolojisidir (116, 68, 146, 33). PFAS, hem sedanter bireylerde, hem de amatör ve profesyonel sporcularda, adölesan ve genç erişkin yaşlar başta olmak üzere her yaş aralığında görülebilen bir problemdir (28).

Oluş nedeni kesin olarak belli değildir; ancak kabul edilmiş bir çok hipotez vardır. Başlangıçta PFAS'nun, patellanın laterale kayması nedeniyle meydana geldiği düşünülmeye rağmen, sonraları etyopatogenezinde birçok etken faktörün rol oynadığı ortaya çıkarılmıştır. Bu nedenle oluş mekanizmasında birden çok faktörün rol oynadığı kabul edilir (51).

PFAS tüm toplumlarda en sık olarak görülen kas-iskelet sistemi problemlerinden birisidir. Diz patolojileri arasında da tüm yaş aralıklarında ve her meslek grubunda en çok görülen problemlerinden biridir. Bayanlarda görülme sıklığı çok daha yüksektir (28). Bayanlarda görülme sıklığının daha yüksek olmasının nedeni tam olarak bilinmese de, anatomik, hormonal ve nöromuskuler faktörlerin etkisinden söz edilmektedir (28, 51). Bayanlarda Q açısının erkeklere göre daha büyük olması (158), pelvis-femur uzunluğu oranının fazla olması (52), ligamentöz laksitenin fazla olması (28), patellanın lateral yerleşimine veya patellar dizilim bozukluğuna yol açan anatomik faktörler olarak kabul edilir. Artmış Q açısı gibi anormal dizilimden kaynaklanan biyomekaniksel değişikliklerin, diz eklemine binen yükleri, kasların mekanik etkinliğini, kalça ve dizden gelen proprioseptif inputları etkileyerek alt ekstremitenin nöromuskuler fonksiyonlarında değişikliklere yol açabileceği öne sürülmektedir (34,135).

PFAS ile ilgili son çalışmalarda, lateral yer değiştirmeye yol açan dizilim bozuklukları dışında, yumuşak doku, özellikle kas dengesizliklerinin ortaya çıkardığı biyomekaniksel sorunlar üzerinde durulmuştur (91,32,149,150). Kas dengesizliklerinden sorumlu olarak da, en çok vastus medialis obliquus (VMO) ve vastus lateralis (VL) kasları gösterilmiş (20,29,30); VMO kas aktivasyonunda, VL'ye göre daha büyük bir azalma ve gecikme olduğu ortaya konulmuştur (29,30).

Son yıllarda kalça kaslarının güçsüzlüğünün de PFE’de dizilim bozukluğuna ve PFAS gelişimine neden olabileceği düşünülmüştür (12,34,60,93). Bununla ilgili olarak bayanlarda kalça abdükör ve eksternal rotator kaslarının, normal sağlıklı bireylere ve erkeklere göre daha zayıf olduğu bulunmuştur (125,60,86,124,93). Bayanlarda ayrıca kalça ekstansör kaslarının zayıflığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (86,123,125 ). Bayanlarda tek bacak ve çift bacakla sıçrama aktivitelerinin yere inme fazında (landing) diz valgus açısının arttığı gözlenmiştir (51). Dizdeki artmış valgusun kalça eksternal rotatörlerinin ve abdükörlerinin zayıflığıyla ilgisi olabileceği düşünülmüştür.

Literatürde quadriceps ve kalça kaslarının PFAS gelişimine olan etkisi ile ilgili pekçok çalışma olmasına rağmen; patellofemoral eklem ve ekleme binen yüklere çok büyük etkisi olan hamstring kaslarıyla ilgili herhangi bir klinik çalışmaya yer verilmemiştir.

Yapılan in-vitro çalışmalarla, hamstring kaslarına olan yüklenmenin, tibianın posterior translasyonuna ve eksternal rotasyonuna sebep olabileceği gösterilmiştir (76, 82). Bu şekilde tibiofemoral eklem kinematiklerinde ortaya çıkan değişikliklerin de patellar tendon oryantasyonunu etkileyerek PFAS gelişimine katkıda bulunabileceği düşünülmüştür. Seisler ve diğ.’nin yaptığı bir in-vivo çalışmada tibianın posterior translasyonunun patellar fleksiyonu arttırdığı gösterilmiştir (132); ki bu durumun da patellar kompresyonda artışa yol açarak PFAS’a yol açabileceği tartışılmıştır. Tibianın eksternal rotasyonunun ise, patellanın laterale olan oryantasyonunu arttırarak, laterale translasyonuna ve patellofemoral streslerdeki artışa sebep olabileceği bildirilmiştir.

Elias ve diğ. (38) yaptıkları bir in-vitro çalışmada, hamstring kaslarına yüklenmenin, tibianın femura göre posterior translasyonuna, eksternal rotasyonuna, patellar lateral tilte ve lateral rotasyon ile birlikte lateral kaymaya yola açtığı gösterilmiştir.

Hamstringlerin kasılmasının ve hamstringlere olan aşırı yüklenmenin, patellofemoral eklem kinematikleri üzerindeki etkisi bu kadar önemli iken ve bu etkinin PFAS gelişiminde çok önemli rolü olabilecek iken, literatürdeki çalışmalarda hamstringler in-vitro bazı çalışmalarla gündeme gelmiş; ancak detaylı çalışmalarda klinik etkinliği veya etkilenimi ortaya henüz konulmamıştır. Ayrıca hamstringlerin

birlikte, ama koordine bir şekilde çalışan ve diz mekanikleri üzerinde ayrı ayrı etkilere sahip olabilen medial ve lateral parçaları üzerinde yeterince çalışılmamıştır. Bu kasların tek başına olan etkileri anatomik olarak iyi bilinmesine rağmen, diz eklemi, özellikle patellofemoral eklem mekaniği üzerine olan olası etkileri ile ilgili herhangi bir çalışma yapılmamıştır. Halbuki, bilinen anatomik özelliği gibi, biyomekanik özellik olarak da lateral hamstringlerin (LH), medial hamstringlerin (MH) aksine, tibianın eksternal rotasyonuna neden olabileceği de açıktır.

Bu nedenle bu çalışma planlanırken, patellofemoral ağırlı hastalarda görülen artmış diz valgusunda LH'ler ve MH'ler arasındaki kasılma zamanı ile ilgili olası dengesizliğin araştırılması düşünülmüş ve bu yönde bir hipotez oluşturulmuştur. Hipotezimize göre, PFAS'lu hastalarda LH'ler, MH'lere göre daha erken aktivasyona başlıyorsa ve aktivasyon zamanları arasında normalde görülenden daha büyük bir fark var ise, bu durum tibianın eksternal rotasyonunda artışa sebep olarak PFAS gelişimini etkileyebilir. Tibiada artan eksternal rotasyon nedeniyle, alt ekstremitte diziliminin ve dolayısıyla patellar yerleşimin bozulması, LH'nin PFAS'na yol açan bir etken olarak kabul edilebileceğini düşündürür. Bu nedenle PFAS'lu bireylerde hamstringlerin bir bütün olarak değerlendirilmesinin yanısıra, MH ve LH olarak ayrı ayrı değerlendirilmesinin de klinik önemi büyük olabilir.

Bütün bu klinik öneme rağmen, hamstringlerin iki parçası arasında zamansal koordinasyon ve kasılma cevabı ile ilişkili literatürde hiçbir çalışmaya rastlanmamıştır. Bizim çalışmamıza başladıktan sonra yayınlanan ve literatürde tek olan Patil ve diğ. yaptıkları bir çalışmada ise hamstringler, statik izometrik kontraksiyonlar sırasında değerlendirilmiş ve PFAS'lu hastalarda LH'in kontraksiyon cevabının, MH'e göre daha erken olduğu gösterilmiştir. Ancak bu çalışma, bizim planladığımızdan farklı olarak dizin dinamik fonksiyonel aktiviteleri yerine, statik pozisyonda yapılmıştır. Halbuki PFAS'da diz mekanikleri hem statik, hem de dinamik olarak etkilenir ve bu etkilenimi göstermek için en önemli değerlendirme, fonksiyonlar sırasında yapılan dinamik değerlendirmelerdir. Literatürdeki bu tek çalışmanın statik değerlendirmeyi içeren bir çalışma olması, hamstringlerin etkisi ile ilgili genel bir sonuca gidilmesini engellemekte ve bu konu ile ilgili dinamik veya fonksiyonel bir değerlendirmeyi içeren bir çalışma ihtiyacını ortaya koymaktadır.



Ayrıca literatürde, hamstringlerin LH ve MH parçaları arasındaki olası kasılma cevabı veya zamansal kasılma cevabı üzerine, fizyoterapinin veya fizyoterapi uygulamalarının etkisini gösteren bir çalışma da yer almamaktadır.

Bu nedenle bu çalışma, yürüme aktivitesi sırasında, LH ve MH' in kas aktivasyon cevaplarını, aktivasyon zamanlarındaki gecikmeyi değerlendirmek ve fizyoterapi uygulamalarının bu cevaplar üzerine olan etkisini incelemek üzere yapılmıştır.

Çalışmamızda, statik EMG analizine göre kayıt ve analiz kısmı çok daha zor olan dinamik EMG değerlendirmesi yapılmış ve tüm kayıtlar, yürüme analizi laboratuvarında düz zeminde yürüme sırasında alınmıştır. Bunun yanısıra, yürümenin zaman- mesafe parametreleri ile kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin kinematikleri de kaydedilmiştir. Ayrıca statik Q açısı, diz ve kalça çevresi kaslarının kas kuvveti, fonksiyonel aktivite düzeyi ve patellofemoral eklem ve çevresindeki yumuşak dokuların değerlendirilmesi yapılarak PFAS ile ilişkili bir çok parametre birarada incelenmiştir. Böylelikle olası etken faktörlerle ilişkili bir çok parametrenin birbiri ile karşılaştırılarak yorumlanması mümkün olmuştur.

Bu çalışma ayrıca, fizyoterapi uygulamasının LH'in kasılmaya başlama zamanı üzerine olan akut etkisini incelenmek için planlanmıştır. Çalışmamızda LH'leri gevşetmek ve LH ile MH'nin kontraksiyona başlama zamanları arasındaki farkı ya da gecikmeyi azaltmak amacıyla tek seanslık bir manuel terapi uygulaması yapılmıştır. Literatürde kasların kasılmaya başlama zamanları üzerine fizyoterapinin etkisini gösteren çalışmalar vardır; ancak MH ve LH'leri ayrı ayrı değerlendiren, fizyoterapinin veya manuel terapinin bu kaslar üzerine etkisini inceleyen ve etkiyi herhangi bir dinamik aktivite sırasında analiz eden başka bir çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmada, MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları arasındaki farkın incelemesi, bu farkın dinamik bir aktivite olan yürüme sırasında değerlendirmesi, yürümenin kinematik analizi, kas kuvvetleri ve EMG analizini bir arada değerlendirmesi gibi özellikleri nedeniyle literatürde yapılacak ilk çalışma olacaktır. Bu nedenle de bundan sonra, bu konuda yapılacak ileriki çalışmalara yön gösterecek ve temel teşkil edecektir. Ayrıca, hamstringlerin medial ve lateral parçalarının dinamik olarak ayrı ayrı incelenmesinden sonra uygulanacak

fizyoterapiye verdiği cevabı ortaya çıkarması nedeniyle, klinik değeri de büyük olacaktır.

**Çalışmanın hipotezleri şunlardır:**

**Hipotez 1:** PFAS'lu hastalarda LH'ler MH'e göre daha erken aktivasyona başlamaktadır.

**Hipotez 2:** PFAS'lu hastalarda LH aktivasyonu, sağlıklı kişilere göre daha erken ve daha büyüktür.

**Hipotez 3:** PFAS'lu hastalarda LH'in kas aktivasyon cevapları, fizyoterapi uygulaması ile değiştirilebilir.

Çalışmaya PFAS tanısı konulmuş 15 hasta ve kontrol grubunu oluşturmak üzere benzer demografik özelliklere sahip 15 sağlıklı birey alınmıştır. Kullanılan değerlendirme yöntemleri, geçerliliği ve güvenilirliği ispatlanmış yöntemler arasından seçilmiştir. Çalışmanın sonucunda elde edilen verilerin analizi, uygun istatistik yöntemler kullanılarak yapılmış ve sonuçlar literatürde yapılmış benzer çalışmalarla tartışılarak yorumlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Patellofemoral Eklem Anatomisi

Diz eklemi femur ve tibia arasındaki tibiofemoral eklem ve patella ile trochlea arasındaki patellofemoral (PF) eklemden oluşur.

#### 2.1.1. Kemik Yapı

**Patella**, vücuttaki en geniş sesamoid kemiktir. Distalde patellar tendonun derin tabakasının ve proksimalde vastus intermediusun direkt insersiyonunu alarak ekstansör mekanizmanın retinaküler tabakasıyla bağlanır (42,45).

**Anterior yüzey:** Hafif konveks olan anterior yüzey üç bölüme ayrılır. Üst 1/3'lük bölüm üçgenin tabanını oluşturur, m.quadriceps tendonunun insersiyonunu alır. Kemiğe yoğun olarak bağlı olan m.quadriceps tendonun, yüzeysel kısmı derin fasyayı oluşturmak üzere anterior yüzey boyunca devam eder. Orta 1/3'lük bölümde çok sayıda vasküler delikler bulunur. Üzeri patellar tendon ile örtülü, alt üçte birlik bölüm V harfi şeklinde sonlanır.

**Posterior yüzey:** Patellanın bu yüzü iki bölümden oluşur. Eklem yüzeyi olmayan inferior bölüm patella yüksekliğinin % 25'ini oluşturur. Posterior yüzeyin superior bölümü ise eklem bölümü olarak da isimlendirilir ve tamamı hyalin kıkırdakla örtülüdür. Bu bölüm patella yüksekliğinin yaklaşık % 75'ini oluşturur. Eklem kıkırdağının kalınlığı orta kısımda 4-5 mm'ye ulaşır ve vücuttaki en kalın kıkırdaktır (45). Patellanın eklem yüzeyinde beş tane faseti vardır: Superior, inferior, medial, lateral ve odd fasetler (88). Patellanın, konkav olan eklem yüzeyinin ortasındaki vertikal çizgi lateral fasetle, medial faseti ve ondan daha küçük ve daha medialde olan odd faseti birbirinden ayırır.

**Trochlea:** Distal femurun patella ile eklem yapan anterior yüzeyine verilen isimdir. Femurun patellar fasetleri, patellar oluk, femoral sulkus gibi çok farklı isimlendirilmiş olsa da günümüzde trochlea ismi kullanılmaktadır. Femurun trochlear yüzeyi iki fasete ayrılır; medial ve lateral faset. Proksimalde iki faset arasında patellanın distal eklem yüzeyi ile uyumlu olarak sığ olan oluk, distale doğru ve posteriora dönerek gider ve derinleşir (45). Lateral faset daha proksimalde, daha

geniş ve birçok insanda daha öndedir (42,45). Bu yapısal özellik yaklaşık 45° diz fleksiyonu sırasında stabiliteyi artırır (42).

Trochleayı örten eklem kıkırdağı patellayı örten kıkırdağa göre daha incedir. Yaklaşık 2-3 mm kalınlığındadır. Medial faseti örten kıkırdak da, lateral fasete göre daha incedir. Lateral trochlear faset, 15° fleksiyondan başlayarak, tam fleksiyona kadar, lateral patellar subluksasyonu önlemeye yardım eder (45).

### 2.1.2. Patellofemoral Eklem Pasif ve Aktif Stabilizatörleri

#### Pasif Stabilizatörler:

İnferiorda **Patellar tendon**, patellanın tibiaya göre yukarıya çıkışını engeller. Patellanın apeksindeki yapışma yeri 3 cm, tibial tüberküldeki yapışma yeri 2,5 cm genişliğindedir. 5-6 cm uzunluğunda ve 7 mm kalınlığındadır. Oryantasyonu kabaca alt ekstremite uzun eksenidir; fakat proksimalden distale doğru hafif oblik olması da sık görülen bir durumdur ve bu durum patellanın laterale yer değiştirme eğilimini artırır. Peripatellar retinakulum medialde ve lateralde patellar tendon ile birbirine kenetlenir (45).

Patellanın mediale yer değiştirmesine pasif olarak karşı koyan başlıca yapılar **yüzeysel ve derin lateral retinakulum**dur. Yüzeysel retinakulum **vastus lateralis**in liflerinden ve **iliotibial bantt**an (İTB) oluşur. Derin lateral retinakulum ise **lateral patellofemoral ligament (LPFL)**, **İTB'nin derin lifleri** ve **lateral patellotibial ligamentten (LPTL)** oluşur (45,92). Lateral patellafemoral ligament, patellaya superolateral statik destek sağlar, genişliği patellanın şekliyle bağlantılıdır. Derin lateral retinakulumun orta parçasını oluşturan ve patellaya yoğun fibröz bağlantılarla yapışan İTB, lateralde patellayı destekleyen başlıca yapıdır (45). Lateral retinaküler yapıların gerginliği, patellanın trochlear oluktaki anormal kayma hareketine veya PF eklem zorlayıcı lateral kompresyonuna sebep olabilir (92).

Patellanın laterale yer değiştirmesine pasif olarak karşı koyan yapılar medial retinakulum, medial patellofemoral ligament (MPFL), medial patellotibial ligament (MPTL) ve medial patellomeniskal ligamenttir (MPML) (99). Bu yapılardan en önemlisi MPFL'dir. MPFL, medial patellar retinakulumun kalınlaşmasıyla oluşur. Addüktör tüberkül ile medial kondil arasındaki oluktan başlar, patellanın superomedial 2/3'lük kısmına yapışır (27). Kang H.J. ve diğ. (67), MPFL'in,

femurdaki origosunun çok yakınından itibaren yelpazeye benzer şekilde genişleyerek inferior düz bant ve superior oblik bant olarak, 2 banda ayrıldığını göstermiştir. Bu 2 bant MPFL'in superior ve inferiorunda yer almalarına rağmen birbirinden tümüyle ayrılmaz; bu nedenle MPFL bütün bir doku olarak kabul edilir. Kadavra çalışmalarında MPFL'nin büyüklük ve dayanıklılığı ile ilgili de farklı sonuçlar verilmiştir (41,99). Yapılan çok sayıdaki çalışmada MPFL'in dizde lateral patellar yer değiştirmeye karşı koyan başlıca yapı olduğu gösterilmiştir (41,99). 20° diz fleksiyonunda MPFL, patellanın laterale yer değiştirmesine karşı koyan kuvvetlerin %60'ını oluşturur. En dıştaki yüzeyel medial retinakulum (YMR), tibiannın anteromedialinden başlar; proksimale doğru uzanarak distal patella üzerine yapışır. MPTL oblik yerleşimli bir banttır. Anteromedial tibiadan başlayan lifleri retinakulumun lifleri ile karışarak patellanın medial kenarına yapışır. MPML'nin infrapatellar yağ yastığının medial kenarı boyunca yoğunlaşan lifleri, patellanın inferomedial 1/3 lük kısmına, MPFL yapışma yerinin distaline yapışır (41, 99). Medial ve lateral statik stabilizatörler arasındaki denge ekstansör mekanizmanın trochlea içinde doğru diziliminin sürdürülmesi için çok önemlidir. Lateraldeki retinaküler destek medialdekine kıyasla daha güçlüdür (45).

PF eklem pasif medio-lateral hareketlerinin stabilizasyonunda patella ve trochleanın yapısal özelliklerinden kaynaklanan kısıtlayıcı etki de çok önemlidir. Ahmead ve diğ., diz fleksiyonun 30°-100°'leri arasında PF eklem eklemesel geometrisini incelemişler ve patellanın medio-lateral yer değiştirmesinde özellikle trochleanın topografisinin çok önemli olduğunu, bununla beraber retropatellar topografinin de patellanın rotasyonel hareketlerinin kontrolünde (tilt ve spin) etkin olduğunu bildirmişlerdir (2). Heegard J.ve diğ. (50) ekstansiyona yakın derecelerde patellar hareketin kontrolünün transvers yumuşak dokular tarafından, ilerleyen fleksiyon derecelerinde ise PF eklem geometrisi tarafından sağlandığını bildirmişlerdir. Yazarlar, tam ekstansiyonda patella ve femur arasındaki temasın çok az olmasından veya hiç olmamasından dolayı, eklem yüzeylerinin geometrisinin önemi olmadığını bildirmişlerdir (50).

#### **Aktif Stabilizatörler:**

Patellanın aktif stabilizasyonunu sağlayan başlıca yapı m.quadriceps'tir. m.quadriceps; m.rectus femoris, m.vastus intermedius, m.vastus lateralis ve m.vastus

medialisten oluşur (Şekil 2.1). M.vastus medialis (VM), m.vastus medialis longus (VML) ve m.vastus medialis obliquus (VMO) olarak ikiye ayrılabilir.

**M. Rectus Femoris (RF):** Spina iliaca anterior inferior ve acetabulum'un üst kısmından başlar, patellanın tabanında sonlanır (140). İnervasyonu femoral sinirle sağlanır. Kalçaya fleksiyon, dize ekstansiyon yaptırır (84).

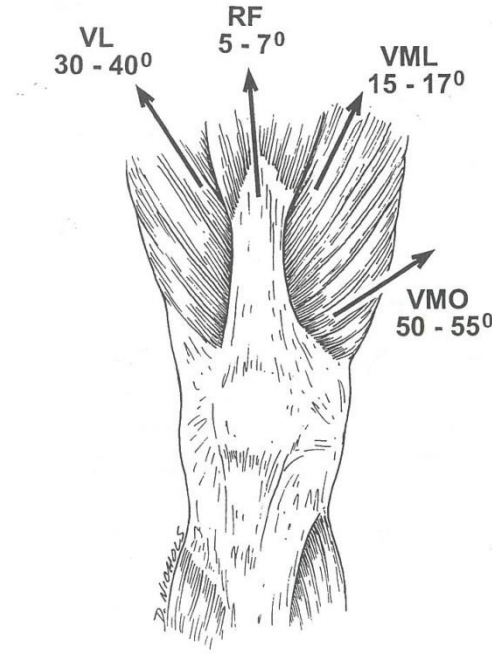
**M. Vastus Lateralis (VL):** Trochanter majorun tabanı ve linea asperanın lateralinden başlar. Quadriceps tendonu ile patellada sonlanır. Aponörotik lifleri eklem kapsülüne yapışarak burayı kuvvetlendirir. m.vastus lateralis, m. quadricepsin en geniş parçasıdır (140). İnervasyonu femoral sinirle sağlanır. Dize ekstansiyon yaptırır (84).

**M. Vastus Medialis (VM):** Linea intertrochanterica ve linea asperanın medialinden başlar. Alt ucu patellanın tabanına kuvvetli bir tendon halinde tutunarak sonlanır (140). Vastus intermediusun en alt lifleri diz eklem kapsülüne tutunarak burayı kuvvetlendirir. En aşağıda bulunan lifleri hemen hemen horizontal düzlemde olup, vastus medialis obliquus diye adlandırılır. m.quadriceps Femoris kasıldığında patellayı mediale doğru çekerek, laterale kaymayı engeller. Bazı yazarlar buradaki fibrillerin adduktor magnus tendonundan orijin aldığını öne sürmektedirler. İnervasyonu femoral sinirle sağlanır. Dize ekstansiyon yaptırır (84).

**M. Vastus Intermedius (VI):** Femur gövdesinin ön dış yüzünden ve lateral yüzünün büyük bir kısmından başlayıp, patellanın tabanında sonlanır (140). m.rectus femorisin derininde yer alır. İnervasyonu femoral sinirle sağlanır. Dize ekstansiyon yaptırır (84).

VM kası, proksimalde vastus medialis longus (VML) ve distalde vastus medialis obliquus (VMO) olmak üzere iki ayrı parçanın kompozisyonu olarak tanımlanır. Bu tanımlama literatürde ilk kez 1968 yılında Lieb ve Perry tarafından yapılmıştır (83). Patellanın mediale stabilizasyonunda görev alan VMO dışında tüm quadriceps kasları dize ekstansiyon yaptırır (92). VML direkt diz ekstansiyonuna

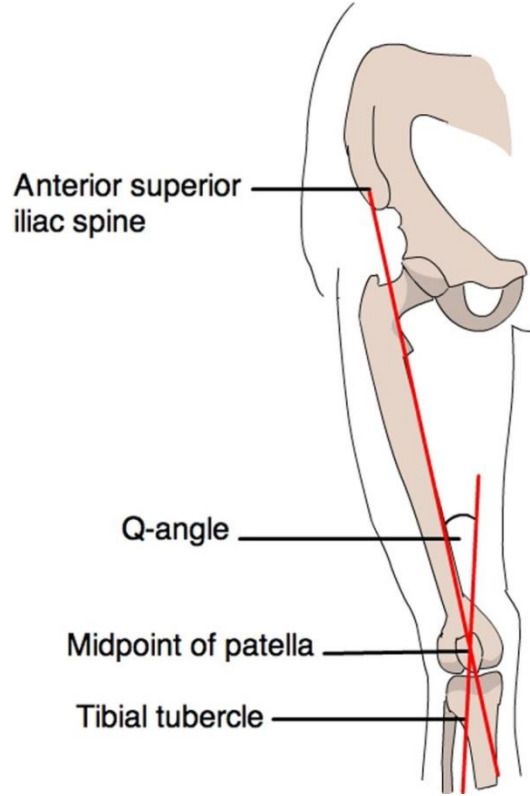
katkıda bulunurken, VMO'un diz ekstansiyonu boyunca patellayı medialde stabilize ettiği bildirilmiştir. VM'in daha üst liflerinden oluşan VML femurun uzun eksenine göre 15-18° mediale açılır. Altteki liflerinden oluşan VMO ise 50-55° mediale açılır. VMO ve VML'nin insersiyonları patellanın superomedial kenarına yakındır. VMO'nun enine kesit alanı tüm VM kompleksinin %30'unu oluşturur (83).



**Şekil 2.1.** M. Quadriceps kası

Q açısı (şekil 2.2) veya patellofemoral açı quadriceps kası ile (primer rectus femoris ile) patellar tendon arasındaki açıdır (84) ve quadriceps kasının kontraksiyonu ile laterale doğru kuvvet uygulayan bir vektörün varlığını ifade eder. Bu vektör, valgus vektörü olarak da adlandırılabilir; MPFL tarafından karşı koyulan bir kuvvettir. Bu kuvvet sadece patellanın laterale yer değiştirmesine neden olmakla kalmaz; patellar tendonun insersiyosunun bulunduğu alt patellar uçta traksiyon geriliminin artışına da yol açar. Kalçada anteversiyon, eksternal tibial torsiyon, genu varum, fascia lata ve İTB gerginliği, m. gluteus medius zayıflığı ve ayaktaki pronasyonun varlığında, Q açısında bir artış olabilir. Kadınlar daha geniş yapıda (jinekoid tip) pelvise sahip olduğu için diz valgus açıları daha büyüktür; bu durum

kadınlarda ayaktaki pronasyon ve dizdeki Q açısının, erkeklere göre daha büyük olmasına neden olur (28,129).



Şekil 2.2. Q açısı

### **Patellofemoral Eklem ve Hamstring Kası:**

Uyluğun arka tarafında bulunan m.semitendinosus, m.semimembranosus ve m.biceps femoris kasları hamstring kasları olarak adlandırılır.

**M.Biceps Femoris (BF):** Uzun başı tuber ischiadicum ve sakrotuberal bağdan, kısa başı ise linea asperanın labium lateralisinden başlar. İki başı da diz ekleminin hemen yukarısında birleşerek fibula başında, fascia cruris ve tibiyanın lateral kondilinde sonlanır. Uzun başının inervasyonu n.tibialis, kısa başının inervasyonu ise n.peroneus communis ile sağlanır. Bacağa fleksiyon ve fleksiyon pozisyonunda dışa rotasyon, uyluğa ekstansiyon yaptırır (141).

**M.Semitendinosus (ST):** Tuber ischiadicum'dan başlar. Uzun bir tendon aracılığı ile pes anserinusun yapısına katılarak tibiyanın medial kondilinin alt kısmı ve



tüberositas tibia'da sonlanır. İnervasyonu n.tibialis ile sağlanır. Bacağa fleksiyon, fleksiyon pozisyonunda iç rotasyon, uyluğa da ekstansiyon yaptırır (141).

**M.Semimembranosus (SM):** Tuber ischiadicum'dan başlar. Tibianın medial kondilinin alt kısmı, diz eklem kapsülü ve lig. popliteum obliquum'da sonlanır. İnervasyonu n.tibialis ile sağlanır. Bacağa fleksiyon, fleksiyon pozisyonunda iç rotasyon, uyluğa da ekstansiyon yaptırır (141).

Hamstringlerin patella ile direkt bağlantısı olmamasına rağmen, hamstring kontraksiyonu, kısalığı ve medial ve lateral hamstringler arasındaki kuvvet dengesizliği de PFA'yı etkileyebilir.

Yapılan bazı in-vitro çalışmalar ile, hamstring kaslarının uyarılmasının, tibiofemoral eklemden posterioara translasyona ve eksternal rotasyona neden olduğu gösterilmiştir (76,82). Bunların sonucunda patellar fleksiyonun artmasıyla, PFE temas alanı azalır (76). Hamstring kaslarının kısalığının da, PFE'de adaptif değişikliklere sebep olabileceği öngörülmüştür (152).

Patil ve diğ. (107) ise PFA'lı bireylerde lateral hamstringlerin, medial hamstringlere göre daha erken kontraksiyona başladığını ve aktivasyon paternindeki bu değişimin tibianın femura göre eksternal rotasyonuna ve patellanın lateral kaymasına neden olabileceğini bildirmişlerdir.

### 2.1.3. Sinovyal yapılar:

**Plika:** Embriyolojik gelişim kalıntısı olan sinovyal plikanın şekli, bireyden bireye çeşitlilik gösterir. Sinovyal plikanın görülme sıklığı suprapatellar plika için %87, mediopatellar plika için %72, infrapatellar plika için %86, lateral patellar plika için ise %1,3'dür (139). Normalde ince olan bu doku tabakası, yaralanmalar sonucunda kalınlaşabilir; skarlaşabilir; kontrakte olabilir.

**Yağ Yastığı (Fat Pad):** İnfrapatellar yağ yastığı normalde primer olarak adipoz dokudan ve inferior medial ve inferior lateral geniculate arterlerin birleşmesinden meydana gelen küçük bir vasküler bir arktan oluşur. Bu yapı, anterior cruciate ligamentin (ACL) primer vasküler beslenmesini sağlar (42).

#### 2.1.4. Patellofemoral eklemin vaskülarizasyonu ve inervasyonu

Patellanın beslenmesi, ön yüzden giren altı ana arterin oluşturduğu vasküler bir halka ile sağlanır. Bu halkayı, popliteal arterden köken alan dört genikular arter ve yüzeysel femoral arterden çıkan dal ile rekurrent anterior tibial arter meydana getirir (5).

Dizin ön kısmının duyusu, L2 ile L4 arasındaki sinir köklerinden sağlanır. Anteromedial bölge genitofemoral, femoral, obturator ve safen sinirinden; anterolateral bölge ise lateral femoral ve lateral surral duyu sinirinden liflerini alır (5).

## 2.2 Patellofemoral Eklem Biyomekaniği

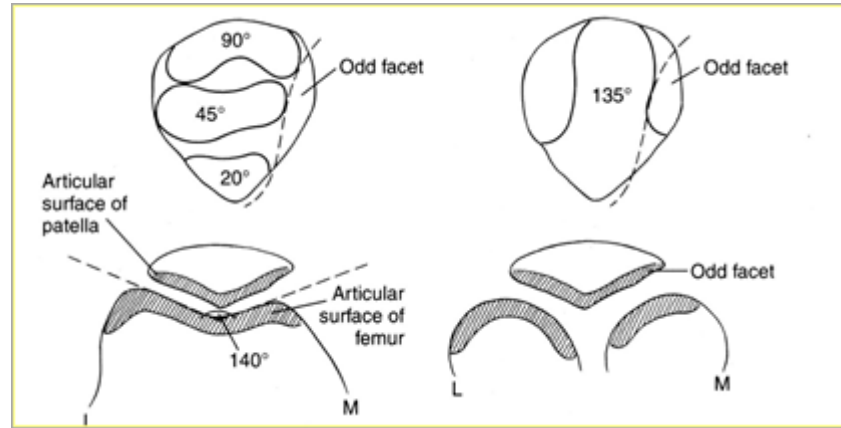
### 2.2.1. Patellofemoral Eklem Hareketleri ve Temas Yüzeyleri

Patella, diz fleksiyonu sırasında femur üzerinde inferiora, diz ekstansiyonu sırasında superiora kayar. Tam ekstansiyondan, tam fleksiyona kadar patellanın hareket ettiği mesafe 5-7 cm'dir (19,100). Fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasında patellanın eklem yüzeyinin tamamı değil, eklem açıklığının farklı derecelerinde farklı kısımları trochlea ile temas eder (Şekil 2.3). Tam ekstansiyon sırasında patella distal femur ile temas etmez; trochlea üzerinde anlamlı bir kompresif yüklenme olmaksızın oturur. Patellanın inferior eklem yüzeyi ile trochlea arasındaki ilk temas yaklaşık 20° fleksiyonda meydana gelir. Fleksiyon derecesi arttıkça temas yüzeyi proksimale kayar ve yaklaşık 90° derece fleksiyonda patellanın superior kısmı trochleayla temas eder (92). 90° diz fleksiyonundan sonra patella, interkondiler çentik içine doğru yuvarlanır ve m.quadriceps tendonunun posterior yüzeyi trochlea ile temas eder (44,92). Fleksiyon 135°'yi geçtikten sonra, patellanın odd faseti medial femoral kondil ile temasa başlar (92,88,100).

Diz tam ekstansiyonda ve m.quadriceps gevşek iken, distal patella proksimal trochlea üzerinde istirahat halindedir. m.quadriceps'in kasılması ile 8-10 mm proksimale doğru hareket eder (44).

Diz fleksiyonu sırasında patellanın mediale ve laterale tilti, dalgalı bir patern izler. Heegaard ve diğ.; fleksiyonun ilk 20°'sinde patellanın mediale doğru tilt, 20°-100° arasında laterale doğru tilt ve sonraki fleksiyon derecelerinde tekrar mediale doğru tilt yaptığını bildirmişlerdir (50).

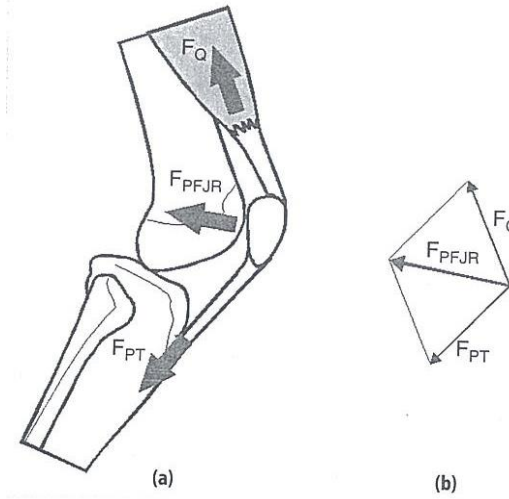
Terminal diz ekstansiyonu sırasında tibiofemoral eklemdaki “vida-yuva” mekanizması (tibiyanın femura göre eksternal rotasyonu), tibiyanın lateralizasyonuna sebep olur. m.quadricepsin kontraksiyonu, medial patellar retinaculum ve VM tarafından karşı konulan bir valgus vektörü oluşturur. İlk 20° fleksiyonda ise tibiyanın derotasyonu, Q açısını ve lateral vektörü belirgin olarak azaltır. Patella, trochleaya doğru yaklaşır ve böylelikle ilk temas başlar. Bu sırada patella hafif lateral pozisyonudadır. Patella, trochleanın çıkıntısı sebebiyle 20-30° fleksiyon arasında dizin rotasyon ekseninden yukarı kaydığından, daha çıkıntılı görünür ve 30° fleksiyondan sonra derinleşen trochlear oluğun içine yerleşmeye başlar. Anormal patellar kayma ile ilişkili patellofemoral ağrı şikayetleri, ilk olarak 30° fleksiyonda görülür; bu derecenin üstünde instabilite problemi daha nadirdir (44,56).



Şekil 2.3. Farklı fleksiyon derecelerinde patellanın temas alanları (Magee D;)

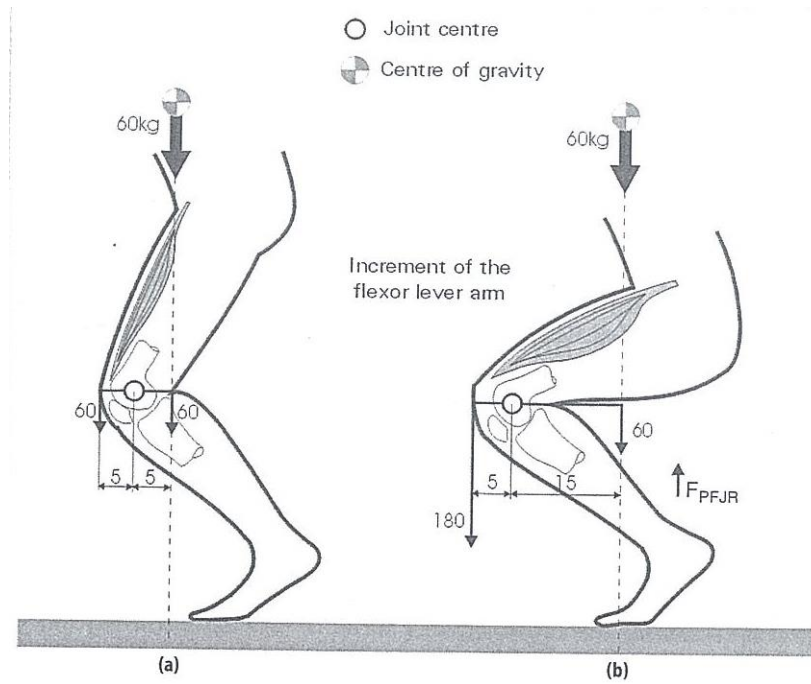
### 2.2.2. Patellofemoral Eklem Reaksiyon Kuvveti

Patellofemoral Eklem Reaksiyon Kuvveti (PFERK) m.quadriceps tendon gerilimi (FQ) ve patellar tendon gerilimi (FPT) ile meydana gelen bileşke kuvvete eşit ve zıt yönde, PF eklem yüzeyine dik olarak etki eden bir kuvvettir (şekil 2.4.).



**Şekil 2.4.** PF ekleme etki eden kuvvetler (anterior knne pain and patellar instability. Sanchis-Alfonso V.2003)

Diz fleksiyonunun artması ile PFERK artış gösterir. Bunun iki sebebi vardır. Birincisi  $F_Q$  ve  $F_{PT}$  arasındaki açı daralır ve bileşke kuvvet artar; ikincisi ise femur ve tibianın efektif kaldıraç kolları artar ve vücut ağırlığının yarattığı fleksiyon momentine (üretilen kuvvet ve kuvvetin hareket noktasına uzaklığın çarpımı) karşı koymak için daha fazla M.Quadriceps gücü gerektiğinden  $F_Q$  da artar (44,100). Örneğin vücut ağırlığı 60 kg olan bir kişide,  $45^\circ$  diz fleksiyonunda vücut ağırlığının yarattığı hareket çizgisi ile eklem merkezi (femur ve tibianın temas noktası) arasındaki uzaklık 5 cm iken,  $115^\circ$  diz fleksiyonunda bu mesafe 15 cm'ye çıkmaktadır. Bu farkı dengelemek için m.quadriceps'in ürettiği kuvvetin 60 kg'dan 180 kg'a çıkması gerekir (şekil 2.5). Bu durumda m.quadriceps'in ürettiği kuvvet 3 kat artarken, PFERK vücut ağırlığının 4,5 katından fazlasına yükselir (130). Patellar eklem kıkırdağı, vücuttaki en kalın kıkırdağ olması sebebiyle kompresif kuvvetlere karşı çok dayanıklı olmasına rağmen, tekrarlanan ve uzun süreli devam ettirilen diz fleksiyon pozisyonunu gerektiren aktivitelerde risk altında olur (130).



**Şekil 2.5.** Farklı diz fleksiyon açılarında vücut ağırlığı çizgisi ve quadriceps ekstansiyon kuvvetinin PFERK'ne etkisi (anterior knee pain and patellar instability. Sanchis-Alfonso V.2003'den )

PFERK yürüme sırasında vücut ağırlığının 0,5 katı iken, merdiven çıkma sırasında 3,3 ve tam çömelme sırasında sırasında 7-8 katına çıkar (44,130).

### 2.2.3 Patellannın Görevleri:

Patellannın en önemli fonksiyonu, ekstansör kasları fleksiyon ve ekstansiyon ekseninden uzakta tutarak ekstansiyonun etkinliğini arttırmasıdır (44,84,88,100). Patella tüm hareket arki boyunca ekstansiyon kuvvetini % 50 kadar arttırır. m.quadriceps tendonuna rehberlik ederek, m.quadricepsin dört kasından gelen farklı stimulusları birleştirip, bu kuvvetleri patellar tendona iletir. Böylelikle ekstansör mekanizmadaki dislokasyon olasılığını azaltır ve dizdeki kapsüler gerilimi kontrol eder. Tendonlar, gerilme kuvvetlerine oldukça dayanıklı olmalarına rağmen, büyük friksiyon ve kompresyon kuvvetlerine karşı dayanıklı değildirler. Ekstansör mekanizmada patellannın varlığı, tendonu friksiyondan korur ve yüksek kompresif kuvvetlere dayanabilmesini sağlar (44). Patella ayrıca, femoral kondil kırkırdaklarını

bir kemik kapak gibi korur ve dizin görünümünün daha estetik olmasını sağlar (44,88).

### 2.3. Patellofemoral Ağrı Sendromu (PFAS)

PFAS diz önü ağrısına sebep olan, insidansı oldukça yüksek (22/1000) bir patolojidir ve bayanlarda görülme sıklığı erkeklere oranla 2 kat fazladır. Diz önü ağrısının sebebi çok faktörlüdür. Ekstansör mekanizmanın aşırı kullanımı, patellar instabilite, kondral ve osteokondral hasarlar sebepleri oluşturur.

PFAS sıklıkla artmış Q açısı gibi yapısal değişikliği olmayan veya eklem kıkırdağında anlamlı patolojik değişiklikleri olmayan bayanlarda görülür (111).

1960'ların sonuna kadar bu şikayet, patellar eklem kıkırdağında yumuşamayı ifade eden, "Kondromalazik Patella" olarak isimlendirilmiştir. Sonraki yıllarda yapılan çalışmalarda kıkırdakta yumuşamanın ancak artroskopik olarak tespit edilebileceği ve PFAS olan hastaların tümünde patellar kıkırdakta yumuşama olmadığı belirtilmiştir (128).

PFAS olan hastalarda ağrı, tırmanma veya merdiven inme gibi güçlü m.quadriceps kontraksiyonu gerektiren aktivitelerle artar. Merdiven inme sırasında, vücudu alçaltarak öndeki bacağı bir alt basamağa indirmek için, yükü taşıyan üst basamaktaki bacağın dizin fleksiyon açısını arttırma, kontrollü bir eksentrik kontraksiyon yapmayı gerektirir. Bu aktivite patellofemoral problem veya m.quadriceps yetmezliği olan hastalar için ağrılıdır. Merdiven çıkma sırasında vücudun öne ve bir üst basamağa yükseltilmesini sağlamak için konsantrik kontraksiyon gerekir. Buna rağmen tekrarlayan yorucu eksentrik ve konsantrik kasılmalar yeterli gücü ve esnekliği olmayan normal dizde bile muskulotendinöz yapılarda aşırı yüklenme ve ağrıya neden olabilir.

Uzun süreli araba kullanma veya sinemada film izleme gibi, uzun süre diz fleksiyonu gerektiren aktiviteler de dizin ön tarafında ağrıya neden olabilir. Uzun süreli fleksiyon pozisyonunun neden ağrı yarattığı kesin olarak açıklanamazken, hassas olan peripatellar yumuşak dokulara ve yetersiz patellofemoral kıkırdağa binen yükün artması ile ilgili olduğu düşünülmektedir.

Krepitesyon PFAS'lu hastalarda çok sık görülen ve hastaları endişelendiren bir semptomdur. Krepitasyon, femoral trochleada veya patellanın eklem kıkırdağında

lezyonun göstergesidir. Bununla beraber krepitasyonu olan bazı hastalara yapılan artroskopik muayenede eklem kıkırdağının sağlam olduğu görüldüğünden, krepitasyonun sinovyal veya diğer yumuşak dokulardaki değişikliklerden kaynaklanabileceği düşünülmelidir (128).

PFAS olan bazı hastalarda sinovyal irritasyon sebebiyle şişlik de görülebilir (150).

### 2.3.1. Patellofemoral Ağrıda Risk Faktörleri

**Patellanın konum bozukluğu:** Patella ile femurun trochlear oluşu arasındaki statik uyumun bozulması olarak tanımlanmaktadır. Patellanın trochlea ile uyumunu azaltacak faktörlerden birinin veya birkaçının varlığı, patellanın dislokasyona olan yatkınlığını arttırır. Genç bayanlarda ligamentöz laksite ile birlikte patella alta, trochlear displazi, rotasyonel ve açısız kemik dizilim bozuklukları dislokasyon riski yaratan faktörler olarak tanımlanmıştır (41).

**-Dizilim Bozukluğu:** Q açısında artış PFAS'nun risk faktörlerinden biri olarak kabul edilmiştir (34,95,137,147). Femoral anteversiyonda artış, tibiofemoral açıda (valgus açısı) artış ve kalça internal rotasyonunda artış ile birlikte Q açısı da artar (34). Q açısının artışı patellanın laterale yer değiştirmesine neden olur ve retroptellar basıncı arttırarak ağrıya ve sonunda eklem kıkırdağında dejenerasyona yol açabilir (95). Ayrıca Q açısındaki anormalliklerin m.quadriceps'in refleks cevabını etkileyerek PFAS için risk faktörü oluşturabileceği de düşünülmüştür (137).

Son yıllarda, bazı PFAS'lu hastalarda görülen patellanın yanlış kaymasının ve VM-VL arasındaki dengesizliğin yapısal bozukluktan kaynaklanmadığı düşünülmüştür. Bu nedenle PFAS'da dinamik veya fonksiyonel dizilim bozukluğu kavramından bahsedilmeye başlanmıştır. Güncel kanıtlar PF eklem kinematiklerinin yük verilen aktivitelerde daha farklı olduğundan bahsetmektedir. Dinamik aktiviteler sırasında semptomatik dizde, kalça internal rotasyonundan kaynaklanan, valgus dizilimi gözlenmiştir. "Dinamik valgus dizilimi" bayanlarda çok daha yaygındır (111). Powers ve diğ. yaptıkları dinamik MR çalışmasında ekleme vücut ağırlığı binmeden yapılan diz ekstansiyon egzersizi sırasında patellanın laterale tilti ve yer değiştirmesinin, patellanın sabit femur üzerindeki hareketi olduğunu öne sürmüşlerdir. Tek bacak üzerinde yük vererek yapılan çömelme hareketi sırasında

ise patellanın laterale tilti ve yer değiştirme hareketinin femurun patella altındaki internal rotasyonundan kaynaklandığını (119) ve PFAS’lu bayanlarda değişen PF eklem kinematiklerinin, femurun aşırı internal rotasyonunun sonucu olduğunu bildirmişlerdir (118).

Q açısı, frontal planda patellaya etki eden kuvvetleri gösterir. Kalça adduksiyonu ve/veya tibial abduksiyondan kaynaklanan aşırı diz valgusu, patellanın SİAS’a göre mediale yerdeğiştirmei nedeniyle Q açısını arttırır. Chen ve Powers (118), PFAS’lu bayanlarda aşırı “dinamik” Q açısı olduğunu bildirmişlerdir. PFAS’lu ve asemptomatik bireyler arasında, dinamik Q açısındaki en belirgin fark, basamak inme aktivitesinde bulunmuştur. Dinamik Q açısı PFAS’lu hastalarda 39°, asemptomatik bireylerde 24° olduğu ortaya konmuştur (118).

Pappas ve diğ. (106) yaptığı sistematik derleme ve meta analizde, landing sırasındaki aşırı diz valgusunun PFAS gelişiminde etken olduğu sonucu bildirilmiştir.

#### **İliotibial bant, Hamstring, Quadriceps ve Gastrocnemius gerginliği:**

Hamstring ve quadriceps kaslarının esnekliğinde azalma ve tensor fascia lata gerginliği ile PFAS arasında yakın bir ilişki olduğu ileri sürülmüştür (149,150).

PFAS’lu hastalarda hamstring kaslarının asemptomatik gruba göre daha kısa olduğu (151), bu kısalmanın PF eklem temas alanını azalttığı (82,76,152) ve PFERK’ni arttırdığı gösterilmiştir (152). M.hamstring kısalığı, dizi ekstansiyona getirmek için M.quadriceps gücüne olan ihtiyacını arttırdığından, PFERK’de artar (129).

M.gastrocnemius kısalığı da m.hamstring kısalığıyla aynı sebeple, PFERK’ni arttırır, dizin fleksiyon pozisyonunda kalmasına sebep olur. Bununla beraber talocrural eklem dorsifleksiyonun azalması subtalar eklem pronasyonunu arttırdığından, tibial internal rotasyonda artışa yol açarak da patellofemoral biomekanikte zararlı etkilere sebep olur (129). Ayrıca dorsifleksiyonun azalması koşma ve yürüme sırasında biyomekanik problemlere sebep olabilir (150).

Quadriceps gerginliği ise, PF stresleri arttırarak semptomların gelişiminde risk faktörü oluşturur (147).



Pappas ve diğ.'nin (106) yaptığı sistematik derleme ve meta analize göre sadece quadriceps ve gastrocnemius kaslarının esnekliğindeki azalma PFAS gelişimi ile ilgili bulunmuştur.

**-Hamstring Dengesizliği:** Patil ve diğ. (107) PFAS'lu hastalarda, maksimal izometrik diz ekstansiyon egzersizi sırasında lateral hamstringlerin, medial hamstringlere göre daha erken kontraksiyona başladığını göstermişlerdir. Ancak bu konuda yapılmış başka bir çalışma yoktur.

**-Cinsiyet:** PFAS'unun bayanlarda daha sık görülmesi anatomik, hormonal ve nöromusküler faktörlerle ilişkilidir.

**Anatomik faktörler:** Q açısının daha fazla olmasının (46, 158), daha yüksek pelvis-femur uzunluğu oranının (52), ligamentöz laksitenin fazla olmasının lateral patellar kaymaya sebep olabileceği düşünülmüştür.

**Hormonal faktörler:** Östrojen, progesteron ve relaksin hormonlarının nöromusküler ve muskuloskeletal sisteme etkileri PFAS insidansını arttırmaktadır (23, 80, 117).

**Nöromusküler mekanizmalar:** Ireland ve diğ. (60) PFAS'lu bayanlarda kalça kaslarının gücünün azaldığını göstermiştir. Souza ve diğ. (138), PFAS'lu bayanlarda kalça internal rotasyonunda artış ve kalça abdüktör, ekstansör ve eksternal rotator kaslarının gücünde azalma olduğunu bildirmişlerdir.

**-VMO-VL Dengesizliği:** Cowan ve diğ.(29,30) PFAS'lu hastalarda VMO'un VL'e göre daha geç kontraksiyona başladığını göstermişlerdir. Cavazzuti ve diğ.(20) ise bu iki kasın kontraksiyona başlama zamanları arasında fark bulmamıştır. Güncel sistematik derlemelerde de merdiven inip çıkma, izokinetik testler gibi fonksiyonel aktiviteler sırasında VMO'da VL'ye göre gecikme görülmesine rağmen, tüm PFAS'lu hastalarda VMO-VL dengesizliğinin varlığından bahsedilemeyeceği söylenmiştir (24).

**-Yaygın bağ-eklem laksitesi:** PFAS'u olan bireylerde yaygın bağ laksitesinin de olduğu görülmüş ve bağ laksitesinin patellar mobilitayı arttırıp, patellar yer değiştirmeyi değiştirerek semptomlara sebep olabileceği düşünülmüştür (147).

**-Önceki cerrahiler:** ACL rekonstrüksiyonu sırasında, kemik-patellar tendon-kemik (B-PT-B) otogreft kullanımı sonrası, ön diz ağrısı görülme sıklığı, %4-40 olarak bildirilmiştir. Cerrahi sonrası görülen ön diz ağrısı şikayeti, günümüzde B-PT-B greftlerinin yerini hamstring tendon otogreftlerine bırakmasının başlıca sebeplerinden birisidir. Buna rağmen hamstring greft kullanımından 2 yıl sonra, ön diz ağrısı gelişme sıklığı % 6-12,5 olarak bildirilmiştir (128).

**-Ayak biyomekaniği:** Patellanın laterale yer değiştirmesinde sıklıkla eşlik eden anormalliklerden birisi de aşırı subtalar eklem pronasyonudur. Aşırı subtalar eklem pronasyonu, medial tibial rotasyonda artışa neden olur. Medial tibial rotasyon patellayı laterale doğru yer değiştirmeye zorlar (154).

-Egzersiz sırasındaki yüklenme, egzersizin yoğunluğu, tipi, fiziksel aktivitenin miktarı, ekipman, hava durumu, spor sahasının zemini gibi faktörler de PFAS için risk faktörü oluşturabilmektedir (157).

### 2.3.2. Patellofemoral Ağrı Sendromunda Klinik Değerlendirme

#### Ağrı:

PFAS için ağrı değerlendirmesi önemli bir yer tutmaktadır. Ağrı çoğunlukla aktivite sırasında ortaya çıkmakta, aktivitenin devamı ile artmaktadır. Hastalar, ağrıyı genellikle patellanın anterior yüzünün etrafında tariflemektedirler. PFAS'de ağrı değerlendirmesi ağrıyı tetikleyen merdiven inme, merdiven çıkma, çömelme, diz üstü oturma gibi aktivitelerin gerçekleştirilmesi sırasında veya sonrasında yapılmalıdır (150, 129) .

#### Alt Ekstremitte Dizilimi:

Hasta ayakta iken anterior, posterior ve lateralden yapılan gözlem ile Q açısı, pelvis eşitliği/ bacak boyu farkı, atrofi (116), femoral internal rotasyon, patella pozisyonunda anormallik, tibial torsiyon, genu varum, genu valgum, genu recurvatum, subtalar ekleme hiperpronasyon olup olmadığına bakılmalıdır ( 32,129).

Valgustaki dizde (genu valgum) tibial tuberositas normal yerine göre daha lateraldedir ve Q açısı da artmıştır. Eksternal tibial torsiyon da varsa, bu artış daha

da fazla olur. Genu varumda tibial tuberositas normal yerine göre daha medialdedir. Bu durum sadece tibiofemoral eklemin medial kompartmanının aşırı yüklenmesine neden olmakla kalmaz; PF eklemin medial kısmına da orta derecede yük bindirir. Genu recurvatum ise sıklıkla patella alta ile birlikte görülür. Özellikle bayanlarda genu valgum ve eksternal tibial torsiyon da varsa tekrarlayan patellar dislokasyon riski artar (130).

#### **Q açısı:**

Q açısı SİAS'dan, patella merkezine çizilen çizgi ile, tibial tüberkülden patella ortasına çizilen çizgi arasında kalan açıdır. Kadınlarda  $14^\circ$ , erkeklerde  $17^\circ$  normal kabul edilir (1).

Hasta sırtüstü pozisyonda, diz ekstansiyonda ve m.quadriceps gevşemiş durumda iken yapılan ölçüm geleneksel yöntemdir (116,135). Sırtüstü pozisyon dışında, ayakta (116,135) veya farklı diz fleksiyon derecelerinde yapılan ölçüm yöntemleri de vardır. Kullanılan çok farklı yöntemler olmasına rağmen, klinik Q açısı ölçümlerinin geçerlilik ve güvenilirliğine dair fikir birliği yoktur. Ölçümlerin geçerlilik ve güvenilirliğini etkileyen önemli bir faktör de ölçümün hassasiyetinden dolayı klinik tecrübenin çok önemli olmasıdır (116).

#### **Patellar Dizilim:**

Lateral retinakulumun gerginliği patellanın trochlear oluğa göre laterale yer değiştirmesine ve tiltine sebep olur. Bu kötü pozisyon, patellanın lateral faseti üzerinde zorlayıcı kompresif yüklere ve medial retinakulumun gerilmesine neden olur. Normalde patellanın medial ve lateral femoral kondillere uzaklığı eşit olmalıdır (108).

#### **Patellar Mobilite:**

Patellanın mobilitesi değerlendirildiğinde sıklıkla medial yöne mobilitenin azaldığı, lateral yöne mobilitenin arttığı görülür. Medial hipomobilite lateral retinakuler yapıların gerginliğinin sonucudur. Lateral yöne mobilitenin artması ise patellanın medial stabilizatörlerinin yetersizliğindedir (108).

### **Fleksibilite:**

PFAS'lu hastalarda m.quadriceps, m.hamstring, m.gastrocnemius kaslarının ve İliotibial bandın (İTB) fleksibilitesi değerlendirilmelidir (116,129).

İTB gerginliği patellanın laterale deviasyonuna, laterale kaymasına ve lateral tiltine; ayrıca medial retinakulumun zayıflığına neden olur. Hamstringlerin ve Gastrocnemiusun kısalığı subtalar eklemin artan pronasyonuna sebep olabilir ve bu durum dizde valgusun artışıyla sonuçlanır. Gastrocnemius kısa ise talocrural eklem dorsifleksiyonu da azalacaktır. Bu durum biyomekanik limitasyonlara ve yürüme ve koşma sırasında diz problemlerine yol açabilir (129).

Hamstring kısalığı durumunda ekstansör mekanizmanın daha fazla güç üretme gereksinimi doğar ve quadricepste yorgunluğa sebep olabilir. Hamstring kısalığı ayrıca, PFERK'lerini ve/vaya sakroiliak eklemin posterior translasyonunu artırır (154).

Tibiofemoral eklem posterior kapsülünün gerginliği de, dizde fleksiyona ve fonksiyonel bacak boyu eşitsizliğine sebep olarak PF basıncı artrtrp, patellar mobilityyi azaltır (154). Bu nedenle PFAS'lu hastalarda bu eklemin de değerlendirilmesi önemlidir.

### **Özel Klinik Testler:**

**Patellar öğütme testi (Clark's testi):** Patellofemoral disfonksiyon varlığının değerlendirmede kullanılır. Patellanın farklı bölgelerini değerlendirmek için test tam ekstansiyonda, 30°, 60° ve 90° fleksiyonda yapılabilir. Hasta gevşek pozisyonda iken, klinisyen elini web aralığını patellanın superior kenarına koyar ve patellayı distale doğru iter. Bu pozisyonda hastadan quadrisepsini kasmaı istenir. Hasta quadrisepsini kastiğında patellofemoral eklemdede ağırı hisseder ve kontraksiyonu yapamaz veya devam ettiremezse test pozitifdir (88,133).

**-Patellar glide test:** Lateral retinaküler gerginliği değerlendirmede kullanılır. Test, diz 30° fleksiyonda ve quadriceps gevşekken uygulanır. Patella longitudinal olarak 4 eşit parçaya ayrılır. Patella mediale doğru itildiğinde yerdeğıştirmenin bir çeyrek veya daha az olması zorlayıcı lateral gerginliği gösterir (129).

**-Patellar mobilite:** Hasta sırtüstü yatarken ve diz 30° fleksiyundayken yapılır. Patella medial ve lateral yönere hareket ettirilirken, yerdeğiştirme mesafesi değerlendirilir. Normalde medial ve lateral, her iki yöne de hareketin mesafesi, patella genişliğinin yarısı kadar olmalıdır (108).

**-Patellar tilt testi:** Lateral retinaküler yapıların gerginliğini değerlendirmek için kullanılır. Hasta sırtüstü gevşek pozisyonda ve diz tam ekstansiyonda yatarken, klinisyen 2 parmakla veya 4 parmakla patellanın medial ve lateral vertikal yükseklikleri arasında fark olup olmadığını değerlendirir. Lateral taraf yüksekliği medial taraf yüksekliğinden azsa, lateral tilt pozitif olarak kabul edilir (108,113,116).

**-Lateral pull test:** Hasta dizi ekstansiyonda sırtüstü yatar. Klinisyen patellanın hareketini izlerken, hasta quadricepsini kasar. Normalde bu esnada patella superior veya eşit oranda superior ve laterale yerdeğiştirmelidir. Eğer laterale yerdeğiştirme fazla ise test pozitifdir ve quadricepsin laterale aşırı çektiğinin işaretidir (116).

**-Fairbanks apprehension test (Patellar apprehension test):** Patellanın dislokasyon testidir. Hasta sırtüstü ve quadriceps gevşek pozisyonda ve diz 30° fleksiyonda yatarken, klinisyen bir eli yardımıyla hastanın patellasını lateral kayma hareketini sağlamak için dikkatlice ve yavaşça patellayı laterale doğru itmeye başlar. Pozitif testte, hasta patellasını çıkacakmış gibi hissederek quadricepsini kasar ve patellayı yerine döndürmeye çalışır (88).

**-Aksial Kompresyon testi (patellar grind test):** Bu test ile patelladan verilen kompresyon ağrıya yol açar. Testin farklı açılarda yapılması, patellar eklem kıkırdağındaki lezyonun lokalizasyonunu tanımlamaya da yardım eder. Diz fleksiyonu ile PF temas alanı patellada proksimale, femurda distale doğru yer değiştirir. Bu sebeple proksimal lezyonlarda ağrı ve krepitasyon yaklaşık 90° diz fleksiyonunda ortaya çıkarken, distal lezyonlarda hassasiyet fleksiyonunun daha küçük derecelerinde ortaya çıkar (129).

### **Quadriceps Atrofisi:**

PFAS'da Quadriceps atrofisinin değerlendirilmesi çok önemlidir. Quadriceps güçsüz ise, şok absorpsiyonu görevini yeteri kadar yapamadığından PF ekleme binen yükler artar. Merdiven inme gibi quadriceps ihtiyacının arttığı aktiviteler zorlaşır. PFAS'lu hastalarda özellikle VMO'da, genellikle gözle görülen ve palpe edilebilen atrofi mevcuttur (129).

### **Kas gücü ölçümü:**

PFAS'lu hastalarda genellikle quadriceps kası zayıftır (106). Manuel veya dinamometre kullanılarak izometrik olarak veya izokinetik dinamometreyle değerlendirilebilir (150).

PFA kalça kaslarının özellikle abdükörler ve eksternal rotatörlerin gücünde azalma ile ilişkili olduğundan (93), kalça çevresi kaslarının gücü de mutlaka değerlendirilmelidir.

**Ligamentöz Laksite:** Yaygın ligamentöz laksite akut patellar dislokasyon ve kondral lezyonlarla ilişkilidir. Aşağıdaki bulgulardan en az 3'ünün hastada mevcut olması ligamentöz laksite belirtisidir. Dirsekte  $>10^\circ$  hiperekstansiyon, 5. parmağın  $>90^\circ$  hiperekstansiyonu, başparmağın pasif olarak önkola değmesi, dizde  $>10^\circ$  hiperekstansiyon (129).

### **Diz performans testleri:**

Hastanın semptomlarını ortaya çıkaran dizle ilgili fonksiyonel performans testleri tedavinin etkinliğini değerlendirme amaçlı, tedavi öncesi ve sonrası uygulanabilir. Performans testleri için seçilen aktiviteler, merdiven çıkma ve inme, farklı yükseklikteki basamaklara çıkma ve inme, çift bacak ve tek bacakla yapılan çömelme, tek bacakla sandalyeden kalkma ve oturma gibi PF ekleme stresi arttıran aktiviteler olmalıdır. Bu testler sırasında ağrının yanısıra quadriceps kas fonksiyonu da değerlendirilebilir (129).

### **Fonksiyonel diz skorları:**

Efüzyon, kas atrofisi, kas kısalığı gibi semptomlar klinisyenin objektif değerlendirme ölçümleri ile tanımlanırken, diz skorları hastanın diz fonksiyonlarını kendisinin subjektif olarak değerlendirmesine olanak verir.

PFAS'lu hastalarda kullanılan fonksiyonel diz skorlarından bazıları Kujala Patellofemoral Ağrı Skorlaması (75), Werner Fonksiyonel Diz Skoru (150), Fonksiyonel İndeks Anketidir (FIQ) (25).

### **2.3.3 Patellofemoral Ağrıda Konservatif Tedavi**

Günümüzde ortopedik cerrahların çoğu dizilim bozukluğu problemi olmayan PFAS'lu hastaların tedavisinin konservatif olması gerektiği konusunda hemfikirdir.

Patellofemoral ağrının etyopatogenezi çok faktörlü olduğundan, tedavi programı hastanın hikayesi, klinik muayenesi ve fonksiyonel değerlendirmesine göre kişiye özel olarak programlanmalıdır (150). Problemin kronikliği, ağrının şiddeti, inflamasyon olup olmaması, hiper/hipomobilitate varlığı, aktivite seviyesi, alt ekstremitte dizilimi tedavi programının içeriğini ve uygulama süresini değiştirir (154).

Tedavi programı hastanın durumuna göre yavaş ilerleyen ve aylar süren bir program olabilir. Çok farklı yöntemlerin kombinasyonundan oluşan tedavi programı başlangıçta ağrının ve varsa ödemin kontrol altına alınmasına yönelik yaklaşımlarla başlar; beraberinde yavaş yavaş yoğunluğu artan kas aktivitesini ve kas gücünü düzeltmeye, denge ve koordinasyonu geliştirmeye ve neticede dizin normal fonksiyonlarını kazandırmaya yönelik yaklaşımlarla sona erer (150).

Hasta eğitimi, tedavinin başarısında çok önemli bir anahtar faktördür. Semptomların meydana geliş nedenleri ve azalması için neler yapılması gerektiği fizyoterapist tarafından hastaya kapsamlı olarak anlatılmalıdır.

**Elektroterapi ve termal ajanlar:** Konservatif tedavide kullanılan elektroterapi modaliteleri ve termal ajanlar olarak “kriyoterapi” (ağrı ve ödemi azaltmak için), “sıcak uygulamalar” (vazodilatasyon etkisiyle ağrıyı azaltmak ve iyileşmeyi stimüle etmek için) “ultrason”, “sıcak paketler”, “whirpool” veya “havuz” gibi farklı formlar ile; “fonoforez” ve “iyontoforez” (ağrı ve ödemi azaltmak için), “TENS” (ağrı için) sayılabilir. Bu modalitelerin kullanımı Amerikan Fizyoterapistler

Derneğinin Fizyoterapist Uygulamaları için Rehberinde de önerilmektedir; ancak bu modalitelerin hiçbirinin PFAS tedavisinde etkili olduğuna dair kanıt yoktur. Önerilen diğer modaliteler arasında Vastus Medialis'in güçlendirilmesi için kullanılan "nöromuskuler elektrik stimülasyonu (NMES)" ve "EMG biofeedback" de vardır (78).

NMES akut ağrı, ödem ve istemli kas kasılması yapılamayacak kadar güçsüzlük olduğunda kasın reedükasyonu için kullanılır. NMES kullanılan çalışmalarda aynı zamanda egzersizi uygulamaları da olduğundan, ağrı ve fonksiyon düzeyinde anlamlı gelişmeler sağlanmasına rağmen bu faydayı egzersizin faydasından ayırmak mümkün olmamaktadır (78).

### **Biofeedback:**

EMG biofeedback kas aktivasyon paterni hakkında anında bilgi verdiği için özellikle VMO'nun güçlendirilmesinde çok faydalı olduğu düşünülmüştür. NG ve diğ., Biofeedback'le birlikte uygulanan egzersiz programının VMO/VL aktivite oranını arttırmada egzersize göre daha etkili olduğunu göstermişlerdir (98), ancak bunun PFAS semptomlarını azaltan bir etkisinin olmadığı gösterilmiştir (78).

### **Dizlik ve Bantlama:**

Günümüzde kullanılan çok farklı özellikteki bantlar ve bantlama teknikleri olmakla birlikte PFA'da en yaygın kullanılanlar McConnell bantlamadır. 2000'li yılların başında kullanılmaya başlayan "kinesiotape" de son yıllarda kullanımı gittikçe artan bir diğer bantlama yöntemidir.

McConnell bantlama tekniğinde cilt üzerine uygulanan koruyucu hipoalerjik bandın üzerine düzeltmeyi sağlayan sert spor bant uygulanır. Patellanın pozisyonunun değerlendirilmesine dayanarak "medial glide", "medial tilt", "internal rotasyon" veya "anterior tilt" yönünde düzeltme sağlayacak şekilde uygulanır (91).

Kinesiotape elastik yapıdadır ve bu sayede uygulandığında cildi büzüştürerek, cilt ve altındaki kas dokusu arasındaki boşluğu artırarak, santral sinir sistemine, mekanoreseptörler yoluyla geniş afferent uyaran sağlar (73).

Patellar stabilizasyon dizlikleri ve bantlamanın PFAS'lu hastlardaki kullanım amacı patellar kayma problemini düzeltmek olmasına rağmen patellar kaymayı



düzeltilmelerine dair kanıt yoktur. Sadece Larsen ve diğ. (79) McConnell medial glide bantlama tekniğinin patellayı mediale hareket ettirmede etkili olduğunu göstermişlerdir; ancak 15 dk'lık fonksiyonel egzersiz sonrası bu etkinin ortadan kalktığı sonucuna varmışlardır.

McConnell bantlamanın ağrıyı azaltmada oldukça etkili olduğu çok sayıda çalışma ile gösterilmiştir (30,102,120). Bantlamanın yarattığı bu etkinin, kutanöz mekanoreseptörler ve Messner korpüskülleri gibi afferent reseptörlerdeki uyarı ile geniş afferent liflerdeki uyarılmanın, nosiseptif uyarıyı inhibe etmesi yoluyla olduğu ileri sürülmektedir. Cilt üstüne uygulanan bantın, kutanöz mekanoreseptörleri uyarabileceği için santral sinir sistemine gelen afferent uyarıyı artırarak propriosepsiyonu arttırdığı da düşünülmektedir (9,148).

Sistemik derleme ve meta-analizler, patellar bantlamanın faydalarını kanıtlamasına rağmen, patellar dizliklerin faydalarını kanıtlamada yetersizdir. Dizlik ve bantlamanın karşılaştırmaları, etkileri ile ilgili de kanıt yoktur (146).

Dizlikler bantlar kadar spesifik değildir, patellar tilti ve rotasyonu düzeltecek etkileri yoktur. Ancak bant kullanmayan veya patellar subluksasyonu veya dislokasyonu olan hastalar için etkili olurlar (32).

Dizlik ve bantlama gibi eksternal patellar destekleri kullanmadan önce, patellanın pozisyonunun ve her yöne olan mobilitesinin değerlendirilmesi gerekir. Değerlendirme sonucunda patellanın pozisyonunu düzeltmeye yardım edecek ve hipermobilitesini kısıtlayacak uygun dizlik veya bantlama seçilerek günlük yaşam aktiviteleri ve özellikle egzersiz sırasında kullanılır. Hastanın semptomları azalıp kas kontrolü geliştikçe, kademeli olarak kullanımı bırakılmalıdır .

**Manuel terapi:** PFAS tedavisinde İTB kadar kalça fleksörleri, quadriceps, hamstring ve crural kaslar arasındaki uyumun, germe egzersizleri, tetik nokta tedavisi, mobilizasyon ve masajla geliştirilmesi önemlidir (32). İTB için transvers friksiyon uygulanabilir. Miyofasiyal gevşetme, uygulanabilecek bir diğer tekniktir. Lateral retinaküler dokulara friksiyon masajı da kullanılabilir.

**Ayak ortezleri:** Ayak ortezleri, subtalar eklemin aşırı pronasyonunun azaltılması ve patellar kaymanın düzeltilmesine yardımcı olması amacıyla PFAS'lu

hastalarda kullanılır. Ayrıca Q açısını azaltabileceği düşünülerek alt ekstremitede dizilim problemi olan PFAS'lu hastalarda da kullanılabilir (150).

**Egzersiz:**

**-Germe egzersizleri:**

PFAS'lu hastaların çoğunda İTB ve diğer lateral yapılarda, quadriceps kasında, bazen hamstring ve gastrocnemius kaslarında gerginlik görünür. Germe egzersizlerinin çoğu hastaların kendi kendilerine uygulayabilecekleri egzersizlerdir (150).

Şikayetleri uzun süre devam eden hastalarda, çevre yumuşak dokuların da bu değişikliklere (patella pozisyonu, hareket vb) adapte olmuş olduğu gözönünde bulundurularak, germe egzersizleri uzun süreli germeler şeklinde ve az yüklenmeli olarak uygulanmalıdır (154).

**-Güçlendirme Egzersizleri:**

**VMO güçlendirme:** Patellofemoral ağrının konservatif tedavisi, genel olarak patellanın dinamik stabilitesinin artırılması için VMO'un güçlendirilmesine odaklanmıştır. Buna rağmen, spesifik egzersizlerle VMO'un ateşlenmesinin artırılabilmesine yönelik yeterli kanıt hala yoktur (92).

Smith ve diğ.'nin yaptığı kapsamlı sistematik derleme, alt ekstremitenin farklı pozisyonlarında yapılan egzersizler ile veya ko-kontraksiyon egzersizleri ile VMO'nun kas aktivasyon zamanındaki değişikliklerin VL'de de aynı değişikliklere yol açtığı ve dolayısıyla VMO-VL oranında değişiklik yaratmadığını göstermiştir (135). Sonuç olarak yazarlar VMO/VL oranına odaklanmak yerine PF ağrının giderilmesi üzerinde durulması ve bunun için quadricepsin kuvvetlendirilmesi gerektiğini ileri sürmüşlerdir (92,135).

**Quadriceps Güçlendirme:** Quadriceps güçlendirme egzersizleri izometrik, açık ve kapalı zincir ve izokinetik olarak uygulanabilir.

**-İzometrik egzersizler:** Elektriksel kas aktivitesi miktarına dayanarak, diz 90° fleksiyonda ve ayak bileği nötral pozisyondayken yapılan izometrik quadriceps eğitiminin, en etkili egzersiz olduğu iddia edilmiştir. Bununla beraber, izometrik egzersizler sadece çalışıldıkları eklem açısındaki kas gücünü arttırdıklarından ve

fonksiyonel performansın artışına fayda sağlamadıklarından PFA tedavisinde çok tercih edilmemektedirler. İzometrik egzersizler, sadece ciddi ağrı inhibisyonu sebebiyle dinamik egzersizleri yapamayan hastalarda tercih edilebilir (150).

**-Açık Kinetik Zincir (AKZ) ve Kapalı Kinetik Zincir (KKZ) Egzersizleri:** AKZ egzersizlerinde ayak serbesttir. Bu egzersizler hareketin sadece diz eklemine meydana geldiği, yük vermeden yapılan egzersizlerdir. PFERK'leri, AKZ diz ekstansiyon egzersizinde diz 90° fleksiyondan tam ekstansiyona giderken, özellikle 30-0° arasında artar.

KKZ egzersizlerinde ayak tabanı zeminde veya bir makine üzerinde sabit pozisyonudadır. Bu egzersizler yük altında yapılan egzersizlerdir. Bu kişinin kendi vücut ağırlığı ve/veya dışarıdan uygulanan bir ağırlık olabilir. KKZ egzersizleri sırasında fleksiyon açısı arttıkça, özellikle 30° fleksiyondan tam fleksiyona giderken PFERK artar. KKZ egzersizler sırasındaki quadriceps kontraksiyonları izometrik, konsentrik, eksentrik veya izotonik olabilir (70).

PFERK'lerini azaltmak için çömelme, basamak egzersizleri gibi KKZ egzersizleri 30°-0° aralığında; oturarak yapılan diz ekstansiyon egzersizi gibi AKZ egzersizler ise 90-40° fleksiyon aralığında uygulanmalıdır (150).

**-İzokinetik egzersizler:** "İzokinetik" terimi hareketin açısal hızının özel bir makine kullanılarak ayarlanabildiği dinamik kas kontraksiyonları için kullanılır. Bu çalışma ile kas performansının farklı açısal hızlarda ve uygun yüklenme ile çalışılması sağlanır. Ayrıca izokinetik sistemler hem eksentrik hem konsentrik çalışma için kullanılabilirler.

İzokinetik çalışmalarda yüksek hızlarda çalışıldığında eklem yüzeylerindeki kompresif kuvvetler daha azdır. Dolayısıyla PFAS'lu hastalarda konsantrik çalışmalarda yüksek açısal hızlar ( $\geq 120^\circ/\text{sn}$ ) tercih edilmelidir. İzokinetik sistemde egzantrik çalışma yavaşlama tipindeki hareketlere olan alışkanlığın daha az olması ve quadricepsin farklı parçalarının yavaşlatılmış diz ekstansiyonu sırasında koordinasyonun zor olması nedeniyle daha zordur (150).

PFAS'lu hastalarda egzersiz planlarken akılda tutulması gereken bir durum daha vardır. Eğer kondral lezyon ve/veya osteoartritik değişiklikler varsa, egzersiz sırasında temas alanının neresi olduğuna çok dikkat edilmelidir. Örneğin hastanın

patellasında ağırlı proksimal lezyonu varsa, 60-90° arasındaki egzersizlerden kaçınılmalıdır (92).

**Kalça kuşağının güçlendirilmesi:** PFAS'lu hastalarda kalça ekstansör, abduktör ve eksternal rotatorların kuvvetinde azalma olduğu bildirilmiştir (118). Femur rotasyonunun kontrolünün normal PFE kinematiklerinin düzeltilmesinde çok önemli olabileceği bildirilmiştir. Proksimal egzersiz uygulamalarının PFAS tedavisinde kısa ve uzun dönemde ağrı azalması sağladığı ve fonksiyonları arttırdığı da güncel bir derlemede gösterilmiştir (110).

**Proprioseptif egzersizler:** Propriosepsiyonun geliştirilmesi, tüm diz patolojileri için rehabilitasyonda anahtar bir komponent olarak kabul edilmiştir. Denge ve koordinasyon egzersizleri dize yük verilen pozisyonlarda ve direkt olarak dize etki etmesi için dizler hafif fleksiyon pozisyonunda çalışılmalıdır (150).

### 2.3. Elektromiyografi (EMG)

EMG miyoelektrik sinyallerin büyütülmesi, kaydedilmesi ve analizi ile ilgilenen deneysel bir tekniktir. Miyoelektrik sinyaller, kas lifi membranlarının durumundaki fizyolojik değişikliklerle oluşurlar (8,72). Başlıca 2 tip EMG vardır: 1- Nörolojik EMG, 2-Kinezyolojik EMG.

**Nörolojik EMG** eksternal elektriksel uyarılarla kasta oluşan cevapları, statik kontraksiyonlar sırasında analiz ettiğinden, nöromusküler hastalık ve travmaların değerlendirilmesinde kullanılır. **Kinezyolojik EMG** ise, kasların nöromusküler aktivasyonunun, postüral beceriler, fonksiyonel hareketler, işle ilgili beceriler, tedavi veya antrenman sırasında değerlendirilmesine olanak tanır (72,115). İçerikleri aynı olmasına rağmen, kullanılan araçlar ve analiz teknikleri bakımından kinezyolojik EMG, nörolojik EMG'den oldukça farklıdır.

#### 2.4.1. EMG Sinyallerinin Fizyolojisi

Kas dokusu iyonik bir ortama sahiptir. Tüm canlı dokular gibi bir membran tarafından çevrelenir. Bu membrana **sarkolemma** denir ve kalınlığı yaklaşık 75Å'dür (Angström). Membran üzerinde düzenli aralıklarla bulunan **transvers tübül sistem**, aksiyon potansiyellerinin (AP) derindeki miyofibrillere taşınmasını

sağlar. Transvers tübüler sistem longitudinal bağlantılarla diğer T-tübüllere ve sarkoplazmik retikulum ağına bağlanır (64).

**Motor ünite** medulla spinalisin gri cevherinin ön boynuzunda bulunan bir nöron, bir akson, onun nöromuskuler bağlantıları ve bu aksonun inerve ettiği tüm kas liflerinden oluşur (115) ve bu konsept ilk olarak Sherrington tarafından tanımlanmıştır (64). M. gluteus maximus gibi büyük bir kasta, tek bir motor nöron, yaklaşık olarak 200 kadar kas lifini inerve edebilir. Eldeki küçük kaslar veya göz küresinin ekstrensek kasları gibi, ince hareket kontrolünün gerekli olduğu kaslarda ise, tek bir sinir lifi, çok az sayıda kas lifini inerve eder.

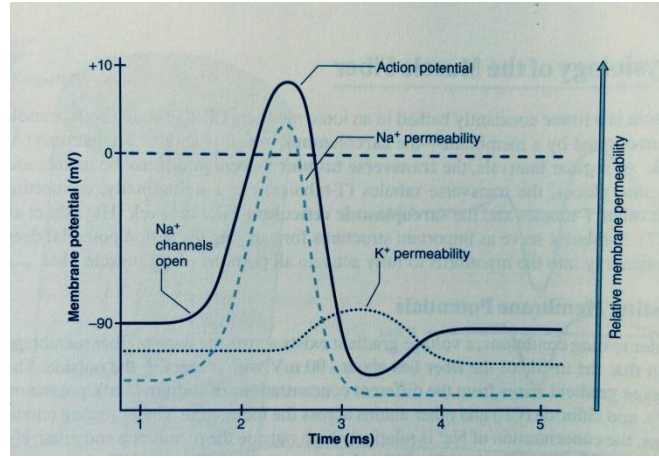
Sinir lifleri iskelet kasına girdiklerinde, motor ünitenin büyüklüğüne bağlı olarak çok sayıda dallanma yaparlar. Herbir dal, daha sonra bir kas lifinde sonlanır. Bu sonlanma yerine **sinir kas kavşağı** veya **motor son plak** adı verilir. Sinir kas kavşağı sinir ve kas sistemi arasında iletişimin sağlandığı yerdir. Sinir iletilerinin sinir uçlarına ulaştığı yerler sarkolemaya yakın olarak yerleşen “**akson terminalleri**” olarak adlandırılırlar (3).

Sarkolemma yarı geçirgen membran özelliğine sahiptir. Bazı iyonların geçişine izin verirken, bazılarınıninkine izin vermez. İstirahat fazında, membranın geçirgenliği,  $K^+$  iyonları için,  $Na^+$  iyonlarına göre çok daha fazladır. Bu nedenle  $K^+$ 'un difüzyonla dışarıya akışı,  $Na^+$ 'un içeriye doğru akışına göre çok daha fazladır. Bu durum kas lifi membranın içi ve dışı arasındaki -90 mV'luk voltaj farkına neden olur ve bu değer **istirahat membran potansiyeli** olarak isimlendirilir. Yavaş kasılan liflerde istirahat membran potansiyeli, hızlı kasılan liflere göre, yaklaşık 9-15 mV daha pozitifdir. Bunun sebebi, yavaş kasılan liflerde,  $Na^+$  geçirgenliğinin ve hücre içi  $Na^+$  aktivitesinin, hızlı kasılan liflere oranla, daha fazla olmasıdır. İstirahat membran potansiyeli egzersiz eğitimi ile değişebilir (3, 64).

#### 2.4.2. Aksiyon Potansiyeleri (AP) veya Kas Lifi Aksiyon Potansiyelleri (MFAP)

Sinir iletileri akson terminallerine vardığında, sinir uçları tarafından bir nörotransmitter olan **asetilkolin (ACh)** salgılanır. Salgılanan bu ACh'ler sarkolema üzerinde bulunan reseptörlere tutunur. Eğer yeterli sayıda ACh reseptöre tutunursa kas hücresi zarlarında bulunan iyon kapıları açılır.  $Na^+$  iyonlarına geçirgenliğin

artması ile,  $\text{Na}^+$  iyonları hücre içine girer. Hücrenin polaritesini tersine çevirir ve kısa süre içinde hücre yaklaşık 10 mV potansiyele sahip olur. Kas fibrilleri 10 mV veya daha fazla uyarıldığında, membranın artan depolarizasyonu sonucu **MFAP** veya **AP** oluşur. AP sinir kas kavşağında üretilir ve buradan kas fibrillerinin her iki yönüne doğru yayılır. Membranın polaritesi arttığında,  $\text{K}^+$  geçirgenliğinde artış olur.  $\text{K}^+$ 'un hızla hücre dışına çıkışıyla membran potansiyeli tekrar istirahat durumuna döner (şekil 2.6).



Şekil 2.6. Kas lifi aksiyon potansiyeli (MFAP)

Kas uyarısını takiben, kasa yeni bir uyarı verilse bile, tekrar aksiyon potansiyeli oluşturulamaz; bu döneme **reflaktör periyod** denir. Kısa bir süre için membran tamamıyla duyarsız olur; tüm  $\text{Na}^+$  kanalları kapanır ve çok büyük bir stimulus olsa dahi membran tekrar aksiyon potansiyeli üretemez. Bu dönemi  $\text{Na}^+$  kanallarının bir kısmının açılmasıyla **rölatif reflaktör periyod** izler. Bu dönemde ancak çok kuvvetli bir stimulus aksiyon potansiyeli oluşturabilir (64).

Kas lifinin tamamının elektromekanik aktivasyonunu sağlamak için sinir kas kavşağında üretilen AP, pasif bir süreçle, kas fibrilinin her iki yönüne doğru, bitişik bölüme yayılmak suretiyle, tüm kas lifinin elektriksel olarak aktive edilmesini sağlar. AP'inin yayılmasıyla kas lifinin bitişik bölümünün membran potansiyeli de negatiften pozitif, her komşu kas lifi bölümü aktive edildiğinde tekrar negatife döner. Kas lifinin derindeki bölümlerinin elektriksel aktivasyonu ise transvers tübüler sistemle sağlanır. Bazı kasların motor nöronlarının aksonları diğerlerinden daha uzundur; bu liflerde aktivasyonun başlaması daha uzun zaman alır (65).

### 2.4.3. Kas Lifi İleti Hızı (MFCV)

Kas lifleri boyunca ilerleyen AP'inin iletim hızı EMG'yi etkiler. 100m/sn kadar yüksek olabilen sinir ileti hızına oranla, 2-6m/sn olan kas ileti hızı nispeten yavaştır (64). AP'inin üretimi iyonik bir süreç olduğundan, kas lifleri boyunca iletilme hızı da, iyonların değişim oranına bağlıdır. Bu değişim oranını Na<sup>+</sup>'u kas liflerine pompalayan aktif mekanizma ve kısmen de pasif membran geçirgenlik özellikleri tanımlar (64,65). MFCV kas liflerinin birçok özelliğine bağlıdır:

**Lif tipi:** Hızlı kasılan liflerde AP'leri de daha yavaş kasılan liflere göre hızlı oluşur. Bu nedenle sinir ileti hızları da yavaş kasılan liflere göre daha yüksektir.

**Kas Liflerinin Çapı:** Çapı daha geniş olan kas lifleri, daha fazla Na<sup>+</sup> aktivitesine sahip olduklarından, çapı küçük olanlara göre, daha büyük AP'leri üretir (64, 65). Atrofi olan kas liflerinde ileti hızı da azalır (65).

**Kas uzunluğu:** Kas lifinin uzunluğu arttığında ileti hızı azalır. (64,65).

**Isı:** MFCV Kasın ısısının artmasıyla artar, azalmasıyla azalır. Bu sebepten değerlendirmenin yapıldığı yerin ısısının sabit tutulması önemlidir.

**Kas yorgunluğu:** Hafif egzersiz sırasında MFCV artarken, yorgunlukla azalır (64).

### 2.4.4. Motor ünite Aksiyon Potansiyeli (MUAP)

Bir motor nöron çok sayıda kas lifini uyardığından, bir kas lifinin uyarılması eş zamanlı olarak o motor nöronun uyardığı diğer kas liflerinin de uyarılmasıyla sonuçlanır. Tüm kas liflerinin toplanmış aktivitesi motor ünite aksiyon potansiyeli (MUAP) üretimi ile sonuçlanır (64,65).

### 2.4.5. EMG için Kullanılan Araçlar ve Sinyal Karakteristikleri

#### Elektrot tipleri

Elektrotlar kas tarafından üretilen elektriksel potansiyelleri, elektriksel sinyallere dönüştürür ve kablolar vasıtasıyla amplifikatöre iletir; bu süreç sinyal dönüşümü olarak isimlendirilir. EMG sinyallerinin kaydedilmesinde kullanılan başlıca iki tip elektrod vardır: **yüzeysel ve iğne elektrotlar**. Yüzeysel elektrotlar kas üzerindeki cilt üzerine yerleştirilirken, iğne elektrotlar kas içine yerleştirilir. Her iki elektrot tipi de iletken metallere yapılır (63). Yüzeysel elektrotlar 'sinir ileti hızı'

testinde ve bazı kinezyolojik araştırmalarda kullanılır. Genellikle büyük, yüzeyel kasları veya kas gruplarını izlemede kullanılırlar. Etkili kayıt alanları cilt yüzeyinden 10-20 mm arasındaki derinliğe kadar olduğundan, derin kaslar için kullanımı uygun değildir. Gelen sinyalin elektrotun altındaki kastan mı, yoksa komşu kastan mı geldiğini ayırtetmek güç olduğundan, küçük kaslar için kullanımı da güçtür (65). İğne ince tel (Finewire indwelling) elektrotlar, soleus gibi derin kaslar ile parmak fleksörleri gibi küçük ve dar kaslarla ilgili kinezyolojik çalışmalarda kullanılırlar. Kasın oldukça küçük bir alanındaki motor ünite aktivesini örneklediklerinden, büyük kaslar için uygun değildirler. İğne elektrotlar motor ünite aksiyon potansiyellerini ölçebildiklerinden, klinik EMG için kullanılırlar. Kas içindeki iğnenin kas kontraksiyonu sırasında rahatsızlığa sebep olmasından dolayı kinezyolojik çalışmalar için uygun değildirler.

Kayıt için kullanılan elektrotlara (gerek yüzeyel gerekse iğne) ek olarak, dış kaynaklı elektriksel gürültülerin, karışma etkisini önlemek için, **referans elektrot** kullanılmalıdır. Toprak (ground) elektrot da yüzeyel bir elektrottur. Kasın üzerinde olmayacak biçimde kaydeden elektrotların yakınındaki bir bölgeye ve cilt üzerine uygulanır (115).

### **Deri yüzeyinin hazırlanması ve elektrot yerleşimi:**

Deri yüzeyinin hazırlanması ve elektrot yerleşimi yüzeyel EMG (yEMG) sinyalini etkileyen en önemli unsurlardandır. Elektrotların iyi bir şekilde sabitlenmesi ve düşük deri direncinin oluşmasını sağlamak için deri yüzeyinin hazırlanması çok önemlidir. En iyi yEMG amplifikatörleri arasındaki deri empedansı, 5-50 k $\Omega$ 'dur. Elektrot yerleşiminden önce yapılması gereken deri yüzeyinin hazırlanma aşamaları sırasıyla şöyledir:

**Deri yüzeyindeki kılların temizlenmesi:** Bir jilet yardımıyla deri yüzeyindeki kıllar temizlenirken bu esnada ölü derinin de yüzeyden ayrılması sağlanır. Bu işlem sırasında deri kuru olmalıdır. Deri yüzeyindeki kılların temizlenmesi, elektrotların daha iyi yapışmasını sağladığı gibi, nemli ve terli ortamın oluşmasını engellemekte ve böylece kastan gelen elektriksel aktivitenin uygun kaydedilmesini sağlamaktadır.

**Ölü derinin temizlenmesi:** Bu işlem için zımpara kağıdı, yumuşak tekstil ürünleri veya bu işlem için özel hazırlanmış jeller kullanılabilir. Deri yüzeyine fazla



zarar vermeden yumuşak dairesel hareketlerle yapılan uygulamayı takiben alkolle deri yüzeyi silinerek kir, ter ve ölü deri ortadan kaldırılmaktadır. Bu işlem için özel hazırlanan jeller kullanılacaksa, alkolle ikinci kez temizlemeye gerek kalmamaktadır. Kullanılan metod hangisi olursa olsun, deri yüzeyi açık kırmızı renk aldığı anda uygun deri empedans ortamının yaratılmış olduğu anlaşılır (22,63,72).

**Elektrot yerleşimi:** Kastan gelen iletinin en uygun şekilde bilgisayar ortamına aktarılmasında elektrot yerleşimi büyük öneme sahiptir. Farklı deneklerde elektrot yerleşimi mümkün olduğunca aynı nokta üzerinde yapılmaya çalışılmalıdır. Elektrotlar yerleştirilirken dikkat edilmesi gereken noktalar şunlardır:

(a) Elektrotlar, bir motor nokta ve onun tendon bağlantıları arasına veya iki motor nokta arasına yerleştirilmelidir.

(b) Elektrotlar kas fibrillerinin yönüne paralel olacak şekilde yerleştirilmelidir.

(c) Toprak elektrot mümkün olduğunca en uzak noktadaki kemik çıkıntı üzerine yerleştirilmelidir (22,72).

#### **Elektrot düzenlemesi:**

EMG aktivitesi kaydedilirken elektrotlar monopolar veya bipolar olarak düzenlenebilir. **Monopolar** düzenlemede, bir elektrot direk kasın üzerine yerleştirilirken, ikinci elektrot kemik çıkıntısı gibi, elektriksel olarak nötral olan bir bölgeye konulur. Monopolar düzenleme statik kontraksiyonlar için ve iğne elektrot gerektiren klinik uygulamalar için kullanılır. **Bipolar** düzenlemede ise, iki elektrot kasa veya kas üzerindeki cilt üzerine, üçüncü, nötral veya toprak elektrot ise, elektriksel olarak nötral bir bölgeye konur (63,72).

#### **Yüzeyel elektrotların Yerleştirilmesi:**

yEMG için elektrotlar arası mesafe, kasın büyüklüğüne göre 5-20 mm arasında değişmektedir (54,63,72).

#### **2.4.6. EMG sinyalini etkileyen faktörler**

EMG sinyalinin başlıca özellikleri amplitüd ve frekansdır. Amplitüd kas aktivitesi boyutunun göstergesidir. Amplitüdün belirleyicileri ise aktif motor ünite

sayısındaki, yani ateşleme hızı frekansındaki artıştır. Aynı faktörler sinyal frekansını da etkiler. Motor üniteler daha çok sayıda aktive edildikçe, yEMG sinyalindeki tepe ve dönüşlerin sayısı da artar.

EMG sinyali kaydedilirken sinyalin doğruluğunu etkileyen en önemli faktörlerden biri, EMG sinyalindeki enerjinin gürültü enerjisine oranıdır (sinyal/gürültü oranı, SNR).

Gürültü, yüzeysel EMG sinyallerindeki istenmeyen elektriksel sinyal olarak tanımlanır. EMG sinyalindeki gürültünün frekansı sıfırdan birkaç bin Hertz (Hz)'e kadar değişebilir. Olası gürültü kaynakları :

- Sinyalin kaydında kullanılan elektronik devre elemanları: Bütün elektronik cihazlar, 0 Hz'den birkaç bin Hz'e kadar değişen frekans bileşenlerine sahip olan, elektriksel gürültü üretirler. Bu gürültüyü tümüyle yok etmek mümkün olmasada kaliteli devre elemanları ve iyi bir devre tasarımı ile azaltmak mümkündür.

-Çevresel gürültü: Her türlü elektromanyetik cihaz gürültü üretir. Radyo ve televizyon yayını, elektrik-güç kabloları, ışık ampulleri, floresan lambalar vb. elektromanyetik radyasyon kaynaklarının tümü EMG sinyallerinde gürültüye sebep olabilir. Çevresel gürültünün frekansı 50Hz (ya da 60Hz) civarında, genliği ise yEMG sinyalinin genliğinin 1-3 katı kadardır.

- Hareket artifaktı: EMG sinyalinin kaydı sırasında elektrotun deri üzerinde kayması veya elektrotu yükselticiye bağlayan kablodaki hareket sonucu oluşan istenmeyen sinyaldir. Artifaktan kaynaklanan elektriksel sinyallerin frekans aralığı 0 ile 20Hz arasında değişir.

-Sinyalin doğal kararsızlığı: EMG sinyal genliği quasi-random yapıdadır. 0 ile 20Hz arasındaki frekans bileşenleri kararsız olup, gürültü olarak görüldüğünden sinyalden çıkarılmalıdır

-Yanses: Ölçüm yapılan kasa komşu olan diğer kas gruplarından gelen aksiyon potansiyelleri (22,53,54,63,72)

#### **2.4.7. Elektromiyografik Sinyallerin Kaydedilmesi**

**Filtreleme:** EMG sinyallerinin frekans aralığı 10Hz ve 1kHz arasındadır. İğne elektrotla kayıt yapılırken bu frekans aralığında filtreleme yapılır. Yüzeysel elektrot kullanıldığında ise frekans üst sınırı olarak 400-500 Hz seçilir. Frekans alt

sınırı olarak ise derinin ve kablonun hareketinden kaynaklanan gürültüyü yok edebilmek amacıyla 10-20Hz seçilebilir (63,72).

#### **Sinyallerin Bilgisayar Ortamına Aktarılması:**

**A/D dönüştürme:** Kastan gelen yEMG sinyalinin, bilgisayar ortamına aktarılmadan önce analog voltajdan, dijital sinyale dönüştürülmesi gerekmektedir. Girdi sinyalinin voltaj oranını 4095 intervale ayıran A 12 bit A/D dönüştürücü kinezyolojik ölçümler için en uygundur (22,54,72).

**A/D örnekleme oranı (sampling rate):** Diğer bir önemli konu, uygun örnekleme frekansının seçilmesidir. Bir sinyale ait sıklık spektrumunu en doğru şekilde çevirebilmek için giriş sinyal voltajını belirleyen A/D dönüştürücüdeki örnekleme oranının, beklenen maksimal sinyal frekansından en az iki kat daha büyük olması gerekmektedir. yEMG'nin sinyal gücü 10-250 Hz arasındadır. SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) ve ISEK'in (International Society of Electrophysiology and Kinesiology) önerilerine göre 10-250 Hz sinyal gücü için, 10-500 Hz amplifikatör bandı gerekmektedir. Buradan, sinyal kaybını önlemek için, örnekleme frekansının en az 1000 Hz olması gerektiği sonucu ortaya çıkmaktadır (22,54,72).

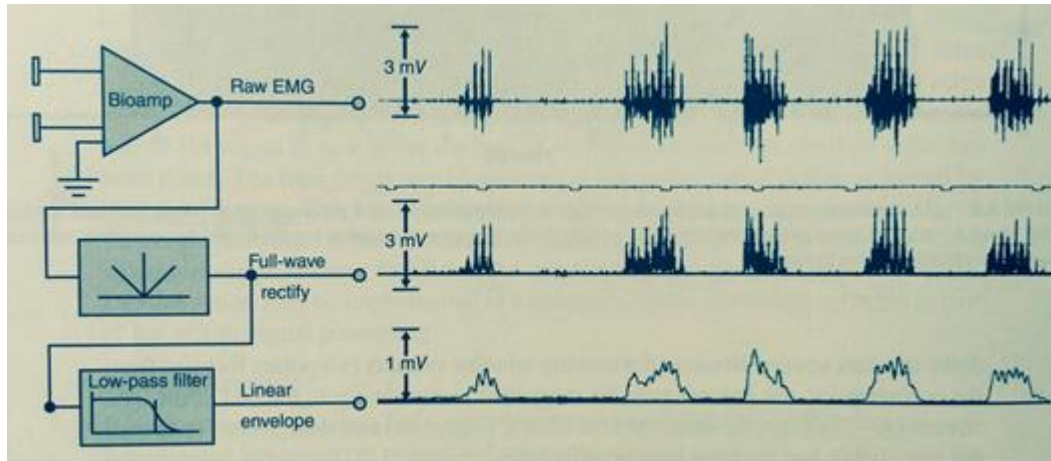
#### **2.4.8.Kinezyolojik EMG'de uygulanan bazı işlemler**

Klinik ve kinezyolojik EMG'nin ekipmanı ve kayıt prensipleri aynı olmakla beraber, kinezyolojik EMG'nin yorumlanması yapılırken birçok ilave faktör düşünülmelidir.

Üzerinde herhangi bir değişiklik yapılmayan yEMG sinyaline ham sinyal (raw signal) denilmektedir. Ham sinyal klinik EMG'de değerlendirilen kasın kasılma özellikleri ve sinir ileti hızını gözle değerlendirmeye yetecek bilgiyi gösterir. Kinezyolojik EMG'de ise bu ham sinyaller aynı zamanda çevredeki elektriksel cihazlardan kaynaklanan gürültüleri de içermektedir ve bu gürültüler yEMG verisinde hata oluşturmaktadır. yEMG ham sinyalinin bir diğer özelliği, genliği negatif ve pozitif değerler içeren, zamana ve kuvvete bağlı olan bir sinyal olmasıdır. Yukarıda bahsedilen sebeplerle, kinezyolojik EMG'de kaydedilen ham sinyalin

çeşitli işlemlerden geçirilerek ve üzerlerinde düzeltme yapılarak analiz edilmesi gerekmektedir (22,72).

Ham verinin dalga akımdan doğru akıma dönüştürülmesi yani negatif işaretlerin değiştirilmesi için rektifikasyon işlemi uygulanır. **Rektifikasyon işlemi** ile sinyalin negatif kısımları da pozitif kısımları da “baseline”ın üstünde görülür. Rektifikasyon işleminin farklı yöntemleri olmakla birlikte, sinyalin bütün enerjisinin korunması amacıyla, genellikle sinyalin bütününün mutlak değeri alınarak yapılır. Verinin büyüklüğünün değişmeyip, sadece yönünün değiştiği bu işleme **tam dalga rektifikasyon** denir (22,72,63,115). Rektifikasyonu yapılan sinyal **lineer zarf** oluşturmak için “**low pass**” filtre kullanılarak yumuşatılabilir (**smoothing**). Lineer zarf sinyaldeki tepe noktaların konturlarından çizilen eğriyi tanımlamaktadır (115,22,72) (şekil 3.2).



**Şekil 2.7.** Ham sinyal (raw signal) ve sinyalin tam dalga rektifikasyon (full-wave rectify) ve lineer zarf (linear envelope) işlemleri uygulanmış şekli

## 2.5. Yürüyüş Analizi

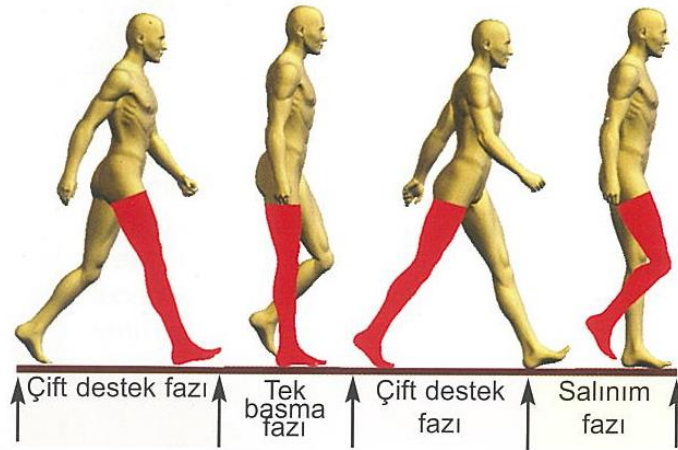
Yürüyüş analizi probleme özgü yürüme özelliklerinin anlaşılması, normal yürüme ile hastanın yürüyüşü arasındaki farklılıkların belirlenmesi, tedavi planının belirlenmesi ve tedavinin etkinliğinin değerlendirilmesi amaçlarıyla kullanılır. Yürüyüş analizinin nasıl yapılacağı, analizin amacına, sahip olunan ekipmana, deneyim, bilgi ve beceriye bağlıdır. Yürüyüş analizinde kullanılan ekipmanlar kalem, kağıt ve kronometre gibi son derece basit ekipmanlar olabileceği gibi, 3 boyutlu

hareket analiz sistemi gibi oldukça kompleks ekipmanlara kadar uzanan geniş bir yelpazede olabilir. Hangi yöntemle yapılırsa yapılsın yürümenin değerlendirilebilmesi için öncelikle ‘normal yürüyüş’ün tanımlanması gerekir (100).

### 2.5.1. Yürüyüşün terminolojisi

Günlük hayatımızın önemli bir parçası olan yürüme aktivitesi, yaşamın çok basit bir parçası gibi görünmekle birlikte aslında son derece karmaşık bir hareketler zinciridir. Yürüme bir yerden bir yere gidebilmek için gövdenin öne doğru ilerletilmesi ve bunun için en az biri her zaman yer ile temas halinde olacak şekilde, destek ve ilerlemek için iki bacağın birlikte kullanılmasıdır. Yürürken bacaklarda bir dizi hareket oluşur ve bu hareketler sürekli kendini tekrar eder. Belirli bir düzenle tekrarlanan bu hareketler topluluğuna yürüme siklusu adı verilir (66,104).

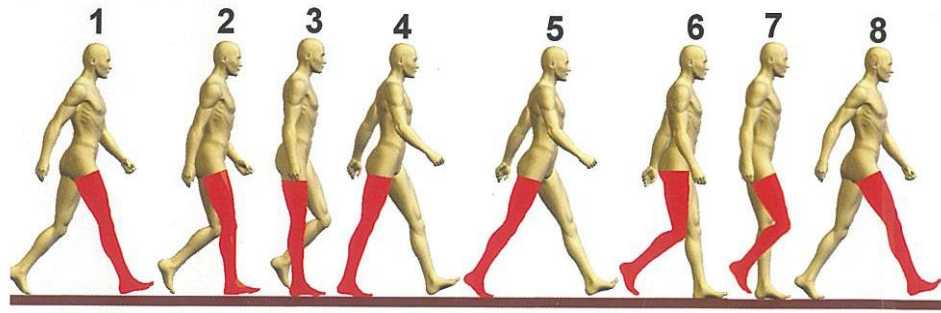
Yürüme siklusu terimi içerik olarak, hem mesafe (spatial) hem de zaman (temporal) parametrelerini içerir. Normal yürümede **yürüme siklusu** bir taraf ekstremitenin topuğunun yere teması ile başlar, aynı taraf ekstremitenin topuğu yerden kalkana kadar devam eder. Yürüme siklusu **basma fazı (stance)** ve **salınım fazı (swing)** olarak ikiye ayrılır. Yürüme siklusunda bacağın yerde olduğu süre basma fazı, havada olduğu süre ise salınım fazı olarak tanımlanır. Bir alt ekstremitte yere değdiği anda basma fazı başlar. Aynı ekstremitte yerden ayrıldığında basma fazı biter ve salınım fazı başlar. Yürüme siklusunun %60’ını basma fazı, %40’ını sallanma fazı oluşturur. **Çift destek fazı** (double support) ise bir yürüme siklusunda iki kez gerçekleşen, vücut ağırlığının bir ayaktan diğerine aktarıldığı ve her iki ayağında yerde olduğu kısmı tanımlar. Tek ayağın yerde olduğu döneme ise tek basma fazı denir (Şekil 2.8.).



**Şekil 2.8.** Çift destek ve tek basma fazları (Özaras N. yürüme analizi'nden)

**Adım;** bir ayak yerle temas halinde iken diğer ayağın yerle temasa geçme eylemidir. **Adım uzunluğu;** bir adımda kat edilen mesafeyi bir diğer ifadeyle, bir taraf ekstremitenin topuğunun , yere değdiği nokta ile karşı taraf topuğun yere değdiği nokta arasında yürüyüş yönüne dik olarak ölçülen uzaklığı ifade eder. **Çift adım uzunluğu** ise bir taraf topuğun yere değdiği nokta ile aynı taraf topuğun tekrar yere değdiği nokta arasındaki ölçülen uzaklıktır ve bir yürüme siklusuna eşittir. **Adım genişliği** (step width), iki ayak arasındaki yürüme eksenine dik planda ölçülen mesafedir. Her iki topukların orta noktaları arasından ölçülür (100,104). **Kadans;** birim zamanda atılan adım sayısını (adım/zaman), **hız** ise birim sürede kat edilen mesafeyi (uzaklık/zaman) tanımlar.

Yürümenin iki ana fazı (basma ve salınım fazları) kendi içlerinde alt 'dönem'lere (period) ayrılırlar (Tablo 2.1, şekil 2.9))



Basma Fazı: 1- İlk temas (initial contact), 2- Yüklenme cevabı (loading response), 3- Basma ortası (midstance), 4- Basma sonu (terminal stance), 5- Salınım öncesi (pre-swing). Salınım fazı: 6- Erken salınım (initial swing), 7- Salınım ortası (mid-swing), 8- Salınım sonu (terminal swing) (Özaras N. yürüme analizi'nden)

**Şekil 2.9.** Yürüme döngüsünün fazları, dönemleri

**Tablo 2.1.** Yürüme döngüsünün fazları, dönemleri

BASMA FAZI	SALINIM FAZI
<b>1-İlk temas (initial contact)</b> : Ayağın yere ilk değmesi anı	<b>6-Erken salınım (initial swing)</b> : ayak yerden kalktıktan sonra maksimum diz fleksiyonuna kadarki kısım
<b>2- Yüklenme cevabı (loading response)</b> : ilk değme anından, karşı ayağın yerden teması kesilene kadarki kısım	<b>7-Salınım ortası (mid-swing)</b> : maksimum diz fleksiyonundan tibia vertikal pozisyona gelene kadarki kısım
<b>3-Basma ortası (midstance)</b> : Karşı ayak kalktıktan sonra, tarafta tibia yere dik olana kadar	<b>8-Salınım sonu (terminal swing)</b> : tibianın yere temasından, topuk temasının hemen öncesine kadarki kısım
<b>4-Basma sonu (terminal stance)</b> : Topuk yerden kalktıktan sonra karşı ayak yere değene kadar	
<b>5-Salınım öncesi (pre-swing)</b> : karşı ayak topuk temasından referans taraf yerden teması kesilene kadarki kısım	

### 2.5.2. Hareket analizi laboratuvarları ve yürümenin 'ölçülmesi'

Yürüme Analizi yürümenin sayısal olarak değerlendirilmesi, tanımlanması ve yorumlanmasıdır. Her ne kadar birçok yürüme patolojisi gözle yapılan inceleme ile de anlaşılabilir de, insan gözü sn'de ancak 12-14 adet görüntü algılayabildiği için, yürüme sırasında milisaniyeler içinde oluşan hareketler tam olarak değerlendirilemez. Ayrıca yürüme sadece eklem hareketlerinden oluşmayıp, gözle anlaşılacak kuvvet, moment ve kas aktivitelerini de içerir. Yürüme ile ilgili özellikleri sayısal olarak yorumlamak, kaydedip daha sonra tekrar değerlendirebilmek için yürüme analizi teknolojisi gerekir (66).

Hareket analizi laboratuvarlarında yürümenin yanısıra üst ekstremitelerin ve vertebral kolonun hareketleri de incelenebilir.

### **2.5.2.1. Yürüme analizi laboratuvarlarında kullanılan değerlendirme yöntemleri**

**1. Gözlemsel analiz ve video analizi:** Gözlemsel analizde hasta yürütülerek yürüyüş doğrudan değerlendirilir. Ancak, bunun için hastanın uzun süre yürütülmesi ve her yönden ayrı ayrı gözlenmesi gereklidir. Ayrıca bulguların saklanması, sunulması mümkün değildir. Gözlemsel analize video kaydının eklenmesi, araştırmacının etkinliğini büyük oranda artıracak, basit ancak önemli bir yöntemdir. Dijital ortama kaydedildiği takdirde görüntünün tekrar tekrar ve gerektiğinde durdurularak incelenmesi analizin kalitesini artıracaktır. Yine de gözleme dayalı analiz yalnızca subjektif sonuçlar vermektedir (66,104).

**2. Kinematik analiz:** Hareketi oluşturan kuvvetleri dikkate almadan yalnızca hareketin incelenmesine verilen isimdir (104). Yürümenin zaman ve mesafe değişkenleri ve hareket paternleri ile ilgili bilgi sağlamak için kullanılır (100). Temeli eklemlerin uzaydaki yerlerinin belirlenmesi esasına dayanır. Pelvisin, bacakların, ayakların her üç düzlemdeki pozisyonu, eklem açıları, düzlemsel ve açısal hız ve ivmeleri ölçülür. Bu amaçla eklemler seviyesinde cilt üzerine aktif (kendiliğinden ışınım yayan) veya pasif (bir ışık kaynağından gönderilen kızılötesi ışını yansıtan) işaretler (marker) yerleştirilir. Hasta işaretlenmiş olan 8-10 metrelik düz parkurda yürütülürken, işaretlerden gelen kızılötesi ışınlar, her saniye yüzlerce kayıt alabilen kızılötesine duyarlı kameralar tarafından algılanır ve bilgisayara gönderilir. Bilgisayar programı, farklı kameralardan gelen verileri birleştirip karşılaştırarak işaretlerden gelen sinyaller sayesinde, eklemlerin uzay içinde (laboratuvar içinde) hangi noktada olduğunu ve birbirlerine göre konumlarını belirler. İşaretlerin yer değiştirmelerinden ekstremitelerin uzay içinde 3 boyuttaki hareketlerini ve eklemlerin açısal hızlarını kaydeder. Kamera sayısı ne kadar yüksekse işaretlerin, dolayısıyla eklemlerin pozisyonu o kadar hassas olarak belirlenir. İdeal bir çekim için en az 5 kamera kullanılması önerilmektedir. Yerleştirilmiş olan işaretlerin üç boyutlu yerlerinin düzgün şekilde belirlenebilmesi için kameralar inceleme öncesi kalibre edilmelidir. Elde edilen veriler bilgisayar



ortamında saklanabilir ve tekrar inceleme için kullanılabilir. Kinematik analiz ile adım uzunluğu (step length), çift adım uzunluğu (stride length), dakikadaki adım sayısı (cadence), hız, adım genişliği, eklemlerin hareketleri ile ilgili bilgiler sağlanır (100,104).

Yürüyüş sırasında tüm eklemlerde her üç planda da hareketler olur. Rutin bir yürüme analizi ile pelvis, kalça, diz ve ayak bileğinde gerçekleşen hareketler dökümanite edilir, frontal, sagittal ve transvers düzlemlerde grafik olarak da çizdirilir.

### **3. Kinetik analiz :**

Hareketi oluşturan kuvvetlerin (yer reaksiyon kuvveti, eklem momentleri, eklem güçleri) incelenmesidir.

Kinetik analiz; zemin ile ayak arasındaki "yer reaksiyon kuvvetini" ölçen kuvvet platformunun (force plate), kinematik sistemlerle birlikte kullanılması sayesinde gerçekleştirilir. Kuvvet platformu ayağın yere basmasıyla birlikte vücut ağırlığının oluşturduğu kuvvet ve platformun içine yerleştirilen transdüser ile yüzeye binen yükün üç düzlemdeki (frontal, sagittal ve transvers) bileşenleri ölçülür. Ölçülen kuvvet "basınç merkezi" olarak adlandırılır. "Ters dinamik" adı verilen yöntemle, Newton'un hareket kanunları kullanılarak, hareket veri yakalayıcısından alınan verilerden (kinematik analiz), eklem reaksiyonları (kinetik analiz) hesaplanır. Bu ölçüme dayanarak bilgisayar ortamında "link segment" denilen biyomekanik modelleme ve "invers dinamik" denilen hesaplama yöntemi ile kalça, diz ve ayak bileği eklemlerindeki moment ve güçler hesaplanır. Link segment denilen modellemede, alt ekstremitenin her segmentinin bağımsız bir kitle olarak hareketi olduğu varsayılır. İvers dinamik uygulaması için kuvvet platformundan elde edilen yer tepkime reaksiyon kuvveti ve momentler, alt ekstremitenin tüm segmentlerinin pozisyon, hız ve hızlanma verileri ve antropometrik veriler bilgisayar ortamında bir araya getirilir. Ölçülen yer reaksiyon kuvvetinin oluşturduğu dış momentlere göre iç momentler hesaplanır (66,100,104).

**4. Dinamik pedografi:** Ayak tabanındaki basınç dağılımlarının değerlendirilmesinde kullanılır. Özellikle ayak deformitelerinde ve nöropatik ayaklarda (başta diabetik ayak) faydalı bir değerlendirme yöntemidir.

**5. Dinamik elektromiyografi:** Elektromiyografi kasların elektriksel aktivitesini gösteren bir ölçümdür. Yürüme sırasında yapılan statik değil, dinamik EMG'dir. Hasta yürütülürken, hareket halinde kas gruplarının aktiviteleri iğne ya da yüzeysel elektrodlar sayesinde kaydedilerek, kasılan kasların yürüme döngüsü içinde kasılma anları belirlenebilir.

**6. Enerji ölçümleri:** Yürümede hızlanma, frenleme ve şok emilimi için enerji harcanır. Normal yürüme enerji tüketimi açısından çok hesaplıdır ancak normal yürüme bozulursa normalden çok daha fazla enerji tüketilir. Yürüme sırasında harcanan enerji solunum havasındaki oksijen tüketimi esas alınarak yapılır (66,104).

### 3. BİREY VE YÖNTEM

#### 3.1. Birey:

Bu çalışma PFAS'u olan hastalarda medial hamstring (MH) ve lateral hamstring (LH) kaslarının kasılmaya başlama zamanları (onset) arasında fark olup olmadığının yürüme aktivitesi sırasında değerlendirilmesi ve tek seanslık fizyoterapi uygulamasının bu cevaplar üzerine etkisinin araştırılması amacıyla yapılmıştır. Çalışmaya, çalışma ve kontrol grubu olmak üzere iki grup alınmıştır. Power analiz sonuçlarına göre çalışmanın EMG analizleri için 7 hasta değerlendirilmesinin yeterli olduğu belirlenmiştir ancak diğer ölçüm parametrelerinin de olması sebebiyle her iki gruba 15'er kişi alınmıştır. Çalışma grubu olarak İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilimdalı'na başvurarak patellofemoral ağrı sendromu (PFAS) tanısı almış 2'sinin şikayeti unilaterale, 2'sinin şikayeti bilateral olan toplam 4 erkek ve tümünün şikayetleri bilateral olan 11 kadın olmak üzere , toplam 15 hasta alınmıştır. Çalışma ve kontrol grubu için belirlenen kriterler tablo 3.2 ve tablo 3.3'de gösterilmiştir. Hastaların ortalama yaşı  $30.46 \pm 6.22$  olup, 22-40 arasında değişmektedir. Ortalama boyları  $167.87 \pm 7.81$  cm (155-180 cm) ve kiloları  $67.87 \pm 13.4$  kg.dır (46-93 kg). Kontrol grubuna, yaşları ortalama  $28.73 \pm 7.43$  yıl olan (24-39 yıl) ve çalışma koşullarına uyan 15 asemptomatik birey seçilmiştir. Kontrol grubundaki bireylerin ortalama boyları  $169.73 \pm 7.09$  cm (158-182 cm), kiloları  $67.46 \pm 14.31$  kg.dır (51-97 kg).

Bu çalışma İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilimdalı'nda bulunan Yürüme Analizi Laboratuvarı'nda yapılmıştır. Çalışmaya başlamadan önce, çalışmaya katılmayı kabul eden hasta ve kontrol grubuna, çalışmanın amacı, uygulanacak değerlendirme yöntemleri ve testler hakkında bilgi verilmiştir. Bu çalışma için Hacettepe Üniversitesi Etik Kurulu tarafından kabul edilen etik sözleşme hasta ve kontrol grubuna okunarak imzalı onayları alınmıştır (GO 14/646-32).

**Tablo 3.2.** Hasta grubu için çalışmaya alınma koşulları

<p><b>Çalışmaya alınma koşulları:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1- 18-40 yaş aralığında olması,</li> <li>2- Semptomların en az 6 haftadır devam ediyor olması,</li> <li>3- Merdiven inip çıkma, çömelme, uzun süre oturma, koşu, zıplama, diz üstüne oturma aktivitelerinden en az ikisi ile anterior veya retropatellar diz ağrısı olması ,</li> <li>4- NAS'a göre ağrının 3 ve üzerinde olması</li> </ol> <p><b>Çalışmaya alınmama nedenleri:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1- Daha önce geçirilmiş diz veya diğer alt ekstremitte cerrahisi, mevcut menisküs yaralanması, bağ yaralanması gibi ilave patolojiler, patellofemoral eklemin konjenital veya tekrarlı dislokasyon ve subluksasyonlarının olması</li> <li>2- Yürümeyi etkileyebilecek ciddi nörolojik bozukluklar veya bacak boyu eşitsizliği olması</li> <li>3- Profesyonel sporcu olması</li> </ol>
---

**Tablo 3.3.** Kontrol grubu için çalışmaya alınma koşulları

<p><b>Çalışmaya alınma koşulları:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1- Hasta grubuyla benzer demografik özelliklere sahip olma</li> <li>2- Mevcut veya daha önce geçirilmiş herhangi bir diz patolojisine sahip olmama</li> </ol> <p><b>Çalışmaya alınmama nedenleri:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1- Yürümeyi etkileyebilecek ciddi nörolojik bozukluklar veya bacak boyu eşitsizliği olması</li> <li>2- Profesyonel sporcu olması</li> </ol>
---

**3.2. Yöntem:****Çalışma Dizaynı:**

Bu çalışma, PFAS olan hastalarda, yürüme sırasında, Medial Hamstring (MH) ve Lateral Hamstringler'in (LH) kontraksiyona başlama zamanlarındaki olası gecikmeleri ve amplitüdüleri değerlendirmek ve fizyoterapi uygulamalarının bu

gecikmeler ve amplitüd üzerine olan etkisini incelemek amacı ile, kontrollü bir prospektif çalışma olarak tasarlanmıştır.

Semptomların unilateral olduğu hastalarda semptomatik taraf, semptomların bilateral olduğu hastalarda ise semptomların daha şiddetli olduğu taraf değerlendirmeye alınmıştır. Kontrol grubunda ise değerlendirilecek taraf rastgele seçilmiştir.

Hasta ve kontrol grubu için yapılacak değerlendirmeler, 2 ayrı günde tamamlanmıştır. Kas testinin yaratacağı yorgunluğun EMG cevaplarını etkilememesi için, ağrı değerlendirilmesi, patellofemoral eklem ve çevre yumuşak dokuların değerlendirilmesi, postür analizi ve kas testi bir günde, yürüme analizi sırasında yapılan EMG kaydı, tek seanslık fizyoterapi uygulaması ve bu uygulamadan sonra yapılan yürüme analizi sırasındaki EMG kaydı ayrı bir günde yapılmıştır.

### **Yapılan değerlendirmeler:**

#### **1) Ağrı değerlendirilmesi:**

Merdiven inme, merdiven çıkma, çömelme, dizler 90° fleksiyonda iken 30dk'dan fazla oturma (sinema belirtisi), yürüme, koşma ve istirahat sırasındaki ağrının şiddeti Numerik Ağrı Skalası (NAS ) (61,62) kullanılarak değerlendirilmiştir. Skala üzerinde, "0" puan hiç ağrı olmadığını, "10" puan ise dayanılmaz ağrı olduğunu göstermektedir. Hastaya, sayısal değer büyüdükçe ağrının şiddetinin arttığı anlatılmış ve belirtilen aktivite sırasında hissettiği ağrıya 0-10 arasında bir puan vermesi istenmiştir.

#### **2) Patellofemoral eklem ve çevre yumuşak dokuların değerlendirilmesi:**

##### **2.1. Klinik testler ve palpasyon:**

- **Patellar öğütme testi:** Hasta dizi gevşek ve tam ekstansiyonda olacak şekilde pozisyonlanmıştır. Araştırmacı elinin web aralığını patellanın superior kenarına koyarak, patellayı distale doğru ittikten sonra, hastadan m.quadriceps femoris'i kasma istenmiştir. Hasta ağrı hissetmeden kontraksiyonu yapabiliyor ve bu kontraksiyonu sürdürebiliyor ise, test negatif olarak kaydedilmiştir. Hasta test sırasında ağrı hissediyor ve kontraksiyonu yapamıyor veya devam ettiremiyor ise,

test pozitif olarak kabul edilmiştir. Test, patellaya basıyı yavaş yavaş arttırmak suretiyle, birkaç kez tekrar edilerek uygulanmıştır (şekil 3.10) (88,133).



**Şekil 3.10** Patellar öğütme testi

- **Patellar tilt:** Hasta sırtüstü pozisyonda ve diz tam ekstansiyonda yatarken medial ve lateral patella kenarlarının vertikal yükseklik farkları değerlendirilerek ölçülmüştür (108, 116). Lateral taraf vertikal yüksekliğinde medial tarafa göre azalma varsa lateral tilt “+” olarak kaydedilmiştir (şekil 3.11).



**Şekil 3.11.** Patellar tilt testi

**-Palpasyon:** Patellanın superioru, inferioru, mediali ve laterali ile medial ve lateral retinakulumlar, infrapatellar yağ yastıkçığı, tüberositas tibiada hassasiyet olup olmadığı palpasyonla değerlendirilmiştir. Ayrıca patellar tendon, quadriceps tendonu ve posterior kapsüldeki hassasiyet ve/veya kalınlaşma da palpasyon ile değerlendirilmiştir (32, 116).

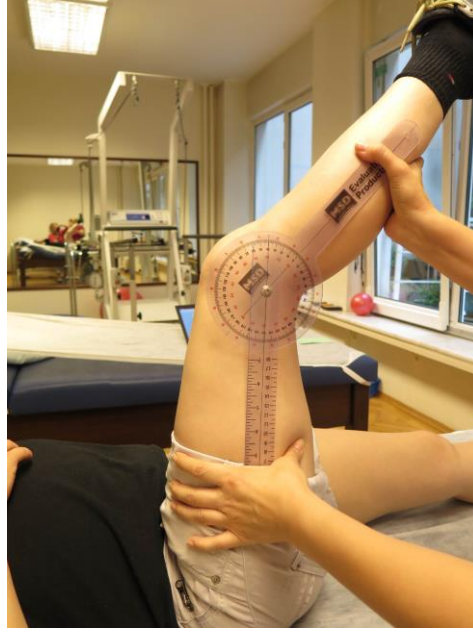
**2.2) Kısıklık testleri:** Kısıklık testleri ile tensor fascia lata (TFL) ve iliotal band (İTB) ile, hamstringler, kalça fleksörleri ve quadriceps kasları değerlendirilmiştir (32, 108,116,150).

**3a- Modifiye Ober testi:** Bu test, TFL ve İTB kısıklığını değerlendirmek için kullanılmıştır. Katılımcı test edilecek taraf üstte olacak ve alttaki kalça ve diz fleksiyonda olacak şekilde yan yatırılmıştır. Test edilen üstteki bacak, kalçadan pasif olarak abduksiyona ve ekstansiyona getirildikten sonra yavaşça serbest bırakılmıştır. Serbest bırakılan bacak horizontal pozisyonundan aşağıya düşemiyor ise, test pozitif olarak kaydedilmiştir. Testi yaparken kalçanın hafif ekstansiyonda olması, İTB'nin trochanter majorun üzerinden geçmesi açısından önemlidir. Test sırasında pelvisin arkaya gitmesini önlemek için stabilize edilmesine de dikkat edilmelidir. Test orijinalinde diz 90° fleksiyonda olacak şekilde tanımlanmıştır. Bununla beraber İTB diz ekstansiyonda iken daha fazla gerildiği için, testin dizin ekstansiyonda olduğu modifiye pozisyonu tanımlanmıştır (88,116,150 ) (şekil 3.12).



**Şekil 3.12.** Modifiye Ober testi

**3b- Hamstringler:** Test uygulanacak birey sırtüstü yatırılarak kalçası  $90^{\circ}$  fleksiyona getirilmiş; daha sonra kalçanın açısı bozulmadan diz pasif olarak ekstansiyona alınmıştır. Diz tam ekstansiyona gelemiyor ise, hamstringlerin kısa olduğu düşünülerek aradaki popliteal açı ölçülmüş ve kısalığın miktarı kaydedilmiştir (116, 129). Pasif diz ekstansiyonu sırasında popliteal açının  $141.7^{\circ}$ 'den az olması, Hamstring kısalığı olarak kabul edilmiştir (152) (şekil 3.13).



**Şekil 3.13.** Hamstringlerin kısalık testi

**3c- Kalça Fleksörleri:** Test uygulanacak birey kalça ekstansiyonda ve bacak dizden itibaren yataktan aşağıya sarkacak şekilde sırtüstü yatırılmıştır. Test edilen tarafın karşı tarafı, fizyoterapist tarafından diz fleksiyonda iken göğüse doğru itilirken, test edilen taraf bacak yataktan kalkıyorsa sonuç pozitif olarak kaydedilmiştir (103) (şekil 3.14).





**Şekil 3.14.** Kalça fleksörlerinin kısalık testi

**3d- Quadriceps:** Test uygulanacak birey yüzüstü yatırılmıştır. Bir el ile pelvis stabilize edilirken, diğer el ile diz pasif olarak fleksiyona getirilmiştir. Hareketin son noktasında topuğun kalçaya değmesi gerektiği halde değmiyorsa test “+” olarak kaydedilmiştir. İki taraf arasında asimetrinin ve uyuluğun ön tarafında gerilme hissinin olması ve kalça fleksiyonu sebebiyle pelvisin elevasyonu halinde quadriceps gerginliği veya kısalığı olarak tüm bu durumlar not edilmiştir (129).

**3e- Gastrocnemius:** Diz ekstansiyonda, ayak hafif inversiyonda iken, pasif ayak bileği dorsifleksiyonu yaptırılarak ölçülmüştür. Nötral pozisyona göre 15°’den az ayakbileği dorsifleksiyonu, gastrocnemius kısalığı olarak kabul edilmiştir (116,129) (şekil 3.15).



**Şekil 3.15.** Gastrocnemius kısalık testi

### 2.3) Postür Analizi:

Patellofemoral ağrı ile ilişkisi olabilecek özelliklerin gözlemsel olarak belirlenmesi için postür analizi yapılmıştır. Postür analizi, önden, yandan ve arkadan yapılmış; patellofemoral ağrı ile ilişkili olabilecek mevcut özellikler “+” olarak kaydedilmiştir.

Önden yapılan analiz sırasında artmış Q açısı/ dizde valgus, tibial torsion, vastus medialis obliquus (VMO) ve vastus lateralis (VL) kitlesinde atrofi, medial longitudinal ark düşüklüğü ve halluks valgus olup olmadığına bakılmıştır.

Yandan yapılan analiz sırasında, dizlerde hiperekstansiyon ve İTB’da gerginlik olup olmadığına ve pelvisin pozisyonuna bakılmıştır.

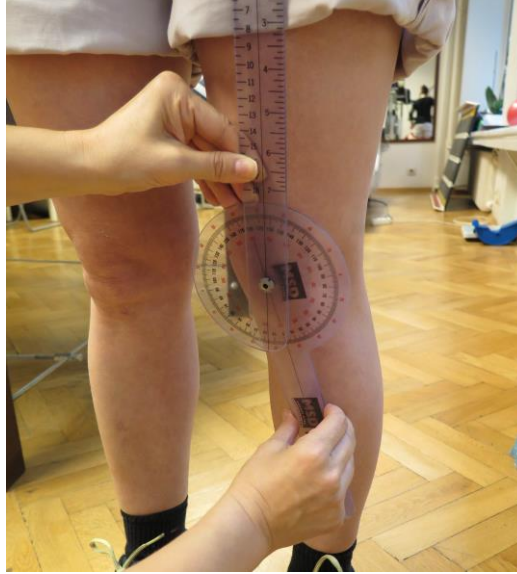
Arkadan yapılan analiz sırasında kalkaneusun pozisyonu ve spina iliaca posterior superior (SİPS) seviyelerinde eşitsizlik olup olmadığı gözlemlenmiştir. Kalkaneal tendonda içe doğru yer değiştirme (pronasyon) veya dışa doğru yer değiştirme (supinasyon) varsa kaydedilmiştir (32).

Genü varumu değerlendirmek için, bireylerden medial malleoller birbirine değecek şekilde ayakta durmaları istenmiş; kompanse edici bir hiperekstansiyondan kaçınmak için dizler gevşek iken dizler arasındaki açıklık ölçülmüştür. Dizler birleşmiyor ise, genu varum “+” olarak kaydedilmiştir.

Genü valgumu değerlendirmek için, bireylerden patellalar karşıya bakacak ve dizler birbirine değecek şekilde ayakta durmaları istenmiştir. Medial malleoller arasındaki açıklık 1-2 cm’den fazla ise genu valgum “+” olarak kaydedilmiştir.

Ayaklar birbirinden hafifçe ayırık ve paralel olarak ayakta dururken, patellalar içe dönük görünümde ise, tibial torsion “+” olarak kaydedilmiştir (103).

**2.4) Q açısı ölçümü:** Q açısı ölçümü ayakta duruş pozisyonunda yapılmış ve bireylerden gevşek pozisyonda durmaları istenmiştir. Standart gonyometre ile, SİAS ve patella orta noktası arasında çizilen çizgi ve tüberositas tibia ile patella orta noktası arasında çizilen çizgilerin kesişme noktaları arasında oluşan açı, Q açısı olarak ölçülmüştür (Şekil 3.16) (134).



**Şekil 3.16.** Q açısı ölçümü

**2.5) Kas kuvveti ölçümleri:** Quadriceps, hamstringler, kalça ekstansör, kalça abduktör ve kalça eksternal rotatörlerinin izometrik kas kuvvetleri, el dinamometresi (Lafayette Manuel Muscle Tester-model:01163) kullanılarak değerlendirilmiş ve kas kuvvetlerinin değeri, “kilogram” cinsinden kaydedilmiştir.

Kilogram cinsinden ölçülen kas kuvvetleri vücut ağırlığına göre normalize edilmiştir. Normalizasyon için alt satırda belirtilen formül kullanılmıştır.

$$\text{Kg kuvvet/ kg vücut ağırlığı} \times 100$$

Katılımcıların teste alışması için, her test pozisyonunda öncelikle submaksimal kuvvet uygulatarak 2 deneme yapılmış ve daha sonra teste başlanmıştır. Her kas için, izometrik test 3 kez tekrarlanmış olup, veri analizi için her bir test sırasında kaydedilen “peak” kuvvet değerlerinin ortalaması kullanılmıştır (87).

Submaksimal kuvvet uygulatarak yapılan alışma testi ile maksimal kuvvet uygulanan ilk test arasında 10 sn süre bırakılmıştır (87). Maksimal kuvvet testinin tekrarları arasında 1'er dakikalık dinlenme süresi verilmiştir. Kas testi sırasında bireyin konsantrasyonu ve motivasyonu çok önemli olduğu için, kontraksiyonlar sırasında fizyoterapist tarafından sözlü uyarılarla teşvik edilmiştir. Her test için yapılan 3 deneme içinde diğer 2 değere uymayan, çok yüksek veya çok düşük bir

değer varsa, test bir kez daha tekrarlanmıştır. Farklı test pozisyonuna geçilmeden önce, 2 dakikalık dinlenme süresi verilmiştir.

Kas testinin sebep olacağı yorgunluğun, kinematik analiz ve EMG analizini etkilememesi için testler 2 ayrı günde yapılmıştır. Bir günde, patellofemoral eklem ve çevre yumuşak dokuların değerlendirilmesi ve kas testleri, diğer bir günde yürüme analizi ve EMG analizi yapılmıştır.

Kontrol grubundaki bireylerin rastgele olarak seçilmiş alt ekstremitelerinden alınan kas kuvvet test sonuçları, PFAS grubunun etkilenmiş alt ekstremitelerinden alınan kas kuvvet test sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

**6a- Kalça eksternal rotatörleri:** Bu kas testi, bireyler kalça ve dizler  $90^\circ$  fleksiyonda oturma pozisyonunda iken uygulanmıştır. Dinamometre, medial malleolun 5 cm proksimaline yerleştirilmiş (15,60,87) ve izometrik test sırasında olabilecek hareketi engellemek için, kemerle tespit edilmiştir (15,60). Test sırasında katılımcılardan kollarını göğüs hizasında çaprazladıktan sonra, ayaklarını 5 sn boyunca maksimum kuvvetle içe doğru itmeye çalışmaları istenmiştir. Dinamometrenin gösterdiği değer, kalça eksternal rotatörlerinin kas kuvveti olarak kaydedilmiştir (Şekil 3.17) (15,60,87).



**Şekil 3.17.** Kalça eksternal rotatörlerinin kuvvet testi

**6b) Kalça abduktörleri:** Birey, test edilecek taraf üstte kalacak şekilde yan yatırılmıştır. Altta kalan bacak kalça ve diz hafif fleksiyonda olacak şekilde, üstteki kalça ise nötral pozisyonda ( $0^\circ$  fleksiyon,  $0^\circ$  abduksiyon,  $0^\circ$  rotasyon) pozisyonlanmış ve iki bacak arasına yastık konulmuştur. Test edilecek üstteki bacak, hareketi engellemek ve pozisyonu korumak için diz eklem çizgisinin 5 cm yukarisından kemerle tespit edilmiş ve dinamometre kemer ve bacak arasına yerleştirilmiştir. Bireylerden, testlenen bacağı 5 sn boyunca maksimum kuvvetle yana doğru açmaya çalışmaları istenmiştir (Şekil 3.18) (15,60).



**Şekil 3.18.** Kalça abduktörlerinin kas testi

**6c- Kalça Ekstansörü:** Test, M.Gluteus Maximus'un izole olarak test edilebilmesi için diz  $90^\circ$  fleksiyonda iken uygulanmıştır (26,17,86,126). Bacak hareketi engellemek için popliteal fossanın 5 cm kadar üzerinden kemerle tespit edilmiş ve kemer ve uyluk arasına dinamometre yerleştirilmiştir. Bu pozisyonda hastadan kalçasını kaldırmadan, uyluğunu 5 sn boyunca maksimum kuvvetle yataktan yukarı doğru kaldırması istenmiştir. Bu esnada pelvisin, stabil olmasına dikkat edilmiş ve ölçülen değer kaydedilmiştir (60,87) (Şekil 3.19).



Şekil 3.19. Kalça ekstansörlerinin kas testi

**6d- Diz ekstansörleri:** Diz ekstansörleri için bireyler, kalça 90° fleksiyon, diz 60° fleksiyonda olacak şekilde pozisyonlanmıştır. El dinamometresi lateral malleolun 5 cm proksimaline gelecek şekilde yerleştirilmiş ve kemerle sabitlenmiştir. Bireyden bu pozisyonda 5sn boyunca maksimal kuvvetle bacağına öne doğru itmeye çalışması istenmiştir (15) (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. Diz ekstansörlerinin kas testi

**6e) Diz fleksörleri:** Birey, kalça ekstansiyonda yüzüstü pozisyonda yatarken, test edilecek dizi 90° fleksiyonda olacak şekilde (103) kemerle sabitlenmiş ve dinamometre kemerin altına, lateral malleolun 5 cm yukarısına yerleştirilmiştir. Bireyden bu pozisyonda 5 sn süreyle maksimum kuvvetiyle topuğunu kalçasına doğru çekmesi istenmiştir (60) (şekil 3.21).



**Şekil 3.21.** Diz fleksörlerinin kas testi

**3) Diz fonksiyonlarının değerlendirilmesi:** Dizin fonksiyonel aktivite düzeyini belirlemek için “Kujala Patellofemoral Skorlama Sistemi” kullanılmıştır. Bu skorlama, Kujala ve arkadaşları tarafından patellofemoral ağrısı, patellar subluksasyonu ve dislokasyonu olan hastalarda fonksiyonel durumu değerlendirmek üzere geliştirilmiştir (75). Crossley ve diğ. tarafından yapılan bir çalışmada patellofemoral ağrılı hastaların değerlendirilmesinde, geçerli ve güvenilir bir skorlama olduğu gösterilmiştir (33). Topallama, ağırlık verme, yürüme, merdiven inip çıkma, çömelme, sıçrama, dizler 90° fleksiyonda uzun süre oturma, koşma, şişlik, anormal ağrılı patellar hareket hissi, uyluk atrofisi ve fleksiyon kaybını değerlendiren 13 alt başlıktan oluşan Kujala skorunda (75) alınabilen en yüksek puan 100’dür. Puan 100’den aşağıya düştükçe ağrı şiddeti artmaktadır.

Bu çalışmada Kujala Patellafemoral Ağrı Skorlama’sının, Kuru ve diğ. tarafından geçerlilik ve güvenilirlik çalışması yapılmış olan Türkçe versiyonu kullanılmıştır (77).



#### 4) Yürüme analizi:

Yürüme analizinin kayıtları, İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı Yürüme Analizi Laboratuvarı'nda yapılmıştır. Bu laboratuvarında kinematik analiz, 6 adet yüksek hızlı (100 ms) kızılötesi dijital kamera ile ve kinetik veriler iki adet kuvvet platformu (Kistler 9281B, Wintherthur, İsviçre) ile yapılmış ve veriler hastalar 10 metre uzunluğundaki yürüme yolunda yürütülürken toplanmıştır. Verilerin analizi ELITE Üç Boyutlu Hareket Analiz Sistemi (BTS SpA, Milano, İtalya) ile yapılmıştır.

Bireylere, yürüme analizi yapılmadan önce antropometrik ölçümler yapılmıştır. Antropometrik ölçümlerde, boy, kilo, bacak boyu, pelvis yüksekliği kaydedilmiş; pelvis genişliği ve her iki taraf için ayrı ayrı olmak üzere diz ve ayakbileği çap ölçümleri yapılmıştır. Yapılan ölçümlerin bilgisayara kaydedilmesinden sonra yürüme analizi için gerekli işaretler (markerlar) hastanın vücuduna yapıştırılmış ve yürüyüşün zaman-mesafe ve kinematik değerlendirmeleri yapılmıştır.

İşaretler aşağıdaki referans noktalarına yerleştirilmiştir:

- Akromion (bilateral)
- C7'nin spinal çıkıntısı
- Spina İliaka Anterior Süperior (SIAS) (bilateral)
- Sakrum
- Trokanter major (bilateral)
- Uyluk laterali (bilateral)
- Lateral kondil (bilateral)
- Fibula başı (bilateral)
- Bacak laterali (bilateral)
- Lateral malleol (bilateral)
- Topuk
- 5.parmak metatarsofalangial eklem (bilateral) (şekil:3.22)





**Şekil 3.22.** İşaretlerin (marker) yerleşimi

Eklem merkez noktalarının ve segment koordinasyonlarının tanımlanması, Davis protokolünde tanımlanan esaslara bağlı kalınarak hesaplanmıştır (35). İşaretler, referans noktalarına konulduktan sonra yürüme sırasında eş zamanlı olarak medial ve lateral Hamstringlerin kas aktivasyon cevaplarını kaydetmek için yüzeyel EMG'nin elektrotları yerleştirilmiştir.

Bireyler, işaretler ve EMG elektrotları yerleştirildikten sonra yürüme yoluna alınmıştır. Kuvvet platformu üzerinde ayakta sabit duruş sırasında, işaretli genelleştirilmiş model ile antropometrik verinin birleşiminin, gerçek çekim karşılaştırması yapılmıştır. Yapılan kayıt işleminden sonra, bireyler yürüme yolunun başına alınarak serbest yürüme hızında yürümeye başlatılmıştır. Bireyler, üzerlerindeki işaretler ve elektrotlarla yürümeye alışmaları için bir süre kayıt alınmadan yürütölmüşlerdir. Kayıt alınmaya başlandıktan sonra, her iki ayak için kuvvet platformu üzerinde ayak tabanının tamamının bastığı 6'şar kayıt alınana kadar kayda devam edilmiştir.

Yürüme analizi verilerinden hangilerinin kullanılacağı, yEMG verileri ile karşılaştırılarak seçilmiştir. PFAS veya kontrol grubu için hangi bacağın EMG kaydı alındı ise, aynı bacağın kuvvet platformuna bastığı denemelerin EMG verileri filtreden geçirilerek incelenmiş ve EMG verilerinin kullanılabilir olduğu 3 yürüme analizi kaydının değerleri kullanılmıştır.

Yürümenin zaman ile ilgili parametrelerinden basma süresi (duruş fazı süresi), salınım süresi (sallanma fazı süresi), çift destek periyodu süresi ve bu sürelerin yüzdeleri (%) ile mesafe parametrelerinden tek adım uzunluğu (mm), çift adım uzunluğu (mm), adım genişliği (mm), dakikadaki adım sayısı, açısal hız (m/sn), salınım hızı (m/sn) ve ortalama açısal hız (m/sn) verileri hesaplanarak çalışma için hazırlanan veritabanına kaydedilmiştir. Her iki alt ekstremite için ayrı değerler verildiği parametrelerde, bu iki değer ortalama olarak tek bir değer olarak kullanılmıştır.

Kinematik özelliklerden ilk temastaki ayak bileği dorsi fleksiyon açısı ve diz fleksiyon açısı, yüklenme fazındaki diz fleksiyon tepe değeri ( $^{\circ}$ ), basma fazındaki ayak bileği dorsi fleksiyon ( $^{\circ}$ ), kalça internal rotasyon ( $^{\circ}$ ), adduksiyon ( $^{\circ}$ ) ve fleksiyon tepe değerleri ( $^{\circ}$ ) hesaplanmış ve çalışma için hazırlanan veritabanına kaydedilmiştir. Yürüme fazları tanımlanırken yürüme siklüsünün %60'ı basma fazı, %0 ilk temas anı, %12 yüklenme fazı olarak tanımlandı (43,105,109).

PFAS ve kontrol grubundaki her bireyin 3 yürüyüş denemesinin yürüme analizinden elde edilen zaman-mesafe parametreleri ve kinematik analiz sonuçlarının ortalamaları değerlendirilmiş ve 2 grup birbiri ile karşılaştırılmıştır.

## 5) Yüzeysel EMG :

Çalışmamızda yürüme sırasında medial hamstring (semitendinosus) ve lateral hamstring (biceps femoris), kaslarının kas aktivasyon cevapları BTS Tele EMG cihazı ve yüzeysel EMG elektrotları kullanılarak değerlendirilmiştir.

**5.1- Cildin hazırlanması:** Cildin hazırlanmasında temel nokta, elektrotların sabitlenmesi ve cilt direncinin mümkün olduğunca azaltılmasıdır. EMG dönüştürücüleri, genellikle 5-50 k $\Omega$  (elektrotlar arasındaki) arasındaki cilt direncine göre tasarlanır. Bilimsel çalışmalar için bu değerin, 10 k $\Omega$ 'un altında olması önerilmektedir. Dinamik EMG çalışmalarında ise, hareketten kaynaklanan artefak

riski daha fazla olduğundan, cilt direncinin 5 k $\Omega$ 'un altına düşürülmesi en uygun olarak kabul edilir (29,72).

**-Cildin kıllardan arındırılması:** Özellikle nemli ortamlarda veya çok terleyen cilt tiplerinde ve/veya dinamik hareketlerin değerlendirildiği durumlarda cildin kıllardan arındırılması önemlidir. Bu nedenle elektrotların yerleştirileceği bölgede kıl varsa, elektrotların yapışkanlığını arttırmak için uygulanacakları bölge jilet yardımıyla kıllardan arındırılmıştır.

**-Cildin temizlenmesi:** Bireylere, değerlendirmeye gelmeden önce banyo yaparken test edilecek bacağına uyluk ön ve arka bölgesini sabun veya duş jeli ile temizlemeleri söylenmiş; banyo sonrasında da nemlendirici losyon veya krem benzeri ürünler kullanmamaları konusunda uyarılmışlardır.

Yüzeysel EMG elektrotları yapıştırılmadan önce, ilgili yerdeki ölü cilt hücrelerini temizlemek, cildi kirden ve terden arındırmak üzere, EMG için özel geliştirilmiş bir temizleme jeli (NuPrep, Do Weaver and co,USA) kullanılmıştır. Gazlı beze az miktarda sürülen jel ile elektrotların uygulanacağı bölgeler, yumuşak ve kontrollü bir basınçla uygulanan 3-4 tekrarlı dairesel hareketle temizlenmiştir (29,54,72 )

Cildin direnç değerini ölçmek için “direnç ölçer” (empedance meter) (Noraxon) (şekil:3.23) kullanılmıştır. Cilt direncinin 5 k $\Omega$ 'un altına düşmediği durumlarda, temizleme jeli ile yapılan uygulama, istenen değer elde edilene kadar tekrar edilmiştir.



**Şekil 3.23.** Direnç ölçer (Noraxon)

**5.2 Elektrotlar ve yerleşimi:** SENIAM'ın ( Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) önerilerine uygun şekilde seçilmiş ve uygulanmıştır (53, 54). Gümüş veya gümüş-klorürlü (Ag/AgCl), büyüklüğü veya iletken kısmı 10mm olan yüzeyel elektrotlar (Ambu Blue Sensor M-Denmark) (şekil:3.24) kullanılmıştır. Toprak elektrot tibial tüberkül (tuberositas tibia) üzerine uygulanmış ve aralarındaki mesafe merkezden merkeze 20 mm olacak şekilde ayarlanmıştır.

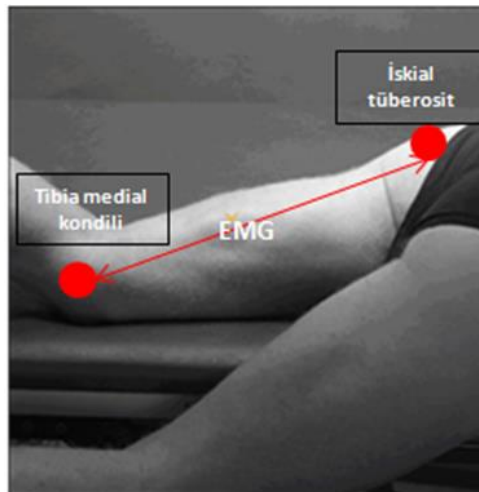


**Şekil 3.24.** Ambu Blue Sensor M-Denmark

**Medial Hamstringler (Semitendinosus=ST) için elektrot yerleşimi:**

Başlangıç pozisyonu: Hasta yüzüstü, uyluk yatakta ve iç rotasyonda, baldır uyluğa göre iç rotasyonda ve diz 90°'den daha az fleksiyonda pozisyonlanmıştır.

Elektrotların yerleşimi: İskial tüberosias- tibia medial kondilinin arasındaki mesafenin 1/2'sine ve bu hat üzerine gelecek şekilde yerleştirilmiştir (şekil 3.25).

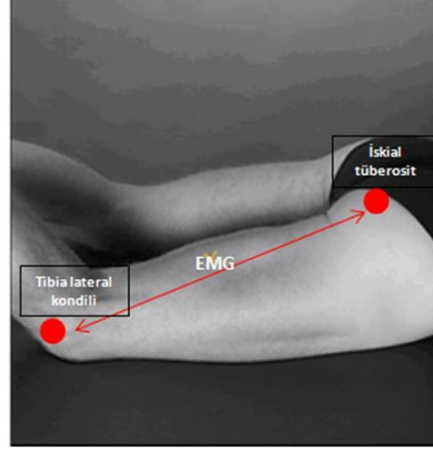


**Sekil 3.25.** ST kası için elektrot yerleşimi (SENIAM kriterlerine uygun)

### Lateral Hamstringler (Biceps Femoris=BF) için elektrot yerleşimi :

Başlangıç pozisyonu: Hasta yüzüstü, uyluk yatakta ve dış rotasyonda, baldır uyluğa göre dış rotasyonda ve diz 90°'den daha az fleksiyonda pozisyonlanmıştır.

Elektrotların yerleşimi: İskial tüberositas- tibia lateral kondilinin arasındaki mesafenin 1/2'sine ve bu hat üzerine gelecek şekilde yerleştirilmiştir (şekil 3.26).



Şekil 3.26. BF kası için elektrot yerleşimi (SENIAM kriterlerine uygun)

Elektromiyografik veriler amplifikatörden geçirilerek, 10-450 Hz band aralığında ve 1000 Hz örneklem hızında kaydedilmiştir. Daha sonra 12-bit A/D dönüştürücü ile digital sinyal haline getirilmiştir.

### 5.3 EMG kaydı ve analizi:

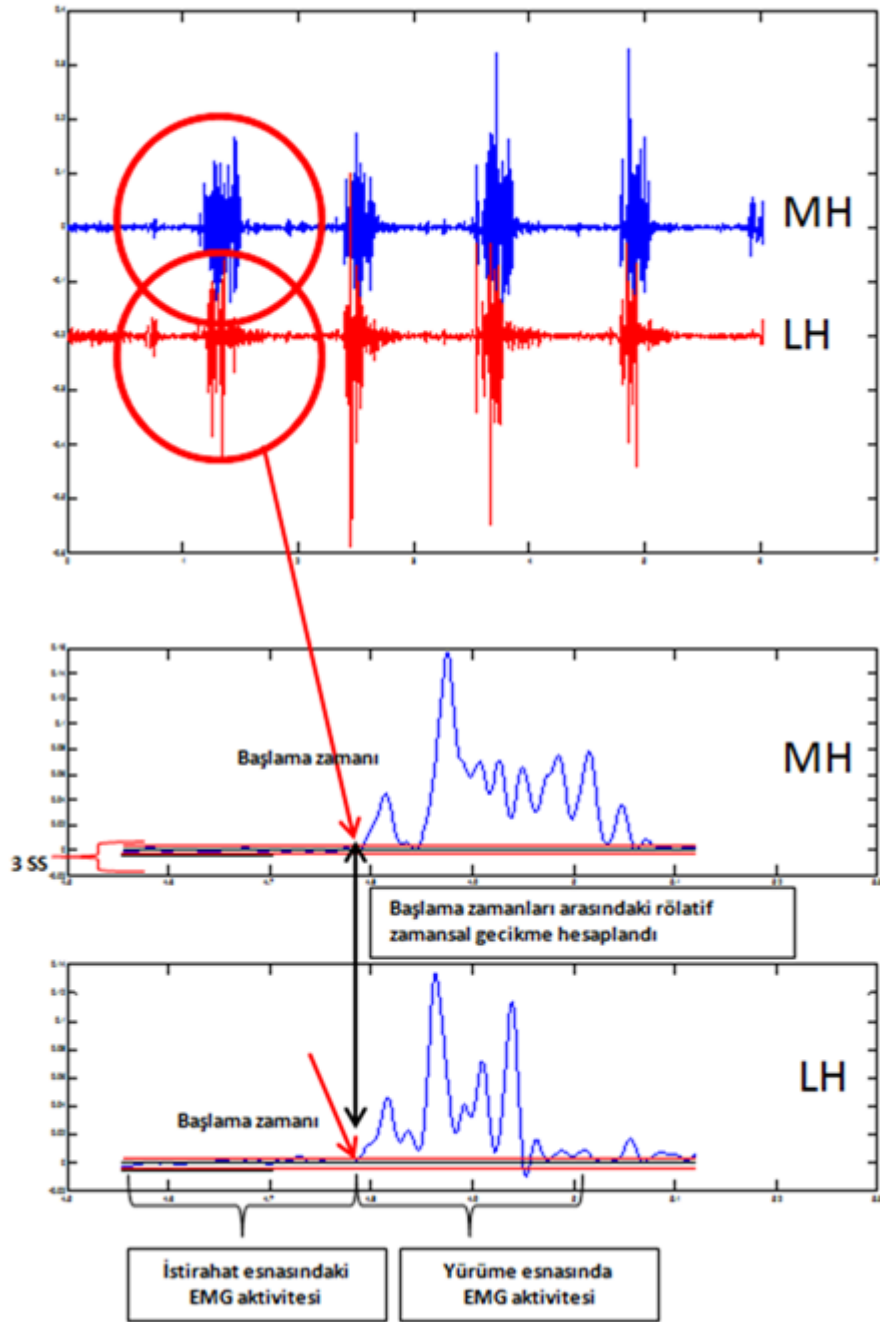
Medial hamstringler (MH) ve lateral hamstringler (LH) için her bir bireyin 3 yürüme kaydı ile alınan en az 10 EMG verisinin başlangıçları (onsetleri) ve “root mean square” (RMS) amplitüdüleri hesaplanmıştır. Tüm EMG hesaplamaları MATLAB programı (R2011a versiyonu) kullanılarak yapılmıştır.

EMG verilerine tam dalga rektifikasyon ve 50 Hz'lik low pass filtre uygulanmıştır. Kasların EMG aktivitelerinin başlama zamanını (onset ) tanımlamak için bilgisayar algoritması kullanılmıştır. Başlama zamanı, EMG sinyalinin 3 standart sapmayı en az 25 ms geçtiği nokta olarak tanımlanmıştır. Standart sapma harekete başlamadan önceki istirahat halindeki EMG aktivitesinden hesaplanmıştır. Bilgisayar tarafından tanımlanan başlama zamanları gözle de kontrol edilerek gerekirse

düzeltilmiştir (29,30,107) (Şekil 3.27). Belirlenen başlama zamanlarına göre MH ve LH kasları arasındaki gecikme bilgisayar programı tarafından hesaplanmıştır. “+” değeri LH’in MH’e göre daha erken kasılmaya başlaması olarak tanımlanmıştır. Hesaplama aşağıdaki formülle yapılmıştır:

$$\text{Kasılmaya başlama zamanları (Onsetler) arasındaki gecikme} = \\ \text{LH'in kasılmaya başlama zamanı (msn)} - \text{MH'in kasılmaya başlama zamanı (msn)}$$

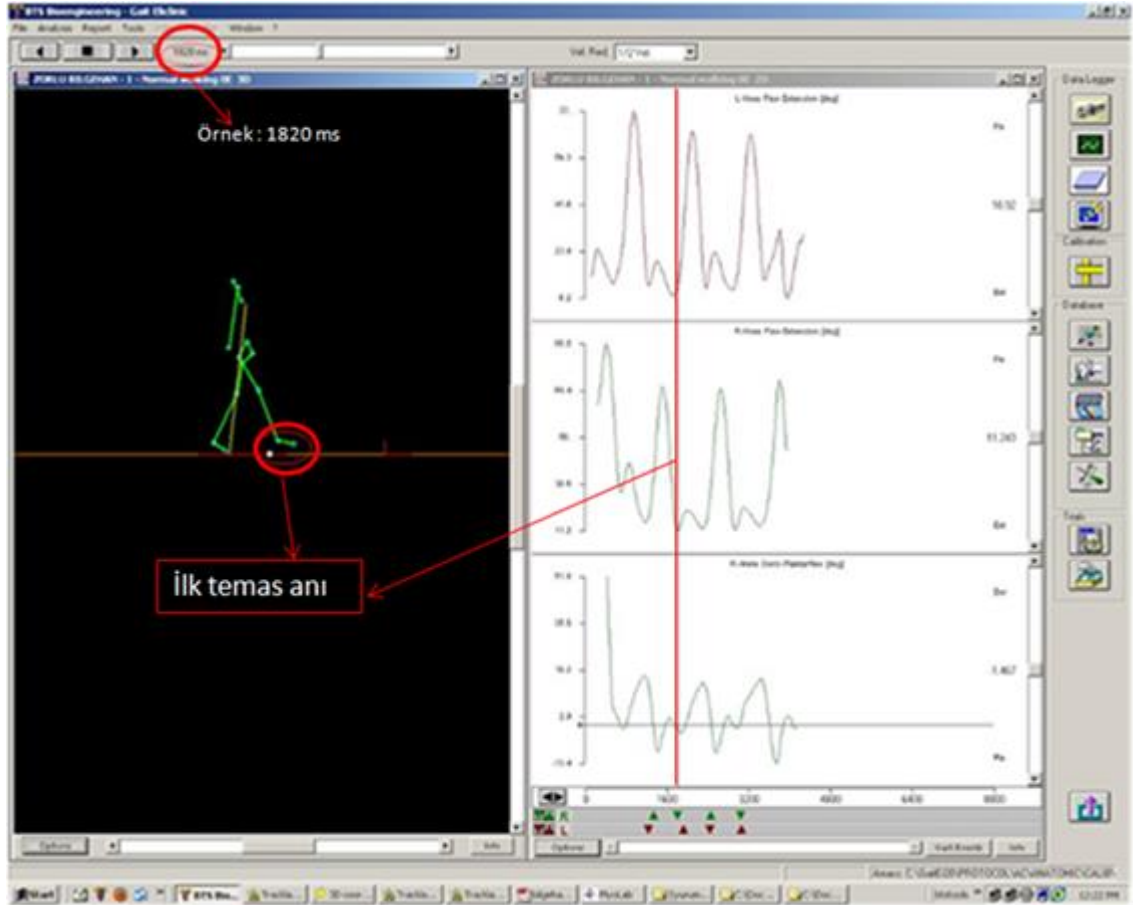
MH ve LH’lerin RMS amplitüdlerinin (63,65) belirlenmesi için, yEMG sinyalinin başlama ve bitiş zamanları (on/off time) bilgisayar algoritması kullanılarak, en az 25 ms 3 standart sapmanın üzerinde kalan nokta eşik değeri olarak tanımlanmıştır. Bilgisayar programı tarafından belirlenen değerler gözle de kontrol edilerek gerekirse düzeltilmiştir (29,30,107).



Şekil 3.27. MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanlarının belirlenmesi

Her katılımcının 3 yürüme kaydı ile alınan en az 10 EMG verisinin başlama zamanları MH ve LH kasları için hesaplanmıştır. Sinyalin başlama zamanlarının, yürüme analizi kayıtlarındaki gözle belirlenen “topuk teması” (şekil 3.28) zamanından 250 msn öncesine kadarki zaman aralığında olup olmadığı da kontrol edilmiştir. MH ve LH’lerin kasılmaya başlama zamanları arasındaki gecikme (delay)

her veri için tek tek hesaplanmış ve her katılımcı için ortalama değer hesaplanmıştır. MH ve LH arasındaki gecikme, PFAS grubunun ve kontrol grubunun hem kendi içinde hem de gruplar arasında birbiriyle karşılaştırılmıştır.



Şekil 3.28. Topuk temasının belirlenmesi

#### 6) Fizyoterapi Uygulaması:

PFAS grubundaki hastaların tümüne tek seanslık fizyoterapi uygulaması yapılmıştır. Uygulama EMG kaydı ve yürüme analizi ile aynı gün yapılmış; fizyoterapi uygulamasını takiben hastalardan tekrar yürüme sırasında EMG kaydı alınmıştır. Tek seanslık fizyoterapi uygulamasının akut etkisinin, MH ve LH arasındaki gecikmeyi nasıl etkileyeceğinin incelenmesi amaçlanmıştır.



Tek seanslık fizyoterapi uygulamasının içeriği:

-İTB germe: İTB' a 30 sn süreyle 10 tekrarlı olarak ve germeler arasında 1 dk dinlenme süresi verilerek statik germe uygulanmıştır (11).

-Biceps femoris'e transfer friksiyon masajı: Biceps femoris kasının tendonuna 10 dk süreyle transfer friksiyon masajı uygulanmıştır (11).



**Şekil 3.29.** Biceps femoris'e transfer friksiyon masajı

-Posterior Kapsül Gevşetme: posterior kapsülde gerginliği olan PFAS' lu hastalara 10 dk süreyle derin friksiyon masajı uygulanmıştır.



**Şekil 3.30.** Posterior kapsül gevşetme

Bireylerin değerlendirmesinden alınan tüm sonuçlar, çalışma (PFAS grubu) ve kontrol grubu olarak birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Ayrıca, PFAS grubundaki hastaların uygulanan çeşitli fizyoterapi yaklaşımlarından önce ve sonra, yürüyüş sırasındaki medial ve lateral hamstringlerinden alınan dinamik kas aktivasyon cevaplarındaki (EMG cevaplarındaki) değişimler, grup içinde analiz edilmiştir

### İstatistiksel Analiz:

Tüm veriler “Statistical Package for Social Sciences (SPSS, Inc., Chicago, IL)” programı kullanılarak analiz edilmiştir. Çalışmada elde edilen sayısal sonuçların dağılımı Kolmogorov-Smirnov testi ile incelenmiştir. Tüm verilerin dağılımı normal olduğundan parametrik testler kullanılmıştır. PFAS ve kontrol grubunun karşılaştırılmaları bağımsız gruplar için t-testi (independent sample- t) ile, PFAS grubunun tedavi öncesi ve tedavi sonrası sonuçlarının karşılaştırılması ise eşleştirilmiş gruplar için t- testi (paired sample t- test) ile yapılmıştır. Anlamlılık düzeyi  $p < 0.05$  olarak belirlenmiştir.

Kujala ağrı skorunun kas kuvveti ile korelasyonuna ve diz 90° fleksiyonda 30 dk'dan uzun süre oturma ile korelasyonuna Pearson korelasyon testi ile bakılmıştır.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Grupların demografik özellikleri:

Grupların demografik özellikleri (Tablo 4.4) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ).

**Tablo 4.4.** Grupların demografik özellikleri

	PFAS n=15 (11 kadın, 4 erkek)		KONTROL n=15 (9 kadın, 6 erkek)		t	p
	Ort ± S.S.	Min.-Maks.	Ort ± S.S.	Min.-Maks.		
YAŞ (yıl)	30.46 ± 6.22	22-40	28.73 ± 7.43	24-39	-0.69	0.532
BOY (cm)	167.87 ± 7.81	155-180	169.73 ± 7.09	158-182	0.68	0.532
KİLO (kg)	67.87 ± 13.4	46-93	67.46 ± 14.31	51-97	-0.078	0.942
VKİ (kg/cm <sup>2</sup> )	23.84 ± 2.84	19.1-29	23.15 ± 3.31	19.9-29.3	-0.6	0.602

*P=0.05 bağımsız gruplar için t-testi*

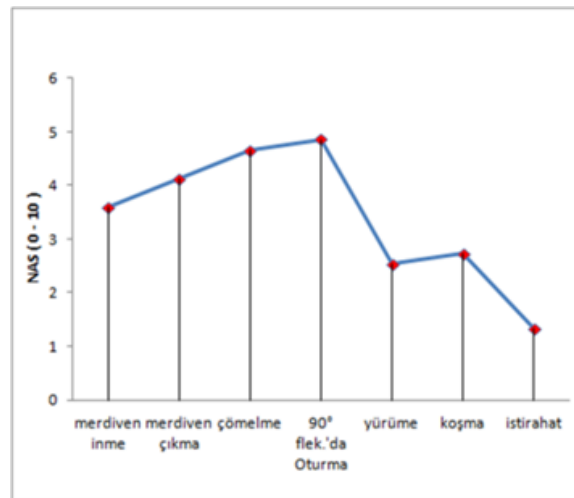
#### 4.2. Ağrı Şiddetinin Analizi:

Hastaların merdiven inme, merdiven çıkma, çömelme, dizler 90° fleksiyonda oturma, yürüme ve istirahat sırasındaki ağrıları Numerik ağrı skalası ile (NAS) sorgulandı. NAS'a göre hastaların farklı pozisyonadaki ağrı şiddetleri Tablo 4.5'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.5.** Hastaların ağrı şiddetleri (n = 15)

Ağrı şiddeti (Sayısal ağrı ölçütü = 0-10 )	Ortalama $\pm$ S.S.	Min-Maks
Merdiven inerken	3.6 $\pm$ 2.27	0-9
Merdiven çıkarken	4.13 $\pm$ 2.65	0-10
Çömelirken	4.66 $\pm$ 3.25	0-9
Dizler 90° fleksiyonda 30 dk'dan fazla otururken	4.86 $\pm$ 2.79	0-8
Yürürken	2.53 $\pm$ 2.82	0-8
Koşarken	2.73 $\pm$ 3.15	0-9
İstirahatte	1.06 $\pm$ 2.08	0-4

Hastaların en çok ağrıyı ,diz fleksiyonu 90° iken 30 dk ve üzeri oturma sırasında hissettikleri saptanmıştır. Bunu sırasıyla çömelme ve merdiven çıkma sırasındaki ağrının izlediği görülmüştür (Şekil 4.31).



**Şekil 4.31.** Hastaların ağrı şiddetleri

### 4.3 Patellofemoral eklem ve çevre yumuşak dokuların değerlendirilmesi:

#### 4.3.1. Klinik testler ve palpasyon

Hastaların %100'ünde (15 hasta) patellar öğütme testi, %40'ında (6 hasta) patellar tilt pozitif ve tiltin yönü laterale doğru bulunmuştur.

Patellofemoral eklem ve çevre yumuşak dokuların hassasiyeti değerlendirildiğinde hastaların %33'ünde patellanın superiorunda (5 hasta), %46'sında (7 hasta) inferiorunda, %33'ünde (5 hasta) medialinde, %40'ında (6 hasta) lateralinde; %20'sinde (3 hasta) medial retinakulumda, %60'ında (9 hasta) lateral retinakulumda hassasiyet olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca %20'sinde (3 hasta) posterior kapsülde, %26'sında (4 hasta) Quadriceps tendonunda kalınlaşma; %46'sında (7 hasta) patellar tendonda hassasiyet olduğu tespit edilmiştir.

#### 4.3.2. Kısıklık testleri

PFAS grubunun %13'ünde (2 hasta) TFL'da, %40'ında (6 hasta) quadricepste, %20'sinde (3 hasta) hamstringlerde, %6'sında (1 hasta) gastrocnemiusta kısıklık bulunmuştur. Hiçbir hastada rectus femoris kasında kısıklık tespit edilmemiştir.

#### 4.3.3 Postür Analizi

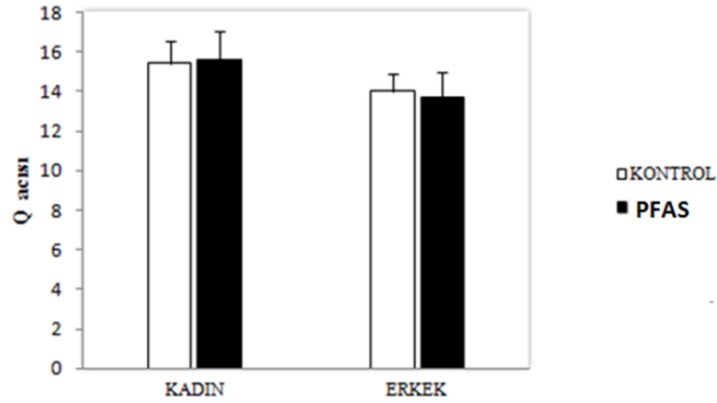
PFAS grubunda %6 dizde varus (1 hasta), %20 dizde tibial torsion (3 hasta) (2'sinde dışa, 1'inde içe), %26 hastada pes planus (4 hasta), %20 hastada hallux valgus (3 hasta) , %6 dizde genu recurvatum (1 hasta) gözlenmiştir.

#### 4.3.4. Q açısı

PFAS ve kontrol grubundaki kadın ve erkeklerin Q açısı değerlerinin karşılaştırması şekil 4.32'de gösterilmiştir.

Kadınların Q açısı değerlerinin sırasıyla PFAS grubunda (n=11)  $15.63^{\circ} \pm 1.43^{\circ}$  kontrol grubunda (n=9)  $15.44^{\circ} \pm 1.13^{\circ}$  olduğu ve iki grup arasındaki farkın anlamlı olmadığı tespit edilmiştir ( $t = -0.327, p = 0.09$ ).

Erkeklerin Q açısı değerlerinin sırasıyla PFAS grubunda (n=4)  $13.75^{\circ} \pm 1.25^{\circ}$  kontrol grubunda (n=6)  $14^{\circ} \pm 0.81^{\circ}$  olduğu ve iki grup arasındaki farkın anlamlı olmadığı görülmüştür ( $t=0.37$ ,  $p=0.614$ ).



**Şekil 4.32** PFAS ve kontrol grubundaki kadın ve erkeklerin Q açısı değerlerinin karşılaştırılması

#### 4.3.5 Kas kuvveti ölçümleri

PFAS ve kontrol grubundaki kadınların diz fleksiyon kuvveti arasında anlamlı fark bulunmazken ( $p>0.05$ ) kalça ekstansiyon ( $p=0.000$ ), kalça abduksiyon ( $p=0.045$ ), kalça eksternal rotasyon ( $p=0.015$ ) kuvvetlerinde ve diz ekstansiyon kuvvetinde ( $p=0.000$ ) kontrol grubu lehine farklı bulunmuştur.

PFAS'lu kadınların kas güçsüzlüğü oranları sırasıyla kalça ekstansörlerinde %49, kalça abduktörlerinde %21, kalça eksternal rotatörlerinde %26 ve diz ekstansörlerinde %41 bulunmuştur.

PFAS ve kontrol grubundaki erkeklerin kas kuvvetleri karşılaştırıldığında ise kalça ekstansiyon ( $p>0.05$ ), kalça eksternal rotasyon ( $p>0.05$ ) diz fleksiyon kuvvetleri arasında anlamlı fark bulunmazken, kalça abduksiyon ( $p=0.002$ ) ve diz ekstansiyon kuvvetleri ( $p=0.039$ ) kontrol grubu lehine farklı bulunmuştur. Sonuçlar (tablo 4.6)'de gösterilmiştir.

PFAS'lu erkeklerde ise kas güçsüzlüğü oranları, kalça abduktörlerinde %48, ve diz ekstansörlerinde %40 bulunmuştur.

**Tablo 4.6.** PFAS ve kontrol grubundaki kadın ve erkeklerin kas kuvveti değerlerinin karşılaştırılması

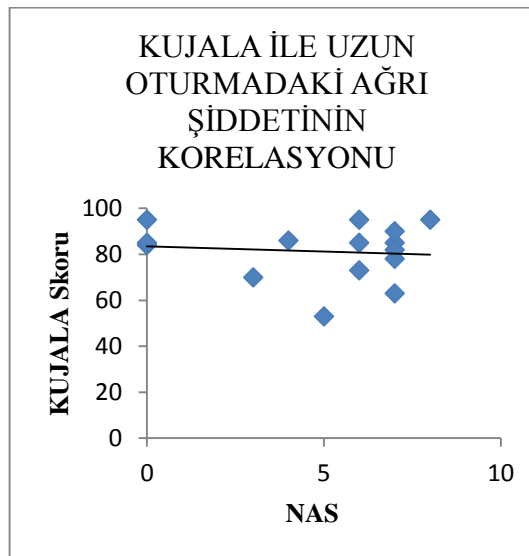
CİNSİYET	KADIN				ERKEK			
	PFAS (n=11)	KONTROL (n=9)	t	P	PFAS (n=4)	KONTROL (n=6)	t	P
KALÇA EXT.	25.55 ± 11.26	50.93 ± 16.26	-5.414	0.000*	32.61 ± 11.27	59.14 ± 25.36	-1.938	0.089
KALÇA ABD.	31.94 ± 8.68	40.88 ± 9.82	-2.16	0.045*	25.54 ± 6.06	49.44 ± 50.84	-4.479	0.002*
KALÇA EXT. ROT.	14.60 ± 3.30	19.94 ± 5.54	-2.675	0.015*	17.77 ± 6.98	23.41 ± 6.85	-1.265	0.241
DİZ EXT.	16.49 ± 4.43	28.04 ± 5.34	-5.288	0.000*	18.02 ± 5.10	30.19 ± 8.85	-2.462	0.039
DİZ FLEX.	36.77 ± 25.98	46.75 ± 14.27	-1.029	0.317	49.49 ± 28.83	64.70 ± 14.87	-1.33	0.22

*P=0.05, bağımsız gruplar için t-testi*

#### 4.3.6 Diz Fonksiyonlarının Değerlendirilmesi:

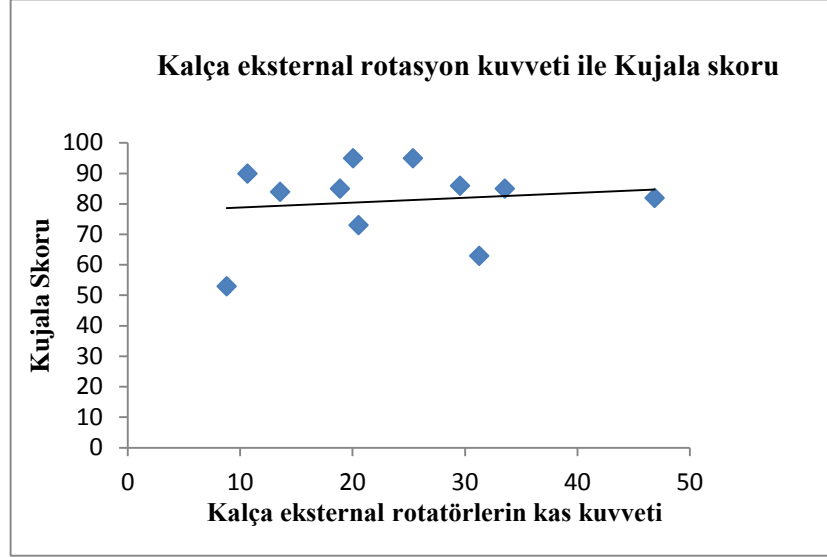
PFAS'lu hastalarda Kujala skorunun ortalaması 81.2 ( $\pm 12.1$ ) bulundu.

Kujala Skoru ile hasta grubumuzda en ağırlı aktivite olan, dizler 90° fleksiyonda 30dk'dan uzun süre oturmadaki ağrı şiddetinin ilişkisine bakıldığında, aralarında korelasyon bulunmamıştır ( $r = -0.103$ ,  $p = 0.7$ ) (şekil 4.33).



**Şekil 4.33.** Dizler 90° fleksiyonda 30dk'dan uzun süre oturma ile Kujala skoru arasındaki ilişki

Kalça eksternal rotasyon kuvveti ile Kujala skoru arasında pozitif korelasyon bulunmuştur ( $t=0.606$ ,  $p=0.048$ ) (şekil 4.34).



Şekil 4.34. Kalça eksternal rotasyon kuvveti ile Kujala skoru arasındaki ilişki

#### 4.4 Yürüme Analizi Sonuçları

##### 4.4.1 Zaman-mesafe parametreleri

Serbest yürüme hızında, gruplar arasında zaman-mesafe parametrelerinde fark bulunmamıştır (Tablo 4.7).

**Tablo 4.7.** Yürümenin zaman-mesafe parametrelerinin karşılaştırılması

	PFAS	KONTROL	t	p
	Ort ± S.S.	Ort ± S.S.		
BASMA ZAMANI (msn)	658.66 ± 56.12	647.88 ± 62.02	-0.499	0.622
SALINIM ZAMANI(msn)	444.88 ± 22.91	431.66 ± 29.91	-0.359	0.185
BASMA ZAMANI (%)	59.5 ± 1.50	59.59 ± 2.00	-0.549	0.587
SALINIM ZAMANI (%)	40.40 ± 1.50	40.04 ± 2.00	-0.549	0.587
ADIM ZAMANI (msn)	1103 ± 73.71	1070.02 ± 26.38	-1.659	0.108
KADANS	109.15 ± 7.34	111.73 ± 8.06	0.916	0.368
ÇİFT DESTEK ZAMANI(msn)	127.55 ± 14.11	118.22 ± 32.38	-1.023	0.315
ÇİFT DESTEK (%)	11.53 ± 0.91	10.97 ± 2.46	-0.821	0.418
ÖNE ADIM UZUNLUĞU (mm)	641.93 ± 51.22	646.37 ± 58.24	0.222	0.826
AÇISAL HIZ (m/sn)	1.12 ± 0.10	1.17 ± 0.13	0.920	0.366
SALINIM AÇISAL HIZI (m/sn)	2.79 ± 0.21	2.92 ± 0.29	1.320	0.198
ADIM UZUNLUĞU (mm)	1241.04 ± 83.50	1225.93 ± 107.55	0.221	0.671
ADIM GENİŞLİĞİ (mm)	144.02 ± 22.72	151.46 ± 22.93	0.895	0.38
ORT. AÇISAL HIZ (m/sn)	1.13 ± 0.11	1.17 ± 0.12	0.908	0.371

*P=0.05, Bağımsız gruplar için t-testi*

#### 4.4.2. Kinematik Analizler:

PFAS grubunun ve kontrol grubunun ilk temas anındaki ayak bileği dorsifleksiyon ve diz fleksiyon açıları, yüklenme fazındaki diz fleksiyon tepe değeri, basma fazındaki ayak bileği dorsifleksiyon, kalça fleksiyon, kalça adduksiyon ve kalça internal rotasyon tepe değerleri karşılaştırılmıştır. Kinematik analizlerin sonuçları Tablo 4.8’de gösterilmiştir.



**Tablo 4.8.** Kinematik analizlerin sonuçları

	KONTROL n=15	PFAS n=15	t	p
Ayak Bileği-dorsi flek.(ilk temas)	-2.729 ± 4.33	-2.224 ± 2.25	-0.693	0.490
Ayak Bileği-dorsi flek tepe	13.384 ± 5.15	13.774 ± 3.93	-0.403	0.688
Diz Flek.-(ilk temas)	3.898 ± 4.86	3.942 ± 5.46	-0.045	0.964
Diz Flek.-Tepe	13.824 ± 5.63	13.174 ± 7.43	0.468	0.641
Kalça add.- Tepe	-7.10 ± 3.71	-7.61 ± 3.86	-0.631	0.530
Kalça Flek.- Tepe	30.262 ± 5.61	29.988 ± 7.23	0.201	0.841
Kalça int. Rot.-Tepe	6.63 ± 8.35	6.83± 8.08	-0.116	0.908

*P=0.05, Bağımsız gruplar için t-testi*

#### 4.9.2.1 Ayak bileği kinematikleri

İlk temas anındaki ayak bileği dorsifleksiyon derecelerinde, gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır ( $t= -0.693$ ,  $p=0.49$ ).

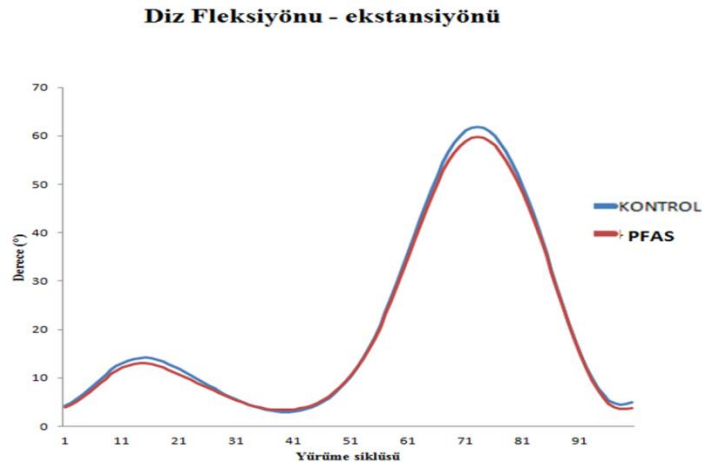
Basma fazı boyunca dorsifleksiyonun tepe değeri arasında da gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır ( $t=-0.403$ ,  $p=0.68$ ).



**Şekil 4.35.** Yürüme siklusunda ayak bileği dorsi-plantar fleksiyon hareketi (pozitif değer dorsi fleksiyon)

#### 4.9.2.2 Diz Kinematikleri

İlk temas anındaki diz fleksiyon dereceleri ve yüklenme fazı esnasındaki diz fleksiyon tepe değerleri karşılaştırıldığında PFAS ve kontrol grupları arasındaki farkların anlamlı olmadığı görülmüştür (sırasıyla  $t=-0.045$ ,  $p=0.9$  ve  $t=0.468$ ,  $p=0.6$ ).

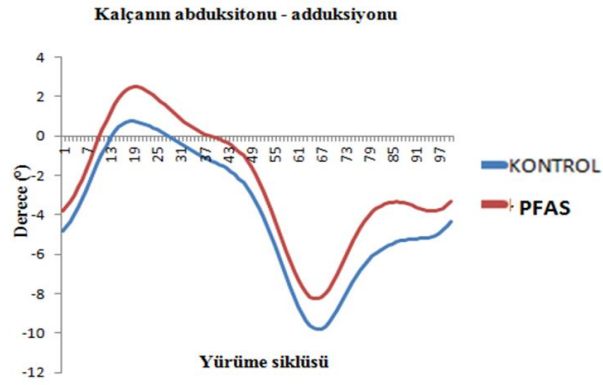


**Şekil 4.36.** Yürüme siklusunda diz fleksiyon-ekstansiyon hareketi (pozitif değer fleksiyon)

#### 4.9.2.3. Kalça Kinematikleri

Basma fazı boyunca kalça addüksiyon, fleksiyon ve internal rotasyon açılarının tepe değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır (sırasıyla  $p=0.435$ ,  $p=0.845$ ,  $p=0.905$  ve  $t=-0.631$ ,  $t=0.201$ ,  $t=-0.116$ ).

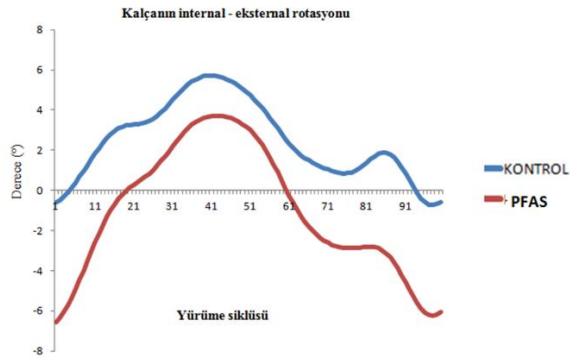
Kalçanın yürüme siklusundaki abdüksiyon-addüksiyon hareketi, fleksiyon-ekstansiyon hareketi ve internal-eksternal rotasyon hareketleri sırasıyla tablo 4.6, 4.7 ve 4.8'de gösterilmiştir.



**Şekil 4.37.** Yürüme siklusunda kalça abduksiyon-adduksiyon hareketi (pozitif değer abduksiyon)



**Şekil 4.38.** Yürüme siklusunda kalça fleksiyon-ekstansiyon hareketi (pozitif değer fleksiyon)



**Şekil 4.39** Yürüme siklusunda kalça internal-eksternal rotasyon hareketi (pozitif değer internal rotasyon)

#### 4.10.1 EMG analizi

PFAS ve kontrol gruplarında MH ve LH'lerin kasılmaya başlama zamanları arasındaki yürüme aktivitesi sırasındaki fark ölçülmüştür. Grupların karşılaştırılması tablo 4.9'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.9.** PFAS ve kontrol gruplarının MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları arasındaki farklar

	n	ORT±SS	ALT SINIR	ÜST SINIR	t	P
KONTROL	15	0.012±0.04 sn	-0.0098	0.0353	-1.163	0.264
PFAS-TÖ	15	0.025±0.033 sn	-0.0069	0.0751		

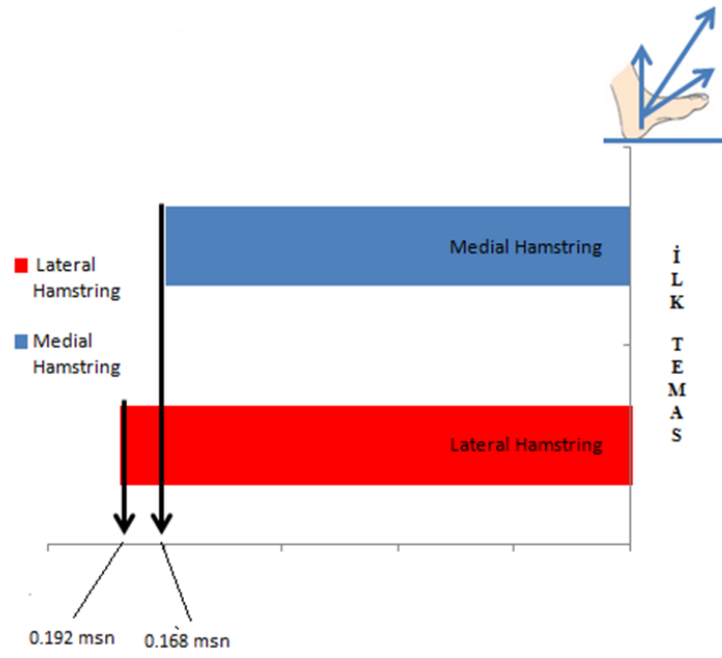
*P =0.05, Bağımsız gruplar için t-testi*

MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama önceliği bireyler arasında farklılık gösterdiği görülmüştür. PFAS ve kontrol grubunun her ikisinde de çoğunlukla LH kası daha önce kasılmaya başladığı tespit edilmiştir. Kontrol grubunda 11 bireyde LH'ler MH'lere göre daha erken kasılmaya başlarken, 4 bireyde MH'ler kasılmaya daha önce başladığı görülmüştür. PFAS grubunda ise 13 bireyde LH'ler MH'lere göre daha erken kasılmaya başlarken, 2 bireyde MH'ler kasılmaya daha önce başladığı görülmüştür.

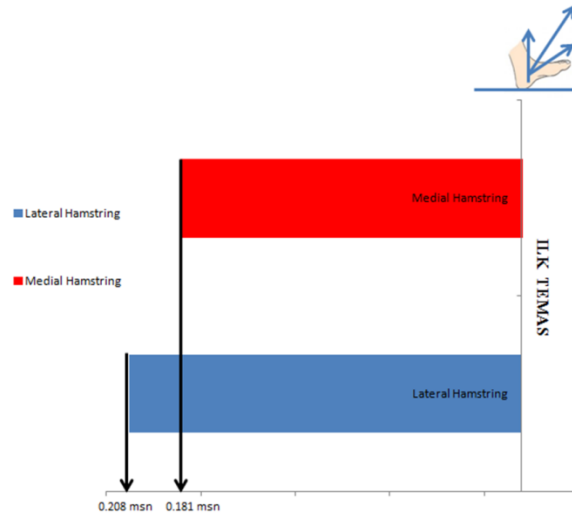
Çalışmada ayrıca her bireyin her yürüme döngüsündeki MH ve LH'lerin gözlemsel olarak belirlenen "ilk temas" anından ne kadar önce kasılmaya başladıkları hesaplanmıştır.

Kontrol grubunda LH'ler ilk temastan  $0.192 \pm 0.04$  msn önce kasılmaya başlarken, MH'ler  $0.168 \pm 0.04$  msn önce kasılmaya başladığı belirlenmiştir.

PFAS grubunda ise LH'ler ilk temastan  $0.208 \pm 0.05$  msn önce kasılmaya başlarken, MH'ler  $0.181 \pm 0.20$  msn önce kasılmaya başladığı belirlenmiştir.



**Şekil 4.40.** Kontrol grubunda ilk temas anıyla MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları arasındaki fark



**Şekil 4.41.** PFAS grubunda ilk temas anıyla MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları arasındaki fark

Yürüme aktivitesi sırasında PFAS ve kontrol grubunun MH ve LH kaslarının RMS amplitüd değerleri sırasıyla tablo 4.10.'da gösterilmiştir.

**Tablo 4.10.** Yürüme aktivitesi sırasında PFAS ve kontrol grubunun MH ve LH RMS amplitüd değerleri

	n	Mean	Minimum	Maximum	t	p
KONTROL-MH	15	0.0528±0.0278 volt	0.02	0.1291	0.499	0.622
KONTROL-LH	15	0.0326±0.016 volt	0.019	0.0827		
PFAS-MH	15	0.0488±0.0151 volt	0.0293	0.085	-1.285	0.209
PFAS-LH	15	0.0413±0.0209 volt	0.019	0.099		

*P=0.05, bağımsız gruplar için t-testi*

Her iki grupta da LH amplitüdünün MH amplitüdünden daha yüksek olduğu görülmüştür. PFAS grubunda LH amplitüdünün kontrol grubuna göre artmış olduğu, MH amplitüdünün ise kontrol grubuna göre azalmış olduğu tespit edilmiştir. Ancak PFAS grubundaki bu değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

#### 4.10.2 Tedavi Sonrası EMG Analizi

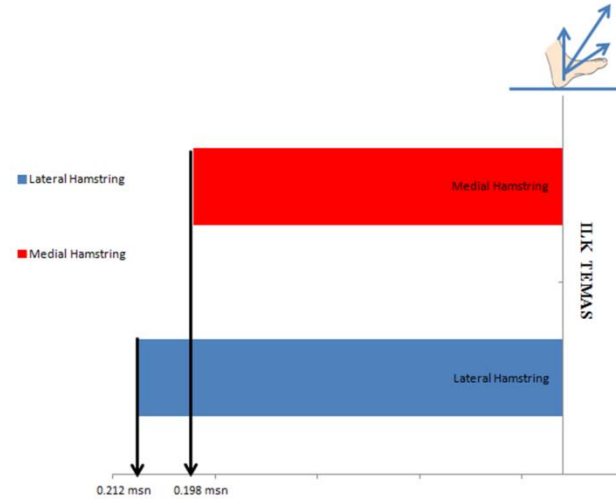
PFAS grubuna yapılan tek seanslık fizyoterapi uygulamasını takiben MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları arasındaki farklar tablo 4.11’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.11.** TÖ ve TS, PFAS grubunda MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları arasındaki farklar

	n	ORT±SS	ALT SINIR	ÜST SINIR	t	P
PFAS T.Ö.	15	0.025±0.033sn	-0.006	0.07	1.442	0.171
PFAS T.S.	15	0.009±0,031sn	-0.0162	0.0464		

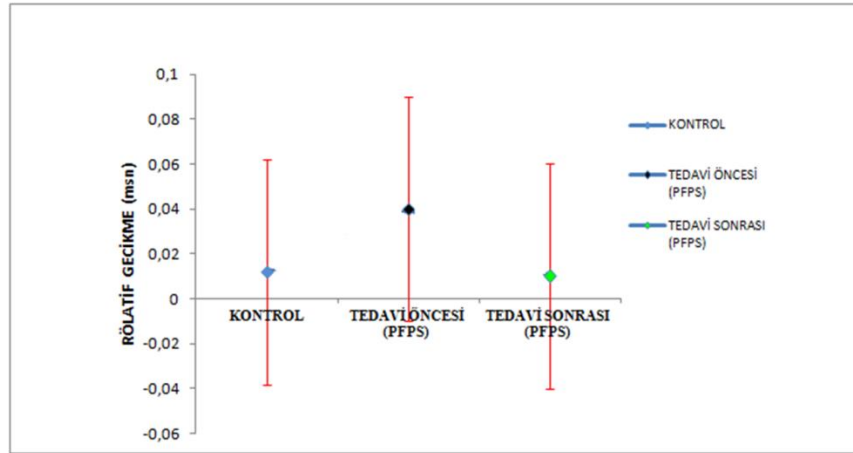
*P =0.05, Bağımlı gruplar için t-testi*

Yapılan tek seanslık fizyoterapi uygulamasından sonra uygulama yapılan bireylerde LH’lerde gevşeme sağlandığı ve MH’lerle kasılmaya başlama zamanları arasındaki farkın kısaldığı görülmüştür.



**Şekil 4.42.** Fizyoterapi uygulamasından sonra PFAS grubunda ilk temas anıyla MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları arasındaki fark

MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları arasındaki farklar, kontrol grubu, PFAS grubu ve tedavi sonrası PFAS grubunda şekil 4.43'de gösterilmiştir.



**Şekil 4.43** Kontrol grubu ve tedavi öncesi ve sonrası PFAS gruplarında MH ve LH kasılmaya başlama zamanları arasındaki farkların gösterilmesi

Tek seanslık fizyoterapi uygulaması sonrası LH'lerin amplitüdü tablo 4.12'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.12.** PFAS grubuna tek seanslık fizyoterapi uygulaması öncesi ve sonrasında LH'lerin amplitüdü

LH						
	n	ort±SS	alt sınır	üst sınır	t	p
PFAS TÖ	15	0.0413±0.0209	0.019	0.0642		
PFAS TS	15	0.0381±0.0186	0.0196	0.0905	3.148	0.007*

*P=0.005; bağımlı gruplar için t-testi*

Tek seanslık fizyoterapi uygulamasını takiben yapılan EMG ölçümünde LH'lerin amplitüdünün anlamlı ölçüde azaldığı görülmüştür.



## 5. TARTIŞMA

Patellofemoral ağrı sendromu (PFAS) genç ve fiziksel olarak aktif kişilerde görülme sıklığı oldukça yüksek olan bir patolojidir. PFAS'u olanların %70'den fazlası 16-25 yaş aralığında olup (106), bayanlarda çok daha yaygın olarak görülmektedir (28, 106, 108, 130).

PFAS yaygın olarak lateral dizilim bozukluğu olarak tanımlanmıştır. Quadriceps ve patellar tendonun patellaya uyguladığı kuvvetler lateral yöndedir ve quadriceps kasının kasılmasıyla patellanın laterale tiltine sebep olur.

Kas dengeleri açısından bakıldığında, üzerinde en çok araştıma yapılan konu patellada sonlanıyor olması sebebiyle quadriceps kası olmuştur. Vastus medialis obliquus (VMO) ve vastus lateralis (VL) arasındaki dengenin bozulması, patellanın laterale tiltine sebep olan ve patellofemoral ekleme binen stresleri arttıran bir faktör olarak görülmüştür. Femoral anteversiyon, tibial rotasyon gibi anatomik anormallikler de patellar tendonun laterale oryantasyonunu artırır ve dizilim bozukluklarına neden olur.

Literatürde PFAS ile ilgili olarak yapılan çalışmaların çoğunda quadriceps veya VMO ve VL arasındaki motor ünite ateşleme cevapları üzerinde durulmuştur. Son yıllarda bazı çalışmacılar hamstringlerin de diz mekaniğindeki öneminden bahsetmişler ve ön çapraz bağ yaralanması olan hastalarda hamstringlerin tibianın anteriora translasyonunu önleyici etkisini ortaya koymuşlardır (51,96). Ancak literatürde hamstringlerin PFAS olan hastalarda olan önemi üzerinde yeterince çalışılmamıştır. Halbuki hamstringlerin kasılmasıyla tibia posteriora translasyon ve eksternal rotasyon yapar ve bu durum patellar tendon oryantasyonunu etkiler (76,82). Tibianın posteriora translasyonu patellar tendonda da posterior translasyona sebep olduğundan patellar fleksiyonu da arttırarak patellofemoral kompresyonu artırır (132). Tibianın eksternal rotasyonu ise patellar tendonun laterale oryantasyonunu arttırarak patellofemoral basıncı artırır (81).

Bu nedenle hamstringlerin PFAS'daki önemi en az ön çapraz bağ yaralanmalarındaki kadardır. Hatta hipotezimize göre hamstringlerin iki parçası olan MH ve LH'lerin bile diz mekaniğindeki farklı görevleri nedeniyle ayrı ayrı incelenmesi gerekmektedir. Ayrıca lateral hamstringler (LH) ve medial hamstringler arasındaki kas kuvvet ve kasılma zamanının dengesindeki bozukluğun da patellar

tendonu etkileyebileceği düşünülebilir. Çünkü LH kası tibiaanın eksternal rotasyonuna sebep olur. Eğer LH kası MH'e göre daha erken kasılmaya başlıyorsa, bu durum tibiaanın eksternal rotasyonunda artışa sebep olabilmektedir (107).

Çalışmamızda daha önce hiç çalışılmamış olan PFAS'lu hastalarda MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları ve amplitüdüleri arasındaki olası bir farkın yürüme aktivitesi sırasında değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızın hipotezinde PFAS'lu hastalarda LH kasının daha erken kasılmaya başladığını ve LH amplitüdünün kontrol grubuna göre daha yüksek olduğunu ileri sürdüğümüzden, LH'i gevşetip kasılma zamanını geciktirecek ve amplitüdünü azaltacak tek seanslık bir fizyoterapi uygulaması yapılmıştır. Çalışmamızda ayrıca, PFAS'nda yürümenin zaman-mesafe parametrelerinde ve kalça, diz, ayak bileği eklem kinematiklerinde PFAS ve kontrol grubu arasında fark olup olmadığı da değerlendirilmiştir.

#### **Ağrı:**

Çalışmamızda hastaların merdiven inme, merdiven çıkma, çömelme, dizler 90° fleksiyonda 30 dk'dan fazla oturma, yürüme, koşma ve istirahat sırasındaki ağrıları Numerik Ağrı Skalası (NAS) ile (0-10 puan) değerlendirilmiştir. Hastaların NAS değerlerinin ortalaması sırasıyla, merdiven inerken 3.6±2.27 puan, merdiven çıkarken 4.13±2.65 puan , çömelme sırasında 4.66±3.25 puan , dizler 90° fleksiyonda 30 dk'dan fazla oturma sırasında 4.86±2.79 puan , yürüme ile 2.53±2.82 puan , koşma ile 2.73± 3.15 puan , istirahatte 1.06±2.08 puan bulunmuştur.

Diz fleksiyon açısı arttıkça, patellofemoral eklem reaksiyon kuvvetlerinin (PFERK) arttığı; bu nedenle çömelme, merdiven inme, merdiven çıkma, dizler fleksiyonda uzun süre oturma ve koşmanın PFAS'lu hastalarda ağrıya sebep olan veya ağrıyı artıran aktiviteler olduğu bilinmektedir. Bizim çalışmamızdaki PFAS'lu hastalarda da yukarıda belirtilen tüm aktiviteler sırasında ağrı olduğu tespit edilmiştir.

Yapılan değerlendirme sonrasında hastalarımızın PFERK'lerinde artışa yol açarak ağrıya en büyük artış yapan aktivitenin, dizler 90° fleksiyonda 30 dk'dan fazla oturma olduğu ortaya çıkarılmıştır. "Sinema belirtisi" olarak da adlandırılan dizler fleksiyonda uzun süre oturma ile olan ağrının sebebinin, bu pozisyonun ekstansör mekanizmada yarattığı gerilim ve iliotalibial bandın retinaküler bağlantıları tarafından

uygulanan ve 30°nin üzerindeki diz fleksiyon derecelerinde diz ekseninin arkasından geçen lateral ve posterior kuvvetler olduğu bildirilmiştir. Bizim hastalarımızda yoğun olarak görülen bu bulgu, literatürde kabul edilen genel görüş ile uyumlu bulunmuştur (145 )

### **Klinik testler ve palpasyon:**

Çalışmamızda çalışma grubu olarak ele alınan PFAS grubundaki tüm hastalara, patellar öğütme testi (Clarke's testi) ve patellar tilt testleri uygulanmıştır. Ayrıca patellanın superior, inferior, medial ve lateral kısımları, medial ve lateral retinakulumlar, infrapatellar yağ yastıkçığı, tüberositas tibia, patellar tendon, quadriceps tendonu, ve posterior kapsüldeki hassasiyet ve/veya kalınlaşma palpasyon ile değerlendirilmiştir

Hastaların %100'ünde (15 hasta) patellar öğütme testi ve %40'ında (6 hasta) patellar tilt testi pozitif olarak bulunmuştur. Patellar tiltin yönünün laterale doğru olduğu görülmüştür.

Her ne kadar yapılan bir çalışmada patellar öğütme testinin spesifitesinin % 0.67 ve hassasiyetinin % 0.39 olduğu bulunmuş olsa da (133), klinikte çok yaygın olarak kullanılması nedeniyle PFE fonksiyon bozukluğunu değerlendirmek için çalışmamızda bu testin kullanımı tercih edilmiştir. Çalışmaya aldığımız tüm hastalarda testin pozitif çıkması da, hastalardaki PFE fonksiyon bozukluğunu göstermekte ve hastaların PFAS tanısını doğrulamaktadır.

Patellanın laterale olan aşırı tilti, mediale olan mobilitiyi kısıtlar ve patellanın lateral faseti ve lateral trochlea arasındaki streslerde artışa yol açar. Streslerin artışı zaman içerisinde eklem kıkırdağında ciddi dejeneratif değişiklikleri beraberinde getirir.

Haim ve diğ.nin (48); PFAS'lı hastalarda patellar tilt testinin spesifitesini %92, hassasiyetini %43 bulmaları nedeniyle, çalışmamızda diğer testlerin yanısıra bu teste de yer verilmiştir.

Patellofemoral eklem ve çevre yumuşak dokuların hassasiyeti değerlendirildiğinde hastaların %33'ünde patellanın superiorunda (5 hasta) , %46'sında (7 hasta) inferiorunda, %33'ünde (5 hasta) medialinde ve %40'ında (6 hasta) lateralinde hassasiyet olduğu gösterilmiştir. Ayrıca hastaların %20'sinde (3

hasta) medial retinakulumda ve %60'ında (9 hasta) lateral retinakulumda hassasiyet olduğu tespit edilmiştir. %20 hastada (3 hasta) posterior kapsülde, %26 hastada (4 hasta) Quadriceps tendonunda kalınlaşma; %46 hastada ise (7 hasta) patellar tendonda hassasiyet olduğu bulunmuştur.

PFE ve çevre yumuşak dokuların palpasyonla muayenesindeki öncelikli amaç hastanın ağrısının yerini belirlemektir (116). Fizyoterapide özellikle manuel tedavi uygulanacak ise, palpasyonun önemi daha fazla öne çıkar. Palpasyonla yapılan muayene sonrası tespit edilen yumuşak dokudaki kalınlaşmalar, hassasiyet ve sertlikler, manuel terapi tedavi programının planlanması ve uygulanmasında temel teşkil eder.

#### **Kısalık Testleri:**

PFAS grubunun %40'ında (6 hasta) Quadricepste, %20'sinde (3 hasta) Hamstringlerde, %13'ünde (2 hasta) TFL'da, %6'sında (1 hasta) Gastrocnemiusta kısalık bulunmuştur. Kalça fleksörlerinin kısalığına ise, hiçbir hastada rastlanmamıştır.

Tahmin edilenin veya bilinenin aksine, PFASlı hasta grubumuzda en yüksek oranda quadriceps kas kısalığı (%40) olduğu bulunmuş, ikinci sırada hamstringlerdeki kısalık yer almıştır (%20). Witvrouw ve diğ. (156), Quadriceps kısalığının PFAS semptomları gelişmeden önce var olduğunu, PFAS'nun bir sonucu olmadığını bildirmişlerdir. Literatürde PFAS'lı hastalarda quadriceps kısalığı olup olmadığını değerlendiren beş çalışmanın tümünde, bizim sonuçlarımıza benzer şekilde quadriceps kısalığı olduğu bulunmuştur (37,71,112,135,156).

PFAS'lu hastalarda Hamstring kaslarının asemptomatik gruba göre daha kısa olduğu (152), bu kısalmanın PF eklem temas alanını azalttığı (82,76,152) ve PFERK'ni arttırdığı gösterilmiştir (152). M.hamstring kısalığı, rölatif diz fleksiyon kontraktürü yarattığından (116), dizi ekstansiyona getirmek için gereken m.quadriceps gücünü artırır ve PFERK'de artar (129,116). Bizim çalışmamızda da %20 oranında görülen Hamstring kaslarında görülen kısalığının, PFAS'lu hastalarımızın klinik bulgularını arttırdığını düşünmekteyiz.

PFAS olan hastalarda TFL kısalığının varlığı çok sayıda çalışmada gösterilmiştir (125,71,155). Bu sonuçlar bizim hastalarımızda görülen (%13) oran ile uyum göstermektedir.

Gastrocnemius kasında görülen kısalık, ayak bileği dorsifleksiyonunu kısıtlar. Ayak bileği dorsifleksiyonunun kısıtlılığı, sıklıkla subtalar eklem pronasyonu ile kompanse edilir. Subtalar eklem pronasyonu, tibianın internal rotasyonuna, tibianın internal rotasyonu da PFE mekaniğinde zorlayıcı etkilere sebep olur (116). Hastalarımızın sadece %6'sında (1 hasta) gastrocnemiusta kısalık görülürken, %26'sında (4 hasta) subtalar eklem pronasyonunun olması bu kompensasyon mekanizmasını destekler niteliktedir.

### **Postür Analizi:**

Çalışmamızda postür analizi iki amaçla yapılmıştır: Hastalarımızın seçim kriterlerimize uygunluğunu araştırmak ve PFAS ile ilişkili olan dizilim problemlerin olup olmadığını araştırmak. Aşırı genu varum, genu valgumu olan ve bacak boyu eşitsizliği olan hastalar çalışmamıza dahil edilmemiştir. Postür analizi sırasında belirtilen dizilim problemlerinden herhangi birinin tespit edilmesi halinde bireyin çalışmadan çıkarılması planlanmıştır.

PFAS grubunda %6 dizde varus (1 hasta) , %20 dizde tibial torsion (3 hasta) (2'sinde dışa, 1'inde içe), %26 hastada pes planus (4 hasta), %20 hastada hallux valgus (3 hasta) , %6 dizde genu recurvatum ( 1 hasta) gözlenmiştir.

Patellanın laterale yer değiştirmesinde sıklıkla eşlik eden anormalliklerden birisi, aşırı subtalar eklem pronasyonudur. Aşırı subtalar eklem pronasyonu, medial tibial rotasyonda artışa neden olur. Medial tibial rotasyon, patellayı laterale doğru yer değiştirmeye zorlar ve PFA'da artışa neden olur (154). Bizim hastalarımızın %26'sında görülen subtalar eklem pronasyonu (pes planus), literatürde fikir birliğine varılmış bu bilgi ile paralel olarak beraberinde patellanın laterale olan çekişini arttırmış ve patellar tilt testinde yüksek oran (%40) ortaya çıkarmıştır.

Çalışmamızda postür analizi sırasında ayrıca hastalarımızın %20'sinde hallux valgus olduğunu tespit edilmiştir. Kaya ve diğ.(69) bizim çalışmamızın sonucuna benzer şekilde, PFAS ile hallux valgus arasındaki ilişkiyi göstermiştir.

### Q Açısı:

Çalışmamızda PFAS ve kontrol grubunun Q açıları arasında fark olup olmadığı araştırılmış ve kadınların Q açısı değerlerinin sırasıyla PFAS grubunda (n=11)  $15.63^{\circ} \pm 1.43^{\circ}$  ve kontrol grubunda (n=9)  $15.44^{\circ} \pm 1.13^{\circ}$  olduğu bulunmuştur; ancak iki grup arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır (p=0.7). Erkeklerin Q açısı değerleri sırasıyla PFAS grubunda (n=4)  $13.75^{\circ} \pm 1.25^{\circ}$  kontrol grubunda (n=6)  $14^{\circ} \pm 0.81^{\circ}$  bulunmuştur. İki grup arasındaki farkın anlamlı olmadığı görülmüştür (p=0.9).

Schultz ve diğ. (134) ve Guerra ve diğ. (47) Q açısının sırtüstü yatış pozisyonunda ölçümü ile ayakta ölçümünü karşılaştırmışlar ve her ikisi de ölçüm pozisyonları arasında fark olmadığını bildirmişlerdir. Bu nedenle yaptığımız çalışmada Q açısı, vücut ağırlığı verilen ayakta duruş sırasında değerlendirilmiştir. Bu pozisyonun ayrıca, dize yük binen daha fonksiyonel bir pozisyon olması ve oturma pozisyonundan etkilenmeyen, ancak ayakta dik duruşta yük verme ile açığa çıkan, ayak pronasyonu gibi kompensasyon mekanizmalarına izin vermesi nedeniyle tercih edilmiştir.

Statik Q açısı ölçümü, patellofemoral eklem fonksiyon bozukluklarının (PFAS ve patellar instabilite) belirleyicisi olarak yaygın olarak kullanılmaktadır. Q açısının artması, lateral vektörde genişlemeyi ifade eder. Bu durum, patellanın laterale translasyonuna ve retropatellar basınçta artışa neden olur. Zamanla devam eden bu basınç artışı, lateral trochlea kenarı ile patella arasında ağrıya sebep olur (95).

Q açısının, PFAS'na etkisi çok sayıda çalışmada değerlendirilmiştir (1,10,21, 37,48,94,142). Bu çalışmalardan dördü (1,10, 48, 94 ) PFAS'lu hastalarda Q açısının kontrol grubuna göre artmış olduğunu bildirirken, dördü de (21,37,142,156) fark olmadığını bildirmişlerdir.

Haim ve diğ (48);  $20^{\circ}$ 'nin üzerindeki Q açısının PFAS ile anlamlı ilişkisi olduğunu bildirmişlerdir.

Powers ve diğ (119). yaptığı bir dinamik MR çalışması, yük verilen (tek ayak üzerinde çömelme) ve verilmeyen aktiviteler (otururken diz ekstansiyonu) sırasındaki PFE kinematiklerinin birbirinden farklı olduğunu göstermiştir. Bu çalışmaya göre, lateral patellar subluksasyonu olan hastalarda yük verilmeyen

aktivite sırasında patellanın tilti ve laterale yer değiştirmesi sabit femurun üzerinde olurken, yük verilen aktivite sırasında sabit patellanın altında femurun internal rotasyon hareketi ile olmaktadır (119). Dinamik aktivitelerle ilgili bir başka önemli bilgi de, bayanların atletik manevralar sırasında, kalça ve diz fleksiyonlarında azalma, diz valgus açı ve momentlerinde artma olduğu yolundaki bilgidir. Dizde dinamik valgus açısındaki bu artış, kalçanın internal rotasyon ve adduksiyon derecesindeki artıştan kaynaklanmaktadır. Aşırı kalça adduksiyonu ve internal rotasyonu sebebiyle diz eklem merkezi sagittal planda ayağa göre medialde kalır. Ayak yerde sabit olduğundan diz eklemine medialde olması, tibianın abduksiyonuna, ayağın pronasyonuna ve dizin dinamik valgusuna neden olur (118).

Diz valgus açısında artış, dinamik Q açısında da artışa neden olur (93). Powers basamak inme aktivitesi sırasında Q açısını, PFAS'lu bayanlarda 39°, kontrol grubunda 24° bulmuştur (118). Dinamik Q açısındaki artış, PFE'deki lateral kuvvetleri arttırarak PFAS gelişimine neden olabilir. Dolayısıyla, Q açısının bizim bu çalışmada yaptığımız gibi statik olarak ölçülmesinin yanısıra, dinamik olarak da ölçülmesi sonuçların doğruluğunu arttıracaktır. Ancak Q açısının dinamik olarak ölçülmesine olanak veren hareket analizi gibi sistemlerin çok kompleks ve pahalı oluşu, klinik pratikteki kullanımına olanak vermemektedir. Çalışmamızda kullandığımız yürüme analiz sistemi dinamik Q açısı ölçümü için gerekli modifikasyonlara olanak vermediğinden, Q açısı sadece statik olarak ölçülmüştür.

### **Kas Kuvveti:**

Çalışmamızda PFAS ve kontrol grubundaki bireylerin kalça ekstansör, eksternal rotatör ve abduktör kasları ile, diz fleksör ve ekstansör kaslarının kuvveti izometrik olarak dinamometre kullanılarak ölçülmüştür. Her bir grup kendi içinde kadın ve erkek olarak 2 gruba ayrıldıktan sonra, aynı cinsler grup içi ve gruplar arası olmak üzere birbiriyle karşılaştırılarak cinsin ve patellofemoral ağrının kas kuvveti üzerine olan olası etkisi incelenmek istenmiştir.

Kadınlar arasında yapılan karşılaştırmada, PFAS grubundaki kadınlarda, kalça ekstansör, abduktör, eksternal rotator ve diz ekstansör kas kuvvetlerinde belirgin bir azalma görülürken (sırasıyla  $p=0.000$ ,  $p=0.045$ ,  $p=0.015$ ,  $p=0.000$ ), diz fleksör kuvvetlerinde sağlam bireylere göre herhangi bir farka raslanmamıştır

( $p=0.317$ ). Çalışmamızda PFAS'lu kadınların kas güçsüzlüğü oranları sırasıyla kalça ekstansörlerinde % 49, kalça abdükörlerinde %21, kalça eksternal rotatörlerinde %26 ve diz ekstansörlerinde %41 bulunmuştur.

Erkekler arasındaki karşılaştırmada ise, PFAS grubunda sadece kalça abdükör ve diz ekstansör kas kuvvetlerinde belirgin bir azalma olduğu görülmüş ( $p=0.002$ ,  $p=0.039$ ), buna karşılık, kalça ekstansör, eksternal rotator ve diz fleksör kuvvetlerinde sağlam bireylere göre anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0.22$ ,  $p=0.089$ ,  $p=0.241$ ). PFAS'lu erkeklerde ise kas güçsüzlüğü oranları, kalça abdükörlerinde %48, ve diz ekstansörlerinde %40 bulunmuştur.

Çalışmamızda PFAS grubunda 6, kontrol grubunda 4 erkek olması, ayrıca PFAS grubunda bilateral ( $n=2$ ) ve unilateral ( $n=2$ ) semptomları olan hastaların birarada olması sebebiyle bu sonuçlardan PFAS'lu erkeklerin kas etkileniminin kadınlara göre daha az olduğu ile ilgili klinik bir çıkarım yapmak uygun bulunmamıştır.

Literatürde Lafayette el dinamometresinin (Lafayette Manuel Muscle Tester-model: 01163) kalça kuvvetini ölçmedeki güvenilirliği ispatlanmıştır (4,112). İzometrik kas gücü ölçümleri sırasında test eden kişinin uyguladığı direnç ölçüm sonuçlarını etkilediği için (153), çalışmamızda test pozisyonlarını stabilize etmek için kemer kullanılmıştır (60). Kalça ekstansiyon (17,86,87,126), kalça abduksiyon (17,26,86,112,126), kalça eksternal rotasyon (16,26,36,60,87,112,126), diz ekstansiyon, diz fleksiyon test ölçüm pozisyonlarımız literatürle uyumlu idi.

Kalça güçsüzlüğü gibi proksimal faktörlerin patellofemoral ekleme dizilim bozukluğuna ve PFAS gelişimine neden olabileceği düşünülmüştür. Koşma esnasında yapılan bir kinematik analizde diz ekleminde en büyük momentlerin sagittal planda meydana gelmesine rağmen, frontal ve transvers planda etki eden önemli momentler de olduğu gösterilmiştir (90). Bir başka çalışmada erkeklerle karşılaştırıldığında, bayanlarda diz valgusu ve kalça internal rotasyonu ile ilişkili olarak artmış diz eksternal valgus momentleri olduğundan bahsedilmiştir (60). Bayanların bu hareketleri kontrol edebilmesi antagonisti olan proksimal kasların kuvvetleriyle direkt ilişkilidir. Yeterli kas gücünün olmaması durumunda femur adduksiyona ve internal rotasyona gider ve zamanla patella lateralindeki temas basınçlarının artışına neden olur (56,81,95). Kötü alt ekstremitte dizilimi ile yapılan



tekrarlayan aktivitelerin retinakulumda, retropatellar eklem kıkırdağında veya subkondral kemikte yaralanmalara yol açabileceği bildirilmiştir (60).

Piva ve diğ.(112), PFAS'lu bireylerle (n=30) ve aynı yaş ve cinsten kontrol grubunun (n=15) kalça abdüksiyon ve eksternal rotasyon izometrik kas kuvvetini el dinamometresi ile değerlendirdikleri çalışmalarında PFAS grubu ile kontrol grubunun ölçülen kas kuvvetleri arasında fark olmadığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada, kalça eksternal rotatörlerinin test pozisyonu bizim çalışmamızla aynı olmasına rağmen, kalça abdüksiyonunun test pozisyonu yan yatış pozisyonunda testlenen bacak 30° abdüksiyondaydı (112). Ancak kalça abdüksiyonunun aynı pozisyonda testlendiği bir başka çalışmada PFAS grubunda (n=10) kalça abduktör kuvveti kontrol grubuna göre (n=10) daha zayıf ( $p<0.001$ ) bulunmuştur (126). Piva ve diğ.'nin (112) çalışmasında kadın ve erkek cinsinin birarada değerlendirilmesinin sonucu etkilemiş olabileceğini düşünmekteyiz.

Ireland ve diğ. (60), el dinamometresi ve stabilizasyon kemeri kullanarak PFAS'lu bayanlarla (n=15), kontrol grubunun (n=15) kalça abduktör ve eksternal rotator kuvvetini değerlendirdikleri çalışmalarında kalça abdüksiyon ve eksternal rotasyon kuvvetini sırasıyla kontrol 23,3- PFAS 31,4 ve kontrol 16,8, PFAS 10,8 bulmuşlardır. PFAS'lu hastalarda kalça abdüksiyon ve eksternal rotasyon kas kuvveti kontrol grubuna göre sırasıyla %26 ve % 36 ( $p<0.001$ ) daha az bulunmuştur. Belirtilen kas kuvveti değerleri kg cinsinden ölçülmüş ve vücut ağırlığına göre normalize edilmiş değerlerdir (60). Bizim çalışmamızın ölçüm metodu bu çalışma ile aynıydı. Ölçtüğümüz değerler sırasıyla kalça abduksiyonu PFAS 31.94 , kontrol 40.88 ve eksternal rotasyonu PFAS 14.60 ve kontrol 19.94 idi. PFAS grubunda kalça abduktör kuvvetinde azalma %21, eksternal rotator grubunda %26'ydi. Sonuçlarımız Ireland ve ark.'larının uyumluydu (60).

Magalhaes ve diğ. (87), PFAS ( unilateral n=21, bilateral n=29) ve kontrol (n=50) grubundaki sedanter bayanların kalça kuşağı kaslarının izometrik kuvvetini el dinamometresi kullanarak karşılaştırmıştır. Bilateral PFAS grubunun ve kontrol grubunun sağ ve sol taraf ortalama kuvvet değerleri karşılaştırıldığında 6 kas grubu da PFAS grubunda anlamlı derecede zayıf bulunmuştur ( $p<0.05$ ). Unilateral PFAS olan hastaların etkilenmiş taraf kuvvet değerleri, kontrol grubu ile karşılaştırıldığında ise kalça abduktör, eksternal rotatör, fleksör ve ekstansör kas kuvvetleri anlamlı

derecede zayıf bulunmuştur (p değerleri sırasıyla  $p < 0.0002$ ,  $p < 0.01$ ,  $p < 0.009$  ve  $p < 0.037$ ). Bu çalışmada test pozisyonları manuel olarak stabilize edilmiştir ancak araştırmacılar çalışma öncesinde yaptıkları pilot çalışmada kullandıkları yöntemin test-retest güvenilirliğini göstermişlerdir (87). Biz çalışmamıza hem unilateral hem bilateral PFAS olan hastaları dahil ettik. Ancak PFAS grubundaki bayanların tümünün şikayetleri bilateraldi. Bu hastaların daha çok etkilenmiş tarafları ile kontrol grubunun rastgele seçilmiş taraflarını karşılaştırdık. Kalça adduktör ve internal rotatör kuvvetini değerlendirmedik. Ancak değerlendirdiğimiz 4 kas grubu ile ilgili sonuçlar bu çalışma ile uyum göstermektedir.

2009 yılında yayınlanan bir sistematik derlemede, PFAS'lu bayanların el dinamometresi ile ölçülen izometrik kalça kas kuvvetleri değerlendirilmiş ve kalça eksternal rotatör, abduktör ve ekstansör kuvvetinde azalmayla ilgili kuvvetli kanıt, fleksiyon ve internal rotasyon gücünde azalmayla ilgili orta derecede kanıt olduğunu, kalça adduksiyon kuvvetinde azalmayla ilgili kanıt olmadığı bildirilmiştir (124).

PFAS'lu hastalarda quadriceps kasının kuvvetinde azalma çok yaygın görülür ve literatürde zayıflığı farklı kuvvet ölçüm yöntemleri ile gösterilmiştir (14,68,106,142,149). Quadricepsin zayıflığı daha çok egzantrik kuvvet üretimindedir (14) PFAS'da quadricepsin patlayıcı kuvvetinde azalma olduğu da bildirilmiştir (156).

Boling ve diğ.(17), PFAS'lu hastalarda diz fleksör ve ekstansör kaslarının izometrik kuvvetini değerlendirdikleri bir çalışmada kontrol grubuna göre her iki kuvvette de azalma olduğunu göstermişlerdir.

Bizim çalışmamızda diz ekstansör kaslarının izometrik kuvvetinde %41 azalma tespit edilmişken, diz fleksör kas kuvvetinde anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bunun sebebi sonuçlarımızda da belirtildiği gibi quadricepste ki kas kısalığının (%40) hamstringlere göre (%20) çok daha yüksek olmasından kaynaklanabilir. Kas fizyolojisinden de bilindiği üzere kısalmış bir kasın kuvveti kısa olmayan bir kasa göre daha azalmıştır. Ayrıca PFAS'da oluşan fleksör momente karşı koyan ilk kasın quadriceps olması ve bu torque gücünün PFAS'da fazla olması quadricepste hamstringe göre daha fazla zayıflığa yol açabilir.

### **Diz Fonksiyonlarının Değerlendirilmesi:**

Çalışmamızda hastaların fonksiyonel aktivite düzeyini belirlemek için “Kujala Patellofemoral Skorlama Sistemi” kullanılmıştır. Bu skorlama, Kujala ve arkadaşları tarafından patellofemoral ağrı, patellar subluksasyon ve dislokasyonu olan hastalarda fonksiyonel durumu değerlendirmek üzere geliştirilmiştir .

Çalışmamızda PFAS’lu hastalarda Kujala patellofemoral skorunun ortalaması 81.2 ( $\pm$ 12.1) bulunmuştur.

Crossley ve diğ. (33) Kujala skorlamasından alınan 70 puanın fonksiyonel seviyede orta derecede yetersizliği ifade ettiğini göstermişlerdir.

Çalışmamızda Kujala Skoru ile hastalarımızdaki en ağırlı aktivite olan dizler 90° fleksiyonda 30dk’dan uzun süre oturmadaki ağrı şiddetinin ilişkisine bakılmış ve aralarında korelasyon bulunamamıştır ( $p=0.7$ )

PFAS’na neden olabilecek biyomekanik risk faktörlerinin incelendiği prospektif çalışmada, artmış kalça internal rotasyonu PFAS’u için semptomların ortaya çıkmasına yatkınlığı arttıran bir etken olarak gösterilirken, kalça adduksiyonunun bir etken olmadığı bildirilmiştir (17). Bizim çalışmamızda da kalça eksternal rotasyon kuvveti ile Kujala skoru arasındaki korelasyona bakılmış ve aralarında pozitif korelasyon bulunmuştur. Kalça eksternal rotasyon kuvvetindeki azalmanın, PFAS’lu bayanlarda Kujala skorundaki azalma için belirleyici olduğu sonucuna varılmıştır. Bu Literatürde Long-Rossi ve diğ.’nin (86) bulduğu korelasyon sonucu bizimki ile uyumludur.

### **Yürüme analizi:**

Çalışmamızda MH ve LH kaslarının EMG aktivitesi değerlendirilirken, ayrıca yürümenin temporaspatiel ve kinematik parametrelerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla PFAS grubunun ve kontrol grubunun 3 yürüme kaydının verilerinin ortalaması alınarak, temporaspatiel parametreler karşılaştırılmıştır. Gruplar arasında basma zamanı, salınım zamanı, adım zamanı, kadans, çift destek zamanı, öne adım uzunluğu, açısız hız, adım uzunluğu , adım genişliği, ort. açısız hız değerlerinde fark bulunmamıştır ( $p= 0.0622$ ,  $p=0.185$ ,  $p=0.108$ ,  $p=0.368$ ,  $p=0.315$ ,  $p=0.826$ ,  $p=0.366$ ,  $p=0.671$ ,  $p=0.38$ ,  $p=0.371$ ). Kinematik özellikler karşılaştırıldığında da ilk temastaki ayak bileği dorsi fleksiyon açısı ve diz fleksiyon

açısı, yüklenme fazındaki diz fleksiyon tepe değeri, basma fazındaki ayak bileği dorsi fleksiyon, kalça internal rotasyon, adduksiyon ve fleksiyon tepe değerleri arasında gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır (ayak bileği dorsi fleksiyon (ilk temas)  $p=0.496$ , diz fleksiyon (ilk temas)  $p=0.964$ , diz fleksiyon tepe değeri  $p=0.675$ , kalça internal rotasyon tepe değeri  $p=0.905$ , kalça fleksiyon tepe değeri  $p=0.845$ , kalça adduksiyon tepe değeri  $p=0.435$ ).

PFE lateralindeki streslerin artmasının etyolojisinde ve PFAS gelişiminde çok sayıda faktörün etken olabileceği; yürümeyle ilgili olarak da çok sayıda kinematik özelliğin ağrının gelişiminde rol oynayabileceği düşünülmüştür.

Diz eklemine tibiofemoral eklem rotasyonundaki değişiklikler, basma fazında diz adduksiyonundaki artış patellanın laterale kaymasına ve lateral PFE temas streslerinde artışa yola açabilir. Ayakla ilgili olarak değişen veya aşırı ayak pronasyonunun tibial ve femoral internal rotasyonu arttıracığı ve dizde daha fazla adduksiyona veya dizin medial kolapsına neden olacağı varsayılmıştır (6). Kalçayla ilgili olarak da kalça abduktör ve eksternal rotatörlerinin gücündeki azalmanın yürüme sırasında kalçadaki internal rotasyonu ve adduksiyonu arttırarak PFAS gelişiminde bir risk faktörü olabileceği düşünülmüştür.

Barton ve diğ.(7) PFAS'lu hastaların yürümedeki kinematik ve temporaspatiel özelliklerini tanımlamak için yaptıkları çalışmada, PFAS ( $n=26$ ) ve kontrol grubunu ( $n=20$ ) karşılaştırmışlar ve PFAS grubunun, kalça internal rotasyonu tepe değerinde anlamlı azalma bulmuşlardır ( PFAS  $7.0^\circ$ - kontrol  $11.8^\circ$ ,  $p=0.024$ ). Çalışmada ayrıca PFAS grubunda yürümenin açısal hızında anlamlı azalma bildirilmiştir (PFAS  $1.37\pm 0.13$ m/sn, kontrol  $1.45\pm 0.16$  m/sn,  $p=0.0073$ ). PFAS'lu hastalarda görülen bu farklılıkların yürüme sırasında PFERK'lerini azaltmak için yapılan kompensasyon mekanizması olabileceği düşünülmüştür (7).

Powers ve diğ. de (112) PFAS'da, serbest hızla yürümede ortalama açısal hızda azalma bildirmişlerdir (PFAS  $77.8$ m/dk, kontrol  $87.9$  m/dk;  $p=0.04$ ). Serbest yürüme hızında diğer hiçbir temporaspatiel parametrede fark bulunmamıştır. Serbest yürüme hızında ilk temas anındaki fleksiyon derecesi ve yüklenme (loading response) sırasındaki diz fleksiyon tepe açısında da fark görülmezken, hastalar hızlı yürütüldüğünde yüklenme (loading response) sırasındaki diz fleksiyon tepe açısının PFAS grubunda anlamlı derecede azaldığı görülmüştür ( $p=0.04$ ). Yüklenme

fazındaki diz fleksiyonu, fleksör momenti arttırdığı için bu fazda diz kaslarına duyulan ihtiyaç en yüksek düzeydedir. Yük kabulü sırasında dinamik şok absorpsiyonunu primer olarak sağlayan, bu fazdaki eksentrik quadriceps kontraksiyonudur. Yürümenin ilk temas anındaki fleksiyon derecesi hızlı yürüme esnasında da gruplar arasında farklı değildir ( $p=0.33$ ) (122).

PFAS grubunda serbest yürüme hızında yer reaksiyon kuvveti tepe (PVGRF) vektöründe de anlamlı azalma bildirilmiştir. Yazarlar serbest yürüme hızında yer reaksiyon kuvveti tepe vektöründeki azalmayı, açısal hızdaki azalma ile ilişkilendirmişler ve PFAS'lu bireylerin yavaş yürüme hızına uyum sağlayarak, yer reaksiyon kuvveti tepe vektörünün de azaldığını söylemişlerdir. Klinik yorum olarak yürümenin açısal hızını azaltmanın, PFERK'ni azaltmada klinik önemi olduğunu bildirmişlerdir. Daha düşük açısal hızın basma fazında diz ekstansör momentini azaltarak, quadricepse duyulan ihtiyacı da azalttığı öne sürülmüştür. Yazarlar ayrıca PFAS'lu hastaların PFE'deki kompresyon kuvvetlerini azaltmak için dizin kinematik paternlerini değiştirmediklerini; yüklenme anındaki diz fleksiyonunu azaltmak yerine yürüme hızını azaltarak quadricepsin normal şok absorpsiyon kapasitesinin korunduğunu öne sürmüşlerdir (122).

Bizim çalışmamızda yürümenin açısal hızı PFAS grubunda  $1.12 \pm 0.10$  m/sn iken, kontrol grubunda  $1.17 \pm 0.13$  m/sn olarak bulunmuş ve gruplar arasında anlamlı bir farka raslanmamıştır ( $p=0.366$ ). Yürümenin açısal hızında azalma bildiren çalışmalardan birinde hız birimi m/dk olarak verildiği için bizim sonuçlarımızla herhangi bir karşılaştırma yapılamamıştır (122). Barton ve diğ.'nin (7) çalışmasının açısal hız değerlerine bakıldığında ise (PFAS  $1.37 \pm 0.13$  m/sn, kontrol  $1.45 \pm 0.16$  m/sn), kontrol grubu için bildirilen açısal hız değerlerinin bizim kontrol grubumuzdan çok daha yüksek olduğunu görülmüştür. Çalışmamızdaki kontrol grubunun açısal hız değerlerinin çok düşük olması nedeniyle, PFAS grubu ile aralarında anlamlı bir farkın çıkmasının mümkün olamayacağı sonucuna varılmıştır.

Barton ve diğ.'nin (6) yayınladığı sistematik derlemede PFAS'lu hastalarda, yürüme sırasında açısal hız, adım uzunluğu ve kadansın azalma eğiliminde olduğunu bildirmişlerdir. Kinematik özelliklerle ilgili olarak da, arka ayak eversiyonunun tepe değerinde ve tüm ayak pronasyonunda fark olmadığını ortaya koymuşlardır. Ayağın yere ilk teması sırasında ayak eversiyon açısının ve ayak bileği dorsifleksiyon

açısının tepe değerinin artmış olduğunu gösteren kanıtlar bulunduğunu; ancak bunların yetersiz olduğunu öne sürmüşlerdir. Tibial rotasyon açılarının tepe değerlerinde ise hiç bir farkın olmadığını göstermişlerdir. İlk temas sırasında ve basma fazının erken döneminde (yürüme siklusunun %10-20 arası) diz fleksiyon açısında ve kalça internal rotasyonunun tepe değerinde azalma eğilimi olduğunu bulmuşlardır.

Çalışmamızın başında, yürüme analizi sırasında detaylı ayak değerlendirmesi planlandığı halde çalışma sırasında ayak kinematikleri tam olarak değerlendirilememiştir. Hastalarda büyük klinik öneme sahip olduğunu bildiğimiz bu değerlendirme, yürüme analizi laboratuvarındaki cihazın detaylı bir ayak analizi yapabileceğimiz modelleme sistemine sahip olmaması nedeni ile yapılamamıştır. Bu nedenle ayağın sadece sagittal plandaki dorsi fleksiyon hareketi değerlendirilebilmiştir.

Salsich ve diğ., (127) PFAS'lu bayanlarla kontrol grubu arasında yürümenin basma fazı sırasında kalça adduksiyon, internal rotasyon ve diz valgusunda artış olup olmadığını araştırmışlar ve kalça ve diz kinematiklerinde serbest hızda, gruplar arasında anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar kinematik özelliklerde fark bulunmamasını serbest hızda yürümenin alt ekstremite ihtiyacının göreceli olarak minimal olmasından dolayı olabileceği görüşünü bildirmişlerdir. Bolgla ve diğ. (16) PFAS'lu kontrol grubundaki bayanlar arasında kalça adduksiyon, internal rotasyon ve diz valgusunda artış olup olmadığını, basamaktan inme aktivitesinin basma fazı sırasında karşılaştıkları ve gruplar arasında fark olmadığını bildirdikleri çalışmalarında, basamak inme aktivitesinin düşük seviyeli doğasından bahsetmişler ve daha güç veya komplike becerilerin gruplar arasında farkı ortaya koymada daha etkili olabileceği yorumunu yapmışlardır. Salsich ve diğ. (127) ayrıca PFAS'lu grubun (n=20) yürüme sırasındaki ağrı seviyesinin 10'dan (100 maks.) az olduğunu bu sebeple hastaların bu düşük seviyeli beceri sırasında normal kalça ve diz kinematiklerini sürdürüyor olabilecekleri yorumunu yapmışlardır. Bizim çalışmamızda ortalama ağrı değeri 2.53 (mak.10) olmasına rağmen kalça adduksiyon ve internal rotasyon kinematikleri ile ilgili sonuçlar Salsich ve diğ.nin (127) çalışması ile aynıdır. Bizim çalışmamızda da seçilen fonksiyonel aktivitenin yürüme

olması ve bireylerin yürüme sırasındaki açısal hızlarının düşük olması, bizi kinematik farklılıkları ortaya koymada yetersiz kılmış olabilir.

### **Kas kuvveti- kinematik:**

PFAS (n=18) ve kontrol (n=18) grubundaki bayanların karşılaştırıldığı bir çalışmada, bayanlarda kalça eksternal rotasyon torkunda 24% azalma ( $P = 0.002$ ) ve kalça abduksiyon torkunda 26% ( $P = 0.006$ ) azalma görülmesine rağmen basamak inme sırasında gruplar arasında ortalama kalça ve diz tarsvers ve frontal plan açılarında fark bulunmamıştır. Bolglu ve diğ.(16) kalça kaslarının gücü ile kalça kinematiklerinin karşılaştırıldığı bu ilk çalışmada bizim çalışmamızdaki gibi kalça abduktör ve eksternal rotator zayıflığı olan hastalarda artmış kalça internal rotasyonu adduksiyonu ve diz valgusu beklenirken böyle bir sonuç çıkmamıştır. Araştırmacılar bu sonucun seçilen aktivite ile ilgili olabileceğini düşünmüşlerdir. Seçtikleri aktivite PFAS'da ağrı yaratan dk'da 96 adım ritmiyle basamak inme aktivitesi olmasına rağmen hastaların kas gücünün bu aktiviteyi kontrol grubuyla benzer kinematiklerle sürdürmesi için yeterli olduğu şeklinde yorumlamışlardır (16). Bizim çalışmamızda da kalça abduktör kuvvetinde %21, eksternal rotatör kuvvetinde %26 kuvvet kaybı olmasına, bu çalışmadan farklı olarak Kalça ekstansör kuvvetinde % 41 ve diz ekstansör kuvvetinde %26 azalma bulmamıza rağmen kinematik analizlerde fark olmadığı görülmüştür. Çalışmamızda kinematik özelliklerin değişmemesi, PFAS'lu hastalar için yürüme aktivitesinin en az zorlayıcı dinamik aktivitelerden biri olmasından kaynaklanabilir.

### **EMG:**

Çalışmamızda LH ve MH kaslarının tibiofemoral kinematiklere ve patellar tendon oryantasyonuna farklı etkileri olacağı düşünülerek, bu iki kas arasında kasılmaya başlama zamanlarında ve amplitüdlerinde fark olup olmadığının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Yapılan çalışmalarda MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanları arasındaki gecikmelerle ilgili bildirilen sonuçlar çeşitlilik göstermektedir (13,57,58,1107) Bizim çalışmamızın kontrol grubunda 4 kişide MH kası LH'den daha önce kasılmaya başlarken, PFAS'lu hastaların 13'ünde LH kası MH'ten daha

önce kasılmaya başlamıştır. Her iki kasın kasılmaya başlama anları ilk temas anından önce gerçekleşmiştir.

Yürüme esnasında, LH ve MH kasları salınım fazının son anlarında aktif olmaya başlarlar. Bu esnada kalça fleksiyonu ve diz ekstansiyon momentinde yavaşlama (deselerasyon) başlar ve alt ekstremitte topuk vuruşu yapacak şekilde yük abzorpsiyonuna hazırlanır. LH ve MH kaslarında başlamış olan bu aktivite, basma fazının ilk anları boyunca devam eder. Hemen ardından kalçanın ekstansiyonu başlar ve dizin stabilizasyonunu sağlayacak şekilde m.rectus femoris kası ko-kontraksiyon yapar (13). Çalışmaların çoğu, hamstring kaslarının aktivitesinin yürümenin salınım fazının son anlarında başladığını bildirirken (39), bazı çalışmalar da bu aktivitenin basma fazında başladığını ortaya koymuşlardır (130). Yapılan bir çalışmada yürüme sırasında Hamstringlerdeki kısalma fonksiyonunun (aktif olarak liflerin kısalması - konsantrik kontraksiyon) salınım fazının sonunda başladığı ve basma fazına kadar devam ettiği gösterilmiştir. Ayrıca LH'lere yük aktarımının, MH'lere göre daha önce başladığı bulunmuştur (131). Bu durum geç salınım fazı yaralanmalarına (39) ve patellaya etki eden lateral kuvvetlerinin artışına sebep olmaktadır (107). Sonuç itibarıyla, basma fazına başlamadan önce hem LH, hem de MH'lerin elektromiyografik olarak aktivasyonlarının en yüksek değerde olması sebebiyle, çalışmamızın metodolojisinde ayrıca topuk vuruşundan 250 msn öncesindeki aktivasyon zamanlarına da bakılmıştır. Böylelikle bilgisayar ekranından "foot switch" olmadığından, gözlemsel olarak takip ettiğimiz yürümenin zaman-mesafe parametreleri doğrulanmış ve hata payı azaltılmıştır.

ACL yaralanmalarının ve PFAS'nun bayanlarda daha fazla görülmesi son yıllarda araştırmacıları dinamik aktiviteler sırasında bayanların alt ekstremitte mekaniklerindeki farklılıkları araştırmaya yöneltmiştir. Örneğin LH'in orantısız ateşlenmesi (MH'e göre rölatif gecikmesindeki değişiklikler) koronal plandaki dize etki eden kuvvetleri azaltabilir, dizin varus veya valgus laksitesine sebep olabilir (51). MH'e oranla LH aktivitesinin artması dizin lateral kompartmanını daraltabilir, dizin medial eklem aralığını açar ve dizde valgusa sebep olabilir. Bu durum öne makaslama kuvvetini arttırarak ACL'e binen yükü arttırır (51).

LH- MH arasındaki dengesizliğin yarattığı diz valgusu patellaya etki eden lateral kuvvetleri arttırarak PFAS'na neden olabilir. LH'ler MH'lerin aksine tibianın



eksternal rotasyonuna sebep olurlar. Bu iki kasın kasılmaya başlama zamanlarındaki veya kasılma yoğunluğundaki değişiklikler patellanın kayma hareketinde bozulmaya sebep olarak da PFAS'na neden olabilir (107).

Yapılan bir çalışmada MH ve LH'lerin aktivasyon zamanlarının PFAS'lu hastalarda nasıl değiştiğine 5sn süreyle yapılan Hamstring izometrik kontraksiyonu sırasında, hasta oturur pozisyonda iken bakılmıştır. MH ve LH arasındaki EMG'deki zamansal gecikme MH'in kasılmaya başlama zamanından LH'in kasılmaya başlama zamanı çıkarılarak bulunmuştur. Kontrol grubunda kasılmaya başlama zamanları arasındaki fark  $62\pm 73.1$  msn iken, PFAS grubunda  $8.2\pm 80.9$  msn bulunmuştur. Çalışmanın sonucunda PFAS'lu hastalarda LH'lerin MH'lere göre daha erken kasılmaya başladığı ve bu durumun dizde adduksiyon ve eksternal rotasyon momentlerine neden olabileceği bildirilmiştir (107). Bu çalışmada EMG verileri normal fonksiyonel aktiviteler sırasında değil izometrik kontraksiyonlar sırasında kaydedilmiştir (107). İstirahat esnasında yapılan izometrik kontraksiyon sırasında ölçülen EMG başlama zamanlarının ve amplitüd büyüklüğü sonuçlarının fonksiyonel aktivitelerle ilişkilendirilmesi doğru olmayabilir. Bunun sebebi istirahat esnasında ölçülen kuvvet değerlerine karşılık gelen EMG sonuçlarının, fonksiyonel aktiviteler esnasında ölçülen kuvvet değerlerine karşılık gelmemesidir. Çalışmanın bir diğer limitasyonu yine değerlendirmenin maksimal istemli izometrik kontraksiyon sırasında yapılmasından dolayı, katılımcıların maksimal kuvvetlerinin ne kadarını kullandıklarının bilinmemesi dolayısıyla ölçüm yönteminin subjektif olmasıdır (107). PFAS fonksiyonel aktiviteler sırasında ağrıya neden olan bir patoloji olduğundan, çalışmamızda MH ve LH arasındaki zamansal gecikmeler yürüme aktivitesi sırasında değerlendirilmiştir

Çalışmamızda yürüme aktivitesi sırasında, MH ve LH kaslarının "ilk temas"tan hemen önceki kasılmaya başlama zamanları ölçülmüştür. Kaydedilen pozitif değerler, LH'lerin daha erken kasılmaya başladığını ifade etmek için kullanılmıştır. Kontrol grubunda MH ve LH'in kasılmaya başlama zamanları arasındaki fark  $0.012\pm 0.04$  msn iken, PFAS grubunda bu fark  $0.041\pm 0.06$  msn bulunmuştur. Bizim çalışmamızın değerleriyle, PFAS'lu hastalarda MH ve LH arasındaki zamansal farkı değerlendiren tek çalışmada (107) değerler birbirinden oldukça farklı bulunmuştur. Her iki çalışmada da, kasılmaya başlama zamanları

arasındaki rölatif gecikmelerin standart sapmalarının ortalamadan yüksek olmasının nedeni, bazı kişilerde MH aktivitesinin daha erken başlaması olabilir. Bizim çalışmamızda kontrol grubunda 15 kişinin 4'ünde, PFAS grubunda 15 kişinin 2'sinde MH aktivitesi daha önce başlamıştır. Standart sapmaların büyük bulunması her iki çalışmada tutarlılık göstermekle beraber, ölçüm metodlarındaki farklılıktan dolayı bulunan ortalama değerler birbiriyle karşılaştırılıp, tartışılmaz. Bir önceki çalışmada (107) PFAS'lu hastalarda LH'lerin MH'lere göre daha erken aktivasyona başladığı bulunmuştur. Bizim çalışmamızda PFAS'lu hastalarda LH'lerle MH'lerin kasılmaya başlama zamanları arasındaki fark, kontrol grubuna göre daha fazla bulunmasına rağmen, bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Literatürde nöromuskuler aktiviteleri değerlendirmek için yapılan dinamik aktiviteler sırasındaki EMG analizlerinin kontraksiyona başlama zamanı ve amplitüdü ile ilgili çok farklı sonuçlar olduğundan bahsedilmektedir. Bunun önemli bir nedeninin, çalışmalardaki verileri analiz etme yönteminden ve yorumlama şekillerindeki farklılıktan kaynaklandığı yolundadır (15).

Yapılan çalışmalarda araştırmacılar, kasın kasılmaya veya kontraksiyona başlama zamanının (onset) ölçümü sırasında hem bilgisayar programının kullanılmasını, hem de gözle inceleme yapılmasını önermişlerdir (29). Aynı araştırmacılar kontraksiyona başlama zamanı için sinyale 50 Hz'lik low pass filtre uygulanmasının öneminden bahsetmişlerdir ve bu önerilere dayanarak, kasın kontraksiyona başlama zamanını belirlemek için, güvenilirliği ispatlanmış bir protokol tanımlanmıştır (29). Basamak inme aktivitesi sırasında EMG kaydının yapıldığı bu çalışmadatanımlanan protokolde, ham EMG sinyallerine tam dalga rektifikasyon yapılmış ve 50 Hz low pass filtre uygulanmıştır. "Kontraksiyona başlama zamanı", sinyalin istirahat sırasında alınan 200 msn'lik kayıt sırasında belirlenen 3 standart sapmayı en az 25msn süreyle geçtiği nokta olarak tanımlanmıştır. Tüm kontraksiyona başlama zamanları ayrıca gözle de kontrol edilmiştir (29). Bizim çalışmamızda da kontraksiyona başlama zamanları belirlenirken çok tercih edilen bu yöntem kullanılmıştır. Bu nedenle sonuçlarımızın güvenilirliğinin yüksek olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda MH'lerin amplitüdü kontrol grubunda 0.0529 volt iken, PFAS grubunda 0.0488 volt bulunmuştur. LH'lerin amplitüdü ise kontrol grubunda 0.0326 volt iken, PFAS grubunda 0.0414 volt bulunmuştur.

Literatürde PFAS'nda LH ve MH amplitüdlerinde asemptomatik dizlere göre değişiklik olup olmadığını gösteren bir çalışma bulunmamıştır. Hubley-Kozey ve diğ.'nin (58) diz osteoartriti olan hastalarda yürüme sırasında MH ve LH amplitüdlerini değerlendirdikleri çalışmada dizin medial eklem aralığında daralmanın yani diz osteoartriti derecesinin artmasıyla LH amplitüdünün artmakta olduğu gösterilmiştir. Çalışmamızda PFAS grubunda kontrol grubuna göre LH amplitüdün arttığı, MH amplitüdünün azaldığı görülmüştür. Ancak fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

MH'ler ve LH'ler arasındaki bizim yaptığımız bu karşılaştırmanın, son yıllardaki çalışmalarda kullanılan basamak inme ve/veya sıçradıktan sonra yere inme anı sırasında yapılması, sonuçlarımızın yorumu açısından fayda sağlayacaktır. Bundan sonra yapılacak ileriki çalışmalar için, bayanlarda çok görülen bu dinamik diz valgusunun diz mekaniğindeki önemi de düşünülerek, MH'ler ve LH'ler arasında bizim yaptığımız gibi bir karşılaştırmanın yapılmasının literatüre büyük katkısı olacaktır. Ayrıca, her ne kadar dinamik diz valgusunda görülebilecek kas dengesizliklerinin neden mi sonuç mu olduğunu söylemek mümkün olmasa da, fizyoterapi veya diğer tedavi şekilleri ile ilgili yaklaşımlar açısından klinikte çalışan fizyoterapist ve ortopedistlere farklı bir bakış açısı getirecektir.

#### **Tek seanslık fizyoterapi uygulaması:**

Çalışmamızda uyguladığımız tek seanslık fizyoterapi programının MH ve LH kaslarının kasılmaya başlama zamanlarını nasıl etkilediği araştırılmıştır. Tedavi programımızda tüm hastalarda İTB' a statik germe, posterior kapsülde gerginliği olan hastalara derin friksiyon masajı ve biceps femoris (LH) kasına transfers friksiyon masajı (TFM) uygulanmıştır.

Çalışmamızda PFAS'lu hastaların biceps tendonuna (LH) uyguladığımız transfer friksiyon masajı ile kasın ve tendonun uzayabilirliğinin artırılması

amaçlanmıştır. TFM ile tendonun viskoelastik özelliklerinin arttırılabileceği ve kas aktivasyonunun etkilenebileceği düşünülmüştür.

Uyguladığımız tek seanslık fizyoterapi programının hemen sonrasında yapılan EMG analizi ile, tedavi öncesinde  $0.256 \pm 0.033$  msn olan LH ve MH kasılma zamanları arasındaki zamansal farkın tedavi sonrasında  $0.090 \pm 0.031$  msn'ye düştüğü görülmüştür. PFAS grubunda tedavi öncesi 0.0414 volt olan BF'in amplitüdünün ise tedavi sonrasında anlamlı ölçüde azalarak 0.0381 volta düştüğü görülmüştür.

Yapılan bazı çalışmalarda tendon üzerine uygulanan TFM'nin ve germe gibi yöntemlerin elektromekanik gecikmeyi yani izometrik kontraksiyon sırasında EMG onseti ile kuvvet çıkışı arasındaki zaman aralığını uzattığı gösterilmiştir (11,114,18,55, 97,74,89) Elektromekanik gecikmeyi ölçen çalışmaların çoğu dinamik kontraksiyonlar esnasında değil, statik kontraksiyonlar esnasında ve elektrik stimülasyonu verilerek yapılmıştır (40,49). Ancak elektrostimülasyon esnasında yapılan çalışmalarda, araştırılan kas dinamiklerinden elde edilen sonuçlar istemli kontraksiyonun etkisini yorumlamak için yeterli değildir. Bunun en önemli sebeplerinden birisi de elektrik stimülasyonunun istemli ve gerçek bir kontraksiyon yerine yapay bir kontraksiyon oluşturması; bunun sonucunda kortikal bölgeleri bypass etmesi ve kısa refleks arkından oluşuyor olmasıdır.

Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz elektrofizyolojik bulgular (MH ve LH onseti) tamamıyla dinamik kontraksiyonlar esnasında, hastalar serbest hızda yürürken ve salınım fazında hamstring kası kısılmaya (konsantrik kontraksiyon) başlarken elde edilmiştir. Aktivasyon başlangıcının elde edildiği zaman, topuk vuruşundan yaklaşık 200 msn önce olup, LH'ler konsantrik kontraksiyon yapmaktadır ve kontrol grubumuzun bulgularına göre LH'ler MH'e göre daha önce aktive olmaktadır. Uygulanan TFM ile kasın tendonunun esneyebilirliğini arttırarak LH'in kasılmaya başlama zamanını geciktirmek amaçlanmıştır. Böylelikle LH'in kasılmaya başlama zamanı, MH'e yaklaşacak, yani aralarındaki fark azalacaktı. Her ne kadar MH ve LH arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamış olsa da ( $p=0.24$ ) LH'in kasılmaya başlama zamanı MH'e yaklaşmıştır. Ancak beklediğimiz etki gerçekleşmeyip, hipotezimiz kısmi olarak doğrulanmaktadır, çünkü LH'nin kasılmaya başlama zamanı hala MH'ten öncedir.

## 5.1. Limitasyonlar

1. Çalışmaya katılan bireylerin demografik özellikleri her iki grupta benzer olmakla birlikte, gruplara hem kadın hem de erkeklerin dahil edilmesi, birinci limitasyonu oluşturmaktadır. Çalışmamız planlanırken çalışmaya dahil edilecek olan bireylerin kadın olması düşünülmüştür, ancak yeterli katılımın sağlanamadığı görülünce erkekler de çalışmaya dahil edilmiştir. PFAS grubunda yer alan 15 kişinin 4'ü, kontrol grubunda ise 15 kişiden 6'sını erkekler oluşturmuştur. Çalışmamıza katılımın düşüklüğü değerlendirme süresinin çok uzun olması ve hasta seçim kriterlerimizin çok seçici olması sebebiyle olabilir. Q açısı ve kas kuvveti değerlerini karşılaştırırken, kontrol ve PFAS grupları kendi içinde kadınlar ve erkekler olarak ayrılmış ve istatistiksel analiz her iki gruptaki farklı cinsleri kendi içlerinde karşılaştırarak yapılmıştır. Ancak erkek katılımcıların azlığı istatistiksel analizlerden bir sonuca varmayı güçleştirmiştir.

2. Yürüme analizinde, ayağın yürüme sırasındaki zamansal verilerini daha doğru olarak değerlendiren “foot switch” kullanılmaması ve bu zamansal verilerin takibinin bilgisayar ekranından gözlemsel olarak yapılması, bu verileri elde ederken hata payının artmasına neden olmuştur. Başlangıçta ayağın zamansal verilerinin değerlendirilmesi için foot switch kullanılması planlanmış olsa da, yürüme analiz sistemindeki “foot switch”in sonradan arızalanması ve bu arızanın giderilememesi sebebiyle yürümenin fazlarındaki “ilk temas” (initial contact) ve “parmak kalkışı” (toe-off) zamanlarının belirlenmesindeki hata payı çok artmıştır. Yürüme analizi sisteminde ilk temas ve parmak kalkışı anları gözle de belirlenebilmektedir. Normalde EMG'nin örneklem hızının 1000 Hz, kuvvet platformunun örneklem hızının 100 Hz olması ve zamansal verilerin 10 ms'nin katları şeklinde gitmesi gerekmektedir. Ancak, zamansal verilerin yürüme analiz sisteminin bilgisayar ekranı üzerinden yapılan gözlem yolu ile değerlendirilmesi durumunda, göz ile olan yanılma payı, 10 ms'nin katları olarak gittiği için, hata payı 10 ile katlanarak artmış olur.

## 6. SONUÇLAR

PFAS'lu hastalarda yürüme aktivitesi sırasında LH ve MH'lerin aktivasyon cevaplarını ve bu cevaplardaki zamansal gecikmeyi değerlendirmek ve tek seanslık fizyoterapi uygulamasının bu zamansal gecikmeye olan etkisini incelemek için yaptığımız çalışmanın sonuçları ve önerileri şunlardır:

1- PFAS'lu hastalar ile sağlıklı bireyler arasında yaş, boy, kilo ve VKİ'leri arasında anlamlı bir fark yoktur.

2- PFAS'lu hastalarda en az ağrının istirahatte, en şiddetli ağrının ise dizler 90° fleksiyonda iken 30dk'dan daha fazla oturmada olduğu bulunmuştur. Bu sonuçlar PFAS'lu hastalarda dizler 90° fleksiyonda oturma ile artan patellofemoral reaksiyon güçlerini birkez daha ortaya koymaktadır.

3- PFAS'lu hastalarda patellar öğütme testi (Clarke's testi) %100 oranda (15 hasta) pozitif bulunurken, patellar tilt testi %40'ında (6 hasta) pozitif bulunmuştur. Literatürdeki bir çalışmada PFAS'lu hastalarda patellar öğütme testinin çok hassas olmadığı iddia edilmesine rağmen, bizim çalışmamızdaki bu sonuçlar patellar öğütme testinin bu hastalar için oldukça hassas bir test olduğu düşündürmekle birlikte asemptomatik dizlerde de uygulanarak, pozitif sonuç verip vermediğinin değerlendirilmesi daha güvenilir yorumlar yapılabilmesine olanak verecektir.

Patellar tilt testinde patelladaki tiltin tüm hastalarda laterale doğru olduğu gözlenmiştir ki bu da PFAS'lu hastalarda patellanın daha çok laterale tilt yaptığını gösteren ve literatürle uyumlu bir sonuçtur. Bununla ilgili olarak klinikte PFAS'lu hastaların değerlendirilmesinde patellar lateral tiltin görülme oranının yüksek olacağı ve lateral yapıların buna bağlı olarak gerginleşeceği göz önünde bulundurulmalıdır.

4- Palpasyonla yapılan değerlendirmede patellanın farklı bölgelerinde ve patella çevresindeki farklı yumuşak dokularda hassasiyet ve/veya kalınlaşma bulunmuştur. En belirgin bulgular lateral retinakulumdaki (n=9/15) ve patellar tendondaki hassasiyet (n=7/15) olmuştur. Bu da patellofemoral ağrı değerlendirilmesinde özellikle bu bölgelerin palpe edilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.

5- Kısalık testlerinde en çok quadriceps kasında, daha sonra sırasıyla hamstringler, TFL ve gastrocnemiusta kısalık olduğu bulunmuştur. Bu nedenle fizyoterapistlerin PFAS'lu hastaların değerlendirmesinde ve tedavisinde özellikle

quadriçepsteki kısalık başta olmak üzere diğer kaslardaki kısalıklara dikkat etmeleri gerekir.

6- Q açısı, kontrol ve PFAS grubu içerisindeki kadın ve erkekler ayrı ayrı gruplanarak birbiriyle karşılaştırıldığında değerler açısından anlamlı bir fark göstermemiştir. Bu sonuç PFAS'lu hastalarda statik Q açısında artışın çok yaygın olmadığını düşündürmektedir.

Statik Q açısının, 20° ve üzerinde olmasının, diz patolojilerine olan yatkınlığı arttırdığı düşünülmesine rağmen, son yıllarda özellikle sıçradıktan sonra yere inme gibi dinamik aktivitelerde bayanlarda görülen artmış diz valgusu ile dinamik Q açısının klinik önemi artmıştır. Bu nedenle her ne kadar dinamik Q açısı ölçümü kolay ve pratik olmasa da, teknik koşulların uygun olduğu durumlarda Q açısının dinamik pozisyonda ölçümünün klinik önemi daha büyük olacaktır.

7- Kadınlar arasındaki kas kuvveti değerleri karşılaştırıldığında kalça ekstansiyon, abdüksiyon ve eksternal rotasyon ve diz ekstansiyon kuvvetleri PFAS grubunda anlamlı olarak zayıf bulunmuşken, erkekler arası değerlendirmede PFAS grubunda sadece kalça abdüksiyon ve diz ekstansiyonunda zayıflık bulunmuştur. Bu sonuçlar PFAS'lu hastalarda diz kasları kadar, kalça çevresi kaslarının da etkilendiğini; ve bu etkilenimin kadınlarda daha fazla olduğunu ortaya koymaktadır. Bu nedenle bu hastaların rehabilitasyonunda kalça çevresi kaslarının da kuvvetlendirilmesi PFAS tedavisinde büyük önem taşır.

İleriki çalışmalarda kalça kaslarının kuvvetinin yanısıra enduransının da değerlendirildiği çalışmalara ihtiyaç vardır. Böylelikle alt ekstremite zincirinin ve dizin kalça stabilizasyonu gerektiren statik duruş ve aktivitelerdeki durumu daha iyi incelenmiş ve kalça çevresi kaslarına verilecek endurans eğitiminin tedavi programındaki yeri belirlenmiş olacaktır.

8- Kujala Skoruna göre alınan puan ile dizler 90° fleksiyonda 30dk'dan uzun süre oturmadaki ağrı puanı arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Bu da Kujala skorunda ağrının toplam puan olarak değerlendirilmesi ve birçok aktiviteyi içermesinden kaynaklanmış olabilir. Bu nedenle PFAS'lu hastalarda ağrıyı ölçmek için sadece Kujala'nın kullanılması yetersiz kalır. En çok ağrıya yol açan aktiviteler belirlendikten sonra bu aktivitelerin tek tek puanlanması daha hassas bir değerlendirmeye olanak verir.

9- PFAS'lu hastaların ve kontrol grubunun yürüme analizinin zaman-mesafe sonuçları ve kinematik sonuçları değerlendirildiğinde gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. PFAS'lu hastalarda kalça çevresi kaslarında sağlam kişilere göre belirgin bir kuvvet farkı olmasına rağmen , hastaların yürüyüşünde anlamlı bir farkın çıkmaması PFAS'lu hastaların yürüme sırasında kalça kaslarındaki zayıflığı kompanse edecek bir yürüyüş geliştirmeleri sonucunda ortaya çıkmış olabilir. Yürüyüş analizinin 10m'lik bir yürüyüş zemininde ve yaklaşık 20 turluk bir yürüyüş ile yapılmasının da bunda bir rolü olabilir. Bu kadar kısa süreli bir yürüyüşün kalça çevresi kaslarında yorgunluk yaratması ve zayıf kaslarda yüklenme yaparak normal yürümeyi veya yürüme kinematiğini bozması çok mümkün görünmemektedir. Zayıflamış kalça ve diz kasları üzerinde aşırı yüklenmeye yol açabilecek daha uzun süreli yürüyüşlerde bu farkın daha belirgin olacağı düşünülmektedir.

10- Hem sağlıklı bireylerde hem de PFAS'lu olan hastalarda LH'lerin MH'lerden önce kasılmaya başladığı görülmüştür. Kaslar arasındaki zamansal gecikmenin PFAS grubunda daha fazla olduğu ortaya çıkarılmıştır. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı olmamasına rağmen PFAS olan hastalar için önemli bir klinik özelliktir. Yine istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte PFAS'lu hastalarda ayrıca LH'lerin amplitüdünün arttığı, MH'lerin amplitüdünün ise azaldığı görülmüştür. Bu nedenle klinikte PFAS'lu hastaların rehabilitasyonunda Hamstringlerin her iki parçasının ayrı ayrı değerlendirilmesinin ve LH'lerde görülen bu kasılma cevaplarının gözönünde bulundurulmasının önemi büyüktür.

11- PFAS grubuna yapılan tek seanslık fizyoterapi uygulamasından sonra MH ve LH'ler arasındaki zamansal gecikme azalmıştır ancak fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. LH'lerin amplitüdü ise istatistiksel olarak anlamlı ölçüde azalmıştır. Bu sonuçlar tek seanslık fizyoterapi uygulamasının bile kas aktivasyon cevapları üzerinde etkili olduğunu ve bu hastalarda fizyoterapinin önemini ortaya koymaktadır. Tek seanslık uygulama ile ortaya çıkan bu etkinin gücünü arttırmak için fizyoterapi seanslarının sayısının artırılması veya fizyoterapiye devam edilmesi gerekmektedir.



Bu sonuçlara göre:

**Hipotez 1:** PFAS'lu hastalarda LH'lerin MH'lere göre daha erken kasılmaya başladığı hipotezimiz, her ne kadar istatistiksel olarak anlamlı çıkmasa da LH'ler daha erken kasılmaya başladığı için kısmen doğrulanmıştır.

**Hipotez 2:** PFAS'lu hastalarda LH aktivasyonu sağlıklı kişilere göre daha fazla olmaktadır; ancak fark istatistiksel olarak anlamlı olmadığından kısmen doğrulanmıştır.

**Hipotez 3:** PFAS'lu hastalarda tek seanslık fizyoterapi uygulaması LH'lerde gevşeme sağlanmış ve LH'ler daha geç kasılmaya başlamışlardır ve LH aktivasyonunda azalma sağlanmıştır. Tek seanslık fizyoterapinin LH aktivasyonuna etkisi istatistiksel olarak anlamlı olsa da, kasılmaya başlama zamanına etkisi anlamlı olmadığından hipotezimiz kısmen doğrulanabilmiştir.

## KAYNAKLAR

1. Aglietti P, Insall JN, Cerulli G. (1983). Patellar pain and incongruence. I: Measurements of incongruence. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, (176),217-224.
2. Ahmad AM, Duncan NA. (2000). Correlation of patellar tracking pattern with trochlear and retropatellar surface topographies. *J Biomec Eng.* 122 (6), 652-660
3. Akşit M. D., Çelik H. H., Sargon M. (2000). Dermatolar ve Musküler Aktivite.R.S.Snell (ed), M.Yıldırım (çev. ed.). *Klinik Nöroanatomisi.* (s, 143-156). İstanbul: Lippinot-Williams &Wilkins/ Nobel
4. Andrews AW, Thomas MW, Bohannon RW. (1996). Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. *Phys Ther.* 76, 248-259.
5. Aydın AT (1999). Diz eklem anatomisi.. NR Tandoğan, AM Alpaslan (ed). *Diz Cerrahisi.*, (s.5-18). Ankara: Haberal Eğitim Vakfı, Bahçelievler
6. Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE. (2009). Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait Posture.* Nov; 30(4), 405-16.
7. Barton CJ, Levinger P, Webster KE, Menz HB. (2011). Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case-control study. *Gait Posture.* Feb; 33(2), 286-91.
8. Basmajian JV., De Luca C.J. (1985). *Muscles Alive. Their Function Revealed by Electromyography.* ( s, 39, 68, 95). Baltimore. Williams & Wilkens
9. Bayrakçı Tunay V, Akyüz A, Önal S, Güder Usgu G, Doğan G, Teker B, Çınar Ö. (2008). Patellofemoral ağrı sendromunda kinezyo ve McConnell patellar bantlama tekniklerinin performans üzerine anlık etkilerinin karşılaştırılması. *Fizyoter Rehabil.* 19(3), 104-109

10. Begoviç H.(2006) Patellofemoral ağrı sendromunda alt ekstremite dizilim bozukluklarının araştırılması. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yüksek Lisans Tezi
11. Begovic H., Can F., Yagcioglu S., Ozturk N., (1-4 May 2015) Effects of Stretching and Manuel Therapy on Electrophysiological Events of the Voluntary Contracting Quadriceps Femoris Muscle, WCPT Congress; Singapore
12. Behm ,DG, et al. (2006). Flexibility is not related to stretch-induced deficits in force or power. *J Sports Sci Med*, (5),33-42.
13. Benedetti MG., Agostini V., Knaflitz M and Bonato P (2012) Muscle Activation Patterns During Level Walking and Stair Ambulation . Dr. Catriona Steele (Ed.), *Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine*. ISBN: 978-953-307-798-7, InTech, Available from: <http://www.intechopen.com/books/applications-of-emg-in-clinical-and-sports-medicine/muscle-activationpatterns-during-level-walking-and-stair-ambulation>
14. Bennett JG, Stauber WT. (1986). Evaluation and treatment of anterior knee pain using eccentric exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 18 (5), 526-530
15. Bolgla L.A., Malone T.R. , Umberger B.R., Uhl t.U. (2011) Comparison of hip and knee strength and neuromuscular activity in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. Vol: 6, Dec; No: 4, 285
16. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. (2008). .Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* Jan;38(1), 12-8.
17. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. (2009). .A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med.* Nov;37(11), 2.108-16.

18. Cannavan D, Coleman DR, Blazeovich AJ. (2012). Lack of effect moderate duration static stretching on plantar flexor force production and series compliance. *Clinical Biomechanics* 27:306-312.
19. Carson W, James S, Larson R. (1984). Patello-femoral disorders ± parts I and II. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 185, 165-74
20. Cavazzuti L., Merlo A., Orlandi F., Campanini I. (2010). Delayed onset of Electromyographic Activity of Vastus Medialis Obliquus Relative to vastus Lateralis in Subjects with Patellofemoral Pain Syndrome. *Gait & Posture* 32, 290–295
21. Caylor D, Fites R, Worrell TW. (1993) The relationship between quadriceps angle and anterior knee pain syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 17(1), 11-16.
22. Cerrah A.O., Ertan H., Soylu A.R (2010). Spor Bilimlerinde EMG Kullanım, *SPORMETRE Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, VIII (2), 43-49
23. Chandy TA. Grana VA. (1985). Secondary school athletic injury in boys and girls:a three year comparison. *Phys Sports Med.* 13(3), 106-11
24. Chester R, Smith T.O., Sweeting D, Dixon J, Wood S., Song F. (2008). The Relative Timing of VMO and VL in aetiology of Anterior Knee Pain: A systematic review and Meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*.,9:64
25. Chesworth BM, Culham EG, Tata GE, Peat M, (1989). Validation of Outcome Measures in Patient with patellofemoral Syndrome. *JOSPT* . 17, 302-308
26. Cichanowski H, Schmitt J, Johnson R , Niemuth P. (2007). Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain . *Med Sci Sports Exerc* 39: 1, 227- 1232.
27. Conlan T, Garth WP, Lemons JE.( 1993). Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *J. Bone Joint Surgery (Am)*; 75-A, 682-93
28. Cowan S.M , Crossley K. (2009). Does Gender Influence Neuromotor Control of Knee and Hip. *J Electromyogr Kinesiol.* Apr; 19(2), 276-82

29. Cowan S.M, Bennell K.L., Hodges P.W, Mc Connel J (2000). The test-retest reliability of the onset of concentric and eccentric vastus medialis obliquus and vastus lateralis electromyographic activity in a stair stepping task. *Physical Therapy in Sport*. 1, 129-136.
30. Cowan S.M, Bennell K.L., Hodges P.W. (2002). Therapeutic Patellar Taping Changes the Timing of Vasti Muscle Activation in People With Patellofemoral Pain Syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 12, 339–347
31. Crossley K, Bennell K.L., Cowan S., Green S., (2004), Analysis of Outcome Measures for Persons with Patellofemoral Pain: Which are Reliable and Valid? *Arch Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol:85, may, 815-822
32. Crossley K., Warden S.J., 2008 . Physiotherapy Management of Patellofemoral Pain- From Evidence to Practice. Kurs notları. April 23-24; Physio Dubai.Dubai
33. Crossley KM , Bennell KL, Cowan SM, Green S. (2004). Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid? *Arch Phys Med. Rehabil*. 85(5), 815-22.
34. Daneshmandi H., Saki F., Shahheidari S., Khoori A. (2011). Lower Extremity Malalignment and its Linear Relation with Q angle in female Athletes. *Procedia Social and Behavioral Sciences*. 15, 3349-3354.
35. -Davis R, Ounpuu S, Tyburski D, Gage J. (1991) A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Movement Sci*;10, 575 – 87.
36. Dierks T, Manal K , Hamill J , Davis I . ( 2008). Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther*; 38, 448- 456.
37. Duffey MJ, Martin DF, Cannon DW, Craven T, Messier SP (2000). Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(11), 1825-1832.

38. Elias J.J. Kirkpatrick MS., Saranathan A., Mani S, Smith L.G., Tanaka M.J. (2011) hamstring loading contributes to lateral patellofemoral malalignment and elevated cartilage pressures: An in vitro study. *Clinical Biomechanics*.
39. Elizabeth S. Chumanov, Bryan C. Heiderscheit, and Darryl G. Thelen .(2011) Hamstring Musculotendon Dynamics during Stance and Swing Phases of High Speed Running. *Med Sci Sports Exerc*. March ; 43(3), 525–532
40. Fabio Esposito, Eloisa Limonta, Emiliano C. (2011). Passive stretching effects on electromechanical delay and time course of recovery in human skeletal muscle: new insights from an electromyographic and mechanomyographic combined approach. *European Journal of Applied Physiology*, , Vol: 111, March, Issue 3, 485-495
41. Fithian D.C, Nomura E. (2006). Anatomy of Patellar Dislocation. Vicente Sanchis- Alfonso (ed). *Anterior Knee Pain and Patellar Instability* .(s:77-92) Singapore, KYO: Springer;
42. Flandry F, Hommel G.( 2011). Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee. *Sports Med Arthrosc Rev* , Volume 19, Number 2, June , 82-92
43. Fukaya T., Mutsuzai H, Wadano Y. (2015) Kinematic analysis of knee varus and rotation movements at the initial stance phase with severe osteoarthritis of the knee. *The Knee* XXX XXX\_XXX ARTICLE IN PRESS
44. Fulkerson J.P (1997). Biomechanics of the Patellofemoral Joint. Fulkerson J.P (ed): *Disorders of the Patellofemoral Joint* (s:23-38) Baltimore: Williams & Wilkins.
45. Fulkerson J.P. (1997). Normal Anatomy. Fulkerson J.P (ed): *Disorders of the Patellofemoral Joint* (3bs) (s.1-22). Baltimore: Williams&Wilkins.
46. Gray J. Taunton JE. McKenzie DC, Clement DB, McConkey JP,Davidson RG. (1985). A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players. *Int J Sports Med*. 6, 314-6
47. Guerra JP, Arnold MJ, Gajdosik RL. (1994). Q angle: effects of isometric quadriceps contraction and body position. *J Orthop Sports Phys Ther*. Apr;19(4):200-4

48. Haim A, Yaniv M, Dekel S, Amir H (2006). Patellofemoral pain syndrome: validity of clinical and radiological features. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, (451), 223-228.
49. Hamann W.C., Morris JGL., (1977) Effect of stretching the patella tendon on voluntary and reflex contractions of the calf muscles in man.. *Experimental Neurology* 55, 405-413
50. Heegard J, PF Leyvraz, A Van Kampen. (1994). Influence of soft structures on patellar three-dimensional tracking. *Clin Orthopaedics and Related Research* (299), 234-243
51. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. (2010) Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *N Am J Sports Phys Ther.* Dec. 5(4): 234-51.
52. Horton MG. Hall TL.(1985). Quadriceps femoris muscle angle: normal values nad relationship with gender andselected skeletal measures. *Phys Ther.* 69, 897-901.
53. http-6 Important factors in surface emg measurement, [http://www.bortec.ca/Images/pdf/EMG%20measurement %20 and%20recording.pdf](http://www.bortec.ca/Images/pdf/EMG%20measurement%20and%20recording.pdf) (19.11.2008).
54. http-7 Seniam: Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles, <http://www.seniam.org> (10.10.2008)
55. Huang SY, Di Santo M, Wadden KP, Cappa DF, Alkanani T, Behm DG. (2010). Short-duration massage at the hamstrings musculotendinous junction induces greater range of motion. *J Strength Cond Res.* 24(7),1917-24.
56. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. (1984). The influence of Q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am.*;66, 715-724.
57. Hubley-Kozey CL, Robbins SM, Rutherford DJ, Stanish WD.(2013) Reliability of surface electromyographic recordings during walking in individuals with knee osteoarthritis. *J Electromyogr Kinesiol.* Apr;23(2):334-41

58. Hubley-Kozey CL, Hill NA, Rutherford DJ, Dunbar MJ, Stanish WD. (2009). Co-activation differences in lower limb muscles between asymptomatic controls and those with varying degrees of knee osteoarthritis during walking. *Clinical Biomechanics*. 24, 407–414
59. Hungerford, D.S., Barry M.B.S. (1979). Biomechanics of the Patellofemoral Joint. *Clinical Orthopaedics & Related Research*. Volume 144. 9-15
60. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. (2003). Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*.33, 671-676.
61. Jensen MP, Turner JA, Romano JM, Fisher LD. (1999). Comparative reliability and validity of chronic pain intensity measures. *Pain*. 83,157–162.
62. Jensen MP, Karoly P. (2001) Self-report scales and procedures for assessing pain in adults. Turk DC, Melzack R (eds). *Handbook of Pain Assessment*. (s.15–34). New York: Guilford Press.
63. Kamen G, Gabriel D. A. (2010). EMG Instrumentation. *Essentials of Electromyography*. (s: 56-103). USA: Human Kinematics
64. Kamen G, Gabriel D. A (2010). Anatomy and Physiology of Muscle Bioelectric Signals. *Essentials of Electromyography*. (s: 1-15). USA: Human Kinematics
65. Kamen G. (2004) Elektromyographic Kinesiology. D.G.E Robertson, G.E. Caldwell, J.Hamill, G. Kamen, S.N. Whittlesey y (ed). (s:163-181).*Research Methods in Biomechanics*. USA: Human Kinetics.
66. Kanatlı U., Yetkin H., Songür M, Öztürk A, Bölükbaşı S., (2006). Yürüme Analizinin Ortopedik Uygulamaları, *TOTBİD (Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği) Dergisi*, Cilt 5, sayı:1-2, 53-59.
67. Kang H.J., Wang F, Chen B.C., Su Y.L., Zhang Z.C., Yan C.B. (2010). Functional Bundles of the Medial Patellofemoral Ligaments. *Knee Surgery Sports Traumatology*. 18, 1511-1516



68. Kannus P, Niitymaki S. (1994) Which factors predict outcome in the nonoperative treatment of PF pain syndrome? A prospective follow-up study. *Med Sci Sports Exerc.* 26:289-296
69. Kaya D, Atay Ö.A., Callaghan M.J., Cil A, Çağlar O, Citaker S, Yuksel İ, Doral M.N.. Hallux valgus in patients with patellofemoral pain syndrome. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.* November, Vol: 17, Issue 11, 1364-1367
70. Kaya D., Doral M.N., Callaghan M. (2012). How can we strengthen the quadriceps femoris in patients with patellofemoral pain syndrome? Review Article . *Muscles, ligaments and Tendons Journal*; 2 (1), 25-32
71. Kibler WB. (1987). Strength and flexibility findings in anterior knee pain syndrome in athletes. *Am J Sports Med.* 15(410)
72. Konrad P. The ABC of EMG. Version 1.0 April 2005: <http://reseau.risc.cnrs.fr/fichiers/apercu.php?numero=1> (18.11.2008)
73. KT-2 Workbook-Kinesiotape kurs notları
74. Kubo K, Kanehisa H and Fukunaga T (2002) Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol.* 92:595-601
75. Kujala UM, Jaakkola LH, Koskinen SK, Taimela S, Hurme M, Nelimarkka O. (1993) Scoring of patellofemoral disorders. *Arthroscopy.* 9(2), 159-163
76. Kumagai M, Mizuno Y, Mattessich SM, Elias JJ, Cosgarea AJ, Chao AJ. (2002). Posterior Cruciate Ligament Rupture Alters in Vitro Knee Kinematics. *Clin Orthop Relat Res* 395, 241-248
77. Kuru T, Dereli EE, Yaliman A, (2010) Validity of the Turkish version of the Kujala patellofemoral score in patellofemoral pain syndrome. *Acta Orthop Traumatol Turc* ;44(2),152-156

78. Lake D.A., Wofford N.H. (2011). Effect of Therapeutic Modalities on Patients with Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review. *Physical Therapy*. Mar -Apr,182-187
79. Larsen B., Andreassen E, Urfer. A. (1995). Patellar Taping: A Radiographic Examination of the Medial Glide Technique. *Am J of Sports Med.*. 23(4), 465-471
80. Lebrun CM.(1994). The effect of the phase of the menstrual cycle and the birth control pill in athletic performance. *Clin. Sports Med.* 13(2). 419-41
81. Lee TQ, Yang BY, Sandusky MD, McMahon PJ. (2001). The effects of tibial rotation on the patellofemoral joint: assessment of the changes in in situ strain in the peripatellar retinaculum and the patellofemoral contact pressures and areas. *J Rehabil Res Dev.*;38, 463-469.
82. Li G., DeFrate L.E., Zayontz S., Park S.E., Gill T.J. (2004). The effect of tibiofemoral joint kinematics on patellofemoral contact pressures under simulated muscle loads. *Journal of Orthopaedic Research*. Volume 22, Issue 4, 801-806
83. Lieb FJ, Perry J. (1968). Quadriceps function: An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg Am* 50, 1535-1548
84. Lippert L.S. (2006). *Clinical Kinesiology and Anatomy*. (s.252-264). Philadelphia. Davies Company
85. Lochart T.E., Kim S. (2006 ) Relationship between hamstring activation rate and heel contact velocity: Factors influencing age-related slip-induced falls *Gait & Posture*. August ; 24(1): 23–34
86. Long-Rossi F, Salsich GB. (2010). Pain and hip lateral rotator muscle strength contribute to functional status in females with patellofemoral pain. *Physiother Res Int.*;15, 57-64
87. Magalhães E, Fukuda TY, Sacramento SN, Forgas A, Cohen M, Abdalla RJ, (2010). Comparison of Hip Strength Between Sedentary Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome *J Orthop Sports Phys Ther.*, vol: 40, number 10, 641-647

88. Magee D. (1997). *Ortopedic Physical Assessment*. (s: 506-591). Philadelphia: Saunders Company
89. Magnusson SP., Augord F, Simonsen E, Bojsen-Merl E. A (1998). Biomechanical Evaluation of Cyclic and Static Stretch in Human Skeletal Muscle. *Skeletal Muscle, Int. J. Sports Med.* Vol. 19, 310-316,
90. McClay I, Manal K. (1999) Three-dimensional kinetic analysis of running: significance of secondary planes of motion. *Med Sci Sports Exerc.* 31,1629-1637.
91. McConnell J, Bennell K.. Conservative management of anterior knee pain: The Mc Connell Program. Sanchis-Alfonso V (ed) *Anterior Knee Pain and Patellar Instability* . (s , 167-184) Singapore, KYO: Springer
92. McGinty G, Irrgang J.J., Pezzullo D (2000).; Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee”-review paper; *Clinical Biomechanics* 15, 160-166
93. Meira EP, Brumitt J. (2011) Influence of the Hip on Patients With Patellofemoral Pain Syndrome : A Systematic Review. *Sports Health.* vol:3, 455-465
94. Messier SP, Davis SE, Curl WW, Lowery RB, Pack RJ. (1991). Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23(9), 1008-1015.
95. Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Eilas JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ, Chao EYS (2001) Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J Orthop Res* 19,834–840
96. Myer GD, Ford KR, Barber Foss KD, Goodman A, Ceasar A, Rauh MJ, Divine JG, Hewett TE. (2010). The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). Aug;25(7):700-7
97. Nakamura M, Ikezoe T, Kobayashi T, Umegaki H, Takeno Y, Nishishita S, Ichihashi N. (2014) Acute effects of static stretching on muscle hardness of the medial gastrocnemius muscle belly in humans: an ultrasonic shear-wave elastography study. *Ultrasound Med Biol.*Sep;40 (9), 1991-7.

98. NG G.Y.F., Zhang A.Q., Li C.K.. (2008). Biofeedback Exercise Improved the EMG Activity Ratio of the Medial and Lateral Vasti Muscles in Subjects with PFPS. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18, 128–133
99. Nomura E, Inoue M, Osada N. (2005). Anatomical analysis of the medial patellofemoral ligament of the knee, especially the femoral attachment, *Knee Surgery Sports Traumatology, Arthroscopy*. Volume 13, Issue 7, 510-515
100. Nordin M., Frankel V. (ed). (2001). *Basic Biomechanics of The Musculoskeletal System* ( s., 177-201). Baltimore: Williams & Wilkins.
101. Norkin C.C. (2007). Examination of the Gait. *Physical Rehabilitation*. O’Sullivan S.B., Schmitz T.J. (Ed). (s, 317-372) Philadelphia: Davis Company
102. Osorio J.A. Vairo G.L., Rozea G.D. ve ark; (2013) . The Effects of Two Therapeutic Patellar Taping Techniques on Strength, Endurance and Pain Responses, *Physical therapy in Sport*; 14, 199-206
103. Otman S, Köse N. (2008). *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri*. s:39. Ankara
104. Özaras N., Yalçın S., Yavuzer G., Gök H., (2001). *Yürüme Analizi*. Avrupa Tıp Kitapçılık. İstanbul
105. Paoloni M, Mangone M, Fratocchi G., Murgia M., Saraceni V.M., Santilli V. (2010) Kinematic and kinetic features of normal level walking in patellofemoral pain syndrome: More than a sagittal plane alteration. *Journal of Biomechanics*. 43, 1794-1798
106. Pappas E., Wong-Tom WM. (2012). Prospective Predictors for Patellofemoral Pain Syndrome: A systematic Review with meta-analysis. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* March/April vol. 4 no. 2, 115-120
107. Patil S., Dixon J., White L.C., Jones A., Hui A.C.W. (2011). An Electromyographic Exploratory Study Comparing the Difference in the Onset of Hamstring and Quadriceps Contraction in Patients with Anterior Knee Pain. *The Knee*. 18(5), 329-32

108. Perez V.E. Patellofemoral Rehabilitation. *Oper Tech Orthop*, 2007, 17, 257-264
109. Perry J. (1992). *Gait Analysis: normal and pathological function*. NJ, USA: Slack Incorporated:
110. Peters S.J., Tyson N.L.( 2013), Proximal Exercises are Effective in Treating Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review, *The International Journal of Sports Physical Therapy* . Volume 8, Number 5,October: 689-700
111. Petersen P., Ellermann A., Koppenburg A.G.,BestR.. (2014). Patellofemoral Pain Syndrome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22, 2264–2274
112. Piva S, Goodnite E, Childs J. (2005) Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without patellofemoral pain syndrome . *J Orthop Sports Phys Ther.* ; 35, 793- 801.
113. Piva S.R., Fitzgerald K, Irrgang J.J, Jones S., Hando B.R, Browder D.A ve diğ., (2006). Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7:33, 1-13
114. Place, N., Blum, Y, Armand, S, Maffiuletti, N A., Behm, DG. (2013). Effects of a Short Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching Bout on Quadriceps Neuromuscular Function, Flexibility, and Vertical Jump Performance; *Journal of Strength & Conditioning Research*: February, Vol. 27, Issue 2, 463–470
115. Portney L. G., Roy S.H., Echternach J.L., (2007). Electromyography and Nerve Conduction Velocity Tests. *Physical Rehabilitation* O’Sullivan S.B., Schmitz T.J. (Ed). (s, 273-316) Philadelphia: Davis Company
116. Post W.R. (1997). History and Physical Examination. Fulkerson J.P.(ed.). *Disorders of Patellofemoral Joint* (s: 39-71) William& Wilkins
117. Posthuma BW. Bass MJ., Bull S Bea. (1987) Detecting changes in functional ability in women with premenstrual syndrome. *Am J Obstet Gynecol.* 27: 312-9,

118. Powers C. (2010). The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. *JOSPT*, vol:40, No:2, 42-51
119. Powers C.M, Ward SR, Fredericson M, Guillet M, Shellock FG (2003). Patellofemoral Kinematics During Weight-bearing and Non Weight-bearing Knee Extension in Persons with Lateral Subluxation of the Patella: a Preliminary Study. *Orthop Sports Phy Ther.* 33,677-685
120. Powers C.M. Landel R, Sosnick T. (1997). the Effects of Patellar Taping on Stride Characteristics and joint Motion in Subject with Patellofemoral Pain. *JOSPT*, 26(6), 286-291
121. Powers CM . Landel R, Perry J. (1996). Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. *Phys Ther.* Sep;76(9):946-55;
122. Powers CM, Heino J.G., Rao S., Perry J. (1999). The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clinical Biomechanics* 14, 722-728
123. Powers, C.M., Perry, J., Hsu, A., and Hislop, J.H. (1997) Are patellofemoral pain and quadriceps femoris muscle torque associated with locomotor function?. *Phys Ther.*; 77, 1063–1075
124. Prins MR, van der Wurff P. . (2009)Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Aust J Physiother*, 55, 9-15.
125. Puniello MS (1993). Iliotibial band tightness and medial patellar glide in patients with patellofemoral dysfunction.. *Journal of Orthopaedic&Sports Physical Therapy*, 17(3), 144-148.
126. Robinson R, Nee R. (2007). Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* ; 37, 232- 238.
127. Salsich GB, Long-Rossi F. (2010) Do females with patellofemoral pain have abnormal hip and knee kinematics during gait? *Physiother Theory Pract.* Apr 22;26(3), 150-9.

128. Sanchis-Alfonso V. **C 1.** ( 2006). Background: Patellofemoral Malalignment versus Tissue Homeostasis. Sanchis-Alfonso V (ed): *Anterior Knee Pain and Patellar Instability.* (s :3-17) Singapore, KYO: Springer
129. Sanchis-Alfonso V. ,Puig-Abbs. C.Martinez-Sanjuan V.**C6** (2006). Evaluation of the Patient with Anterior Knee Pain and Patellar Instability. Sanchis-Alfonso V (ed). *Anterior Knee Pain and Patellar Instability.* (s.147-166). Singapore, KYO: Springer
130. Sanchis-AlfonsoV. AKP C-4, Prat-Pastor J.M, Atienze-Vicente C.M., Puig-Abbs C, Comin-Clavijo M. ( 2006). Biomechanical Bases for Anterior Knee Pain and Patellar Instability in the Young Patient. Sanchis-Alfonso V (ed). *Anterior Knee Pain and Patellar Instability.* (s. 55-76 ) Singapore, KYO: Springer.
131. Schache A.G., Dorn T.W., BLANCH P.D., BROWN N.A.T., PANDY M.G., (2012) Mechanics of the Human Hamstring Muscles during Sprinting *Med Sci Sports Exerc.* Apr; 44 (4), 647-58
132. Seisler A R., Sheehan FT (2007). Normative three dimensional patellofemoral and tibiofemoral kinematics: a dynamic in vivo study. *IEEE Trans Biomed Eng.* 54, 1333-1341
133. Scott T Doberstein, Richard L Romeyn, David M Reineke, (2008) The Diagnostic Value of the Clarke Sign in Assessing Chondromalacia Patella *J Athl Train.* Mar-Apr; 43(2): 190–196
134. Shultz S.J., Nguyen A.D., Schmitz R.J., (2008). Differences in lower extremity mechanical anatomical alignment and postural characteristics in male and females between maturation groups. *JOSPT*; 38, 137-149
135. Smith AD, Stroud L, McQueen C (1991). Flexibility and anterior knee pain in adolescent elite figure skaters. *J Pediatr Orthop*, 11(1), 77-82
136. Smith T.O., Bowyer D., Dixon J. (2009). Can vastus medialis oblique be preferentially activated? A systematic review of electromyographic studies. *Physiotherapy Theory and Practice*, 25(2), 69–98,

137. Smith TO, Hunt NJ, Donell ST (2008). The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 16(12), 1068-79
138. Souza RB, Powers CM. (2009). An Evaluation of Hip Strength and Femoral Structure in Women With and Without Patellofemoral Pain, *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 37, No. 3, 579-587
139. Sun-Jae Kim. (2006). Patella Plica Syndrome. Vicente Sanchis- Alfonso (ed). *Anterior Knee Pain and Patellar Instability*. (s.239-255). Singapore, KYO: Springer;
140. Taner D.1 (2007). Uyluğun Ön ve Medial Bölgeleri. Taner D (ed) *Fonksiyonel Anatomi* , (s.163-180). Ankara: HYB Basın Yayın
141. Taner D.2 (2007). Bacağın Arka Bölgesi . Taner D (ed) *Fonksiyonel Anatomi* , (s. 188-192). Ankara: HYB Basın Yayın
142. Thomee R, Renström P, Karlsson J, Grimby G. (1995) Patellofemoral pain syndrome in young women. Part II. *Scand J Med Sci Sports*. Aug;5(4):245-251
143. Thor F. , Michael Fredericson, ,Garry E. Gold, Gary S. Beaupré, Scott L. Delp (2009). Knee muscle forces during walking and running in patellofemoral pain patients and pain-free controls. *Journal of Biomechanics*. May 11, Volume 42, Issue 7, 898–905
144. Toby O. Smith, Nathan J. Hunt Simon T. Donell (2008). The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16,1068–1079
145. Varatojo R.(2010). Clinical Presentation of Patellofemoral Disorders. Stefano Zaffagnini (ed) *Patellofemoral Pain, Instability and Arthritis* (s:35-49)Berlin, Heidelberg: Springer
146. Warden S.J., Hinman R.S., Watson M.A.,(2008). Patellar Taping and Bracing for the Treatment of Chronic Knee Pain: A systematic review and meta-Analysis. *Arthritis and Rheumatism*. vol:59, no:1, jan 15, 73-83



147. Waryasz GR, McDermott AY . (2008). Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review of Anatomy and Potential Risk Factors. *Dynamic Medicine*. Jun 26;7:9
148. Wen-Chi Chen, Wei-Hsien Hong, Tien Fen Huang, Horng-Chaung Hsu. (2007). Effects of kinesio taping on the timing and ratio of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle for person with patellofemoral pain. *Journal of Biomechanics*. 40, 318
149. Werner S, Arvidsson H. (1993). Electrical stimulation of vastus medialis and stretching of lateral thigh muscles in patients with patellofemoral symptoms. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1, 85-92
150. Werner S. AKP C 9 ( 2006). Conservative Treatment of Athletes with anterior Knee Pain. Sanchis-Alfonso V (ed). *Anterior Knee Pain and Patellar Instability* . (s :147-166) Singapore, KYO: Springer
151. White LC; Dolphin P, Dixon J; (2009). Hamstring Length in Patellofemoral Pain Syndrome. *Physiotherapy*, 95, 24-28
152. Whyte EF, Moran K, Shortt CP, Marshall B. (2010). The Influence of Reduced Hamstring Length on Patellofemoral Joint Stress During Squatting in Healthy Male Adults. *Gait and Posture*. 31, 47-51
153. Wikholm JB, Bohannon RW. (1991) Hand-held dynamometer measurements: tester strength makes a difference. *J Orthop Sports Phys Ther*.13, 191-198.
154. Wilk K, Davis G.J., Mangine R.E., Malone T.E. (1998). Patellofemoral Disorders: A Classification system and Clinical Guidelines for Nonoperative Rehabilitation. *JOSPT*. vol:28, no:5, 307-321
155. Winslow J, Yoder E. (1995) Patellofemoral pain in female ballet dancers: correlation with iliotibial band tightness and tibial external rotation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 22(1), 18-21.
156. Witvrouw E, Lysens R, Bellemans J, Cambier D, Vanderstraeten G. (2000). 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), 480-489

157. Witvrouw E., Tiggelen D.M., Willems T. (2006). Risk Factors and Prevention of Anterior Knee Pain. Sanchis-Alfonso V (ed). *Anterior Knee Pain and Patellar Instability* . (s: 135-145) Singapore, KYO: Springer;
158. Zelisko Z.A., Noble H.B., (1982). Porte M. Comparison of men's and Women's professional basketball injuries. *Am. J. Sports Med.* 10, 297-9

## EKLER

### Ek 1. Etik Kurul Onayı



**T.C.**  
**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557 -116

#### ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

**Toplantı Tarihi** : 21.01.2015 ÇARŞAMBA  
**Toplantı No** : 2015/02  
**Proje No** : GO 14/646 (Değerlendirme Tarihi: 17.12.2014)  
**Karar No** : GO 14/646 – 32

Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğretim üyelerinden Prof.Dr.Filiz CAN'ın sorumlu araştırmacısı olduğu, Uzm.Fzt. Dilber Karagözoğlu COŞKUNSU, Prof.Dr. Yener TEMELLİ, Prof.Dr. Necla ÖZTÜRK, Doç.Dr. Ekin AKALAN ve Uzm. Shavkat KUCHİMOV ile birlikte çalışacakları GO 14/646 kayıt numaralı ve *"Patellofemoral Ağrı Sendromunda Medial ve Lateral Hamstringlerin Kas Aktivasyonunun ve Aktivasyon Zamanının Dinamik Olarak Değerlendirilmesi ve Fizyoterapinin Etkisi "* başlıklı proje önerisi araştırmının gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, tıbbi etik açıdan uygun bulunmuştur.

- |   |  |
|---|--|
| 1. Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan)       | 9 Prof. Dr. Rahime Nohutçu (Üye)         |
| 2. Prof. Dr. Nüket Örnek Buken (Üye)      | 10. Prof. Dr. R. Köksal Özgül (Üye)      |
| 3. Prof. Dr. M. Yıldırım Sara (Üye)       | 11. Prof. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye)      |
| 4. Prof. Dr. Sevdâ F. Müftüoğlu (Üye)     | 12. Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye)     |
| 5. Prof. Dr. Cenk Sökmensüer (Üye)        | 13 Prof. Dr Leyla Dinç (Üye)             |
| İZİNLİ                                    |  |
| 6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye)   | 14. Prof. Dr. Hatice Doğan Buzoğlu (Üye) |
| 7. Prof. Dr. Ali Düzova (Üye)             | 15. Av. Meltem Onurlu (Üye)              |
| 8. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye) |  |

Ek 2. Kujala skoru

<b>Tablo 1</b>			
<b>Kujala patellofemoral skorlama sistemi*</b>			
	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) İnışta hafif ağrı	8	c) Günlük aktivitelerden sonra	6
c) İnışta 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) İkidenden 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		
		<b>Toplam skor: .....</b>	

\*En yüksek puan= 100.

### Ek 3. PFPS Değerlendirme Formu

Hasta Adı:

Yaşı:

Boyu:

Kilosu:

VKİ:

Semptomatik taraf:

Semptomların başlama süresi:

#### AĞRI:

Merdiven inme: 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9

10

Merdiven inme: 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9

10

Merdiven çıkma: 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9

10

Çömelme: 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9

10

Dizler 90° bükülü pozisyonda

30 dk ve üzeri oturma: 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Yürüme: 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Koşma: 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

İstirahat: 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

#### KAS KUVVETİ:

	1.deneme	2.deneme	3.deneme
Kalça eks.rot.			
Kalça eks.			
Kalça abdüksiyon			
Diz ekstansiyon			
Diz fleksiyon			

## KISALIK TESTLERİ:

Rektus femoris:
TFL/ iliotibial bant:
Quadriseps:
Hamstring:
Gastrocnemius:

## PATELLOFEMORAL EKLEM DEĞERLENDİRMESİ

### PALPASYON:

Hassasiyet ( +/-)
Patella superior kutbu:
Patella inferior kutbu:
Patella medial yüzü:
Patella lateral yüzü :
Medial- lateral retinakulum:
İnfrapatellar yağ yastığı:
Tibial tüberkül:

Hassasiyet (+/-)	Kalınlaşma (+/-)
Patellar tendon:	
Quadriseps tendonu:	
Posterior kapsül:	

### Q AÇISI ÖLÇÜMÜ:

### PATELLOFEMORAL TESTLER: (+/-)

Patellar öğütme testi (Clarke's testi):

Patellar tilt testi:

### STATİK GÖZLEM (var-yok)

Ön: Dizde valgus/ varus  
Tibial torsiyon  
Medial longitudinal ark yüksekliği/ düşüklüğü  
Halluks valgus

Yan: Rekurvatum

Arka: Kalkaneal pronasyon/ supinasyon