

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

**PATELLOFEMORAL AĞRI SENDROMLU  
BİREYLERDE DİZİN FARKLI MEKANİK  
YÜKLENMELERİNDE DİZ EKLEM POZİSYON  
HİSSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Fzt. Esra ATEŞ NUMANOĞLU**

**Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA**

**2013**

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

**PATELLOFEMORAL AĞRI SENDROMLU  
BİREYLERDE DİZİN FARKLI MEKANİK  
YÜKLENMELERİNDE DİZ EKLEM POZİSYON  
HİSSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Fzt. Esra ATEŞ NUMANOĞLU**

**Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Prof. Dr. Zafer ERDEN**

**ANKARA  
2013**

Anabilim Dalı :Fizyoterapi ve Rehabilitasyon  
 Program :Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon  
 Tez Başlığı :Patellofemoral Sendromlu Bireylerde Dizin Farklı Mekanik  
 Yüklenmelerinde Diz Eklem Pozisyon  
 Hissinin Değerlendirilmesi  
 Öğrenci Adı-Soyadı :Esra ATEŞ NUMANOĞLU  
 Savunma Sınavı Tarihi :11/09/2013

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

Jüri Başkanı: **Prof. Dr. Yavuz YAKUT**  
 Hacettepe Üniversitesi  
 Tez danışmanı: **Prof. Dr. Zafer ERDEN**  
 Hacettepe Üniversitesi  
 Üye: **Prof. Dr. Filiz CAN**  
 Hacettepe Üniversitesi  
 Üye: **Prof. Dr. Volga BAYRAKÇI TUNAY**  
 Hacettepe Üniversitesi  
 Üye: **Prof. Dr. Mehmet Serdar BİNNET**  
 Ankara 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 FADILLIOĞLU

Müdür Y.

## TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde katkılarından dolayı aşağıda adı geçen kişilere içtenlikle teşekkür ediyorum.

Danışman hocam Sayın Prof. Dr. Zafer Erden, çalışmamın her aşamasında bana yol göstermiştir. Anlayışlı ve içten tutumlarıyla çalışmamıza hem yön vermiş hem de desteğini bir an olsun esirgememiştir.

Sayın Prof. Dr. Filiz Can, her zaman değerli katkılarıyla bu çalışmanın daha iyi olmasına yardımcı olmuş ve manevi açıdan destek olarak benim bu dönemi başarıyla atlatmamı sağlamıştır.

Sayın Prof. Dr. Yavuz Yakut, çalışmanın planlanmasında ve istatistiksel değerlendirmelerinde büyük katkıları olmuştur.

Sayın Prof. Dr. Gül Ergün, çalışmada elde edilen sonuçların istatistiksel olarak yorumlanmasında büyük bir özveriyle destek olmuştur.

Sayın Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay, çalışmanın tamamlanması için gereken kişi sayısına ulaşmamızda büyük katkıları olmuştur.

Sayın Prof. Dr. Nuray Kırdı, Sayın Yrd. Doç. Gürsoy Coşkun, Dr. Fzt. Ayla Fil ve asistan arkadaşlarım Uzm. Fzt. Orkun Tahir Aran ve Uzm. Fzt. Sinem Salar, çalışmama ellerinden geldiğince destek olmuşlardır.

Eşim Dr. Müh. Tolga Numanoglu, çalışma boyunca bana her anımda sınırsız yardım ve destek göstermiştir.

Oğlum Kaan Numan Numanoglu, şirinliği ve yaramazlığı ile beni zinde tutmuştur.

Sayın Prof. Dr. Numan Numanoglu, tezimin her aşamasında vizyonunu benimle paylaşarak destek olmuştur.

Nesibe Numanoglu, çalışmanın başlangıcından sonuna kadar, paha biçilemez manevi ve lojistik destekler sağlamıştır.

Batuhan Ateş, çalışma süresince ihtiyacım olduğu zamanlar yardımına koşmuştur.

Annem Saliha ve babam Nureddin Ateş bu yolda bana olan desteklerini ve inançlarını esirgememiş, bana sundukları imkanlarla, ihtiyacım olduğu anlarda beni desteklemişlerdir.

## ÖZET

**Numanoğlu, A. E. Patellofemoral Ağrı Sendromlu bireylerde dizin farklı mekanik yüklenmelerinde diz eklem pozisyon hissini değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2013.** Patellofemoral Ağrı Sendromu (PFAS) olan bireylerde dizin farklı mekanik yüklenmelerinde eklem pozisyon hissini değerlendirmek amacıyla yapılan bu çalışma, unilateral PFAS tanılı 25 birey ve kontrol grubunu oluşturan 25 sağlıklı birey üzerinde gerçekleştirildi. Dizin eklem pozisyon hissi; sırtüstü, yüzüstü, oturma, çömelme ve leg-press pozisyonlarındaki mekanik yüklenmelerde 30°, 45°, 60°, 90° açılarında, aktif eklem pozisyon hissi (EPH) testi kullanılarak değerlendirildi. PFAS olan bireylerin yaş ortalamaları 29.4 ±7.87 yıl, kontrol grubundaki bireylerin yaş ortalamaları 26.32±4.43 yılı. PFAS olan bireylerde EPH incelendiğinde pozisyonlar arası farklılıklar dizin 60° ve 90° fleksiyonunda, gözlemlendi. PFAS olan kişilerde EPH 60°'de, yüzüstü-oturma, oturma-çömelme ve oturma-leg-press pozisyonlarında ve 90°'de ise eklem pozisyon hissi sadece yüzüstü ve çömelme pozisyonlarında kontrol grubu lehine farklıydı (p<0.05). Kontrol grubundaki bireylerin sağ ve sol dizleri arasında EPH açısından bir farka rastlanmadı (p>0.05). PFAS olan bireylerin etkilenmeyen diz EPH değerleri, bütün pozisyonlarda, 30°, 45°, 60° ve 90° açı değerleri için, kontrol grubuna göre daha kötü bulundu (p<0.05). Diz eklemine yükün bindiği kapalı kinetik zincir (KKZ) pozisyonu olan çömelme pozisyonunda PFAS olan bireylerin her iki dizlerinde EPH değerlerinde en fazla hata açısı 90° de ölçülürken; en az hata açısı değeri diz eklemine yükün binmediği KKZ pozisyonu olan, leg-press'te ölçüldü. Yüzüstü ve oturma pozisyonunda PFAS olan bireylerin EPH değerleri, kontrol grubuna göre daha kötü bulundu (p<0.05). Hem kontrol grubunda, hem de PFAS'li bireylerin etkilenmeyen dizlerinde oturma pozisyonunda 60°'deki hata açısı en fazla iken, etkilenen dizdeki hata açısı en fazla oturma pozisyonunda 45°'de ölçüldü. Bu çalışmada PFAS'de EPH'nin olumsuz yönde etkilendiği, dizin farklı yüklenmelerinde ve açısal değerlerinde biyomekaniksel özelliklerinin proprioreseptör cevapları değiştirebileceği sonucuna varıldı. Bu çalışmanın sonuçları ileriki çalışmalarda yapılacak propriyoseptif duyu değerlendirmeleri ve rehabilitasyon programları için yol gösterici olabilir.

**Anahtar Kelimeler:** Propriyosepsiyon, diz, eklem pozisyon hissi, Patellofemoral Ağrı Sendromu, mekanik yüklenmeler

## ABSTRACT

**Numanoğlu, A. E. Evaluation of the joint position sense of the knee under different mechanical loads among individuals with the patellofemoral pain syndrome. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Master Thesis in Physical Therapy and Rehabilitation, Ankara, 2013.** The purpose of this study, which is conducted on 25 individuals, ages between 18-40 years, who are diagnosed with unilateral PFPS and 25 individuals who are healthy, is to evaluate the joint position sense (JPS) of the knee under different mechanical loads among individuals with Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS). The JPS of the knee was tested with active JPS tests by mechanically loading the knee during supine, prone, sitting, squat, and leg-press positions at the angles of 30°, 45°, 60°, and 90°. The average age of the PFPS group was  $29.4 \pm 7.87$  years and that of control group was  $26.32 \pm 4.43$  years ( $p > 0.05$ ). The JPS of the PFPS group showed differences between positions only at the knee flexion angles of 60° and 90°. The control group performed better both at 60° and 90°, differences were visible between prone-sitting, sitting-squat, and sitting-leg-press position pairs and only between prone and squat positions, respectively ( $p < 0.05$ ). There was no difference in terms of JPS in the right and left knees of the individuals in the control group ( $p > 0.05$ ). The healthy knee of the PFPS group was worse than that of the control group for all positions and angles ( $p < 0.05$ ). For both knees of the PFPS group, the most angle error was measured at 90° during the squat position where the knee joint is loaded with closed kinetic chain (CKC). The least angle error was measured during leg-press position, where the knee is under CKC but not loaded. The PFPS group performed worse in terms of the JPS during prone and sitting positions when compared with the control group ( $p < 0.05$ ). Both the knee of the control group and the healthy knee of PFPS group exhibited the most angle error at 60° and sitting, whereas the knee with PFPS performed the worst at 45° and sitting. With this study, it can be concluded that the PFPS inhibits the JPS. Under different loading positions and angles of the knee, its biomechanical properties can affect the proprioceptive responses. The results of this study could guide the future studies in the field of proprioceptive sense evaluation and rehabilitation programs.

**Keywords:** Proprioception, knee, joint position sense, patellofemoral pain syndrome, different mechanical loading

## İÇİNDEKİLER

ONAY	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER .....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
TABLolar DİZİNİ .....	xii
1.GİRİŞ .....	1
2.GENEL BİLGİLER .....	5
2.1.Diz Eklemi Anatomisi.....	5
2.1.1. Kemikler .....	5
2.1.2. Menisküsler.....	7
2.1.3. Ligamentler.....	9
2.1.4. Bursalar.....	12
2.1.5. Kas ve Tendonlar.....	13
2.2.Diz eklemının beslenmesi .....	15
2.3.Diz eklemının inervasyonu .....	15
2.4.Patellofemoral eklem .....	16
2.4.1. Patellofemoral eklem anatomisi .....	16
2.4.2. Patellofemoral eklem biyomekanisi .....	18
2.5.Patellofemoral ağrı sendromu .....	20
2.5.1. Patellofemoral ağrı sendromunun etyolojisi ve patofizyolojisi.....	21
2.5.2. Patellofemoral ağrı sendromu rehabilitasyonu .....	21
2.6.Propriyosepsiyon.....	22
2.6.1. Propriyosepsiyonun nörofizyolojisi.....	23
2.6.2. Propriyosepsiyonun değerlendirilmesi .....	28
2.7.Diz eklemi propriyosepsiyonu .....	29
2.8.Patolojiler ve propriyosepsiyon.....	31
2.8.1. Patellofemoral ağrı sendromu ve propriyoseptif duyu .....	32
3. BİREYLER VE YÖNTEM.....	34

3.1.Bireyler.....	34
3.2.Yöntem.....	35
3.2.1. Demografik Bilgilerin Alınması.....	36
3.2.2. Klinik Geçmişin Değerlendirilmesi.....	36
3.2.3. Fiziksel Özellikler.....	36
3.2.4. Ağrının Değerlendirilmesi.....	36
3.2.5. Diz Eklem Pozisyon Hissinin (EPH) Değerlendirilmesi.....	37
3.2.6. Q açısının Değerlendirilmesi.....	45
3.2.7. Patellar Yerdeğiştirmenin Değerlendirilmesi.....	47
3.2.8. PFAS Şiddet Skalası Değerlendirmesi.....	50
3.2.9. Kujala Patellofemoral Skorlama Sistemi Değerlendirmesi.....	50
3.3. İstatistiksel Analiz.....	51
4. BULGULAR.....	52
4.1.Bireyler ve Değerlendirme Sonuçları.....	52
5. TARTIŞMA.....	71
5.1.Demografik Bilgiler ve Fiziksel Özellikler.....	73
5.2.Değerlendirme Yöntemleri.....	76
5.3.Farklı Pozisyon ve Açılarda EPH.....	78
6.SONUÇ VE ÖNERİLER.....	84
KAYNAKLAR.....	86
EKLER	
EK-1: Etik Kurul İzin Belgesi	
EK-2: Değerlendirme Formu	
EK-3: Kujala patellofemoral skorlama sistemi	
EK-4: Patellofemoral Sendrom Ağrı Şiddet Skalası	



## SİMGELER VE KISALTMALAR

PFAS	: Patellofemoral Ağrı Sendromu
Lig.	: Ligament
M.	: Musculus
SSS	: Santral Sinir Sistemi
MSS	: Merkezi Sinir Sistemi
GTO	: Golgi Tendon Organı
EPH	: Eklem Pozisyon Hissi
CAD	: Computer Aided Design
SİAS	: Spina İliaca Anterior Superior
VAS	: Vizuel Analog Skalası
VKİ	: Vücut Kütle İndeksi
TFL	: Tensor Fascia Latae
X	: Aritmetik Ortalama
Ss	: Standart Sapma
°	: Derece
±	: Aritmetik Ortalama
p	: İstatistiksel Yanılma Düzeyi
%	: Yüzde
AEPHT	: Aktif Eklem Pozisyon Hissi Testi
PEPHT	: Pasif Eklem Pozisyon Hissi Testi
kg	: Kilogram
cm	: Santimetre
t	: İki Ortalama Arasındaki Farkın Önemlilik Testi İstatistiği
F	: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi İstatistiği
Ark.	: Arkadaşları

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1-1. Diz Eklemının Kemik Yapısı (50)	6
Şekil 2.1 2. Menisküsler (50)	9
Şekil 2.1-3. Diz Eklemi Ligamentleri (50)	12
Şekil 2.4-1. Patellofemoral eklem stabilizatörleri	18
Şekil 2.6-1. Kas İğciği (50)	25
Şekil 2.6-2. Golgi Tendon Organı (50)	27
Şekil 2.8-1. Yaralanma ve Propriyosepsiyon Döngüsü (11)	32
Şekil 3.2-1. MATLAB üzerinde fotoğrafların değerlendirilmesi	38
Şekil 3.2 2. Resimleri seçmeye ve sonuçları takibe yarayan MATLAB kullanıcı arayüzü	39
Şekil 3.2-3. Özel tasarlanmış gonyometre	40
Şekil 3.2-4. Renkli banttıan hazırlanan işaretleyiciler	40
Şekil 3.2-5. EPH değerlendirmesi için fotoğraf çekimi	42
Şekil 3.2-6. Sırtüstü EPH değerlendirme	42
Şekil 3.2-7. Yüzüstü EPH değerlendirme	43
Şekil 3.2 8. Oturarak EPH değerlendirme	43
Şekil 3.2-9. Çömelme pozisyonunda EPH değerlendirme	44
Şekil 3.2-10. Leg-press pozisyonu için tasarlanan kayar mekanizma	45
Şekil 3.2-11. Leg-press pozisyonunda EPH değerlendirme	45
Şekil 3.2-12. Ayakta Q açısı değerlendirme	46
Şekil 3.2-13. Yatarak Q açısı değerlendirme	46
Şekil 3.2-14. Oturarak Q açısı değerlendirme	47
Şekil 3.2-15. Medio-lateral yer değişim ölçümü için modifiye edilen kaliper	48
Şekil 3.2-16. Patella medio-lateral yer değişimini ayakta değerlendirme	48
Şekil 3.2-17. Patella medio-lateral yer değişimini yatarak değerlendirme	49
Şekil 3.2-18. Patella medio-lateral yer değişimi oturarak değerlendirme	49
Şekil 3.2-19. Patella medio-lateral yer değişimi yatarak dizler fleksiyonda değerlendirme	50
Şekil 4.1-1. PFAS olan bireylerde aktivitelere göre detaylı ağrı şiddetleri	54
Şekil 4.1-2. Sağlıklı bireylerin sağ ve sol dizleri arası EPH'nin karşılaştırılması	65
Şekil 4.1-3. 30°'de EPH değerleri	65

Şekil 4.1-4. 45°'de EPH değerleri	66
Şekil 4.1-5. 60°'de EPH değerleri	66
Şekil 4.1-6. 90°'de EPH değerleri	67
Şekil 4.1-7. Sırtüstü pozisyonda EPH değerleri	68
Şekil 4.1-8. Yüzüstü pozisyonda EPH değerleri	68
Şekil 4.1-9. Oturma pozisyonda EPH değerleri	69
Şekil 4.1-10. Çömelme pozisyonda EPH değerleri	70
Şekil 4.1-11. Leg press pozisyonda EPH değerleri	70

**TABLULAR DİZİNİ**

Tablo 4.1-1. Gruplar arası fiziksel özellikler ve aktivite sürelerinin karşılaştırılması	53
Tablo 4.1-2. PFAS olan bireylerde aktivitelere göre ağrı şiddeti (cm)	53
Tablo 4.1-3. PFAS olan bireylerde farklı pozisyonlardaki Q açısı değerleri	55
Tablo 4.1-4. Patellanın medio-lateral yer değiştirmesi	55
Tablo 4.1-5. PFAS Grubundaki bireylerin etkilenen ve etkilenmeyen dizleri arası EPH karşılaştırması	58
Tablo 4.1-6. Kontrol Grubundaki bireylerin sağ ve PFAS Grubundaki bireylerin etkilenmeyen dizleri arası EPH karşılaştırması	60
Tablo 4.1-7. Kontrol Grubundaki bireylerin sağ ve PFAS Grubundaki bireylerin etkilenen dizleri arası EPH karşılaştırması	62

## 1. GİRİŞ

Propriyosepsiyon latince “proprius” kelimesinden gelip, “kendi başına – yalnız başına olma” anlamındadır (1). Propriyosepsiyon terimi ilk olarak 1900’lerin başlarında Sherrington tarafından tanımlanmıştır (2). Propriyoseptif duyular, pozisyon duyusu, ayak tabanlarından gelen basınç duyusu, hatta somatik duyulardan farklılaşmış özel bir duyu olarak kabul edilen denge duyusu gibi, vücudun fiziksel durumu hakkında bilgi veren duyulardır. Propriyosepsiyon, eklem hareket (kinestezi) ve eklem pozisyon hissi özelliklerini kapsayan, dokunma duyusunun özelleşmiş bir şekli olarak da tanımlanmaktadır (3).

Propriyosepsiyon eklemlerimize bakmadan onların hangi pozisyonda olduklarını bilmemizi ve ayakta dururken dengemizi korumamızı sağlar. Propriyoseptif duyu, hareketin yönünü hızlı bir şekilde değiştirmemizi sağlayan çevikliğe, stabiliteyi sağlayan dengeye ve aktiviteyi doğru, ahenkli yapmamızı sağlayan koordinasyona temel teşkil eder (1,4,5,6,7).

Propriyoseptif duyu, hareketler sırasında motor kontrolün gelişimine katkıda bulunur ve eklem için zararlı olan kuvvetlere karşı eklemde koruyucu refleks cevabın oluşmasında rol oynar (8). Fizyoterapi ve rehabilitasyon alanında sağlıklı bireylerde koruyucu rehabilitasyon programlarında, profesyonel sporcularda ise yaralanma ve sakatlıkların önüne geçilmesinde son derece önemli bir yere sahiptir. Özellikle farklı spor dallarında, sporcularda propriyoseptif duyunun değerlendirilmesinin ve propriyoseptif rehabilitasyon tekniklerinin kullanımının önemi artmıştır (9,10). Literatürde, propriyoseptif duyudaki azalmanın, patolojilerin oluşmasındaki olumsuz etkisi ve kas iskelet sistem yaralanmalarındaki etken rolü üzerine yapılmış az sayıda da olsa bazı çalışmalar bulunmaktadır (1,11,12). Bu çalışmaların üzerine dayandırılmış klinik araştırmalarda ise ayakbileği ve diz eklemi yaralanmaları başta olmak üzere omuz, bel ve boyun problemlerinde propriyoseptif duyu eğitiminin ortopedik rehabilitasyonda ki önemi ortaya konulmuştur (13,14,15,16,17,18). Son yıllarda, bu konuda yapılan araştırma ve tez çalışmalarının giderek artması ve klinikte propriyoseptif egzersizlerin rehabilitasyon programı içerisinde ön plana çıkmasıyla, propriyoseptif duyunun değerlendirilmesine duyulan ihtiyaç artmıştır. Bu nedenle son yıllarda, propriyoseptif duyuyu değerlendirmek üzere yapılan ender

sayıdaki çalışmalarda, eklem pozisyon hissi ve/veya eklem hareket hissi farklı yöntemler kullanılarak değerlendirilmiştir (19,20,21,22,23,24,25,26,27,28).

Diz önü ağrısı ya da patellofemoral ağrı sendromu (PFAS) tüm toplumlarda en sık görülen diz sorunlarından birisi olup, özellikle genç erişkinlerde kronik diz ağrısının en sık nedeni olarak bildirilmektedir (29,30,31,32,33,34,35). Genç aktif bireylerde PFAS görülme sıklığı %15-%30 iken, ergenlikte ise %21-45 dolaylarındadır (30,33). Literatürde spor kliniklerinde tedavi edilen bütün diz problemlerinden %25 ila %40'ının PFAS olduğu belirtilmiştir (29,36). Bu kadar sık görülmesine rağmen, patogenezi ve tedavisi hakkında tartışmalar halen sürmektedir (25,27,30).

PFAS veya osteoartrit gibi diz eklemının dejeneratif durumlarında, diz eklemının artiküler yapıları ve stabilitesinde ortaya çıkan sorunlar, dizin propriyoseptif duyusunda kayıpla sonuçlanır (3,37,38). Literatürde propriyoseptif duyunun PFAS olan bireylerde, sağlıklı bireylere göre belirgin olarak azaldığını öne süren çalışmalar bulunmakla birlikte (19,27,39,40,41), bunun aksini iddia eden çalışmalar da mevcuttur (28,42).

PFAS ile ilgili bazı çalışmalarda, propriyoseptif duyunun önemli bir alt başlığı olan eklem pozisyon hissi, pasif ve/veya aktif yöntemler kullanılarak daha çok bir veya birkaç açıda değerlendirilmiştir (1,23,27,28,41,43,44). Bu değerlendirmelerde de en çok iki pozisyon kullanılmış ve bu pozisyonlardaki eklem pozisyon hissi birbiriyle karşılaştırılmıştır. Ancak geniş eklem hareketine sahip olan diz eklemının eklem pozisyon hissini birden fazla farklı açılarda ve farklı pozisyonlarda değerlendirilmesi, dize ait propriyosepsiyon ile ilgili daha doğru bilgiye ulaşmak için gereklidir (19). Çünkü diz eklemi günlük yaşam aktiviteleri ve fonksiyonlar sırasında çok farklı açılarda ve değişik yükler altında çalışan bir eklemdir. Bu nedenle literatürde var olan önceki çalışmalarda olduğu gibi oturma veya yüzüstü pozisyon gibi diz eklemının yük taşımadığı pozisyonlarda yapılan değerlendirmeler, diz eklemının propriyoseptif duyusunu tanımlamak için yeterli değildir. Bu nedenle eklem pozisyon hissini veya hareket duyusunun, ağırlık aktarma pozisyonunda test edilmesinin gerekliliği, son yıllarda sayısı giderek artan araştırmacılar tarafından vurgulanmıştır (20). Ağırlık aktarma pozisyonunda yapılan propriyoseptif testlerin, günlük aktiviteler sırasında, bu aktivitelerle işlev gören deri,

eklem ve kastaki proprioseptörleri içeren daha fonksiyonel bir değerlendirme metodu olduğu belirtilmektedir (13,45,46).

Eklem pozisyon hissinin değerlendirilmesi konusunda literatürde, yöntemlerin fonksiyonelliği, uygulanabilirliği, hata payı oranı, objektifliği üzerine farklı görüşler yer almakla birlikte, propriyosepsiyonun değerlendirilmesiyle ilgili altın standart olarak nitelendirilebilecek bir yöntem henüz bulunmamaktadır.

Literatürde, PFAS olan bireylerde farklı açısal değerler ve pozisyonlarda ölçümlerin yapıldığı çalışmalar mevcut olmakla birlikte sayıca yetersizdir (23,27,28,41,42,43). Oturma, yüzüstü, sırtüstü, çömelme ve leg-press pozisyonlarının hepsinin bir arada değerlendirildiği bir çalışma ise bulunmamaktadır.

Patellofemoral eklem, günlük aktivitelerde, farklı yüklenmelerle birlikte etki eden kuvvetler değişkendir (47,48). Değerlendirmede kullanılan her bir pozisyonda ve açı değerinde patellofemoral eklem üzerine binen yük farklılık göstermektedir. Bu nedenle farklı yüklenmelerle oluşan propriyoseptif duyu cevabının değerlendirilmesi gerekir. Bu çalışmada PFAS olan bireylerde, farklı açı ve mekanik yüklenmelere karşı ortaya çıkan propriyoseptif duyu cevabı, eklem pozisyon hissi değerlendirilerek, sağlıklı bireylerden oluşan kontrol grubu ile karşılaştırıldı. Bireylerde, oturma, yüzüstü, sırtüstü, çömelme ve leg-press pozisyonlarında, dizin 30°, 45°, 60° ve 90°'lik fleksiyon açılarında eklem pozisyon hissi değerlendirildi.

PFAS olan bireylerde, dizin farklı pozisyonlardaki mekanik yüklenmelerde eklem pozisyon hissi cevabının belirlenmesinin, egzersiz programında kullanılması gereken pozisyonlar açısından da ipucu vereceği; ayrıca pozisyonlar arası yapılan karşılaştırmaların ise tedavide, propriyoseptif duyu eğitim sürecinin pozisyonlar açısından planlanabilmesine katkı sağlayacağı düşünülerek bu çalışma yapıldı.

Bu çalışma ile açık kinetik zincir, kapalı kinetik zincir, yüklenme ile ve yüklenme olmaksızın; diz eklem pozisyon hissinin dizin tüm fonksiyonel pozisyonlarında değerlendirilmesiyle, hem sağlıklı bireylerde, hem de patellofemoral sendromlu bireylerdeki egzersiz programının planlanmasına ve sonraki egzersiz progresyonunun düzenlenmesine katkıda bulunulacağı düşünüldü.

Çalışmanın hipotezleri şunlardır:

1.Hipotez: PFAS olan bireylerde, oturma, yüzüstü, sırtüstü, çömelme ve leg-press pozisyonlarında dizin eklem pozisyon hissi farklıdır.

2.Hipotez: Dizin herhangi bir pozisyonundaki farklı eklem açılarında, PFAS olan bireyler sağlıklı bireylere göre farklılık gösterir.

3.Hipotez: Diz eklemine yükün binmediği pozisyonlarda, aynı açılar için PFAS olan grupla sağlıklı grup arasında fark vardır.

Bu hipotezlere göre planlanan bu çalışma, PFAS olan bireylerde, sağlam bireylere göre dizin farklı açısı, pozisyon ve yüklenmelerinde propriyosepsiyonun değişip değişmediği belirlemek amacıyla yapıldı. Aralık 2012-Temmuz 2013 tarihleri arasında, ortopedi hekimleri tarafından yönlendirilen, 25 PFAS olan birey ve bu çalışma için sağlıklı grup tanımlamasına uygun 25 sağlıklı birey üzerinde gerçekleştirildi. Değerlendirmeler, Hacettepe Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Ortopedik Rehabilitasyon Ünitesi'nde yapıldı. Elde edilen sonuçlar grup içi ve gruplar arası karşılaştırıldı.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Diz Eklemi Anatomisi

Vücuttaki sinovyal eklemlerin en büyüğü olan diz eklemi, vücudun en uzun kemikleri femur ve tibia arasında yer alır. Vücut ağırlığını taşır ve büyük kuvvetlerin etkisi altındadır. Bu özellikleriyle diz eklemi, yaralanma riskinin çok yüksek olduğu eklemlerden birisidir (47,48,49).

Diz eklemi, femur, tibia ve patella olmak üzere üç kemikten meydana gelir. Tibial kondiller ve femur arasında tibiofemoral eklem ve patella ile femur arasında, diz ekleminin özel bir parçası olan, patellofemoral eklemden oluşur (47,48).

#### 2.1.1. Kemikler

##### **Femur:**

Vücudun en büyük kemiği olan femur, yukarıda acetabulum ile eklem yaparak kalça eklemine, aşağıda ise tibia ve patella ile eklem yaparak diz eklemine oluşturur (39,49).

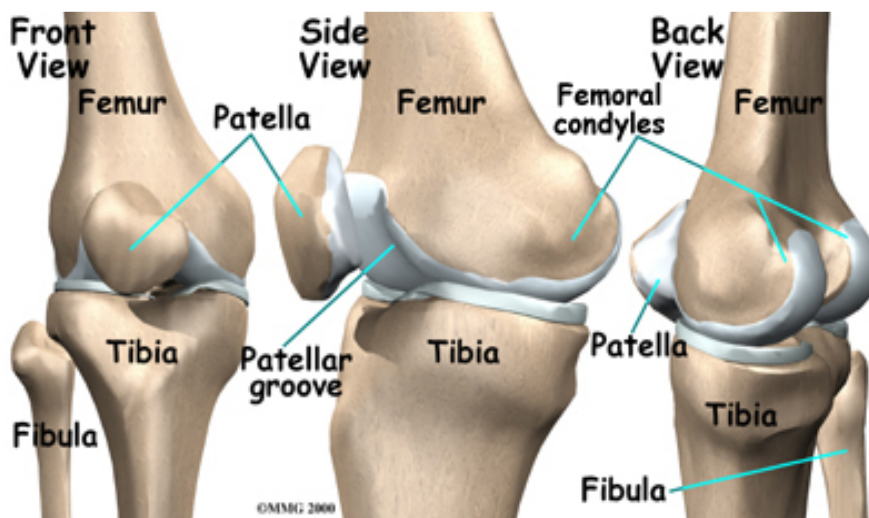
Femurun üst ucunda caput femoris, collum femoris, trochanter major ve minor bulunur. Caput femoris, femurun acetabulum ile eklem yapan kısmıdır ve bu kısmın merkezinde bulunan fovea capitis femoris'e lig. capitis femoris tutunur. Bu bağın içerisinden geçen A. Obturatoria'nın bir dalı femur başını besler (39,49).

Collum femoris femur baş ve gövdesini birbirine bağlayan kemik destektir. Hafif öne doğru eğimli olup, gövdeden üst mediale doğru 125° bir açı ile ilerler (49). Collumun gövde ile birleşim yerinde trochanter major ve minor bulunur. Önde linea intertrochanterica, arkada crista intertrochanterica bu iki çıkıntıyı birbirine bağlar (39).

Corpus femoris ön tarafa doğru biraz konvektir. Kesitinde yuvarlak olan gövdenin ön yüzü düzdür. Arka yüzde kas ve fasial bölmelerin tutunduğu linea aspera bulunur. Bunlar gövdenin ortalarında birbirine yakın, uçlarında ise uzak olan iki kenar şeklindedir. Bunlardan dıştaki labium laterale, içteki ise labium mediale'dir. Labium mediale, aşağıda linea supracondylaris medialis adını alarak, medial kondilin üzerindeki tuberculum adductorium'la birleşir. Labium laterale ise aşağıda linea supracondylaris lateralis olarak devam eder. Gövdenin arka yüzünde ve

trochanter major'un aşağısında m. gluteus maximus'un tutunduğu tuberositas glutealis bulunur. Distal uçta gövdenin arka yüzündeki üçgen sahaya ise facies poplitea denilir (39,49).

Fossa intercondylaris, femurun alt ucunda condylus lateralis ve condylus medialis arasındaki çukurun adıdır. Kondillerin ön yüzleri birbirleriyle devamlı olup üzeri eklem kıkırdağı ile kaplıdır. Bu yüz patella ile eklem yapan facies patellaris olarak isimlendirilir. Diz ekleminin konveks yüzü bu kondillerce oluşturulur (39,49). Dizde kollateral ligamentlerin yapışma yeri olan, kondillerin eklem yapmayan dış yüzeyindeki çıkıntılara epicondylus lateralis ve medialis adı verilir (Şekil 2.1-1).



Şekil 2.1-1. Diz Ekleminin Kemik Yapısı (50)

### Patella:

Vücuttaki sesamoid kemiklerin en büyüğü olan patella kemiği, tepesi aşağıda olan bir üçgen şeklindedir. Diz eklemi önünde, m. quadriceps femoris'in tendonu içerisinde bulunur. Patellanın dizdeki bu yerleşimi, dizin ekstansiyon hareketi için ideal mekanik bir avantaj sayılır (51).

Patella'yı tibia'ya bağlayan ligamentum patellae'nin tutunduğu apex kısmı sivrileşmiştir (39). Kemiğin taban kısmı ise, m. quadriceps femoris'in tutunması için geniş ve kalındır. M. quadriceps femoris'in tendon kemiğin üst, dış ve iç kenarlarına tutunur. Bu kasın kontraksiyonu sırasında, m. vastus medialis'in en alt horizontal

lifleri ve mediale göre daha büyük lateral kondil patella'nın laterale kaymasına engel olur (39,49).

### **Tibia:**

Tibia, bacağın medial tarafında bulunan, vücut ağırlığını taşıyan esas kemiktir. Proksimal ucu ağırlık taşıma için transvers planda genişlemiştir. Yukarıda femur kondilleri ve fibula başı ile aşağıda da talus ve fibula'nın alt ucu ile eklem yapar. Üst ucunda, horizontal planda her iki tarafta da yassılaştıran condylus medialis ve condylus lateralis bulunur.

Condylus medialis ile lateralis'in üst yüzleri eklem içindir ve bir interkondiler bölge ile ayrılmıştır. Diz eklemine güçlü ligamentleri (lig. cruciate) ile menisküslerin tutunmaları için gerekli alanları içerir (39,49).

### **2.1.2. Menisküsler**

Tibia eklem yüzeyini derinleştiren kresentrik laminalardır. Menisküsler tibial ve femoral eklem yüzeyleri arasındaki uyumu artırır, temas yüzeyini yaklaşık 2 katına çıkarır, şok absorbe etme görevini üstlenir, sürtünmeyi azaltır ve dolayısıyla stabiliteyi artırır (48). Diz ekstansiyonunda kompresif yükün yarısını, fleksiyonda ise büyük kısmını absorbe ederler. Fleksiyonda özellikle lateral menisküs yükün büyük kısmını taşır. Eklem lubrikasyonuna da katkı sağlarlar.

Periferal yapışma kenarları kalın, geniş, silindirik ve konveks, serbest kenarları ince ve konkavdır. Periferde eklem kapsülünün derin katları ve sinovyal membran ile bağlantılıdır ve bu yapılara ait kapiller kıvrımlarla beslenirler, iç kısımları avaskülerdir. Proksimal yüzeyler pürüzsüz, konkav ve femoral eklem kıkırdağı ile temas halindedir. Distal yüzeyler pürüzsüz, düz ve tibial eklem kıkırdağı üzerinde yer alırlar. Menisküsler periferik sınırlarında küçük vertikal liflerle (koroner ligamentler) tibial kondillere bağlanırlar (39,47,48,49).

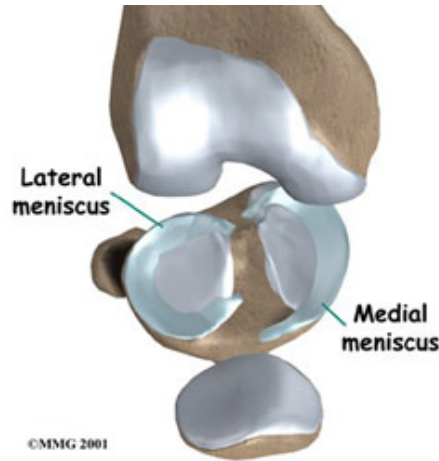
Menisküslerin inervasyon özelliklerini araştıran çalışmalarla, menisküslerde de propriyoseptif reseptörlerin varlığı saptanmıştır. Bundan dolayı menisküsler, eklemi aşırı zorlanmadan koruyan bir propriyoseptif duyu organı olarak da düşünülmelidir (48).

### **Medial Menisküs:**

Yarım ay şeklinde daha geniş eğriliği olan menisküstür. Arka boynuzu daha geniştir. Ön boynuzu anterior tibial interkondiller alana, anterior cruciate ligamentin hemen önüne yapışır. Anterior cruciate ligament lifleri ile de hafif bağlantısı vardır. Arka boynuz posterior tibial interkondiller alana, lateral menisküs ve posterior cruciate ligament yapışma noktalarının arasına yapışır. Periferden fibröz kapsül ve tibial kollateral ligamentin derin katları ile bağlantısı vardır. Ek olarak semimembranosus tendonunun medial menisküs posterior kenarı ile bağlantısı olabileceği belirtilmektedir (39,47,48,49).

### **Lateral Menisküs:**

Oval, 4/5 halka şeklinde bir yapıdır. Boynuzlar dışında kalınlığı hemen hemen her noktada aynıdır. Lateral menisküs lateral kompartmanda medial menisküsün medial kompartmanda kapladığı yere göre daha büyük bir alanı doldurur. Fibuler kollateral ligamentten popliteus tendonu ile ayrılır. Ön boynuz tibial interkondiller eminentia önüne, anterior cruciate ligamentin posterolateraline yapışır. Arka boynuz eminentia arkasında medial menisküs arka boynuzunun hemen önüne yapışır. Posterior yapışma yerine yakın bir noktadan, posterior cruciate ligamentin posteromedialinde posterior meniskofemoral ligament çıkar ve medial femoral kondile uzanır. Daha medialde popliteus tendonunun bir parçası lateral menisküsün posterior kenarına tutunur. Arka boynuz hareketleri ve mobilitesi meniskofemoral ligamentler ve popliteus tendonu tarafından kontrol edilir. Lateral kapsüler bağlantısı mediale göre daha zayıf olduğundan lateral menisküs mediale göre daha fazla mobiliteye sahiptir ve yaklaşık 2 kat daha fazla ön-arka yer değiştirme yeteneğine sahiptir (39,47,48) (Şekil 2.1-2).



Şekil 2.1 2. Menisküsler (50)

### 2.1.3. Ligamentler

#### **Patellar Ligament:**

Quadriseps femoris tendonunun santral bandıdır. Distalde patelladan tibial tuberositaza kadar devam eder. Güçlü, düz, yaklaşık 8 cm uzunluğunda bir yapıdır. Patellada üst proksimaline, ön yüzeye yapışır. Superfisyal lifler patella üzerinde quadriseps tendonu olarak devam eder. Sinovya dan infrapatellar yağ yastıkçığı ile ve patellar kemikten bursa ile ayrılır (47,48).

#### **Oblik Popliteal Ligament:**

Diz ekleminin arkasını örten düz ve geniş bir ligamenttir. Proksimalde interkondiller fossanın üst kenarının üst kısmına, ferumun posterior yüzeyine tutunur, interkondiller çizgi lateralinde aşağı iner ve tibia posterioruna yapışır. Medialde semimembranosus tendonu ile lateralde gastroknemiusun lateral başı ile karışır. Eklem kapsülü ile de karışan lifleri vardır. Dizi posteriorndan destekler, hiperekstansiyonu önler, femur ve tibianın artiküler sınırlarını bağlar.

#### **Arkuat Popliteal Ligament:**

Y şeklinde kapsüler lif kitlesidir. Fibula başına yapışan bir kökü vardır. Posterior kolu mediale ark yapar; popliteus tendonu üzerinden tibial interkondiller alanın posterior kenarına uzanır. Anterior ark bazen olmayabilir, lateral femoral epikondile uzanır. Gastrocnemius lateral başı ile ilişkilidir.

**İliotibial Bant:**

Crista İliaca'yı lateral femoral kondil ve lateral tibial çıkıntıya bağlayan gergin bir ligament olarak görev alır. Diz ekleminin lateral stabilitesine katkıda bulunur.

**Transvers Genual Ligament:**

Lateral menisküs ön kenarı ile medial menisküs ön tarafını birbirine ve interkondiller alana bağlayan kordon şeklinde kısa bir ligamenttir.

**Collateral Ligamentler:**

Diz eklem kapsülünü medial ve lateralden güçlendirirler ve ekstansiyonda transvers stabiliteden sorumludurlar. Medial ligament lateralden daha uzun ve daha geniştir. Dizilim açıları da farklıdır. Her ikisi de diz eklem ekstansiyonunda gergin, fleksiyonunda gevşek pozisyonudadır.

**Medial Collateral Ligament (MCL):**

Eklemin arkasına yakın, geniş ve düz bir banttır. Medial femoral epikondilden, addüktör tüberkülün hemen distalinden köken alır; medial menisküse, tibial kondile ve tibia gövdesine uzanır. Anterior kısmı düzdür ve yaklaşık 10 cm uzunluğundadır. Kapsül ve medial menisküsten bir veya daha fazla bursa ile ayrılır. Öne doğru hafif oblik (infero-anterior) bir seyir izler, medial kenara doğru iner. Semimembranosus tendonu ile bir miktar tenöz bağlantısı vardır. Posterior kısmı eklem kapsülünün arka lifleri ile karışır. Valgus yönündeki kuvvetlere direnç oluşturan temel yapıdır. Diz ekleminin 25° fleksiyon açısında valgus kuvvetlerinin %78' ini karşılar. İnternal ve eksternal rotasyonda bir miktar direnç oluştururlar. Ekstansiyonda gergindir. Fleksiyonda boyu yaklaşık %17 kısalır ve gevşer.

**Lateral Collateral Ligament (LCL):**

Daha ince ve yuvarlak bir banttır. Lateral femoral epikondilden fibula başına uzanır. Büyük oranda biceps tendonu ile üst üste biner ve bazı lifleri karışır. Kapsülle ve lateral menisküsle bağlantısı yoktur. Diz eklami ekstansiyon pozisyonunda iken inferior-posterior seyirlidir. Diz eklemi fleksiyon yaptığıında inferior-anterior bir seyir izler (39,49). Ekstansiyonda gergindir; fleksiyonda boyu yaklaşık %25 kısalır ve gevşer. Varus yönündeki kuvvetlere direnç oluşturan temel yapıdır. Diz ekleminin 25° fleksiyon açısında varus kuvvetlerinin %69' unu karşılar. Diz eklem rotasyonundan etkilenmez.

### **Kapsüler Ligamentler:**

Kollateral ligamentlerin altında yar alan kapsüller kalınlaşma şeklindeki derin bir yapıdır.

### **Cruciate Ligamentler:**

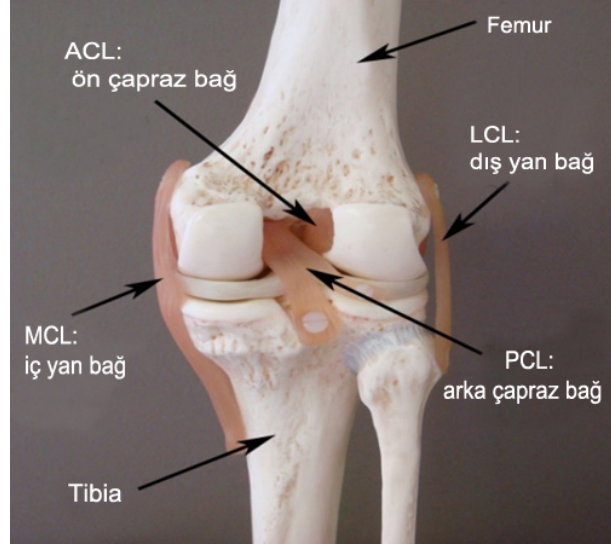
Eklem merkezinin hafif posteriorunda yerleşen çok güçlü ligamentlerdir. Medial ve lateral tibiofemoral eklemleri ayırırlar. Bu iki ligament sagittal ve frontal düzlemde birbirlerini çaprazlarlar. Horizontal düzlemde ise paralel seyirli dirler. Transvers düzlemde oluşturdukları açılar aynı değildir. Tam ekstansiyonda anterior cruciate ligament daha vertikal posterior cruciate ligament daha horizontaldır. İki çapraz bağın boy oranları sabittir ve posterior cruciate ligament biraz daha kısadır. Bu ligamentler dizi ön arka yönde stabilize ederler ve rotasyonu sınırlarlar. Hareket sırasında eklem yüzeylerinin temas halinde kalmasını sağlarlar ve makaslama hareketini engellerler.

### **Anterior Cruciate Ligament (ACL):**

Medialde tibial anterior interkondiller alana yapışır; lateral menisküs ön boynuzu ile hafif ilişkilidir. Posterolaterale doğru seyrederek kendi etrafında döner, lateral femoral kondil posteromedialine yapışır. Tibianın aşırı eksternal rotasyonunu engeller. Posterior cruciate ligamente oranla %40 daha uzundur. Diz tam ekstansiyonda 90° fleksiyona geçtiğinde boyu yaklaşık %7 uzar. Eklem internal rotasyonda ise anterior cruciate ligament insersiyosu daha öne yer değiştirir ve uzar. Eksternal rotasyonda ise 90° fleksiyona kadar boyu değişmez; daha ileri fleksiyonda boyu yaklaşık %10 uzar.

### **Posterior Cruciate Ligament (PCL):**

Daha güçlü ve daha az oblik seyirli bir ligamenttir. Tibiada posterior interkondiller alana, lateral menisküsün posterior boynuzuna yapışır, anteromedial bir seyirle medial femoral kondile genişleyerek yapışır. Tibianın aşırı internal rotasyonunu engeller (47,48) (Şekil 2.1-3).



**Şekil 2.1-2.** Diz Eklemi Ligamentleri (50)

#### 2.1.4. Bursalar

Diz eklemi çevresinde yüzeysel ve derin olarak yerleşmiş çeşitli bursalar bulunmaktadır. Bu bursalar, eklem çevresindeki kapsül ve tendon yapılarının rahat çalışmasını sağlarlar. Medial gastrocnemius bursasında görüldüğü gibi diz eklemi sinovyal boşluğu ile bağlantısı bulunabilir. Bursalar aşağıda belirtilmiştir (48).

1. Prepatellar bursa (cilt altı)
2. İnfrapatellar bursa (cilt altı)
3. İnfrapatellar bursa (derin, subtendinöz)
4. Medial ve lateral gastrocnemius başları altındaki bursalar
5. Semimembranosus bursası
6. Pes anserinus bursası
7. İliotibial bant altında bursa
8. Lateral collateral ligament ve eklem kapsülü arasındaki bursa
9. Biceps bursası
10. Medial collateral ligamentin yüzeysel ve derin tabakaları arasındaki bursa



### **2.1.5. Kas ve Tendonlar**

#### **Antero-Superior Grup**

Quadriceps kası, uyluğun tüm anterior kompartmanını doldurmaktadır. Ekstansör mekanizmanın en önemli elemanı olup N. Femoralis tarafından inerve edilir.

#### **M. Rectus femoris**

Spina iliaca anterior superior'dan ve asetabular kenardan orijin alan iki başlı kastır. İki eklem kateden bu kas, cilt altında kalır; uyluk ön yüzünde yüzeyel tabakayı oluşturur.

#### **M. Vastus lateralis ve medialis**

Linea aspera, büyük trokanter ve lateral intermusküler septumdan orjin alır. Distalde quadriceps tendonunu oluştururken, lateral patellar retinakuluma fibröz uzantılar verir. Vastus medialis, trokanterik çizginin alt kısmından başlar ve linea aspera'nın medial kısmına yapışır. Distalde quadriceps tendonunun oluşumunu sağlarken, medial patellar retinakuluma da fibröz uzantılar verir.

#### **M. Vastus intermedius**

Quadriceps kasının en derin yerleşen kısmıdır. Femurun ön yüzünü örter. Quadriceps tendonuna katılırken, vastus lateralis'in yapışma yeri ile çok yakın ilişki içindeyken, vastus medialisten tümüyle ayrı ve bağımsızdır.

#### **Postero-Lateral Grup**

M. Tensor fascia latae ve M. biceps femoris kasından oluşur. Bu iki yapı da her iki eklemi kateder.

#### **M. Tensor fascia latae (TFL)**

Fusiform şeklindeki bu kas, crista iliaca ön kısmına ve spina iliaca anterior superiorun dış yüzeyine yapışır. Fascia latanın iki tabakası arasında yer alarak distalde iliotibial banta karışır. Uyluğun fleksiyon, abduksiyon ve az olarak da iç rotasyon hareketlerine yardımcı olur. İliotibial bant ve lateral intermusküler septum vasıtasıyla dizin hareket ve stabilitesine de doğrudan etkisi vardır. Superior gluteal sinir bu kasta sonlanır (39,49).

### **M. Biceps femoris**

Uyluğun postero-lateral yüzünde yer alır. Uzun başı iskiyal tüberkülden, kısa başı ise linea asperanın lateral dudağı, lateral suprakondiler linea ve lateral intermuskuler septumdan köken alır. Bu iki baş, diz ekleminin hemen üzerinde birleşerek ortak bir tendon ile fibula başına yapışır. Yapışma yerinde lateral collateral ligament ile yakın komşuluğu ve anatomik ilişkisi vardır. İşlev açısından dizin postero-medialinde yer alan semimembranosus kasına benzer özellikler gösterir. Diz ekleminin postero-lateral bölümünün stabilizasyonuna katkıda bulunur. Diz ekleminin fleksiyon hareketi ve tibianın dış rotasyonunu sağlar. Siyatik sinirden inerve olur.

### **Postero-Medial Grup**

Bu grupta her iki eklemi kat eden dört kas bulunmaktadır. Bunlar semimembranosus ile üç Pes Anserinus kasıdır.

### **M. Semimembranosus**

Proksimalde iskiyal tüberkülden başlar. Distalde ise medial tibial kondilin hemen eklem altında ve postero-medial köşesinde sonlanır. Tendonun bu bölgedeki insersiyosu oldukça karmaşık bir özellik göstermektedir. Diz ekleminin fleksiyon ve tibianın iç rotasyon hareketlerini yaptırır. Siyatik sinirden inerve olur.

### **M. Semitendinosus**

Uzunluğunun hemen hemen yarısı tendon yapısında olduğu için bu şekilde adlandırılmıştır. İskiyal tüberkülden köken alır. Uyluğun iç kenarında ve semimembranosus kası üzerinden distale uzanır. Pes Anserinus'u oluşturarak tibianın antero-medial yüzeyine yapışır. Yüzeysel medial collateral ligament ile tendonu arasında bursa bulunmaktadır. Siyatik sinirin dalı olan N.tibialis' den inerve olur.

### **M. Sartorius**

Spina iliaca anterior superior'dan köken alır ve uyluğun anterior kompartmanına entegre olarak, femoral aponörozun altında ve medialden distale ilerler. Kısa ve geniş bir tendon ile pes anserinusun oluşumuna katılır. Sartorius tendonu geniş bir şekilde tibiaya yapışırken üstte gracilis, altta semitendinosusun tendonlarını örter. Femoral sinirden inerve olur (39,49).

### **M. Gracilis**

Pubisten orjin alır. Uyluğun medial kompartmanında ve medial yüzü boyunca distale ilerler. Uyluğun 1/3 distal kısmında tendonlaşarak eklemin antero-medial yüzünde pes anserinus yapısına katılır. Obturator sinirden inerve olur.

**M. Adductor magnus**'un iskiyal lifleri, hamstring kasları grubunda sayılabilir. Siyatik sinirden inerve olan bu lifler, vertikal olarak distale doğru ilerler ve kısa bir tendon ile medial femoral kondildeki tuberculum adductorium'a yapışır. Femura yapışmadan önce oluşan adductor hiatus, femoral damarların uyluktan popliteal bölgeye geçmesini sağlar.

### **Postero-Inferior Grup**

#### **M. Gastrocnemius**

Gastrocnemius kasının iki başı femoral kondillerin supero-posterior kısımlarından köken alır. Popliteal fossayı örterek distalde soleus kasıyla birleşip triceps surae kasını oluştururlar. N. Tibialis'den inerve olur.

#### **M. Plantaris**

Gastrocnemius kasının lateral başının yapışma yerinin üstünden ve posterior oblik ligamentten köken alır. Distale doğru popliteal kas üzerinden ilerler. Kas kısmı kısa olup (yaklaşık 10 cm), uzun tendinöz yapısı soleus ve gastrocnemiusun medial başı arasından ve aşıl tendonunun medialinden ilerleyerek calcaneus'a yapışır. N. Tibialis'den inerve olur.

## **2.2. Diz ekleminin beslenmesi**

Diz ekleminin beslenmesi, supero-lateral genikular, superior genikular, supero-medial genikular, infero-medial genikular, inferior-lateral genikular ve orta genikular arterlerin vasküler anastomozu ile sağlanır. Patella diz çevresinde genikular arterlerin yapmış oldukları pleksustan beslenir (39,49,52).

## **2.3. Diz ekleminin inervasyonu**

Dizin anterior kısmının duyusu L2 ile L4 arasındaki sinir köklerinden sağlanır. Antero-medial bölge, genitofemoral, femoral, obturator ve safen sinirden,

antero-lateral bölge ise, lateral femoral ve lateral surral kutaneal sinirlerden duyu lifleri alır. Patelladan femur sulkusuna sinir uçları yoktur.

## **2.4. Patellofemoral eklem**

### **2.4.1. Patellofemoral eklem anatomisi**

Patellofemoral eklem, patella ile femur kondillerinin arasında varolan, fonksiyonel olarak oldukça önemli bir eklemdir. Femoral sulcus ile patellar eklem yüzeylerinden oluşur (48). Patellar eklem yüzeyi, femoral eklem yüzeyinden daha küçüktür. Bu özelliği ile vücuttaki en uyumsuz eklemlerden biridir. Ayrı bir eklem kapsülü bulunmaması nedeniyle, ayrı bir sinoviyal eklem olarak kabul edilmemektedir.

Patella ve femurun anatomik özellikleri ve birbirleriyle uyumu, dizin fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin gerçekleştirilmesinde oldukça önemlidir (53). Patella ve femurda bulunan anatomik bozukluklar ve bu iki kemiğin arasındaki uyumun bozulması patellofemoral eklem üzerindeki yükün düzensiz dağılımına ve eklemden kıkırdak lezyonlarına yol açabilir ki bu eklemden kıkırdak lezyonları sık görülür ve diz önü ağrısının en önemli nedenlerinden biridir (54).

Patellafemoral eklem ile quadriceps femoris kası, eklem fonksiyonu açısından çok yakın ilişkidir. Patella, quadriceps femoris tendonunun içerisinde yer alır ve kasın tendonunu transvers eksenden uzaklaştırarak tuberositas tibiaya yapışma açısını artırır (39,47,48,49,55). Bu sayede kaldıraç prensibi nedeniyle kasın kuvveti oldukça artar ve bu sayede quadriceps femoris kası bacağın en kuvvetli ekstansör kasıdır. Bununla beraber, patella, patellar bağ, quadriceps femoris kası, eklem kapsülünün ön tarafına tutunan retinakulumlar, diz ekleminin ön bölümünde uzanarak eklemün ön taraftan korunmasına katkıda bulunurlar (49,56).

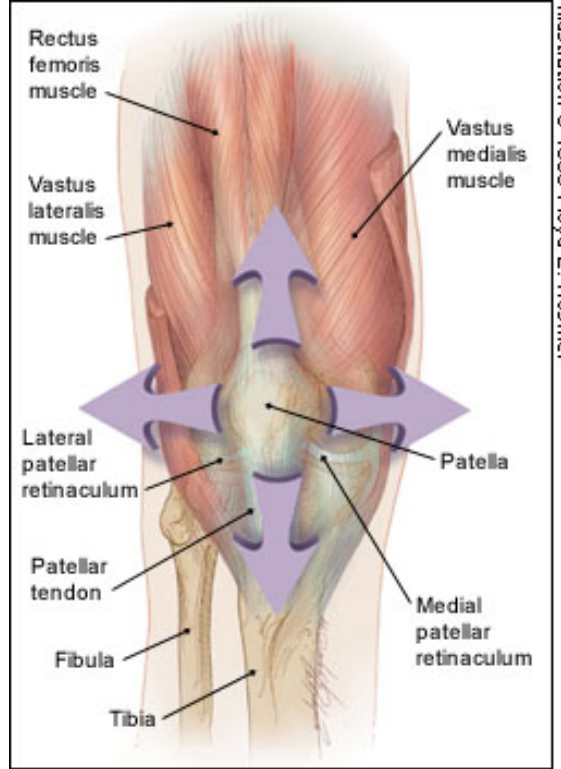
Patelladaki eklem yüzlerinin hepsi birden, aynı anda femur ile temas etmez. Diz hareketi boyunca temas, devamlı değişim gösterir. Diz fleksiyondayken, patellanın proksimalindeki eklem yüzleri, ekstansiyonda iken ise patellanın sadece apeksinin proksimali, femur ile temas eder.

Diz tam fleksiyondayken patella troklear olmaktadır ve quadriceps femoris tendonundan öne doğru küçük bir yer değiştirme olur. Bu durumda quadriceps

femoris kasının kaldıraç kolunu uzatması en az düzeydedir ve toplam kaldıraç kolunun yaklaşık %10'u kadardır. Diz uzatıldıkça patella troklear olukta yükselir ve tendonda önemli bir yer değiştirme sağlar. Ekstansiyon 45°'ye doğru gelirken quadriseps kuvvet kolu hızla uzar, bu noktada patella, kuadriseps kuvvet kolunu yaklaşık %30 uzatmış olur. Dizin daha ileri derecedeki ekstansiyonunda kuvvet kolu hafifçe kısalır (57).

Quadriseps femoris kası, çeşitli ekstansörlerin birleşmesinden oluşur ve patella ve lig. patella üzerinden geçerken 10-15°'lik eksen sapması gösterir. Brattström, tepesi patella üzerinde olan bu açığa, Q açısı adını vermiştir. Bu açı, pratik olarak spina ilica anterior superior ve patella orta noktası arasındaki çizgi ile patella orta noktası ve tüberositas tibia arasındaki çizginin yaptığı açıdır. Q açısı, erkeklerde ortalama olarak 8-10°, kadınlarda ise 15±5° olarak bulunmuştur (47,48,52,55,57). İnsall genel popülasyon için 20° üzerini anormal kabul etmiştir. Vastus medialis ve vastus lateralisin momenti göz ardı edilirse, rektus femoris ve vastus intermedius, açılı çekme yönlerine bağlı olarak tibiayı femur üzerinde içe doğru döndürür. Bu içe dönme hareketi tibia serbest olarak hareketli ise mümkündür, eğer tibia sabit ise patella lateral kondili arkaya doğru iter ve femurun dışa dönmesine neden olur (Şekil 2.4-1).

Hem vücut ağırlığı, hem de quadriseps femoris kasının kasılması, patellofemoral eklem üzerinde kuvvet yaratır. Bu durumda, dizin fleksiyon miktarı doğrudan, quadriseps femoris kasının gücünü, bu da patellofemoral eklem tepki kuvvetinin büyüklüğünü etkiler.



Şekil 2.4-1. Patellofemoral eklem stabilizatörleri

Dizin fleksiyonu süresince patella vertikal olarak kendi boyunun iki katı kadar (yaklaşık 8cm) aşağı hareket eder (47,58). 30° fleksiyonda, patellanın alt 1/3'ü, 60° fleksiyonda, orta 1/3'ü ve 90°'de üst 1/3'ü femur ile temas halindedir. 135° tam fleksiyonda patella, interkondiler oluğun önündedir ve lateral eklem yüzü ile en medialdeki artık eklem yüzü femur ile temas eder.

#### 2.4.2. Patellofemoral eklem biyomekanisi

Patella normal diz işlevi için çok önemli bir yapıdır. Troklea karşısında, bir temas yüzeyi sağlayarak yük altında fonksiyonel stabiliteyi artırır. Diz fleksiyonda iken femur kondillerini koruyan bir kalkan gibi görev yaparak, anterior femur ve tibianın eklem kıkırdağını direk travmalardan korur (52).

Dizin ekstansör mekanizmasında da patellanın kilit bir rolü vardır. Bunu en temel fonksiyonuyla, quadriceps tendonunun tüm hareket boyunca çekme açısını artırarak ve kaldıraç kolunu uzatarak sağlar.

Patellanın bir diğere önemli fonksiyonu ise patellar tendon ile femur arasındaki temas yüzeyini genişleterek, kayan bir yüzey yaratmak ve kompresif kuvvetlerin dağılımını sağlamaktır.

Aktiviteler sırasında patellofemoral ekleme binen kompresif kuvvetler, eklem üzerinde farklı etkilere sahiptir. Bu aktiviteler, aynı fleksiyon-ekstansiyon arkında olsalar dahi patellofemoral ekleme çok farklı yükler binebilir. Otururken yapılan diz hareketi sırasında ekleme gelen yükler ile merdiven çıkarken gelen yükler arasında ciddi farklar vardır. Örneğin, patellofemoral kompresif kuvvetler, yürüme sırasında vücut ağırlığının 0,5-1,5 katı, tırmanma aktivitesi sırasında 3-4 katı, merdiven çıkarken 4-5 katı iken, çömelme sırasında 7-8 katıdır. Diz ekstansiyondayken patella eklem yüzüne gelen kuvvet en azdır. Fleksiyonun artmasıyla beraber bu kuvvet de artar ve 60-90° fleksiyon arasında en fazladır. 0-40° diz fleksiyon hareketi ise temas kuvvetinin en düşük olduğu aralıktır.

Kuvvetin uygulandığı temas alanı patellanın distalindedir, fleksiyon hareketi ile proksimale doğru kayar. Dizin 10-20° fleksiyonu ile patella alt ucu ile femur trokleası arasında temas başlar. Fleksiyon arttıkça temas alanı genişler ve proksimale kayar, 90°'den sonra quadriceps tendonu ve troklea arasında temas meydana gelir.

Patellofemoral eklem stabilitesi kaslar, medial ve lateral retinaküler yapılar, bunların oluşturduğu bağlar ve kemik yapının şekli ile sağlanır. VMO kası patellanın medialdeki tek dinamik kasıdır. Tam ekstansiyon ile 30° fleksiyon arasında dinamik stabiliteyi vastus medialis obliquus kası sağlar (47,48,52,51). Bu sırada statik stabiliteyi sağlayan en önemli yapılar, laterale doğru olan güçlerin yarısından fazlasını karşılayan medial patellofemoral lig. ve patellotibial lig.'dir (59). İliotibial band ve eklem kapsülü de statik stabilizasyonda görev alır. Daha ileri fleksiyon derecelerinde patella troclear oluk içine girdiği için stabilite kemik yapı tarafından sağlanır.

Dizdeki Q açısı, "screw home" mekanizmasına bağlı olarak, terminal ekstansiyonda, tibianın dış rotasyonu ile daha da artar. Fleksiyon açısı arttıkça tibia iç rotasyon yaptığı için Q açısı azalır. Artmış Q açısı ile patellayı laterale çeken kuvvet vektörü artar, bu da patellar instabiliteye zemin hazırlayan faktörlerden biridir (48).

## 2.5. Patellofemoral ağrı sendromu

Patellofemoral ağrı, patella ve çevresindeki ağrıyı tanımlamak için kullanılan bir terimdir. Patellofemoral sendrom ise, patellofemoral artralji, ekstansör mekanizma displazisi, retropatellar ağrı sendromu, lateral patellar kompresyon sendromu, patellaji, patellofemoral disfonksiyon, anterior diz ağrısı, patellofemoral eklem sendromu ve kondromalazi patella gibi çeşitli isimler patellofemoral ağrıyı tanımlamak için kullanılmış, fakat bu isimler genel kabul görmemiştir (25,29,30,36,53).

PFAS sıklıkla tedavi edilse de ağrının patolojik nedeni açıkça anlaşılamamıştır. Literatürde, sinovyumun ön kısmının, infrapatellar yağ yastıkçığının, subkondral kemiğin, medial ya da lateral retinaculumun ağrının duyumsanmasında rol oynadığına dair görüşler bulunmaktadır. Patellofemoral eklemdaki yapıların aşırı yüklenim etkisi altında kalmasıyla, dizin eklem dışı ve eklem içi yapıları, nörosensoryel sinyaller oluşturarak ağrı hissine neden olabilirler. Patellofemoral eklem kırıkdağı direkt olarak ağrı nedeni olamaz; ancak bir kırıkdağı lezyonu kimyasal veya mekanik sinovyal irritasyona yol açabilir veya ödem ya da erozyon yüzünden subkondral kemik ağrısı ile ilişkili olabilir. Patellanın eklem yüzeyindeki patolojik değişiklikler, makroskopik yumuşama, çatlaklar oluşması ve parçalanma ile karakterizedir; bu retropatellar ağrıya ve krepitasyona neden olur. Ayrıca kırıkdağı harabiyeti sıklıkla mikroskopik düzeyde meydana gelir. Bununla birlikte, kırıkdağı harabiyeti olmasa da aktiviteler sırasında veya kompresyon ile patellanın femoral kondillere sürtünmesi ile ilişkili olarak krepitasyon ve retropatellar ağrı meydana gelebilir.

Lateral retinaculum gibi yumuşak dokular, patellofemoral ağrıda önemli bir neden olarak yer almaktadırlar. İnfrapatellar yağ yastıkçığı da yüksek oranda inervasyona sahiptir ve ağrıya duyarlı sinovyum ile yakından ilişkilidir bu durum da patellofemoral ağrı nedeni olabilir (60,61,62).

Hastalar tarafından, semptomlarının özellikle dizler fleksiyonda uzun süreli oturma (sinema belirtisi), merdiven inme ya da çıkma gibi dizin ekstansiyon aktiviteleri veya çömelme ile ortaya çıktığı ve diz kapağı çevresinde veya altında lokalize olduğu belirtilmektedir (27,30,63,64,65).



### 2.5.1. Patellofemoral ağrı sendromunun etyolojisi ve patofizyolojisi

Literatürde PFAS'nun etyolojisi ve patogenezi ile ilgili bazı risk faktörlerinin varlığına dikkat çekilmiştir. Akut travma, ligament yaralanması veya cerrahisi, instabilite, aşırı kullanım, immobilizasyon, aşırı yüklenme, genetik yatkınlık, diz veya kalça ekstansör mekanizmasının disfonksiyonu ya da dizilim bozukluğu, kuvvet veya fleksibilitede yetersizlik, patellanın konjenital anomalileri, uzamış sinovit, eklem içi tekrarlayan hematoma, eklem enfeksiyonu, tekrarlayan eklem içi kortikosteroid enjeksiyonları PFAS'ye yol açan belirgin faktörlerdir (61,66,67,68). Bu faktörlerin yanısıra PFAS'ye zemin hazırlayan etmenler şöyledir:

- Patellar displazi, hipoplazi
- Patella alta, baja
- Q açısında artma
- Femoral anteversiyonda artma
- Eksternal tibial torsiyon
- Genu valgum
- Genu rekurvatum
- Ayağın hiper pronasyonu
- İliotibial band, gastrokinemius, soleus, hamstringler ve kuadriseps kas kısalıkları
- Gergin lateral retinaculum
- Kuadriseps yetersizliği
- VMO yetersizliği
- Kas kuvvet dengesizlikleri (25,30,43,60,63,66,69,70,71,72).

### 2.5.2. Patellofemoral ağrı sendromu rehabilitasyonu

Patellofemoral ağrının rehabilitasyonunda ilk amaç, ağrıyı azaltmak ve fonksiyonları düzeltmektir. PFAS olan bireylerin rehabilitasyonunda üç temel dönem mevcuttur:

1. **Akut dönem:** Bu dönemde inflamasyon ve ağrıyı gidermek, irritasyonu azaltmak, kas atrofilerini önlemek amacıyla fizyoterapi modalitelerinden soğuk uygulama, TENS, diadinamik veya enterferensiyel akımlar, US uygulanabilir. VMO'ya yönelik izometrik quadriceps egzersizleri ve kuvvetlendirici elektrik

stimulasyonu, superior-inferior patellar mobilizasyon teknikleri, masaj, rehabilitasyonda kullanılacak rehabilitasyon tekniklerindedir. PFAS olan bireylere akut dönemde nonsteroid antienflamatuar ilaçlar, ortez ve dizlik kullanımı önerilebilir.

2. **Subakut dönem:** Amaç patellar yüzeyi korumak, bu yolla kuvvet ve esnekliği artırmaktır. Çok açılı izometrik egzersizler, kalça abduktörleri, adduktörleri, hamstringler, quadriceps, gastro-soleus kasları ve lateral retinakulumun için germe ve esneklik egzersizleri, kapalı kinetik zincir egzersizleri uygulanmalıdır.
3. **Kronik dönem:** Bu dönemin amacı, dizde yeterli kuvvet ve dayanıklılığı sağlamak ve ağrısız, normal hareket genişliğine ulaşmak, kişinin normal aktivitelere ya da spor aktivitelerine dönüşüne zemin hazırlamaktır. Bu amaçla staimaster, yarım çömelme, leg-press, bisiklet, yüzme ve dereceli koşu programı, spora ve aktivitelere dönüş eğitimi, kronik dönem rehabilitasyon programında yer almalıdır (48,51,60,61,66,70).

Ayrıca propriyoseptif duyunun azaldığı PFAS olan bireylerde, propriyoseptif eğitim, akut dönem sonundan başlayarak bütün dönemleri içerecek şekilde, rehabilitasyon programında yer almalıdır.

## 2.6. Propriyosepsiyon

Propriyosepsiyon, proprius kelimesinden gelip “kendi başına-yalnız olma” anlamına gelir (1). Sir Charles Bell ise, ekstremitelerin pozisyonu ve hareketle ilişkili bir duyuyu, yani propriyosepsiyonu 6. duyu olarak tanımlamıştır (2). Propriyosepsiyon, eklemlerimize bakmadan onların hangi pozisyonda olduklarını bilmemizi ve ayakta dururken dengemizi korumamızı sağlar. En ağır spor aktivitelerinden günlük yaşamdaki en temel aktivitelerimize kadar tüm hareketlerimizde bize rehberdir. Propriyoseptif duyu, hareketin yönünü hızlı bir şekilde değiştirmemizi sağlayan çevikliğe, stabiliteyi sağlayan dengeye, aktiviteyi doğru ve ahenkli yapmamızı sağlayan koordinasyona temel teşkil eder (1,4,5,6,7). Propriyosepsiyon, eklem ve bunları saran dokularda bulunan özel reseptörler aracılığıyla oluşan nöral inputlarla sağlanan eklem ve ekstremitelerin pozisyon

algısıdır (73,74). Eklem yapılarında görülen bu özel reseptörler, ilk kez 1874'de Krause tarafından tanımlanmış ve bu reseptörlere, proprioseptör adı verilmiştir (48).

Vücut bölümlerinin uzaydaki konumundan bilinç ve bilinç dışı düzeyde haberdar olma yeteneğini bize kazandıran propriyoseptif duyu, eklem stabilitesinin sağlanmasında ve sürdürülmesinde önemli rol oynamaktadır. Propriyoseptif bilginin üç temel kaynağı olan mekanik, vestibüler ve vizüel veriler afferent yollarla merkezi sinir sisteminin (MSS) üç kontrol kademesinde (spinal kord, beyin sapı ve kortekste) değerlendirildikten sonra, efferent yollarla geri döner ve hareket sisteminde uygun motor sistemin oluşmasını sağlar (73). Tüm bu sistem nöromusküler kontrol mekanizmasını oluşturur.

Propriyosepsiyon, bilinçli ve bilinçsiz propriyosepsiyon olmak üzere ikiye ayrılır. Günlük yaşam aktiviteleri ve spor aktivitelerinin gerçekleştirilmesinde, bilinçli propriyosepsiyon gerekirken, eklem refleks stabilizasyonu ve kas kasılmasının düzenlenmesi için bilinçsiz propriyosepsiyon gerekir (75).

Bir hareketin başlaması ile eklem ve çevresindeki yapılar mekanik olarak gerilir ve zorlanır. Bunun sonucunda uyarılan reseptörler MSS' ne gönderilen afferent bilgi ile hareket ve pozisyonun bilinç düzeyinde algılanmasına yardım eder. Algılanan vücut pozisyonu ve bu pozisyonun gerektirdiği motor aktivasyon, propriyoseptif bilgi sayesinde uygun zamanlı ve eşgüdümlü olarak gerçekleştirilebilir (73).

### 2.6.1. Propriyosepsiyonun nörofizyolojisi

#### Duyu Reseptörleri

Vücut yapılarında bulunan reseptörlerle, duyu uyaranlar sinir sistemine iletilir.

##### a) Mekanöreseptörler (proprioseptörler)

Mekanik deformasyonları ileten reseptörlerdir.

- **Ruffini reseptörleri:** Eklem kapsülünde, bağlarda ve menisküslerde bulunur. Eklem pozisyon duyusu ve değişikliklerine duyarlıdır.
- **Pacinian cisimcikleri:** Kapsüloligamantöz yapıda ve deride bulunurlar. Eklem hareket hızı ve değişikliklerinden sorumludur.
- **Merkel korpuskülleri:** Temas ve basıncı algılar.

- **Muskulotendinöz propriyoseptörler:** Kas içciği ve Golgi Tendon Organı (GTO)'ndan oluşur.

**b) Termoreseptörler**

Isı değişikliklerine duyarlıdırlar.

**c) Nosiseptörler**

Dokulardaki fiziksel ya da kimyasal hasarı bildiren ağrı reseptörleridir.

**d) Elektromanyetik reseptörler**

Gözde retina üzerine düşen ışığı bildirirler.

**e) Kemoreseptörler**

Tat, koku ve arteriyal kandaki oksijen düzeyini bildirirler. Bu reseptörler farklı uyaranlardan sorumlu olup, uyarıldıklarında uyarıyı afferent sinirlerle beynin ilgili merkezine götürürler (75).

Somatik duyuları dört gruba ayırabiliriz:

**1. Eksteroreseptif duyular**, vücut yüzeyinden gelen duyulardır.

**2. Propriyoseptif duyular**, vücudun fiziksel durumu ile ilgili olup, durum bildiren, kas ve tendon duyuları, ayak tabanından gelen basınç duyuları ve bir somatik duyudan çok özel bir duyu olduğu kabul edilen denge duyusunu içerirler.

**3. Visseral duyular**, vücut organlarından kaynaklanır.

**4. Derin duyular**, fasya, kas, kemik vb. derin dokulardan gelen duyulardır.

**Propriyoreseptörler;** Cilt içinde, kaslarda, tendonlarda ve eklemlerde yerleşmişlerdir.

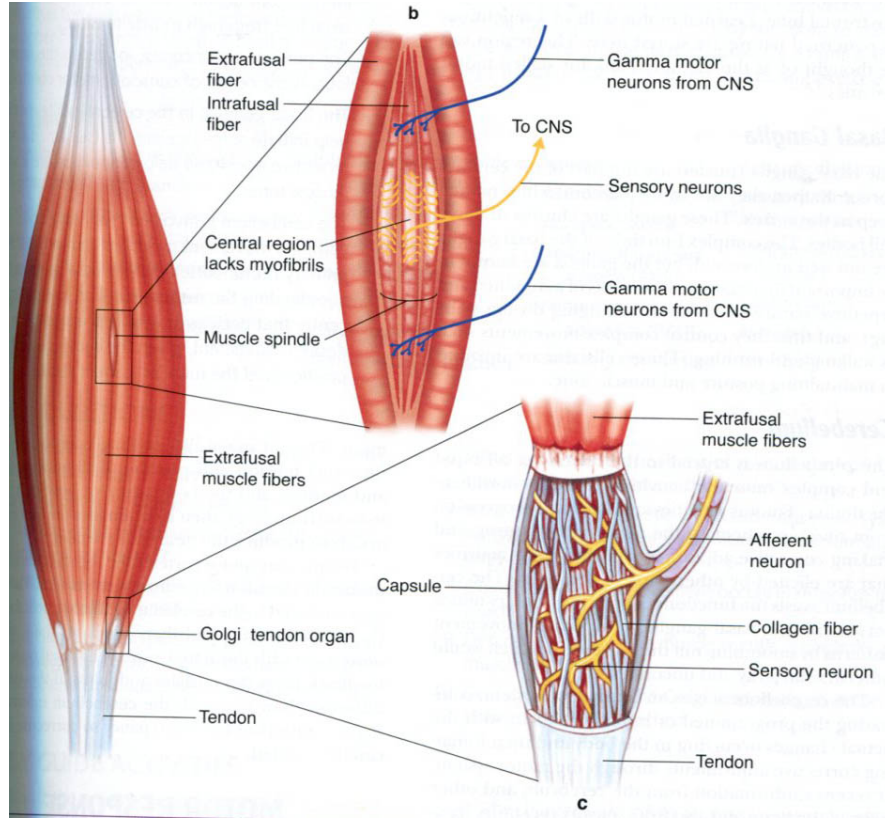
**a) Kutanöz reseptörler:** Hızlı adapte olanları, hız ve hareketteki ani değişiklikleri, yavaş adapte olanları da eklem ve ekstremitte pozisyonu ile ilgili değişiklikleri alan reseptörlerdir.

**b) Kas ve tendon reseptörleri:** Kas içcikleri ve (GTO) kasların ve tendonların primer afferent reseptörleridir.

**Kas içciği**

Ekstrafusal liflere paralel uzanan, intrafuzal liflerden oluşur (Şekil 2.6-1). Germenin hızı ve süresine bağlı, kasın boyundaki değişikliklere hassastır. Ani germelerde uyarılır. Kas içciğinden çıkan tip Ia ve tip II afferent fibrilleri alfa veya gama motor nöronlarla sinaps yapar (76). Kas içciği, kasın orta bölümleri boyunca

yer alır. Buradaki inrafuzal liflerin her birinin ortasında aktin-myozin yoktur veya çok azdır. Bu nedenle uçlar kasıldığında orta bölge kasılmaz bu bölge duyuşal reseptör görevi yapar. Kas içcikleri kasılmayı kolaylaştırırken, GTO aşırı yüklenmeye karşı koruyucu rol oynar (75).



Şekil 2.6-1. Kas İçciği (50)

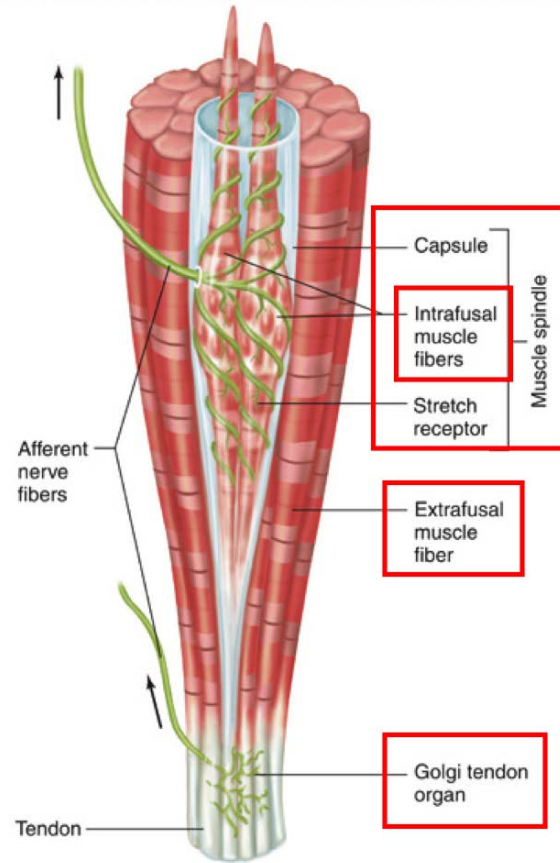
### Golgi tendon organı (GTO)

Muskulotendinöz bölgededir. GTO, içinden kas tendon liflerinin küçük bir demetinin geçtiği kapsüllü duyuşal reseptördür (Şekil 2.6-2). Kas içinde gerginliği tespit eder ve bir kasın hem kasılmasına hem de gerilmesine yanıt verir. GTO afferentlerinin uyarılması ile kas gevşemesi sağlanır. Aktif kas kasılması veya pasif germeyle kastaki gerilime hassastır. Aktif kas kasılmasında çok kolay ateşlenirken, pasif kas geriliminde uyarılma eşiği yüksektir. Aşırı bir gerilim sonucu uyarılır. Alfa motornöronu dizginleyerek kastaki gerilimi azaltır. Bir kas aniden gerildiğinde, tip Ia afferent fibrilleri spinal kolonda yer alan alfa motor nöronları uyarır ve ektrafuzal fibrillerinin kasılmasını kolaylaştırarak kastaki gerilimi arttırır. Buna monosinaptik

germe refleksi denir. Eğer kasa yavaş bir germe kuvveti uygulanırsa, GTO uyarılır ve kastaki gerilim engellenir. Dolayısıyla kastaki sarkomerlerin uzamasına izin verilir (76).

Diğer taraftan kas iğciği, kasın gerilmesine yanıt verir. Uyarılması kasta kasılmaya sebep olur. Kas içcikleri ve GTO kastaki boy değişikliklerine ve gerime bağlı olarak afferent uyarılar yollamakta, böylece propriyosepsiyona katkıda bulunmaktadır. Pasif yerleştirme ile statik ekstremite pozisyonunda kas içcikleri etkili değildir. Aktif yerleştirme ile çok daha doğru sonuçlar elde edilir (2). Eklem hareketinin orta derecelerinde kas iğciğinin etkisinin daha fazla olduğuna inanılmaktadır. Daha derin açılarda kapsül ve bağlar gerileceği için buralardaki reseptörler uyarılacaktır. Kas iğciği ve GTO yavaş adapte olan tonik reseptörlerdir. Uyarı bulunduğu sürece bilgileri beyne göndermeye devam ederler. Böylece beyin vücudun durumu ve çevresiyle ilişkisinden sürekli haberdar olur. Vücut durumumuzun sürekli değişmesinden dolayı bu reseptörler asla tam bir adaptasyon göstermez (75).

Copyright © The McGraw-Hill Companies, Inc. Permission required for reproduction or display.



Adapted from Elias, Pauly, and Burns.

**Şekil 2.6-2.** Golgi Tendon Organı (50)

- b) Eklem reseptörleri:** Eklem kapsülündeki, eklem bağlarında bulunur. Grup II, III ve IV şeklinde gruplara ayrılır. Eklem aşırı zorlanmalarında ve yüksek hız değişimlerinde aktive olurlar (75).

### MSS deki Propriyoseptif Bölgeler

#### Serebral korteks

Beynin ve bilinçli hareket bölgesinin en yüksek seviyesidir. Burada doğru hareketin otomatik yanıt dönüşmeden önce öğrenilmesi ve bilinçli bir şekilde kontrolü gerçekleşmektedir (5,76).

### **Beyin sapı**

Propriyoseptörler bilgiyi omurilikteki internöronlar vasıtasıyla, çıkan yollara bağlanıp, beyin sapına ileterek hedeflenen pozisyon ve postürün elde edilmesini sağlar.

### **Omirilik**

Eğer bir uyarı, dorsal kökten girip omirilikte ara bir reseptörle sinaps yaparak veya sinaps yapmadan direkt bir şekilde efferent sinire, oradan da hızlıca ön kök ve kasa ilerliyorsa spinal refleks olarak adlandırılmaktadır. Propriyoseptif refleksler sıklıkla bir alanın korunması için kas tonusunu ayarlayıp, eklem pozisyonunu sabitleyerek veya eklem zarar vereci hareketin hızlıca geri alınmasını sağlayarak faydalı olmaktadır (5,75,76).

### **2.6.2. Propriyosepsiyonun değerlendirilmesi**

Son yıllarda propriyosepsiyon, eklem hareket (kinestezi) ve eklem pozisyon hissi özelliklerini kapsayan, dokunma duyusunun özelleşmiş bir şekli olarak da tanımlanmaktadır (77,78). Yapılan çalışmalarla vibrasyon duyusunun ise hem kinesteziyi hemde pozisyon duyusunu etkilediği ve propriyosepsiyonun tanımını içinde yerini alması gerektiği belirtilmiştir (79,80).

Propriyosepsiyonun değerlendirilmesiyle ilgili hala, altın standart olarak nitelendirilebilecek genel kabul görmüş, algı ve yanıtın tam ölçülmesini sağlayan fonksiyonel ve pratik bir yöntem bulunamamıştır.

Gerek eklem pozisyon hissi, gerekse eklem hareket hissi için yapılan farklı değerlendirmeler, hareketin algılanması ile ilgili derin duyuların, SSS tarafından algılanma kalitesinin değişik yöntemlerle test edilmesi esasına dayanır (1). Propriyosepsiyonu değerlendirmek için değişik ekipman ve cihazlar kullanılmaktadır. İzokinetik dinamometreler, elektrogonyometre, fleksometre, denge aletleri, postür ve stabilite sistemleri, bu gibi cihazların olmadığı durumlarda tek ayak üzerinde durma, tek bacakla sıçrama ve gözler kapalı iken pasif eklem açılarını değerlendirme gibi yöntemler kullanılabilir (1,81,82).

**Eklem Pozisyon Hissi Testi:** Reprodüksiyon testleri adı da verilen bu testler, belli bir pozisyonun tekrarlanma kesinliğini ölçer. Hem açık, hem de kapalı kinetik zincir pozisyonlarında aktif veya pasif olarak ölçüm yapılabilir (1,19,20,24,26,83).



Bu testler, pasif-aktif yöntem, aktif-aktif yöntem, pasif-pasif yöntem ve aktif-pasif yöntem gibi, farklı şekillerde yapılabilir. Bu testler, yerleştirme şekli ve kişinin hedef açığı bulma şekline göre isimlendirilir. Örneğin, aktif-aktif yöntemde, ekstremitenin açısı aktif olarak belirlenir ve kişiden aktif olarak yaptığı açığı, aktif olarak tekrarlaması istenir (23,46). Burada önemli olan eklem açısını doğru ölçülebilmektir. Eklem açısının tekrarı olarak gonyometre, potansiyometre, video vb. ölçülürken, indirekt olarakta Vizuel Analog Skalaları (VAS) ile değerlendirilir. Reprodüksiyon testlerindeki gibi hedef açı belirlenir ve daha sonra iki veya üç boyutlu bir diz üzerinde hedef açığı göstermesi istenir (68,84). Kişide görsel, işitme ve dokunma duyuları ihmal edilerek özel bir pozisyona yerleştirilen ekstremitenin aynı pozisyonu alma keskinliğini ölçülür (67,85). Kliniklerde ve deneysel çalışmalarda en çok kullanılan ölçüm metodu pozisyon hissidir (1).

**Kinestezi Testi:** Kişinin pasif hareketi algıladığı eşiktir. Görsel, işitsel ve dokunma uyarıların elimine edilerek ilgili eklem çok düşük derecelerde (0,3-0,5 derece/sn) pasif olarak hareket ettirilir. Kişi hareketi algıladığı anda butona basar ve aradaki açısal değerler kişinin kinestezi sonucunu verir. Bu testte kas reseptörlerinden çok eklem reseptörleri değerlendirilmektedir (67,68).

**Histolojik Değerlendirme:** Alınan doku örneklerinde mekanoreseptörlerin araştırılması esasına dayanan bir değerlendirmedir.

**Nörofizyolojik Değerlendirme:** Bu test için elektromyografi (EMG) cihazı kullanılır. Dizde hamstring grubu kasların dizin değişen pozisyona olan yanıtının incelendiği değerlendirilmez. Hamstring refleksi kontraksiyon latensi ölçümü olarak adlandırılır.

Propriyoseptif duyu, ekstremitenin üzerine ağırlık verir pozisyonda ve ekstremitenin üzerine ağırlık verilmeden değerlendirilmektedir. Ekstremitenin üzerine ağırlık verilir pozisyonda yapılan test sırasında fonksiyonel pozisyon kullanılmakta böylece kompresyona bağlı oluşacak propriyoseptif bilgi daha fazla olmaktadır (41).

## 2.7. Diz eklemi propriyosepsiyonu

Diz eklemi vücutta kas, tendon, ligament, eklem kapsülü, zengin damar ve sinir ağı ile propriyoseptörlerin yoğun olduğu bölgelerden biridir. Geniş bir eklem

hareket açıklığı bulunan diz ekleminde, propriyoseptif duyu mekanizmasının düzgün çalışması büyük önem taşır.

**Tip I, Rufini korpuskülleri:**

Eklem kapsülünde ve yüzeysel tabakalarında bulunur. Gerilmeye duyarlı mekanoreseptörlerdir.

**Tip II, Vater-Pacini korpuskülleri:**

Eklem kapsülünün bütününde ve damarların çevresinde yer alır. Eklem hareketindeki yavaşlama ve hızlanmaya cevap oluşturur.

**Tip III, Golgi cisimcikleri:**

Ligamentlerde bulunur. Plak şeklinde olup ligamentlerin yüzeyinde ve uzun eksenine paralel olarak yerleşmişlerdir.

**Tip IV, Serbest sinir uçları:**

Kapsül, perivasküler doku ve Hoffa yağ yastığında bulunurlar. Ligamentlerde de bulunabilirler. Ağrı duyusunu oluştururlar.

**Proprioseptörlerin Diz Eklemindeki Dağılımları:**

**Anterior Cruciate Ligament (ACL):** Araştırmacılar, bağın yüzeyinde Tip II, Tip III reseptörlerinin varlığını göstermişler ve Tip II reseptörlerinin, bağın yapışma yerlerinde yoğunlaştığı bulmuşlardır. ACL’ de ayrıca serbest sinir uçlarının da bulunduğunu göstermişlerdir.

**Medial collateral ligament:** Medial collateral ligamentin izole yaralanmalarının ilk 24 saatinde diz eklemi ekstansiyonunda ağrılı kısıtlanma olur. Palmer, medial collateral ligamentin femoral yapışma yerinin uyarılması durumunda semimembranosus, sartorius ve vastus medialisin kuvvetle kasıldıklarını göstermiştir. Bu refleks ark, medial collateral ligamentin propriyoseptif özelliğini göstermektedir. Bu reseptörler uyarıldığında sinerjik etkiye sahip kaslarda koruyucu kasılmalar olmaktadır (48).

**Menisküsler:** Menisküslerde Golgi tipi reseptörlerin varlığı araştırmacılar tarafından gösterilmiştir. Ayrıca bol miktarda serbest sinir uçları menisküsün bazal kısmında, korpusküler reseptörler ise ön ve arka boynuzlarda toplanmıştır (48).

## 2.8. Patolojiler ve propriyosepsiyon

Propriyosepsiyon, hassas hareketler ve nöromüsküler kontrol için gerekli olan motor programlamanın oluşmasına ve dinamik eklem stabilitesi sağlayan, kas refleksinin gelişimine katkıda bulunur. Günümüzde dejeneratif eklem hastalıklarının ve kronik yaralanmaların etyolojisinde ve yaralanmalardan korunmada, propriyoseptif duyunun, ağrıdan daha önemli bir rol üstlendiği düşünülmektedir (11,12).

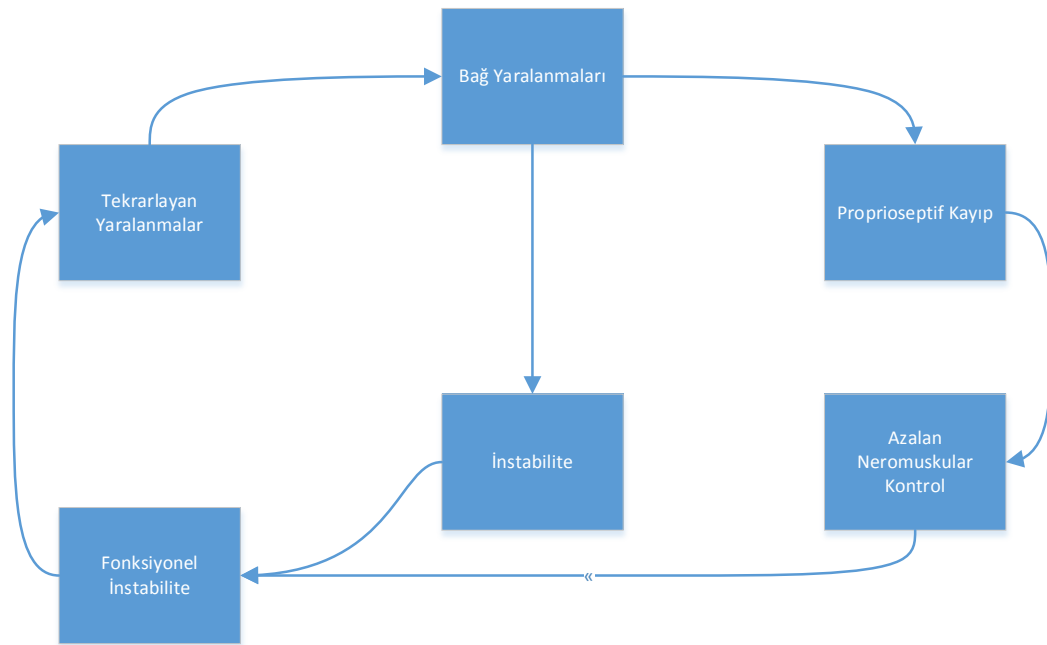
Yaralanma veya kronik patolojiler mekanoreseptörlerden gelen bilgiyi etkilerler. Travmayla birlikte ligament, kapsül gibi yapıların yanısıra sinir lifleri de zarar görebilir. Daha az kollajen doku içeren sinir lifleri, gerilime daha az dayanıklıdır. Dokudaki hasarı sonrası afferent duylarda ve propriyosepsiyonda bir kayıp olur. Yaralanmaya yanıt olarak ortaya çıkan, ya da kronik bir patoloji yanıtı olarak oluşan, eklem ve eklem civarındaki effüzyon ve hematoma duyu iletimini azaltır. Reseptörler sağlam olsa bile, bilgileri doğru olarak iletmezler. Bu da nöromüsküler kontrolün yeterli derecede sağlanamamasına neden olur (3,11,75,81,86).

Bir kasın koordinasyonunu, kısıtlılığını ve kontrolünü belirlemede, eklem ve kas reseptörlerinden gelen afferent bilgi, önemli role sahiptir (85). Dolayısıyla eklem, ligament, kas ve kapsül yaralanmaları sonucu, bu bölgelerdeki mekanoreseptörler hasar görmekte, sonucunda da gelen afferent bilgilerde değişiklik olmakta ve propriyosepsiyon kaybı oluşmaktadır (5). Kas yorgunluğu da reseptörlerin etkinliğini azaltarak propriyosepsiyonu olumsuz yönde etkilemektedir (82,87).

Mekanoreseptör içeren dokularda meydana gelen travmalar, uyarıların iletiminde motor yanıtta gecikmeyle propriyoseptif duyu azalmalara yol açabilir. Propriyoseptif geri bildirimdeki bu azalmadan dolayı tekrar sakatlanmaya yatkınlık oluşabilir. Yapılan rehabilitasyonla dizdeki kinestezi ve eklem pozisyon hissinde az da olsa geri kazanım elde edilir. Fakat sağlıklı bir iyileşme için nöromüsküler kontrolün tam olarak geri kazanımı gereklidir (11).

Bağ travması sonrası gelişen mekanik instabilite ve propriyoseptif duyu azalma, fonksiyonel instabilitenin oluşmasına katkıda bulunacağı gibi, artan mikrotravma riskine ve tekrar yaralanmalara yol açabilir (Şekil 2.8-1).

Kas iskelet sistemi travmları tedavisinde propriyosepsiyona önem verilir ve propriyoseptif eğitim programa erken dönemde dahil edilirse, fonksiyonel aktiviteler önemli ölçüde geliştirilebilir (3,11).



Şekil 2.8-1. Yaralanma ve Propriyosepsiyon Döngüsü (11)

### 2.8.1. Patellofemoral ağrı sendromu ve propriyoseptif duyu

Birçok araştırmacı, patellofemoral eklemin günlük yaşam aktiviteleri sırasında çok fazla yüke maruz kaldığına ve bu aktiviteler sırasında daha çok eklemin dinamik stabilitesinin ön plana çıktığına dikkat çekmişlerdir (23,88,89,90). 6° olan serbest eklem hareketi, eklem yüzeyleri arasındaki uyumun az oluşu ve yüklenmenin hızı, eklemdaki dinamik stabilitenin sağlanmasını zorlaştıran faktörlerdir. Sağlam ve hatasız bir propriyoseptif sistem dinamik stabilitenin kontrolünde oldukça etkin bir role sahiptir (23).

Sanchis- Alfonso ve ark. (91) kronik PFAS'de ki propriyoseptif duyu değişiminin, patellanın konum bozukluğu sonucu peripatellar pleksusun düzgün çalışmaması kaynaklı olduğunu ve bu değişimin değerlendirilebileceğini belirtmişlerdir. Bununla beraber çalışmacılar, değişen propriyoseptif duyunun kronik patellar ağrı yaratan, patellar instabiliteye neden olabileceğini iddia etmişlerdir (1,91). Edin (92) anormal eklem pozisyon duyusunun, çevre dokulardaki gerilim

değişiklerinden kaynaklanabileceğini savunmuştur. Jensen ve ark. (93) PFAS'li bireylerde dokunma duyusunun ve soğuğu hissetme eşiğinin azaldığını öne sürmüşlerdir. Bazı araştırmacılar da histolojik incelemelerle peripatellar yumuşak doku ve kısmen lateral retinakulumda sinir hasarı ve neuromata varlığını bildirmişlerdir (1).

PFAS ile ilgili araştırmalarda bazı yazarlar propriyoseptif duyunun azaldığı, bazıları ise değişmediği şeklinde görüş bildirmişlerdir. PFAS'de propriyoseptif duyudaki pozisyonel ve açısal değişimle ilgili çalışmalar oldukça yetersizdir (18,27,41,46).

### 3. BİREYLER VE YÖNTEM

Bu çalışma PFAS olan bireylerde diz eklem pozisyon hissini farklı mekanik yüklenmelerde değerlendirilmesi amacıyla; Aralık 2012-Temmuz 2013 tarihleri arasında ortopedi ve travmatoloji uzmanları tarafından yönlendirilen, PFAS olan bireyler ve bu çalışma için sağlıklı grup tanımlamasına uyan bireyler üzerinde gerçekleştirildi.

Çalışmanın yapılabilmesi için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan gerekli izin ve onay alındı (23.01.2013, Karar no: LUT 12/157). Çalışma, Hacettepe Üniversitesi Etik Kurulu'nca ön görülen aydınlatılmış onam formunu kabul edip imzalayan gönüllü bireylerle yapıldı.

#### 3.1. Bireyler

Çalışma, PFAS olan bireylerin oluşturduğu PFAS grubu ile, sağlıklı bireylerden oluşan kontrol grubu üzerinde gerçekleştirildi. Çalışmaya alınması gereken minimum birey sayısının belirlenmesi amacıyla, Minitab programından yararlanılarak power analizi yapıldı. Her bir grup için  $\alpha:0.05$   $\beta:0.20$  (power %93) için N:25 olarak bulundu (94). Yaşları 18-40 arasında değişen, toplam 50 kişi değerlendirildi. Sağlıklı bireylerin oluşturduğu 25 kişiden oluşan kontrol grubunda, vücut kütle analizi, günlük aktivite yüzdeleri, klinik diz eklem değerlendirmesi, eklem pozisyon hissi değerlendirmesi, Q açısı ölçümü, patella pozisyonu değerlendirmesi sağ ve sol diz eklemi için yapıldı. PFAS tanısı konulan ve 25 kişiden oluşan PFAS grubunda ise aynı değerlendirmelere ek olarak, PFAS tanısı konulan diz eklemine yönelik, PFAS şiddeti değerlendirmesi ile genel ağrının değerlendirilmesi yapıldı. Çalışmaya başlangıçta 53 birey ile başlandı. PFAS olan 2 birey artan ağrıları, kontrol grubundan 1 birey de kooperasyon eksikliği nedeniyle değerlendirmeyi tamamlayamadıkları için çalışma dışı bırakıldılar. Çalışmanın her iki grupta da 25 kişi ile tamamlanması sağlandı.

PFAS grubundaki 25 bireyin 12'si (%48) kadın, 13'ü (%52) erkek olup, yaş ortalamaları  $29.4 \pm 7.87$  yıl (19-40 yıl)'dı. Kontrol grubundaki 25 bireyin 9'u (%36) kadın, 16'sı (%64) erkek olup, yaş ortalamaları  $26.32 \pm 4.43$  yıl (21-36 yıl)'dı.

PFAS grubu için, bir aydan az süredir ağrısı olan, diğer diz patolojilerine ait klinik semptomlara sahip olan, son bir yıl içerisinde diz cerrahisi geçirmiş ya da konservatif tedavi almış, patellar subluksasyon/dislokasyon hikayesi mevcut, patellofemoral instabilitesi olan, kalça ya da omurga kaynaklı ağrısı, diz eklem effüzyonu, meniskal veya eklem içi patolojileri ya da ligament lezyonu bulunan bireyler çalışma dışı bırakıldı (23,28,42,43).

Kontrol grubunda ise, geçirilmiş ciddi diz travması öyküsü olan, alt ekstremitelerde patolojik bulgusu veya gelişim kusuru bulunan, bilinen kas iskelet sistemi veya nörolojik rahatsızlığa sahip, yapılacak klinik testlerde diz ekleminde diz patolojilerine ait klinik semptomlar saptanan bireyler çalışma dışı bırakıldı (19,22,24,28,40,43).

Çalışmaya alınan PFAS ve kontrol grubundaki bireylerin tümüne aşağıda belirtilen değerlendirmeler yapılarak değerlendirmelerde sonuçları karşılaştırıldı.

### 3.2. Yöntem

Çalışmamızda, PFAS ve kontrol grubundaki bireylere her iki grup için ortak olan aşağıdaki değerlendirmeler sağ ve sol diz eklemlerine yapıldı.

- Demografik bilgilerin alınması
- Klinik geçmişin değerlendirilmesi
- Fiziksel özellikler
- Ağrının değerlendirilmesi
- Diz ekleminin klinik olarak değerlendirilmesi
- Diz eklem pozisyon hissini değerlendirilmesi
- Q açısının değerlendirilmesi
- Patellar yer değiştirmenin belirlenmesi

PFAS grubundaki bireylere, yukarıda belirtilen değerlendirmelere ek olarak, PFAS tanısı konmuş diz eklemine yönelik şu değerlendirmeler yapıldı:

- Patellofemoral ağrı sendromu şiddeti değerlendirilmesi
- Kujala Patellofemoral Skorlama Sistemi değerlendirilmesi

### **3.2.1. Demografik Bilgilerin Alınması**

Çalışmamıza alınan tüm bireylerin adı-soyadı, cinsiyeti, yaşı, mesleği, eğitim düzeyi, etkilenen taraf, dominant ekstremitesi, adres ve telefon bilgileri kaydedildi.

### **3.2.2. Klinik Geçmişin Değerlendirilmesi**

Çalışmamızda tüm bireylere diz eklemine ait bir travma geçmişi olup olmadığı, cerrahi ya da konservatif tedavi alıp almadığı, genel sistemik bir hastalığının varlığı ve ilaç kullanıp kullanmadığı, kullanıyorsa hangi ilacı kullandığı sorularak elde edilen bilgiler kaydedildi.

PFAS grubundaki bireylere bu bilgilere ilave olarak, PFAS ile ilgili temel şikayetleri, semptomların ilk ortaya çıkışı ve ilerlemesi, ortaya çıkmasına neden olabilecek olası nedenler veya travmalar soruldu ve alınan cevaplar kaydedildi.

### **3.2.3. Fiziksel Özellikler**

Çalışmaya alınan tüm bireylerin boyları, vücut ağırlıkları, vücut kütle indeksleri (VKİ), yağlı ve yağsız vücut kütleleri fiziksel özellikler olarak değerlendirildi. Ayrıca bireylerin yaptıkları sporlar, günlük ayakta durma, oturma, yürüme ve yatmada geçirdikleri sürelerin yüzdeleri incelendi ve kaydedildi.

### **3.2.4. Ağrının Değerlendirilmesi**

Çalışmamıza alınan bireylerde ağrının şiddeti, frekansı, tipi, lokalizasyonu ve süresi kaydedildi.

Ağrı Vizuel Analog Skalası (VAS) ile istirahat ve oturma aktivitesi sırasında değerlendirildi. Bireylerden 10cm'lik yatay bir çizgi üzerinde sırasıyla istirahat sırasında ve oturma aktivitesi sırasında, ağrılarını hissettikleri noktaları işaretlemeleri istendi. İşaretleme yapmadan önce bireylere ne yapmaları gerektiği, anlayacağı bir şekilde ayrıntılı olarak anlatıldı. Daha sonra işaretlenen noktaların 0 noktasına uzaklığı ölçülerek cm cinsinden kaydedildi.



### 3.2.5. Diz Eklem Pozisyon Hissinin (EPH) Değerlendirilmesi

Çalışmada EPH'nin değerlendirilmesinde,

- **MATLAB** programıyla özel olarak tasarlanan bilgisayar programı
  - dijital fotoğraf makinesi
  - su terazili hassas tripot
  - laser pointer
  - özel tasarlanmış bir gonyometre
  - renkli bantlar
  - standart sırt destekli sandalye
  - standart bir hasta yatağı
  - leg-press pozisyonu için kayar mekanizma
  - yüzey sürtünmesini azaltıcı zemin
  - deri kaplı tahta dayanak
  - ipler
- kullanıldı.

#### 3.2.5.1. MATLAB Yazılımının Kullanımı

MATLAB, matris işlenmesine, fonksiyonlar ve veri çizilmesine, algoritmalar uygulanmasına, kullanıcı arayüzü oluşturulmasına ve diğer dillerle yazılmış programlar ile etkileşim oluşturulmasına izin veren bir CAD yazılımıdır. Bu tez kapsamında MATLAB kullanım nedenleri şöyle sıralanabilir.

- Verilen bir görsel üzerinde yapılacak görüntü işleme temelli bir çalışma için ideal bir ortam olması.
- Toplanan verilerin matris formunda işlenmesinde sağlayacağı kolaylıklar.
- Çalışmaya özel hazırlanacak kullanıcı arayüzünün, hesaplama işlemlerinin yapıldığı ortam olan MATLAB ile hazırlanabilecek olması.
- Diğer programlama dillerine kıyasla çok daha kolay yazılan ve anlaşılabilen bir dile sahip olması.
- Çıkan sonuçlardan elde edilecek olası grafiklerin, bilimsel standartlara uygun şekilde gösterilebilmesi.

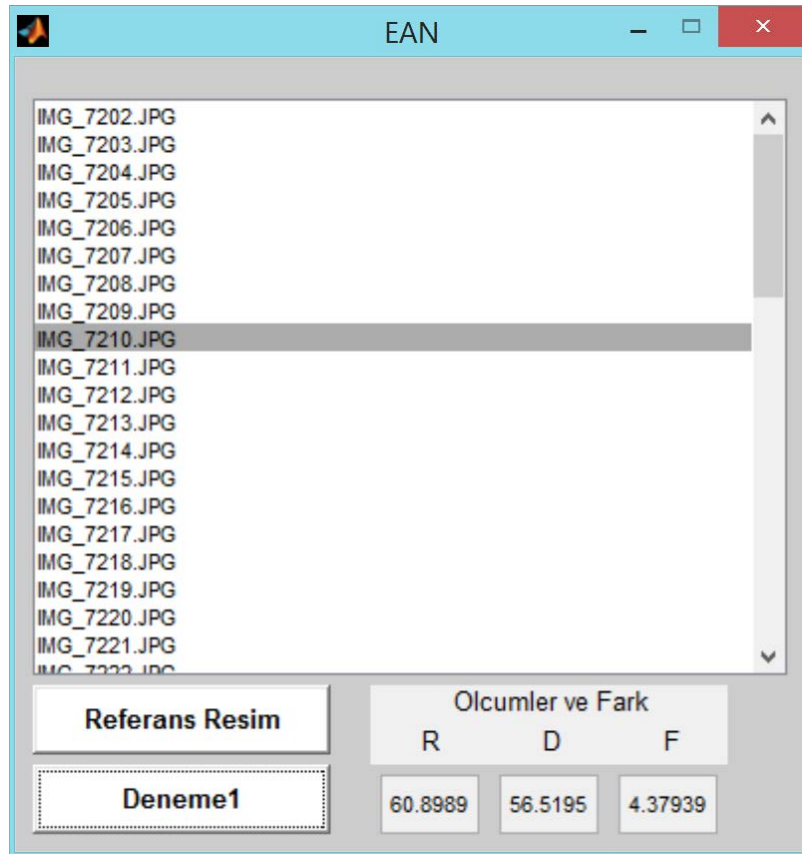
- MATLAB'ın öğrenciler için sağlamış olduğu deneme lisansları sayesinde, araştırma aşamasında kullanımı en yaygın olan problem çözme yazılımı olması.

### 3.2.5.2.MATLAB İle EPH Ölçümü

MATLAB CAD ortamında geliştirilen uygulama ile değerlendirmeler sırasında çekilen fotoğraflar üzerinden açı hesaplanması yapıldı. Açı hesabında, hastanın alt ekstremitesine ölçümler için yapıştırılan işaretleyici renkli bantlar üzerinden geçen doğruların arasındaki açı, üçgen açı kenar ilişkisi kullanılarak, hesaplandı (Şekil 3.2-1).



Şekil 3.2-1. MATLAB üzerinde fotoğrafların değerlendirilmesi



**Şekil 3.2 2.** Resimleri seçmeye ve sonuçları takibe yarayan MATLAB kullanıcı arayüzü

Geliştirilen programın arayüzü çalışmaya özel olarak tasarlandı ve bu arayüz kullanılarak fotoğraflar kullanıcının kontrolü altında ikişerli gruplar halinde değerlendirildi (Şekil 3.2-2). Her bir ikili grubun ilk fotoğrafı, gonyometre yardımıyla bireye referans olarak gösterilen pozisyon, diğer fotoğrafı ise bireyin kendi EPH'sine dayanarak tekrarladığı pozisyon olarak tanımlandı. Bu iki pozisyonun hesaplanan açıları arasındaki fark bu çalışmada hata açısı olarak ele alındı ve bu çalışmanın hipotezlerini test ederken temel istatistik olarak kullanıldı.

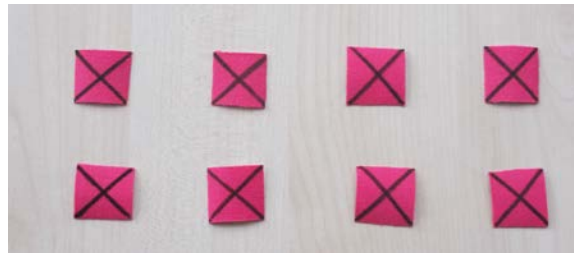
### **3.2.5.3.EPH'nin Değerlendirilmesi**

Ölçümün daha hassas yapılabilmesi için, klinikte eklem hareket ölçümü amacıyla kullanılan, universal gonyometrenin kolları uzun şeffaf cetvellerle uzatılarak modifiye edildi (Şekil 3.2-3).



**Şekil 3.2-2.** Özel tasarlanmış gonyometre

Renkli bantlar bir kenarı 2cm olacak şekilde küçük eşit kareler halinde kesilip, bireylerdeki referans noktaları işaretlemek için işaretleyici olarak kullanıldı. Tam orta noktayı belirleyebilmek amacıyla, bu karelerin kenarlarından birbirine dik çizgiler çizildi (Şekil 3.2-4).



**Şekil 3.2-3.** Renkli banttardan hazırlanan işaretleyiciler

Bireylerde referans olarak belirlenen noktalar, daha önceki çalışmalar baz alınarak belirlenen, trochanter major'le diz eklem hattının lateralinin 1/3 distal noktası, iliotalibial traktus üzerinde patellanın üst kenarına denk gelen nokta, fibula boynu ve lateral malleol üzerine işaretleyiciler yerleştirildi (20,95,96,97,98).

Fotoğraf çekimi için, Canon marka IXUS 230 HS model fotoğraf makinesi kullanıldı. Fotoğraf makinesinin diz eklemine olan mesafesi, tripot ayaklarının orta noktasından diz eklemine her bir değerlendirme için standart uzaklıkta olacak şekilde ayarlandı. Ayrıca fotoğraf makinesinin değerlendirilecek olan diz eklemiyle aynı doğrultuda olmasını sağlamak için laser pointer kullanıldı.

Çalışmaya dahil olan tüm bireylerde eklem pozisyon hissi oturma, yüzüstü uzanma, sırtüstü uzanma, çömelme ve leg-press pozisyonlarında; 30°, 45°, 60° ve 90° de ki farklı açılarda değerlendirildi. Değerlendirme de kullanılacak açı değerlerinin belirlenmesinde PFAS'de eklem temas kuvvetinin az olduğu 30°, daha doğal olduğu 45°, kuvvetin arttığı 60° ve en çok arttığı 90° seçilmiştir. Bu açılar daha önceki farklı çalışmalarda eklem pozisyon hissini değerlendirilmesinde kullanılmış açısal değerlerdir (19,20,24,28,40,99).

Bireylere harekete başlamadan yapılacak olan değerlendirmeyle ilgili tüm bilgiler ve yapılması gerekenler detaylı olarak anlatıldı ve özellikle, hareket sırasında diz eklemlerine bakmamaları, gösterilecek olan harekete konsantre olarak hatırlamaya çalışmaları konusunda uyarıldı. Bireyler, diz eklemi tam ekstansiyon pozisyonundan başlayarak istenen açılardaki diz fleksiyon hareketini, aktif, pozisyonel olarak farklı sırada olacak şekilde, oturma, yüzüstü uzanma, sırtüstü uzanma, çömelme ve leg-press pozisyonlarında sağ ve sol her iki diz eklemi için tamamladılar. Bireylerin değerlendirmeyi daha iyi anlayabilmeleri için her pozisyonda değerlendirme öncesi bir ya da iki tekrardan oluşan ön denemeler yapıldı.

Sıralaması daha önce belirlenen hedef açılar, araştırmacının yönlendirmesiyle gonyometre ile ölçüm yapılarak bireylere gösterildi. Daha sonra bireylerden gösterilen hareketi tekrar etmeleri istendi.

Bireylere gonyometre yardımıyla hedef fleksiyon açısı gösterildi, gösterilen diz fleksiyonunu, diz eklem hareketi duyusuna konsantre olabilmeleri için, 4 sn süre ile bozmamaları istenerek fotoğraf çekimi yapıldı (24). Daha sonra başlangıç pozisyonuna dönmeleri ve hareketi hatırlayabildikleri kadarıyla tekrarlamaları istendi ve bir fotoğraf çekimi de bireylerin diz eklemleri bu pozisyonda iken yapıldı (Şekil 3.2-5).



**Şekil 3.2-4.** EPH değerlendirmesi için fotoğraf çekimi

Değerlendirmelerin her biri üç tekrarlı yapıldı. Değerlendirmede üç tekrarın ortalaması hata açısı olarak hesaplandı. Yorgunluğu önlemek ve açısal bir hafıza oluşturmamak amacıyla, her bir pozisyondan sonra bireyler bir dakika süreyle dinlendirildi ve farklı eklem açıları belli bir sıra izlenmeden karışık olarak 10 saniye aralıklı olarak uygulandı (19,24,83). Bireylerde EPH farklı pozisyonel sıralama ile değerlendirildi.

**Sırtüstü Pozisyonunda EPH Değerlendirmesi:** Bireylerden belirli standart bir yatağa, kalça eklemi nötral pozisyonda ( $0^\circ$  fleksiyon-ekstansiyon,  $0^\circ$  abduksiyon-adduksiyon,  $0^\circ$  internal- eksternal rotasyon), sağ ve sol diz eklemleri ekstansiyon pozisyonunda olacak şekilde, sırtüstü uzanmaları istendi. Daha sonra tam ekstansiyon pozisyonundaki diz eklemlerini, topuklarını yatak üzerinde kaydırarak, belirlenen açılardaki fleksiyon pozisyonuna götürmeleri söylendi (Şekil 3.2-6).



**Şekil 3.2-5.** Sırtüstü EPH değerlendirme

**Yüzüstü Pozisyonunda EPH Değerlendirmesi:** Bireylerden, belirlenmiş standart yatağa, kalça eklemi nötral pozisyonda sağ ve sol diz eklemleri ekstansiyon pozisyonunda olacak şekilde, yüzüstü uzanmaları ve tam ekstansiyon pozisyonundaki diz eklemi, belirlenen açılardaki fleksiyon pozisyonuna götürmeleri istendi (Şekil 3.2-7).



**Şekil 3.2-6.** Yüzüstü EPH değerlendirme

**Oturma Pozisyonunda EPH Değerlendirmesi:** Bireylerden, belirlenmiş standart sırt destekli sandalyeye, (kalça eklemi 90° fleksiyon, 0° abduksiyon-adduksiyon, 0° internal- eksternal rotasyon) olacak şekilde oturmaları ve değerlendirilen taraftaki diz eklemi, tam ekstansiyon pozisyonunda olacak şekilde uzatmaları istendi. Bireyler diz eklemlerini bu başlangıç pozisyonundan, belirlenen açılardaki fleksiyon pozisyonuna götürdü (Şekil 3.2-8).



**Şekil 3.2 8.** Oturarak EPH değerlendirme

**Çömelme Pozisyonunda EPH Değerlendirmesi:** Bireylerden, sadece değerlendirilecek taraf kalça eklemi nötral pozisyonda ( $0^\circ$  fleksiyon-ekstansiyon,  $0^\circ$  abduksiyon-adduksiyon,  $0^\circ$  internal- eksternal rotasyon), diz eklemleri ekstansiyon pozisyonunda, ayak yerle tam temasta olacak şekilde ayakta durmaları istendi.

Değerlendirmeye, bireyler diz eklemi tam ekstansiyon pozisyonunda, ayakta dik dururken başlandı. Bireylerin önüne bir destek konuldu, düşme korkusu ya da denge kaybı hissettiklerinde ağırlık aktarmadan destek alabilecekleri söylendi. Bireyler, değerlendirme sırasında diğer ayaklarını yerden kaldırıp, değerlendirilecek tarafa tüm ağırlıklarını vererek belirlenen açılardaki fleksiyon pozisyonunu sağlayacak şekilde çömeldi.



**Şekil 3.2-7.** Çömelme pozisyonunda EPH değerlendirme

**Leg-press pozisyonunda EPH Değerlendirmesi:** Bu pozisyon için bir ölçüm düzeneği tasarlandı. Ölçümlerin yapılacağı alana yüzey sürtünmesini azaltan eni 1m, boyu 1,5 m olan bir zemin kaplama malzemesi serildi. Bireylerin ayaklarını dayamak için düz yüzeyli, deri kaplı, kaydırmaz tahta bir destek sabit bir yere dayandı. Leg-press hareketi için eni 50 cm, boyu 80 cm yine deri kaplı, kaydırmaz, dört tekerlekli ve iki silindirik kayar mekanizma tasarlandı. Değerlendirme sırasında, bireylerin kendilerini pozisyonlamaları için kalın tutma yerleri olan ipler kullanıldı (Şekil 3.2-10).





**Şekil 3.2-8.** Leg-press pozisyonu için tasarlanan kayar mekanizma

Bireylerden kayar mekanizma üzerine kalça eklemi nötral pozisyonda sırtüstü yatmaları ve değerlendirilecek taraf ayak tabanını, tahta dayanağa; diğer ayağı ise yere yerleştirmeleri istendi. Daha sonra bireyler sağ ve sol taraftan eşit uzunlukta sabitlenmiş iplerin kalın uç kısımlarından ellerini geçirerek ipleri tuttular. Bireylerden diz eklemleri tam ekstansiyondayken, kendilerini iplerle çekip kaydırarak diz fleksiyonu yapma hareketini, birkaç kez denemeleri istendi, kişi harekete alışınca ve uyum sağlayınca değerlendirme yapıldı.

Bireyler tam ekstansiyon pozisyonundaki diz eklemi, iplerle kendilerini çekip, zemin üzerinde vücutlarını kayar mekanizma ile kaydırarak, belirli açılardaki fleksiyon pozisyonuna götürdü (Şekil 3.2-11).



**Şekil 3.2-9.** Leg-press pozisyonunda EPH değerlendirme

### 3.2.6. Q açısının Değerlendirilmesi

Q açısı bireylerde, patellofemoral eklemden yüklenmeyle değişen kuvvetler göz önüne alınarak, üç farklı pozisyonda değerlendirildi.

**Ayakta değerlendirme:** Bireyler iki tarafa eşit miktarda yk aktararak ayakta dururken, Q açısı, SİAS ve patella orta noktası arasındaki çizgi ile patella orta noktası ve tüberositas tibia arasındaki çizgi referans alınarak, gonyometre ile ölçüldü (Şekil 3.2-12).



**Şekil 3.2-10.** Ayakta Q açısı değerlendirme

**Yatarak değerlendirme:** Bireyler sırtüstü pozisyonda uzanırken, kalça eklemi nötral pozisyonda ve diz eklemi tam ekstansiyonda iken, Q açısı, SİAS ve patella orta noktası arasındaki çizgi ile patella orta noktası ile tüberositas tibia arasındaki çizgi referans alınarak, gonyometre ile ölçüldü (Şekil 3.2-13).



**Şekil 3.2-11.** Yatarak Q açısı değerlendirme

**Oturarak değerlendirme:** Bu değerlendirme yöntemi Kolowich tarafından tarif edilmiştir ve tüberkül sulkus açısı olarak da isimlendirilir (100). Bu açı normalde  $90^\circ$  olup,  $10^\circ$  üzerindeki sapmalar patolojiktir. Bireyler, sırt destekli standart bir sandalyede, (kalça eklemi  $90^\circ$  fleksiyon,  $0^\circ$  abduksiyon-adduksiyon,  $0^\circ$  internal-eksternal rotasyon) ve diz eklemi  $90^\circ$  fleksiyonda otururken, Q açısı, patella ortası ile tüberositas tibia arasındaki çizgi ile transepikondiler çizgi referans alınarak, gonyometre ile ölçüdü (Şekil 3.2-14).



**Şekil 3.2-12.** Oturarak Q açısı değerlendirme

### 3.2.7. Patellar Yerdeğiştirmenin Değerlendirilmesi

Patellar kayma, patellofemoral ağrı sendromlu ve sağlıklı bireylerde değerlendirildi.

Patellar kayma, Q açısı ve eklem pozisyon hissi ölçümlerinde olduğu gibi, patellofemoral ekleme yüklenmeyle değişen kuvvetler göz önüne alınarak, dört farklı pozisyonda, medio-lateral ve superior-inferior yönlerde değerlendirildi.

#### **Medio-lateral yönde patellar yerdeğiştirmenin değerlendirilmesi:**

Patellar kaymanın medio- lateral yönde değerlendirilmesinde, ölçüm için, kolları ince uzun çubuklarla uzatılmış bir kaliper ve noktaları referans almak için de ince bir çubuk kullanıldı (Şekil 3.2-15).



**Şekil 3.2-13.** Medio-lateral yer değişim ölçümü için modifiye edilen kaliper

Değerlendirmede, kaliperle ölçülen medial kondil - patella medial kenarı arasındaki mesafenin, lateral kondil - patella lateral kenarı arasındaki mesafeye eşit olduğu düşünülerek karşılaştırma yapıldı.

**Ayakta değerlendirme:** Bireyler iki tarafa eşit miktarda yük aktararak ayakta dururken, kaliperin ince uzun çubuklarla uzatılmış kolları, femoral kondillere yerleştirildi. Patella orta noktasının, patellanın medialdeki sınırına denk geldiği nokta ve lateraldeki sınırına denk geldiği nokta, ince çubuk yardımıyla referans alınarak, kaliper üzerinden okundu (Şekil 3.2-16).



**Şekil 3.2-14.** Patella medio-lateral yer değişimini ayakta değerlendirme

**Yatarak değerlendirme:**

Bireyler sırtüstü pozisyonda uzanırken, kalça eklemi nötral pozisyonda ve diz eklemi tam ekstansiyonda iken, kaliperin ince uzun çubuklarla uzatılmış kolları, femoral kondillere yerleştirildi. Patella orta noktasının, patellanın medialdeki sınırına

denk geldiği nokta ve lateraldeki sınırına denk geldiği nokta, ince çubuk yardımıyla referans alınarak, kaliper üzerinden okundu (Şekil 3.2-17).



**Şekil 3.2-15.** Patella medio-lateral yer değişimini yatarak değerlendirme

#### **Oturarak değerlendirme:**

Bireyler, sırt destekli standart bir sandalyede, (kalça eklemi 90° fleksiyon, 0° abduksiyon-adduksiyon, 0° internal-eksternal rotasyon) ve diz eklemi 90° fleksiyonda otururken, kaliperin kolları, femoral kondillere yerleştirildi. Patella orta noktasının, patellanın medialdeki sınırına denk geldiği nokta ve lateraldeki sınırına denk geldiği nokta, ince çubuk yardımıyla referans alınarak, kaliper üzerinden okundu (Şekil 3.2-18).



**Şekil 3.2-16.** Patella medio-lateral yer değişimi oturarak değerlendirme

**Dizler fleksiyonda yatarak değerlendirme:** Bireyler sırtüstü pozisyonda uzanırken, kalça eklemi nötral pozisyonda ve diz eklemi 90° fleksiyonda, topuk

yatakta iken, kaliperin kolları, femoral kondillere yerleştirildi. Patella orta noktasının, patellanın medialdeki sınırına denk geldiği nokta ve lateraldeki sınırına denk geldiği nokta, ince çubuk yardımıyla referans alınarak, kaliper üzerinden okundu (Şekil 3.2-19).



**Şekil 3.2-17.** Patella medio-lateral yer değişimi yatarak dizler fleksiyonda değerlendirme

### **3.2.8. PFAS Şiddet Skalası Değerlendirmesi**

PFAS Şiddet Skalası, bireyin geçen hafta boyunca yaptığı aktivitelerdeki ağrısını VAS ile değerlendiren 10 parametreden oluşan bir skaladır. Bu aktiviteler, merdiven çıkma, yere çömelme, yürüme, yavaş tempolu koşu, hızlı koşu, bir spora katılım, dizleri bükülü oturma, dizler üzerine çökme, istirahat ve uyku, aktivite sonrası istirahat şeklindedir. Bireyler geçen hafta yapmadıkları aktiviteleri de yapmadı olarak işaretlediler. Geçerlik ve güvenilirlik çalışmaları 2002 yılında Laprade, J. A. ve Gulham, E. G.Maksimum tarafından yapılan bu skalada skor 100 olup, değerlendirme sonuçları % cinsinden kaydedildi (101).

### **3.2.9. Kujala Patellofemoral Skorlama Sistemi Değerlendirmesi**

PFAS olan bireylerde Kujala Patellofeoral Skorlama Sistemi Türkçe versiyonu kullanıldı (102).

Kujala ve ark. (103) tarafından geliştirilen Kujala patellofemoral skorunda toplam 13 soru bulunmaktadır. Sorular merdiven inip-çıkma, çömelme, koşma, zıplama ve dizler fleksiyonda uzun süreli oturma sırasında, ağrı olup olmadığını, aksama, şişme veya patellar subluksasyon olup olmadığını, kuadriseps kasındaki atrofi miktarını, fleksiyon defisitini ve yürüme yardımcısına gereksinimi

değerlendirmektedir. Puanlama sistemi kötüden en iyiye doğru olacak şekilde 0-100 puan arasında değişmektedir

### 3.3. İstatistiksel Analiz

Çalışmada PFAS ve kontrol grubundan elde edilen verilerin istatistiksel analizi için SPSS 20.0 Windows paket programı kullanıldı. Değerlendirme sonuçları aritmetik ortalama ve  $\pm$  standart sapma ( $X \pm Ss$ ) olarak verildi. PFAS ve kontrol grubundan elde edilen verilere uygun olarak, farklı pozisyon ve açılardaki EPH ölçümleri, tekrarlı ölçümlerde varyans analizi, etkilenen ve etkilenmeyen dizin karşılaştırıldığı ölçümlerde iki eş arasındaki farkın önemlilik testi, etkilenen diz ve kontrol grubunun karşılaştığı ölçümlerde iki ortalama arası farkın önemlilik testi kullanıldı.

Açılara göre karşılaştırma yaparken, bireylerin aynı pozisyonda 4 farklı açıdaki mutlak sapma değerleri, hem açılar açısından hem de gruplar açısından bir farklılık olup olmadığı Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi ile araştırıldı. Pozisyona göre karşılaştırma yaparken ise, bireylerin aynı açı değerinde 5 farklı pozisyondaki mutlak sapma değerleri aynı şekilde araştırıldı.

Pozisyonlar arası veya açılar arası farklılıklar var ise, bunun ortaya konulmasında ve temel etkilerin karşılaştırılmasında Bonferroni Testi'nden yararlanıldı.

Gruplar arası fark olan durumlarda ise, durumun irdelenmesinde Bağımsız T Testi'nden yararlanıldı. Tüm karşılaştırmalarda  $\alpha \leq 0.05$  kullanıldı.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Bireyler ve Değerlendirme Sonuçları

PFAS olan bireylerde ve sağlıklı bireylerde farklı mekanik yüklenmelerde diz ekleminin EPH'nin değerlendirilmesi amacıyla planlanan çalışmamızda, patellofemoral ağrı sendromu olan 25 birey PFAS grubunu, 25 sağlıklı birey ise kontrol grubunu oluşturdu.

PFAS grubundaki bireylerin yaşları 19-40 yıl arasında değişmekte olup  $\bar{x} \pm s$  yaş ortalamaları  $29.4 \pm 7.87$  yıldır. Kontrol grubundaki bireylerin yaşları ise 21-36 yıl arasında değişmekte olup, yaş ortalamaları  $26.32 \pm 4.43$  yıldır.

PFAS grubundaki bireylerin 12'si (%48), kontrol grubundaki bireylerin ise 9'u (%36) kadındır. PFAS grubu için erkek birey sayısı 13 (%52) iken, sağlıklı bireylerde bu rakam 16 (%64) idi.

PFAS grubundaki bireylerin 18'inin (%72) sağ dizi, 7'sinin (%28) ise sol dizi PFAS tanısına sahipti.

PFAS grubundaki tüm bireylerin sağ dizi dominant iken, sağlıklı grupta 22 (%88) bireyin sağ dizi, 3 (%12) bireyin sol dizi dominanttı.

PFAS grubu ve kontrol grubundaki bireylerin, yaş, boy, vücut ağırlığı, vücut kütle indeksi, yağlı-yağsız vücut kütleleri, gün içerisinde ayakta kalma, oturma, yürüme ve yatma süreleri ortalamaları, iki ortalama arasındaki farkın anlamlılık testi ile karşılaştırıldı. Elde edilen değerler Tablo 4.1-1 ile gösterildi.

PFAS ve kontrol grubundaki bireylerin yaşları, boyları, vücut ağırlıkları, VKİ'leri, yağlı-yağsız vücut kütleleri, gün içerisinde ayakta kalma, oturma, yürüme ve yatma süreleri ortalamaları arasındaki farklar anlamlı bulunmadı ( $p > 0.05$ ) (Tablo 4.1-1).



**Tablo 4.1-1.** Gruplar arası fiziksel özellikler ve aktivite sürelerinin karşılaştırılması

Değişkenler	PFAS Grubu N:25 X±Ss	Kontrol Grubu N:25 X±Ss	İki Ortalama Arası Farkın Önemlilik Testi
Yaş (Yıl)	29.40±7.87	26.32±4.43	t:-1.70 p=0.09
Boy (Cm)	170.40±9.00	172.88±10.40	t:0.90 p=0.37
Vücut ağırlığı (Kg)	72.34±14.94	69.53±16.13	t:-0.63 p=0.52
Vücut Kütle İndeksi (Kg/m <sup>2</sup> )	24.87±4.65	23.00±4.29	t:-1.47 p=0.14
Vücut Yağ Yüzdesi (%)	21.84±10.29	17.22±7.21	t:-1.84 p=0.07
Yağlı Vücut Kütle (Kg)	16.35±9.42	12.452±6.73	t:-1.68 p=0.09
Yağsız Vücut Kütle (Kg)	55.99±11.54	57.08±11.81	t:0.33 p=0.74
Günde Ayaktaki Süre (%)	31.48±14.58	33.12±11.66	t:0.43 p=0.66
Günde Yürümedeki Süre (%)	8.84±6.07	10.72±6.99	t:1.01 p=0.31
Günde Oturmadaki Süre (%)	32.04±18.40	29.56±14.42	t:-0.53 p=0.59
Günde Yatmadaki Süre (%)	28.40±4.01	26.60±3.45	t:-1.70 p=0.95

\*p&lt;0.05

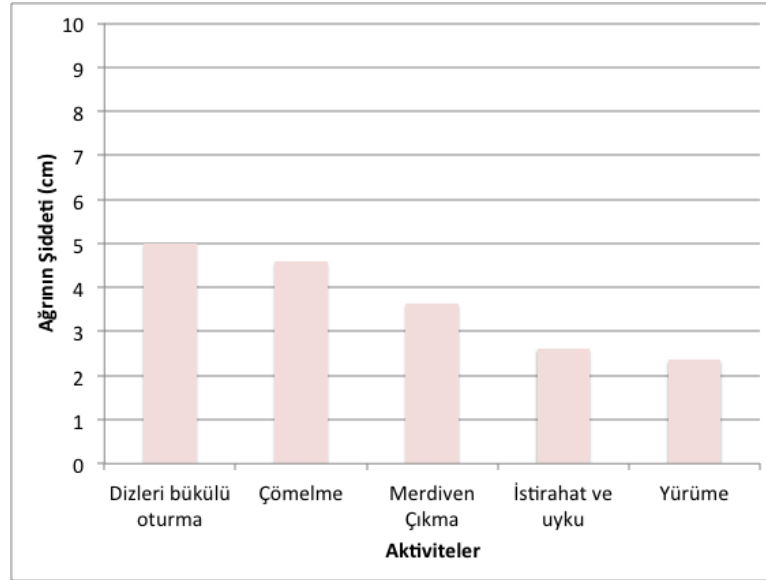
Tablo 4.1-2 ile PFAS olan bireylerin etkilenen dizleri için VAS üzerinden hesaplanan ağrı şiddetlerinin oturma, aktivite ve istirahat sırasındaki ortalama ve standart sapma değerleri verilmektedir.

PFAS olan bireylerde uygulanan Patellofemoral Sendrom Ağrı Şiddeti Skorumasında yer alan alt başlıklardan merdiven çıkma, çömelme, yürüme, dizler bükülü oturma, istirahat ve uyku aktivitelerinde VAS üzerinden değerlendirilerek elde edilen değerlerin ortalamaları Şekil 4.1-1 ile gösterildi. Bireylerde, en yüksek ağrı değeri dizler bükülü oturma pozisyonunda kaydedildi.

PFAS olan bireylerin, Kujala Patellofemoral Skoruması Sistemi puan ortalamaları 71.88 puan ve Patellofemoral Sendrom Ağrı Şiddeti Skoru ise %29.95 olarak bulundu.

**Tablo 4.1-2.** PFAS olan bireylerde aktivitelere göre ağrı şiddeti (cm)

Ağrı Şiddeti	PFAS Grubu	
	X±Ss (cm)	Max/Min (cm)
Oturma (cm)	4.87±3.22	10.0/0.0
Aktivite (cm)	5.20±2.11	9.2/2.3
İstirahat (cm)	2.38±2.51	7.8/0.0



**Şekil 4.1-1.** PFAS olan bireylerde aktivitelere göre detaylı ağrı şiddetleri

Q açısı, sırtüstü uzanmada, ayakta ve dizler 90° fleksiyonda oturmada, PFAS olan bireylerde etkilenen dizler ile kontrol grubundaki bireylerin sağ dizleri arasında, etkilenmeyen dizler ile de kontrol grubundaki bireylerin sol dizleri arasında karşılaştırıldı. Tüm pozisyonlar için, etkilenen dizler ile kontrol grubundakilerin sağ dizleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p=0.01$ ,  $p<0.05$ ). Etkilenmeyen dizler ile kontrol grubundaki bireylerin sol dizleri arasında fark bulundu ( $p=0.01$ ,  $p=0.03$ ,  $p<0.05$ ). Bununla beraber Tablo 4.1-3'e bakıldığında etkilenen dizlerle etkilenmeyen dizler arasında kontrol grubundaki bireylerin sağ ve sol dizleri arasında anlamlı bir farka rastlanmadı ( $p>0.05$ ).

Tablo 4.1-3'de PFAS olan bireylerin etkilenen ve etkilenmeyen dizleri ile sağlıklı bireylerin sağ ve sol dizleri için Q açısında meydana gelen ortalama ve standart sapma değerleri ile p değerleri gösterildi. Etkilenen taraf diz Q açılarındaki ortalama değerler tüm pozisyonlar için en yüksek bulundu.

**Tablo 4.1-3.** PFAS olan bireylerde farklı pozisyonlardaki Q açısı değerleri

	PFAS Grubu N:25		Kontrol Grubu N:25		İki Ortalama Arası Farkın Önemlilik Testi	
	Etkilenen (1) X±Ss	Etkilenmeyen (2) X±Ss	Sağ (3) X±Ss	Sol (4) X±Ss	1-3	2-4
<b>Sırtüstü</b> (°)	18.32±3.15	16.16±2.78	13.48±2.96	13.84±3.21	t:0.79 *p:0.01	t:2.73 *p:0.01
<b>Ayakta</b> (°)	18.68±2.61	16.84±3.26	13.40±3.27	13.72±3.12	t:-6.31 *p:0.01	t:3.45 *p:0.01
<b>Oturma</b> (°)	96.08±3.55	92.84±2.51	90.96±0.93	91.60±1.26	t:-6.98 *p:0.01	t:2.20 *p:0.03

P&lt;0.05

Ölçümlenen bir diğer değer olan patella medio-lateral yer değişimi de, yine ölçüm yapılan pozisyonlara göre PFAS olan bireylerin etkilenen ve etkilenmeyen dizleri, sağlıklı bireylerin ise sağ ve sol dizleri için Tablo 4.1-4 ile ortalama ve standart sapma değerleri olarak gösterildi. 0'dan + değere doğru yaklaşma, dizin laterale kaymasını simgelerken, 0'dan – değere yaklaşma dizin mediale kayması olarak belirlendi.

**Tablo 4.1-4.** Patellanın medio-lateral yer değiştirmesi

	PFAS Grubu N:25		Kontrol Grubu N:25		İki Ortalama Arası Farkın Önemlilik Testi	
	Etkilenen (1) X±Ss	Etkilenmeyen (2) X±Ss	Sağ (3) X±Ss	Sol (4) X±Ss	1-3	2-4
<b>Ayakta</b> (cm)	0.21±1.21	0.03±1.11	0.40±0.95	-0.81±0.86	t:0.62 p=0.53	t:-2.99 *p=0.04
<b>Oturma</b> (90° Flex.) (cm)	0.90±0.85	1.12±0.92	1.41±1.10	0.50±1.98	t:0.57 p=0.56	t:0.50 p=0.53
<b>Sırtüstü</b> (90° Flex.) (cm)	1.12±0.66	1.14±0.78	1.19±0.91	0.59±0.84	t:1.82 p=0.07	t:-1.41 p=0.16
<b>Sırtüstü</b> (cm)	0.14±1.37	0.16±1.08	0.32±0.81	0.32±1.18	t:0.32 p=0.75	t:-2.38 *p=0.02

P&lt;0.05

PFAS ve kontrol grubundaki bireylerin EPH değerlendirmesinde, dizin 30°, 45°, 60° ve 90° fleksiyon açılarında ve farklı pozisyonlarda yaptıkları üç tekrar için, hata açıları hesaplanarak ortalamaları alındı. Elde edilen ortalama değerler ile, PFAS grubundaki bireylerin etkilenen dizleri ile etkilenmeyen dizleri, ölçüm yapılan açılar ve pozisyonlar açısından karşılaştırıldı. Yine bu değerler kullanılarak PFAS grubundaki bireylerin etkilenen ve etkilenmeyen dizleri ile kontrol grubunun sağ dizi kendi aralarında karşılaştırıldı.

Açılar ya da pozisyonlar arasındaki farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığının istatistiksel olarak araştırılmasında ilk adım Mauchly'nin "Küresellik Testi" incelendi ve anlamlı değerleri  $p > 0.05$  olduğunda küresellik varsayımının sağlandığı, kovaryans matrisinin eşit olduğu irdelendi. Küresellik sağlandığı durumlarda karşılaştırma yaparken "Sphericity Assumed Testi", küreselliğin sağlanmadığı durumlarda Huynh-Feldt Testi'ne ilişkin istatistiksel F ve p değerleri kullanıldı.

PFAS grubundaki bireylerin etkilenen taraf dizleri ile etkilenmeyen taraf dizleri için EPH, açılar ve pozisyonlar açısından karşılaştırıldı.

Etkilenen ve etkilenmeyen dizler açılar açısından incelendiğinde, yalnızca sırtüstü pozisyonda 45°'de fark bulundu ( $p = 0.02$ ,  $p < 0.05$ ). Tablo 4.1-5 ile verilen grup-açı etkileşimindeki ortalama hata açısı değerleri incelendiğinde her ne kadar istatistiksel bir fark bulunmasada, sırtüstü pozisyon için, etkilenmeyen grupta 30°, 45° ve 60°'deki ortalama hata açıları, yani eklem pozisyon hissindeki sapma etkilenen tarafa göre daha yüksek bulundu. 90°'de ise etkilenen grup ortalama hata açısı etkilenmeyen gruba göre yüksek bulundu (Tablo 4.1-5).

Diğer pozisyonlardaki açı karşılaştırmalarında gruplar arası anlamlı fark rastlanmadı ( $p > 0.05$ ). Ancak açılar arası farklar değerlendirildi.

Yüzüstü pozisyonda 60°-90° arası fark anlamlı idi ( $p = 0.09$ ,  $p < 0.05$ ). 60°'deki ortalama hata açısı, 90°'dekinden daha yüksek bulundu (Tablo 4.1-5).

Oturma pozisyonunda 45°-90° ve 60°-90° arası fark anlamlı bulundu ( $p = 0.01$ ,  $p = 0.01$ ,  $p < 0.05$ ). 45° ve 60°'deki ortalama hata açıları, 90°'deki ortalama hata açısından yüksekti (Tablo 4.1-5).

Çömelle pozisyonunda  $60^{\circ}$ - $90^{\circ}$  arası fark anlamlıdır ( $p=0.02$ ,  $p<0.05$ ). Bu pozisonda ise  $90^{\circ}$ 'deki ortalama hata açısı,  $60^{\circ}$ 'dekinden daha yüksek bulundu (Tablo 4.1-5).

**Tablo 4.1-5. PFAS Grubundaki bireylerin etkilenen ve etkilenmeyen dizleri arası EPH karşılaştırması**

		Sırtüstü(S) <sup>(b)</sup>		Yüzüstü(Y) <sup>(b)</sup>		Oturma(O) <sup>(b)</sup>		Çömelme(Ç) <sup>(b)</sup>		Leg press(l) <sup>(b)</sup>		Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi	
		X±Ss		X±Ss		X±Ss		X±Ss		X±Ss		Pozisyonlar arası farklar	F
Etkilenmeyen diz (A)	30°	6.460±0.701		5.470±0.678		5.842±0.826		6.546±0.763		6.181±0.728		-	1.69
	45°	6.117±0.660		4.967±0.712		6.101±0.945		5.844±0.782		5.036±0.710		O-L*	0.00
	60°	6.747±0.780		5.949±0.719		7.656±0.905		5.095±0.621		5.388±0.663		S-O* Ç-O* O-L*	1.41
	90°	4.909±0.618		4.306±0.539		4.138±0.627		7.156±0.910		4.636±0.596		Y-Ç* O-Ç* Ç-L*	0.67
Etkilenen diz (B)	30°	4.690±0.701		5.508±0.678		5.543±0.826		4.616±0.763		6.402±0.728		-	1.69
	45°	3.999±0.660		5.952±0.712		8.469±0.945		5.144±0.782		4.671±0.710		O-L*	0.00
	60°	4.607±0.780		6.395±0.719		7.423±0.905		4.304±0.621		4.482±0.663		S-O* Ç-O* O-L*	1.41
	90°	5.266±0.618		4.089±0.539		4.226±0.627		6.076±0.910		3.762±0.596		Y-Ç* O-Ç* Ç-L*	0.67
İki eş arasındaki farkın önemlilik testi	30°	t:1.78 p=0.08	30°	t:-0.39 p=0.96	30°	t:0.25 p=0.79	30°	t:1.79 p=0.08	30°	t:-0.21 p=0.83			
	45°	t:2.26 *p=0.02	45°	t:-0.97 p=0.33	45°	t:-1.77 p=0.08	45°	t:0.63 p=0.53	45°	t:0.36 p=0.71			
	60°	t:1.93 p=0.05	60°	t:-0.43 p=0.66	60°	t:0.18 p=0.85	60°	t:0.90 p=0.37	60°	t:0.96 p=0.33			
	90°	t:-0.40 p=0.68	90°	t:0.28 p=0.77	90°	t:-0.09 p=0.92	90°	t:0.83 p=0.40	90°	t:1.03 p=0.30			
	F	*5.25	F	0.24	F	0.32	F	2.46	F	0.57			

Leg-press pozisyonunda 30°-90° arası fark anlamlı bulundu ( $p=0.01$ ,  $p<0.05$ ). 30°'deki ortalama hata açısı, 90°'de ölçülen değerden daha yüksekti (Tablo 4.1-5).

Etkilenen ve Etkilenmeyen gruplar pozisyonlar açısından incelendiğinde ise, gruplar arası farka rastlanmadı ( $p<0.05$ ). Belirli açılarda pozisyonlar arası farklar değerlendirildi.

45°'de oturma ve leg press pozisyonları arasında fark bulundu ( $p=0.04$ ,  $p<0.05$ ). Oturma pozisyonundaki ortalama hata açısı, leg-press pozisyonundan yüksektir (Tablo 4.1-5).

60°'de oturma pozisyonu ile sırtüstü, çömelme ve leg press pozisyonları arasında fark vardı ( $p=0.02$ ,  $p=0.01$ ,  $p=0.01$ ,  $p<0.05$ ). Oturma pozisyonundaki ortalama hata açısı, hem çömelme hem de leg-press pozisyonundaki ortalama hata açıları değerlerinden yüksek bulundu (Tablo 4.1-5).

90°'de çömelme pozisyonu ile yüzüstü, oturma ve leg-press pozisyonları arasında fark bulundu ( $p=0.01$ ,  $p=0.03$ ,  $p=0.03$ ,  $p<0.05$ ). Çömelme pozisyonundaki ortalama hata açısı değeri diğer pozisyonlardakine göre yüksekti (Tablo 4.1-5).

Kontrol grubundaki bireylerin sağ dizleri ile PFAS grubundaki bireylerin etkilenen dizleri ve etkilenmeyen dizleri karşılaştırıldı. Yapılan karşılaştırmalar Tablo 4.1-6 ve Tablo 4.1-7 ile gösterildi.

Kontrol grubundaki bireylerin dizleri ile PFAS olan bireylerin etkilenmeyen dizleri, açılar açısından karşılaştırıldığında açılar arası fark tüm pozisyonlarda mevcuttu.

Sırtüstü pozisyon için kontrol grubundaki dizler ile etkilenmeyen dizler arasında 45° ve 60°'deki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p=0.03$ ,  $p=0.01$ ,  $p=0.01$ ,  $p<0.05$ ). Tablo 4.1-6'de sırtüstü pozisyona dair, grup-açı etkileşimindeki ortalama hata açısı değerleri incelendiğinde, etkilenmeyen grubun ortalama hata açılarının, 30°, 45°, 60° ve 90°'de kontrol grubundaki hata açılarından yüksek olduğu görüldü.

Çömelme pozisyonunda, 30°, 45° ve 90° açılar için kontrol grubundaki dizlerle etkilenmeyen dizler arası farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p=0.03$ ,  $p=0.01$ ,  $p<0.05$ ). Ölçümlenen bütün açılarda etkilenmeyen dizlerdeki hata değeri, kontrol grubuna göre yüksek bulundu.

**Tablo 4.1-6.** Kontrol Grubundaki bireylerin sağ ve PFAS Grubundaki bireylerin etkilenmeyen dizleri arası EPH karşılaştırması

		Sırtüstü(S)	Yüzüstü(Y)	Oturma(O)	Çömelme(Ç)	Leg press(L)	Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi			
		X±Ss	X±Ss	X±Ss	X±Ss	X±Ss	Pozisyonlar arası farklar	F		
Kontrol Grubu (A)	30°	4.866±0.612	3.809±0.602	4.424±0.719	4.797±0.671	3.496±0.626		*6.77		
	45°	4.102±0.590	4.046±0.621	4.470±0.893	3.395±0.674	4.123±0.641		*7.45		
	60°	4.060±0.691	4.610±0.650	5.070±0.799	4.463±0.550	3.765±0.594	Y-O* O-Ç* O-L*	*6.01		
	90°	4.214±0.564	3.617±0.505	3.932±0.590	3.944±0.783	4.194±0.557	Y-Ç*	*3.93		
Etkilenmeyen diz (B)	30°	6.460±0.612	5.470±0.602	5.842±0.719	6.546±0.671	6.181±0.626		*6.77		
	45°	6.117±0.590	4.967±0.621	6.101±0.893	5.844±0.674	5.036±0.641		*7.45		
	60°	6.747±0.691	5.949±0.650	7.656±0.799	5.095±0.550	5.388±0.594	Y-O* O-Ç* O-L*	*6.01		
	90°	4.909±0.564	4.306±0.505	4.138±0.590	7.156±0.783	4.636±0.557	Y-Ç*	*3.93		
İki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi	30°	t:-1.78 p=0.08	30°	t:-2.15 *p=0.03	30°	t:-1.66 p=0.10	30°	t:-2.22 *p=0.03	30°	t:-3.40 *p=0.01
	45°	t:-2.18 *p=0.03	45°	t:-1.20 p=0.23	45°	t:-1.48 p=0.14	45°	t:-2.68 *p=0.01	45°	t:-1.20 p=0.23
	60°	t:-2.63 *p=0.01	60°	t:-1.49 p=0.14	60°	t:-2.74 *p=0.01	60°	t:-0.88 p=0.38	60°	t:-1.81 p=0.07
	90°	t:-0.96 p=0.33	90°	t:-0.96 p=0.33	90°	t:-0.22 p=0.82	90°	t:-3.10 *p=0.01	90°	t:-0.55 p=0.58
	F	*5.67	F	*3.90	F	*3.76	F	*5.38	F	*3.30



Leg-press pozisyonunda ise sadece 30° için farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p=0.01$ ,  $p>0.05$ ).

Kontrol grubundaki dizlerle etkilenmeyen dizler arasında pozisyonlar açısından yapılan karşılaştırmada pozisyonlar arası fark 30°, 45°,60° ve 90°'de gözlemlendi ( $p=0.01$ ,  $p=0.04$ ,  $p=0.03$ ,  $p=0.02$   $p<0.05$ ).

30°'de kontrol grubu ve etkilenmeyen diz arası fark anlamlı bulundu ( $p=0.01$ ,  $p<0.05$ ). 30° için etkilenmeyen dizlerde tüm pozisyonlardaki ortalama hata açısı değerleri, kontrol grubu değerlerinden yüksek olarak belirlendi.

45°'de kontrol grubu dizleri ile etkilenmeyen dizler arasında anlamlı fark bulundu ( $p=0.04$ ,  $p<0.05$ ). Kontrol grubu dizleri için 45°'de en yüksek ortalama hata açısı değeri, oturma pozisyonunda saptandı (Tablo 4.1-6).

60°'de oturma-sırtüstü, oturma-çömelme, oturma-leg-press, pozisyonları arası farklar istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0.01$ ,  $p=0.01$ ,  $p=0.01$   $p<0.05$ ). Kontrol grubu dizlerive etkilenmeyen dizler arası fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p=0.01$   $p<0.05$ ) 60°'de en yüksek ortalama hata açısı değeri, etkilenmeyen ve kontrol grubu dizleri için, oturma pozisyonunda saptandı (Tablo 4.1-6).

90°'de ise yüzüstü ve çömelme pozisyonları arası fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p=0.01$   $p<0.05$ ). Kontrol grubu dizleri ve etkilenmeyen dizler arası anlamlı farka rastlandı ( $p=0.02$   $p<0.05$ ). 90°'de en yüksek ortalama hata açısı değeri etkilenmeyen dizlerde çömelme pozisyonunda gözlemlendi (Tablo 4.1-6).

Kontrol grubundaki bireylerin dizleri ile PFAS olan bireylerin etkilenen dizleri, açılar açısından karşılaştırıldığında açılar arası fark yüzüstü, oturma, çömelme ve leg-press pozisyonlarda mevcuttu.

Yüzüstü pozisyonda kontrol grubundaki dizler ile etkilenen dizler arasında sadece 30°, 45° ve 60° açılar için istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı ( $p=0.04$ ,  $p=0.02$ ,  $p=0.03$ ,  $p<0.05$ ). Yüzüstü pozisyonda, tüm açılarda ortalama hata açısı etkilenen dizlerde kontrol grubundaki dizlere göre daha yüksekti.

**Tablo 4.1-7.** Kontrol Grubundaki bireylerin sağ ve PFAS Grubundaki bireylerin etkilenen dizleri arası EPH karşılaştırması

		Sırtüstü(S)	Yüzüstü(Y)	Oturma(O)	Çömelme(Ç)	Leg press(L)	Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi			
		X±Ss	X±Ss	X±Ss	X±Ss	X±Ss	Pozisyonlar arası farklar	F		
<b>Kontrol Grubu (A)</b>	30°	4.866±0.612	3.809±0.602	4.424±0.719	4.797±0.671	3.496±0.626		6.77		
	45°	4.102±0.590	4.046±0.621	4.470±0.893	3.395±0.674	4.123±0.641		*7.45		
	60°	4.060±0.691	4.610±0.650	5.070±0.799	4.463±0.550	3.765±0.594	S-O* O-Ç* O-L*	6.01		
	90°	4.214±0.564	3.617±0.505	3.932±0.590	3.944±0.783	4.194±0.557	Y-Ç*	3.93		
<b>Etkilenen diz (C)</b>	30°	4.690±0.612	5.508±0.602	5.543±0.719	4.616±0.671	6.402±0.626		6.77		
	45°	3.999±0.590	5.952±0.621	8.469±0.893	5.144±0.674	4.671±0.641		*7.45		
	60°	4.607±0.691	6.395±0.650	7.423±0.799	4.304±0.550	4.482±0.594	S-O* O-Ç* O-L*	6.01		
	90°	5.266±0.564	4.089±0.505	4.226±0.590	6.076±0.783	3.762±0.557	Y-Ç*	3.93		
<b>İki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi</b>	30°	t:0.25 p=0.79	30°	t:-2.08 *p=0.04	30°	t:-1.11 p=0.27	30°	t:0.18 p=0.85	30°	t:-3.55 *p=0.01
	45°	t:0.17 p=0.86	45°	t:-2.25 *p=0.02	45°	t:-2.98 *p=0.01	45°	t:-2.13 *p=0.03	45°	t:-0.58 p=0.56
	60°	t:-0.70 p=0.48	60°	t:-2.14 *p=0.03	60°	t:-2.05 *p=0.04	60°	t:0.21 p=0.82	60°	t:-1.08 p=0.28
	90°	t:-1.33 p=0.18	90°	t:-0.71 p=0.47	90°	t:-0.42 p=0.67	90°	t:-2.19 *p=0.03	90°	t:0.60 p=0.55
	F	5.67	F	*3.90	F	*3.76	F	*5.38	F	*3.30

Oturma pozisyonunda 45° ve 60° için dizler arası farklar istatistiksel olarak anlamlı idi. ( $p=0.01$ ,  $p=0.04$ ,  $p<0.05$ ). Oturma pozisyonunda, tüm açılarda ortalama hata açısı etkilenen dizlerde kontrol grubundaki dizlere göre daha yüksekti. Açılar ve pozisyonlara göre etkilenen dizlerdeki en büyük hata açısı değeri 45°'de oturma pozisyonunda gözlemlendi.

Çömelleme pozisyonunda, 45° ve 90° açılar için kontrol grubundaki dizlerle etkilenen dizler arası farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p=0.01$ ,  $p>0.05$ ). Ölçümlenen bütün açılarda etkilenmeyen dizlerdeki hata değeri, kontrol grubuna göre yüksek bulundu.

Leg-press pozisyonunda ise sadece 30° için farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p=0.01$ ,  $p>0.05$ ).

Kontrol grubundaki dizlerle etkilenen dizler arasında pozisyonlar açısından yapılan karşılaştırmada pozisyonlar arası fark sadece 45°'de gözlemlendi ( $p=0.01$ ,  $p<0.05$ ).

30°'de en yüksek hata açısı değeri etkilenen dizlerde leg-press pozisyonunda, kontrol grubu dizlerinde ise sırtüstü pozisyonunda elde edildi.

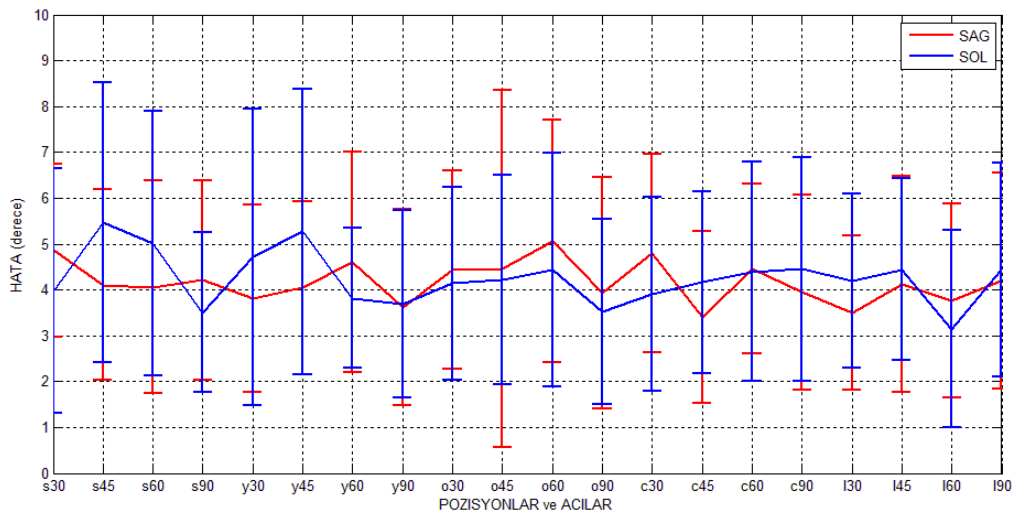
45°'de kontrol grubu dizleri ile etkilenen dizler arasında anlamlı fark bulundu ( $p=0.01$ ,  $p<0.05$ ). Kontrol grubu ve etkilenen dizler için 45°'de en yüksek ortalama hata açısı değeri, oturma pozisyonunda saptandı (Tablo 4.1-7).

60°'de oturma-sırtüstü, oturma-çömelleme, oturma-leg-press, pozisyonları arası farklar istatistiksel olarak anlamlı idi ( $p=0.01$ ,  $p=0.01$ ,  $p=0.01$ ,  $p<0.05$ ). 60°'de en yüksek ortalama hata açısı değeri, etkilenen ve kontrol grubu dizleri için, oturma pozisyonunda saptandı (Tablo 4.1-7).

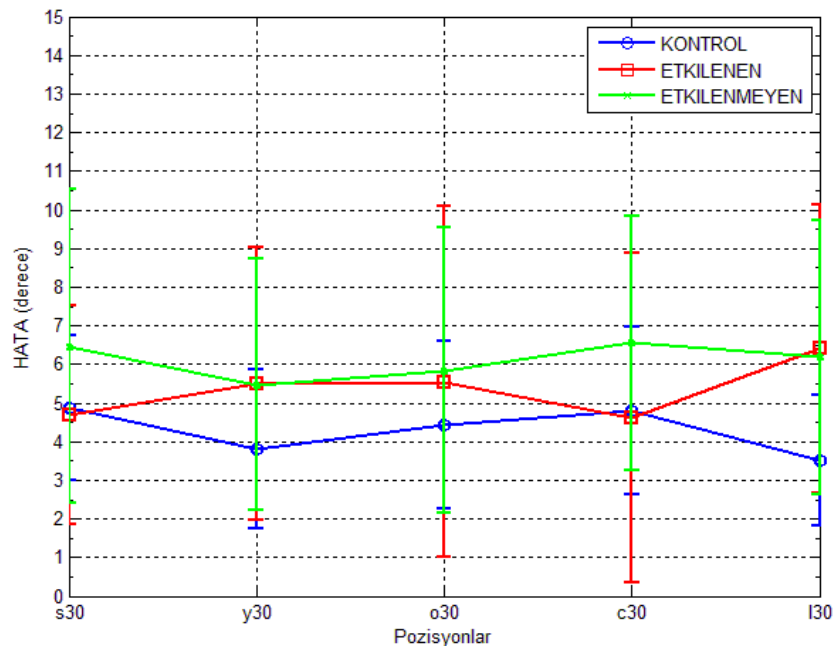
90°'de ise yüzüstü ve çömelleme pozisyonları arası fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p=0.01$ ,  $p<0.05$ ). 90°'de en yüksek ortalama hata açısı değeri etkilenen dizlerde çömelleme pozisyonunda, kontrol grubu dizlerinde ise sırtüstü pozisyonunda gözlemlendi (Tablo 4.1-7).

Kontrol grubundaki bireylerin sağ ve sol dizleri açılar ve pozisyonlar açısından tekrarlı ölçümlerde varyans analizi ile karşılaştırıldı. Sağ ve sol dizler arası istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmadı ( $p<0.05$ ).

Şekil 4.1-2 ile sağlıklı bireylerde, sağ ve sol diz eklem pozisyon hissi, ölçüm yapılan farklı pozisyonlar ve açılarda oluşan ortalama hata ve standart sapmaları gösterildi.

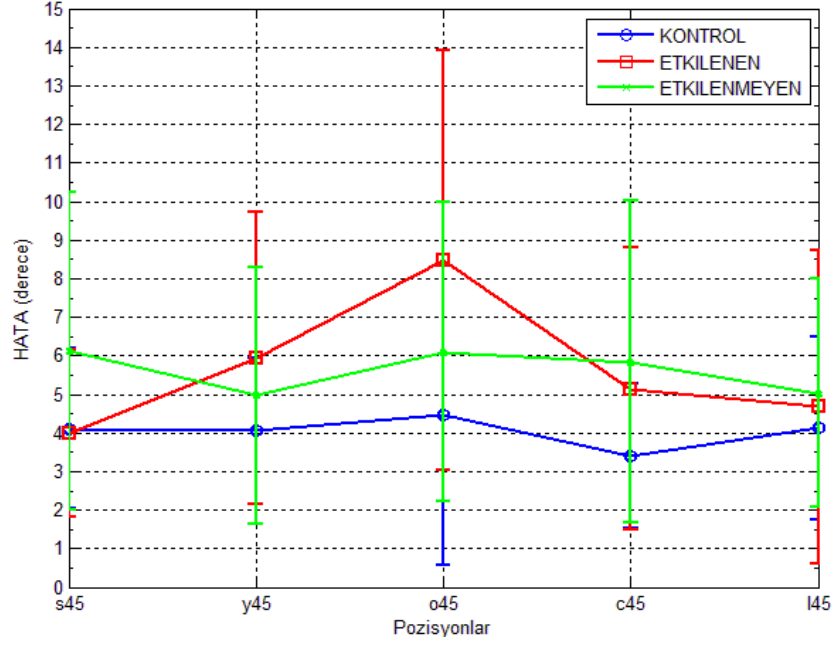


Şekil 4.1-2. Sağlıklı bireylerin sağ ve sol dizleri arası EPH'nin karşılaştırılması



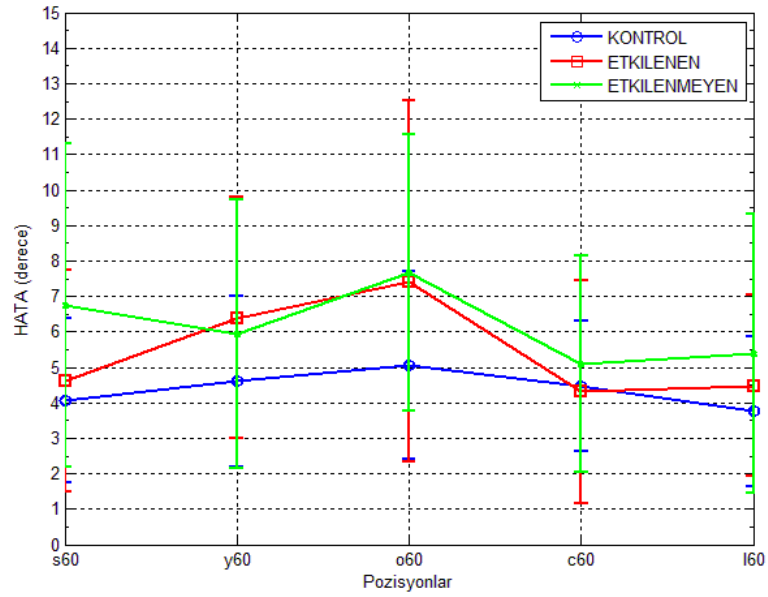
Şekil 4.1-3. 30°'de EPH değerleri

Şekil 4.1-3 ile PFAS olan bireylerin etkilenen ve etkilenmeyen dizleri ile kontrol grubundaki bireylerin sağ dizleri için 30°'de sırtüstü, yüzüstü, oturma, çömelme ve leg-press pozisyonlarındaki ortalama hata değerleri gösterildi.



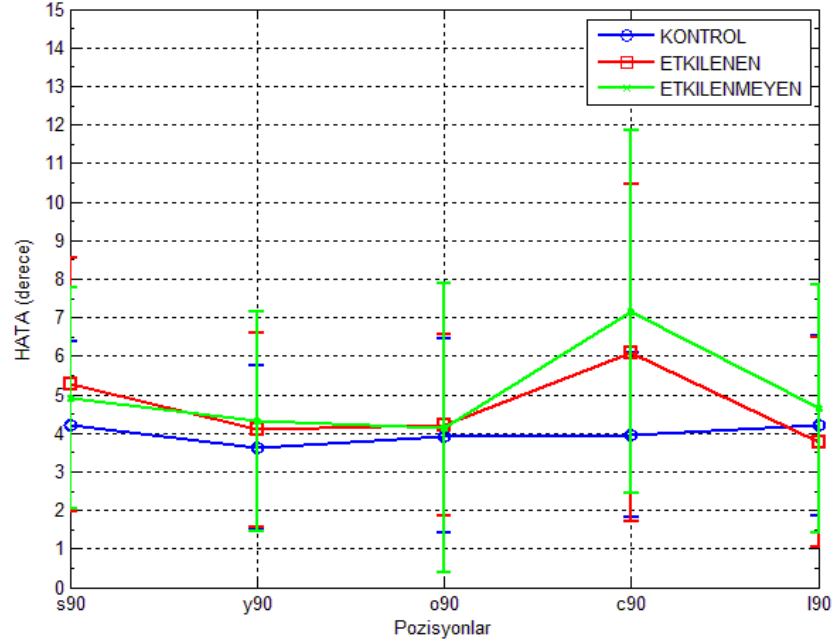
Şekil 4.1-4. 45°'de EPH değerleri

Şekil 4.1-4 ile PFAS olan bireylerin etkilenen ve etkilenmeyen dizleri ile kontrol grubundaki bireylerin sağ dizleri için 45°'de sırtüstü, yüzüstü, oturma, çömelme ve leg-press pozisyonlarında, ortalama hata açısı değeri gösterildi.



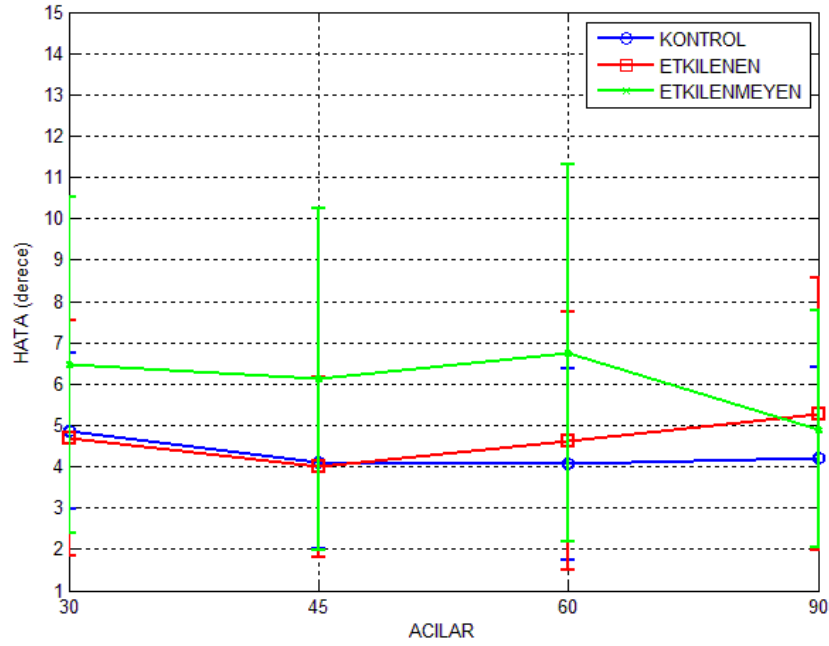
Şekil 4.1-5. 60°'de EPH değerleri

Şekil 4.1-5 ile PFAS olan bireylerin etkilenen ve etkilenmeyen dizleri ile kontrol grubundaki bireylerin sağ dizleri için 60°de sırtüstü, yüzüstü, oturma, çömelme ve leg-press pozisyonlarındaki ortalama hata değerleri gösterildi.



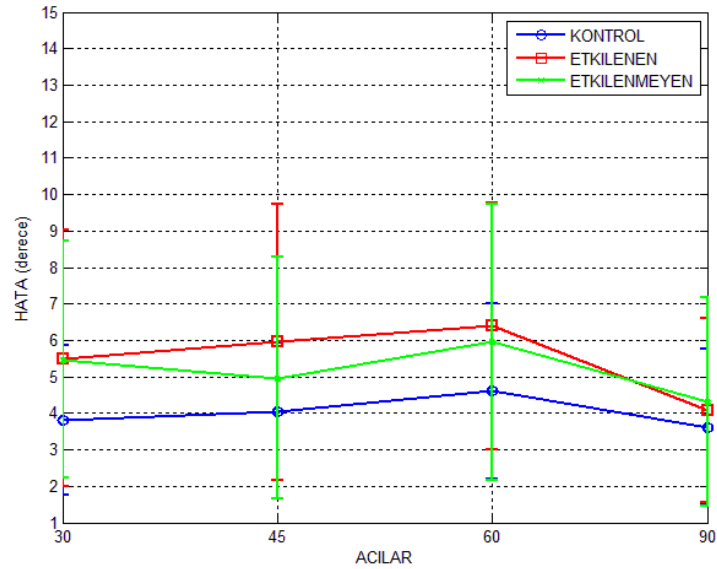
Şekil 4.1-6. 90°de EPH değerleri

Şekil 4.1-6 ile PFAS olan bireylerin etkilenen ve etkilenmeyen dizleri ile kontrol grubundaki bireylerin sağ dizleri için 90°de sırtüstü, yüzüstü, oturma, çömelme ve leg-press pozisyonlarındaki ortalama hata değerleri gösterildi.



Şekil 4.1-7. Sırtüstü pozisyonda EPH değerleri

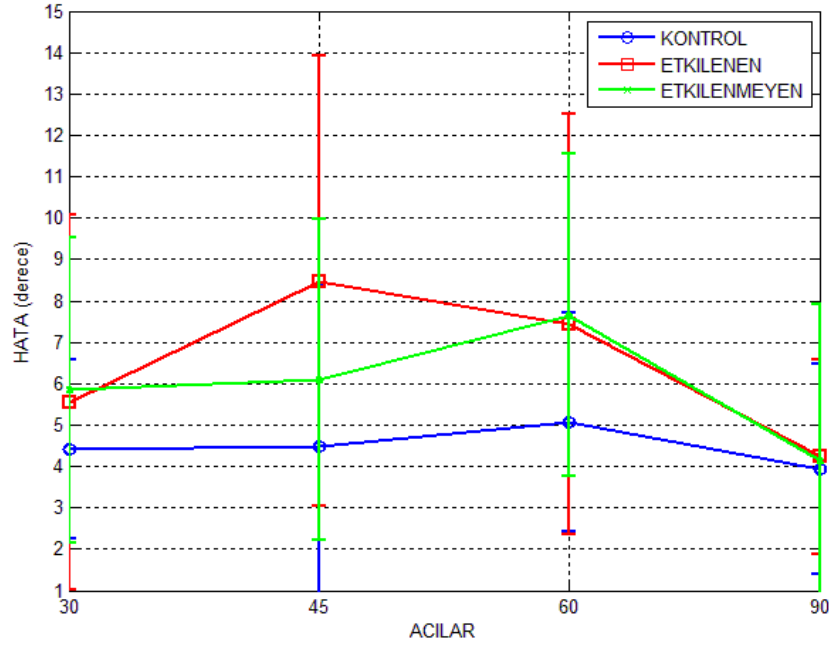
Şekil 4.1-7 ile PFAS'li bireylerin etkilenen ve etkilenmeyen dizleri ile kontrol grubundaki bireylerin sağ dizlerinde, sırtüstü pozisyonunda 30°, 45°, 60° ve 90° için meydana gelen ortalama hata değerleri gösterildi.



Şekil 4.1-8. Yüzüstü pozisyonda EPH değerleri

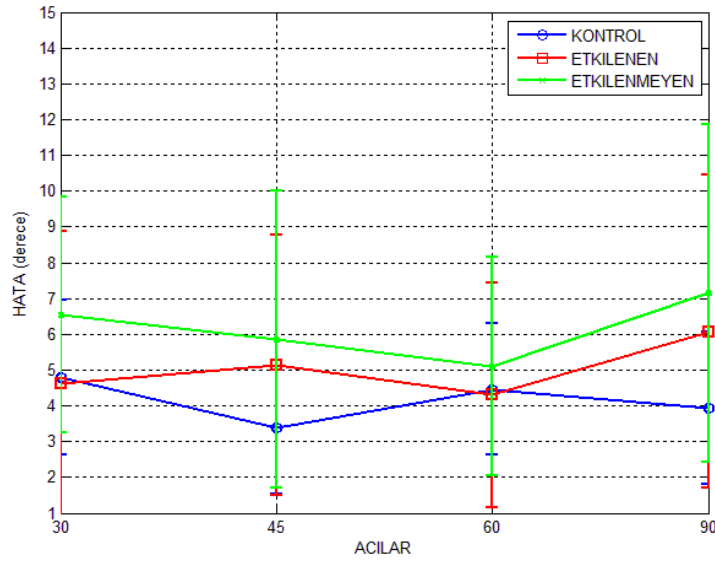


Şekil 4.1-8 ile PFAS'li bireylerin etkilenen ve etkilenmeyen dizleri ile kontrol grubundaki bireylerin sağ dizlerinde, sırtüstü pozisyonunda 30°, 45°, 60° ve 90° için meydana gelen ortalama hata değerleri gösterildi.



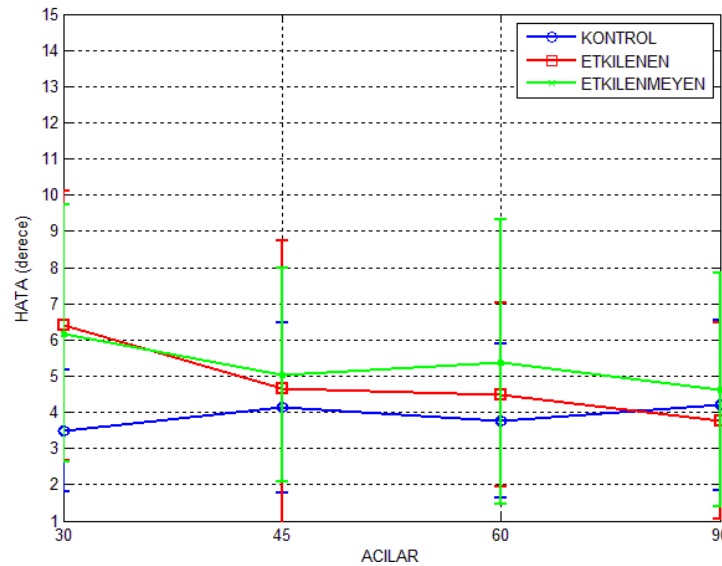
Şekil 4.1-9. Oturma pozisyonunda EPH değerleri

Şekil 4.1-9 ile PFAS'li bireylerin etkilenen ve etkilenmeyen dizleri ile kontrol grubundaki bireylerin sağ dizlerinde, oturma pozisyonunda 30°, 45°, 60° ve 90° için meydana gelen ortalama hata değerleri gösterildi.



**Şekil 4.1-10.** Çömelleme pozisyonunda EPH değerleri

Şekil 4.1-10 ile PFAS'li bireylerin etkilenen ve etkilenmeyen dizleri ile kontrol grubundaki bireylerin sağ dizlerinde, çömelleme pozisyonunda 30°, 45°, 60° ve 90° için meydana gelen ortalama hata değerleri gösterildi.



**Şekil 4.1-11.** Leg press pozisyonunda EPH değerleri

Şekil 4.1-11 ile PFAS'li bireylerin etkilenen ve etkilenmeyen dizleri ile kontrol grubundaki bireylerin sağ dizlerinde, leg press pozisyonunda 30°, 45°, 60° ve 90° için meydana gelen ortalama hata değerleri gösterildi.

## 5. TARTIŞMA

Çalışmamızda ortaya çıkan istatistikler baz alınarak, hipotezler ve sonuçları sırasıyla tartışılmıştır.

*1.Hipotez: PFAS olan bireylerde, oturma, yüzüstü, sırtüstü, çömelme ve leg-press pozisyonlarında dizin eklem pozisyon hissi farklıdır.*

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlara göre, PFAS olan bireylerde pozisyonlar arası farklılıklar dizin  $60^\circ$  ve  $90^\circ$  fleksiyonunda, gözlenmiştir. PFAS olan kişilerde eklem pozisyon hissi  $60^\circ$ 'de, yüzüstü-oturma, oturma-çömelme ve oturma-legpress pozisyonlarında farklı bulunmuştur.  $90^\circ$ 'de ise eklem pozisyon hissi sadece yüzüstü ve çömelme pozisyonlarında farklıdır. Görüldüğü üzere hipotezimiz belirli koşullarda sağlanmakta; belirtilen tüm koşulları tamamen sağlamamakta olup reddedilmiştir.

*2.Hipotez: Dizin herhangi bir pozisyonundaki farklı eklem açılarında, PFAS olan bireyler sağlıklı bireylere göre farklılık gösterir.*

Yüzüstü, oturma ve çömelme pozisyonlarında diz eklem pozisyon hissi farklı diz fleksiyon açılarında, açılara göre farklılık göstermekteyken, sırtüstü pozisyonda eklem pozisyon hissi açıları arası fark göstermemiştir. Leg-press pozisyonunda ise sağlıklı bireylerle PFAS olan bireylerde açı farkı yalnızca  $30^\circ$ 'de mevcuttur. Yüzüstü pozisyonda  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$ 'de, oturma pozisyonunda  $45^\circ$ ,  $60^\circ$ 'de, çömelme pozisyonunda  $45^\circ$ ,  $90^\circ$ 'de, leg-press pozisyonunda ise  $30^\circ$ 'de eklem pozisyon hissi PFAS olan bireylerde sağlıklı bireylere göre kötüdür. Hipotezimizin geçerliliği pozisyonlara göre değişmektedir; hipotezimiz şartların tamamını sağlamamaktadır ve reddedilmiştir.

*3.Hipotez: Diz eklemine yükün binmediği pozisyonlarda, aynı açılar için PFAS olan grupla sağlıklı grup arasında fark vardır.*

Diz eklemine yükün binmediği pozisyonlar sırtüstü uzanma, yüzüstü uzanma, oturma ve leg-press pozisyonlarıdır. Aynı açı değerleri için yüzüstü, oturma ve leg-press pozisyonunda PFAS ve sağlıklı bireyler arası farklar varken, sırtüstü pozisyonda  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  ve  $90^\circ$ 'de ölçülen eklem pozisyon hissinde PFAS olan bireylerle sağlıklı bireyler arası farka rastlanmamıştır. Hipotezimizin geçerliliği tüm koşullar altında sağlanmamış ve reddedilmiştir.

Literatürde patellofemoral ağrı sendromlu bireylerde diz eklem pozisyon hissini değerlendirilmesine yönelik yapılan çalışmalar oldukça yetersizdir (1,18,22,28,41,42). Yapılan bu çalışmalarda değerlendirme yöntemleri çok çeşitlilik göstermektedir. Günümüzde fizyoterapi ve rehabilitasyon alanında, klinik değerlendirme ve tedavi programlarında bireylerin günlük yaşamdaki aktiviteleri ve fonksiyonlarına odaklanmasıyla birlikte, kullanılan değerlendirme yöntemlerinin çeşitlendirilmesi ve geliştirmesi ihtiyacı doğmuştur. Bu ihtiyaç, bireylerin fonksiyonelliğinde oldukça önemli olan, propriyoseptif duyunun değerlendirilmesi için de geçerlidir. Bu ihtiyaca cevaben, son yıllarda yapılan eklem pozisyon hissi değerlendirmelerinde, klinikte uygulanabilirliği, pratikliği, objektifliği, geniş uygulama alanı ile, bilgisayar programlarının kullanımı yaygınlaşmıştır. Fotoğraflama veya video-kayıt yöntemi kullanılarak elde edilen verilerin CAD dizayn (computer-aided-design) bilgisayar programlarıyla değerlendirilmesini sağlayan yöntemle, farklı test pozisyonlarında eklem pozisyon hissi değerlendirmesi, belirlenen standartlar dahilinde yapılabilir. Literatürde mevcut olan çalışmalarda genel olarak AUTOCAD programı ya da dijital görüntüyü otomatik olarak işleyen yazılımlar kullanılmıştır (20,21,22,23,98). Bizim çalışmamızda ise literatürdeki çalışmalardan farklı olarak, çalışmanın kendisine özel veri depolama, verileri işleyebilme ve değerlendirme imkanı sunan, daha kolay erişilebilen MATLAB programını kullanılmıştır. AUTOCAD hem bu tip bir geliştirme ortamı sağlamamakta ve erişilebilirliği de MATLAB programına göre zor olmaktadır. Otomatik değerlendirme ise, güvenilir sonuçları elde etmede oldukça uzun bir yazılım geliştirme ve test süreci gerektirdiğinden, bu çalışmada manuel hesaplamaların kullanılması uygun görülmüştür. Bunlara ek olarak, dijital görüntü üzerinden açı hesaplamak diğer yöntemlerle kıyaslandığında hem yük altında hem de geniş açılar ile çalışmaya olanak sağlamaktadır. Değerlendirmelerin uygulama süresini de kısaltan yöntemimiz, ayrıca yapılması gereken testleri de, elimizde var olan resimlerin tekrar işlenmesi yoluyla mümkün kılmaktadır.

Literatürde eklem pozisyon hissini değerlendirilmesi ile ilgili yapılan çalışmalarda iki veya ikiden fazla açının birarada değerlendirdiği çalışmalara sıklıkla rastlanmaktadır. Yapılan çalışmalarda aktif test yöntemi ya da pasif test yöntemi kendi aralarında veya açı değişkenlerine göre değerlendirilmektedir. Fakat farklı

pozisyonlar söz konusu olduğunda değerlendirmeler iki veya en fazla üç farklı pozisyonda yapılmaktadır. Üç farklı pozisyonda yapılan çalışmalar oldukça ender olup çalışmalarda sıklıkla oturma, çömelme, yüzüstü ve sırtüstü pozisyonlar kendi aralarında karşılaştırılmıştır. Çalışmamızın literatüre bu alanda kazandırdığı yenilik, oturma, çömelme, yüzüstü ve sırtüstü pozisyonlarına ek olarak leg-press pozisyonunun kullanılması, tüm bu pozisyonların ilk kez birarada açılar arası farklar gözetilerek değerlendirilmiş ve karşılaştırılmış olmasıdır.

Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde, fizyoterapi ve rehabilitasyon programında egzersizler verilirken, eklem üzerinde yüklenme yaratmayan, bir kapalı kinetik zincir pozisyonu olan leg-press pozisyonunun sıklıkla kullanıldığı görülmektedir. Ancak bu pozisyondaki değerlendirme ve karşılaştırma yöntemleri oldukça kısıtlıdır (43,104,105). Oysa leg-press hareketi, günlük yaşam aktiviteleri sırasında alt ekstremitelerin en çok kullanıldığı fonksiyonel bir harekettir. Bu nedenle bize göre alt ekstremitenin propriyosepsiyonu ile ilgili değerlendirmelerde leg-press pozisyonunun kullanımı, diğer çalışmalarda kullanılan oturma pozisyonuna göre daha fonksiyonel olması nedeniyle tercih edilmelidir.

Aktif eklem pozisyon hissi testi kullanılarak sağlıklı ve PFAS'li bireylerdeki propriyoseptif duyunun detaylı bir şekilde değerlendirilmesi amacıyla planlanan bu çalışma da eklem pozisyon hissi, günlük yaşamda diz eklemi farklı açılarda ve farklı pozisyonlarda kullanıldığı için, sırtüstü, yüzüstü, oturma, çömelme ve leg-press gibi farklı mekanik yüklenmelerde ve 30°, 45°, 60°, 90° gibi farklı açılarda, değerlendirilmiştir. Erden yaptığı araştırmada dizin farklı açılarında eklem pozisyon hissi ölçüm sonuçlarının farklılıklar gösterdiğini, bu yüzden tek bir açı yerine dizin değişik açılarda ölçüm yapılmasının gerekliliğini vurgulamış olup (17,19) çalışmamızı bu yönüyle desteklemektedir.

### **5.1. Demografik Bilgiler ve Fiziksel Özellikler**

Literatürde PFAS'nin genç erişkin bireylerde sıklıkla görüldüğü bildirilmiştir (29,30,31,32,33,34,35). Çalışmamızda PFAS grubundaki bireylerin yaşları 19-40 yıl arasında değişmektedir ve yaş ortalamaları  $29.4 \pm 7.87$  yıldır. Kontrol grubundaki bireylerin yaşları ise 21-36 yıl arasında değişmekte olup, yaş ortalamaları  $26.32 \pm 4.43$  yıldır. Seçilen yaş aralığı PFAS'nin sıklıkla görüldüğü yaş aralığını içermesi ve

40 yaş sonrasında bireylerde görülebilecek dejeneratif değişiklerin ve patolojilerin artacağı düşünülerek belirlenmiştir.

PFAS grubundaki bireyler ile kontrol grubundaki bireylerin yaş, boy, vücut ağırlığı, vücut kütle indeksi, yağ yüzdeleri, yağlı ve yağsız vücut kütleleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmaması grupların benzer özelliklere sahip olduklarını ve çalışmamızın homojen olduğunu göstermektedir. Hesaplanan ortalama değerler birbirine yakın olmasına rağmen PFAS grubundaki bireylerin vücut ağırlığı, vücut kütle indeksi, yağ yüzdeleri, yağlı vücut kütleleri ortalama değerleri kontrol grubundaki bireylerden biraz yüksektir. Bu sonuçlardan yola çıkarak vücut ağırlığı ve yağ oranının PFAS için bir risk faktörü olabileceği düşünülse de, bu görüşü destekleyecek objektif verilere sahip, daha fazla bireyi içeren ileriki çalışmalara ihtiyaç vardır.

PFAS olan bireylerin ve kontrol grubundaki bireylerin gün içerisinde ayakta durarak, yürüyerek, oturarak ve yatarak geçirdikleri süreler sorgulandığında anlamlı fark bulunmasa da, PFAS grubundaki bireylerin gün içerisinde oturarak ve yatarak geçirdikleri süre, kontrol grubundaki bireylere göre fazladır. Oturma aktivitesi sırasında, özellikle dizler bükülü otururken, 60°-90° diz fleksiyonu sırasında patellofemoral eklemdaki temas yüzeyinin artmasıyla ekleme binen kompresif kuvvetler artar. Uzun süreli dizler bükülü oturma, artan reaksiyon kuvvetleri nedeniyle PFAS için predispozan bir etken olabilir. Bireylerin günlük yatma sürelerindeki fark ise PFAS olan bireylerin ağrıdan kaçınmada istirahat pozisyonu için yatma aktivitesini tercih etmiş olmaları ile açıklanabilir.

PFAS olan bireylerde etkilenen dizlerdeki ağrıyı değerlendirmede VAS kullanılmıştır. Ağrı, öncelikle genel hatlarıyla oturma, aktivite ve istirahat kategorileriyle belirlenmiş, patellofemoral sendrom ağrı şiddeti skalası kullanılarak, merdiven çıkma, yere çömelme, yürüme, dizleri bükülü oturma, istirahat ve uyku parametreleri ile değerlendirilmiştir. Yapılan değerlendirmeler sonrasında, bireylerin aktiviteler sırasında hissettikleri ağrı şiddeti ortalamalarında, dizler bükülü oturma ilk sırada yer alırken, bunu sırasıyla yere çömelme, merdiven çıkma, istirahat ve yürüme aktiviteleri takip etmiştir. Oturma aktivitesi sırasında, özellikle dizler bükülü otururken, 60°-90° ve üzeri derecelerde diz fleksiyonu sırasında artan kompresif kuvvetler dizde ağrıya neden olur. Ayrıca eklem üzerine yük binen aktivitelerden

çömelme sırasında vücut ağırlığının 7-8 katı, merdiven çıkmada sırasında ise 4-5 katı kadar yük binmektedir (47). Bu durum PFAS olan bireylerde bu aktiviteler sırasında hissettikleri ağrıyı açıklamaktadır. Kaya ve ark. (106), Sertoğlu ve Yüksel (107) yaptıkları çalışmalarla PFAS olan bireylerde ağrının arttığı pozisyonları çalışmamızla benzer şekilde ifade etmişlerdir.

Literatürde Q açısının, biyomekaniksel değişikliklerden kaynaklandığı düşünülen PFAS'de, değerlendirmede yaygın bir ölçüt olarak kullanıldığı görülmektedir (17,25,70,71,107). Hatta bireylerde Q açısı artışının PFAS'ye neden olan faktörlerden biri olduğunu belirten çok sayıda çalışma bulunmaktadır (25,29,57,63,70,71,72,107). Farklı mekanik yüklenmelerde dize binen yükün Q açısı üzerindeki etkisini saptamak amacıyla, çalışmamızda Q açısı tek bir pozisyon yerine, farklı pozisyonlarda değerlendirilmiştir Q açısı, sırtüstü, ayakta ve dizler 90° fleksiyonda oturmada incelenmiştir. Etkilenen dizlerdeki Q açısı değerleri yapılan karşılaştırmalarda, etkilenmeyen dizlere ve kontrol grubundaki bireylerin sağ ve sol dizlerine göre yüksek bulunmuştur. Fakat kontrol grubundaki bireylerin sağ ve sol dizleri için ortalama değerler çok yakındır. Bu sonuçlar literatürle benzerlik göstermekte olup etkilenmeyen dizlerin Q açısının da sağlıklı gruba göre arttığını ve etkilenmeyen dizde biyomekaniksel olarak adaptif değişikliklerin oluştuğunu göstermektedir. Bu durum PFAS olan bireylerin her ne kadar unilateral tanıya sahip olsalar da diğer dizin risk altında olduğunu ifade etmektedir. Yine bu bulgu özellikle PFAS olan bireylerde egzersiz verilirken sadece tek diz dikkate alınmadan diğer dize de patellofemoral eklem reaksiyon kuvvetlerini artırmayan egzersiz yaklaşımlarının verilmesi gerektiğini düşündürmektedir (33,43,61,71,72,91,106).

Pozisyonlara göre Q açısı değerlerine bakıldığında en büyük fark oturma pozisyonunda etkilenen dizler ile etkilenmeyen dizler arasında elde edilmiştir. Yapılan gruplar arası değerlendirmelerin hepsinde de oturma pozisyonundaki Q açısı değerleri arası fark, diğer pozisyonlardaki farklardan yüksektir. Begoviç ve Can'ın yaptığı tez çalışmasında, PFAS olan bireylerde, Q açısı bizim çalışmamızda olduğu gibi farklı pozisyonlarda (ayakta, oturma ve yatma pozisyonunda) değerlendirilmiştir (70). Q açısı bizim bulgularımızla benzer olarak PFAS olan bireylerde kontrol grubuna göre, bütün pozisyonlar için yüksek bulunmuştur. Fakat bahsedilen çalışmada, bizim çalışmamızdan farklı olarak, Q açısının en yüksek değeri aldığı

pozisyon, yatma pozisyonu olarak bulunmuştur (70). Bu durum diğer gruptaki PFAS olan hastaların, PFAS nedenlerinin diz yerine kalçadan kaynaklandığı ve femoral anteverسیون açılarının daha yüksek olduğu görüşünü düşündürmektedir.

Hareketli bir yapıya sahip olan patellanın dizdeki mediolateral yerleşiminin klinik olarak değerlendirilmesi oldukça güçtür ve genellikle gözleme dayalı tespit yapılır. Objektif geçerli bir yöntem bulunmamaktadır. Çalışmamızda kullandığımız yöntemle özellikle PFAS'li dizlerde patella yerleşiminin laterale doğru kaydığı bulunsada, istatistiksel bir farka raslanmamıştır. Lateral retinakulum ve TFL gerginliği ile birlikte M. Vastus medialis obliquusun M. Vastus lateralis'e göre ateşleme frekansının düşük olması gibi faktörler patellanın laterale yer değiştirmesinde önemli faktörler olarak yer almaktadır (29,36,25,30,70,71,72). Literatürde Sertoğlu ve Yüksel'in, PFAS olan bireylerde kinezyobant uygulamasının, bireylerdeki etkinliğini araştıran çalışmalarında, patellanın dizdeki mediaolateral yerleşimi değerlendirilmiş, bizim bulgularımızla paralel olarak, PFAS olan bireylerde yapılan ölçümlerde, patellanın laterale kaydığı gözlenmiştir (107). Bireylerde kinezyobant uygulaması sonrası ise patella pozisyonunda mediolateral yönde bir değişime rastlanmamıştır. Ancak bizim bu konuda görüşümüz kas gerginlikleri ve kas kuvvetini de içeren değerlendirmelerin yapılarak beraber yorumlanması gerektiği şeklindedir. Eklem pozisyon hissini değerlendirilmesi ana temalı çalışmamızda PFAS'li bireylerin tüm yönleriyle değerlendirilmesi amacı güdülmemiştir. Bu değerlendirmelerin yapılmamış olması bir limitasyon olarak düşünülebilir.

PFAS olan bireylerdeki dizlere yönelik fonksiyonel seviyenin belirlenebilmesi için çalışmamızda literatürde sıklıkla kullanılan (43) Kujala Patellofemoral Skorlama Sistemi'ni kullandık. 0-100 puan arasında değerlendirilen bu skorlama sonucunda bireylerin ortalama puanları 71.88 puandı. Bu bize PFAS olan bireylerin fonksiyonel açıdan sağlıklı bireylere göre çokda iyi durumda olmadıklarını göstermiştir.

## 5.2. Değerlendirme Yöntemleri

Literatür incelendiğinde propriyoseptif duyu ölçümü için altın standart olarak nitelendirilecek tek bir yöntem bulunmamaktadır. Araştırmacılar propriyoseptif



duyunun değerlendirilmesinde, klinikte uygulanabilirliğini, erişim imkanlarını, pahalılığını, süreyi, uygulanan testlerin geçerlilik-güvenilirliğini ve fonksiyonelliğini kriter olarak propriyoseptif duyuya ait alt başlıklardan biri olan eklem pozisyon hissini farklı yöntemlerle değerlendirmişlerdir.

Bu yöntemler, elektrogonyometre, klinik gonyometre, görsel tahmin, izokinetik dinamometre gibi cihazlar yardımıyla ve dijital görüntülerin bilgisayar ortamında otomatik ya da manuel olarak değerlendirilmesi olarak sıralanabilir (3,12,18,21,23,25,26,73,81).

Akseki ve ark. (108), Baker ve ark. (41), Kramer ve ark. (28), Erden ve ark. (19), Pincivero ve ark. (3), Bayramlar ve ark. (26), Stillman ve ark. (20,22), Mir ve ark. (98), Ghiasi ve ark. (24), Naseri ve ark. (42), eklem pozisyon hissini değerlendirmede, kişinin hedef açındaki hareketi aktif olarak tamamlaması esasına dayanan, aktif eklem pozisyon hissi testini (AEPHT) kullanmışlardır. Hazneci ve ark. (40), Jerosch ve ark. (18), hedef açındaki hareketin pasif olarak tamamlandığı, pasif eklem pozisyon hissi testini (PEPHT) kullanmışlardır. Selfe ve ark. (23) ise çalışmalarında hem AEPHT, hemde PEPHT kullanmış ve sonuç olarak AEPHT’de kişilerin daha başarılı olduklarını ve aktif testin fonksiyonel aktivitelere daha yakın olduğunu belirtmişlerdir. Aktif testteki başarıyı, aktif hareket sırasındaki periferel girdilerin, pasif harekete göre daha yoğun olmasına bağlamışlardır. Hazneci ve ark. (40) eklem pozisyon hissini algılanmasında, aktif hareket sırasındaki kas kasılması gibi dinamik etkenlerin de işin içine girdiği, bu nedenle de belirlenen derecenin tekrarlanmasında daha az hata oluşabileceğini belirtmişlerdir.

Sağlıklı bireylerde yaralanma ve sakatlıklar sıklıkla aktif hareketler esnasında meydana gelir. PFAS olan bireylerde ise dize binen kompresif kuvvetlerin etkisi aktif hareketler sırasında daha fazla olmakla birlikte, propriyoseptif duyunun, farklı mekanik yüklenmelerde bu kuvvetle ilişkilendirilebilmesi ancak AEPHT ile mümkündür. Çalışmamızda değerlendirmede kullandığımız pozisyonlardan, ağırlık aktararak yapılan pozisyonlar hareketin doğası gereği, aktif olarak değerlendirilmesi gereken pozisyonlardır. Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda EPH’yi değerlendirirken AEPHT kullanılmıştır.

### 5.3. Farklı Pozisyon ve Açılarda EPH

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlara göre 30°, 45°, 60° ve 90° açı değerleri için, bütün pozisyonlarda PFAS olan bireylerin etkilenmeyen dizlerindeki EPH, kontrol grubundaki bireylerin diz EPH'sine göre kötüdür. Bu da PFAS'nin genellikle bilateral seyretmesi ve ilk etkilenen dizden yükü almak üzere, bireyin diğer taraftaki dize daha fazla yüklenmesinden kaynaklanabilir.

Yüzüstü ve oturma pozisyonunda PFAS olan bireylerin EPH değerlerinin, kontrol grubuna göre daha kötü olduğu saptanmıştır. PFAS olan bireylerde yüzüstü pozisyonda değerlerin kötü olmasının, patellanın yüzüstü pozisyonundaki hiperkompresyonu ve bunun sonucunda ortaya çıkan ağrı kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz. Oturma pozisyonunda ise bu durum, dizlerin oturma sırasındaki artan ağrısından kaynaklı olabilir.

Hem kontrol grubundaki dizlerde, hem PFAS olan bireylerin etkilenmeyen dizleri için oturma pozisyonunda 60°'deki hata açısı en yüksekken, PFAS olan bireylerin etkilenen dizlerindeki hata açısı oturma pozisyonu 45°'de en yüksektir. Diz ekstansiyondayken patellofemoral eklem reaksiyon kuvvetinin enaz olduğu, fleksiyonun artmasıyla beraber bu kuvvetin de arttığı bilinmektedir. 0-40° diz fleksiyon hareketinde ise patellofemoral eklem reaksiyon kuvvetinin en düşük olduğu bildirilmiştir (48). Bu bilgiden yola çıkılarak, 45° diz fleksiyonunda eklemdaki temasın başlamasıyla ortaya çıkan, patellofemoral eklem reaksiyon kuvvetinin, ağrı yada rahatsızlık hissine yol açtığı, bu nedenle PFAS olan bireylerde bu derecedeki EPH değerlerindeki hatanın yüksek olduğu yorumu yapılabilir.

Ağırlık aktarılan diz eklemine yükün bindiği kapalı kinetik zincir pozisyonu olan çömelme pozisyonunda, PFAS olan bireylerde etkilenen ve etkilenmeyen dizlerde, eklem pozisyonundaki en fazla yanılma 90° açı değerinde elde edilirken; diz eklemine yük binmeyen kapalı kinetik zincir pozisyonu olan, leg-press pozisyonunda 90°'deki hata en azdır. 90°'de leg-press pozisyonunda eklem eklem temas yüzeyi ve kompresif stresleri artarken eklem üzerine binen parçalama stresleri azalır buna bağlı olarak da artmış kas ko-aktivasyonu gözlenir. Buna karşılık çömelme pozisyonunda, diz yine kapalı kinetik zincir pozisyonunda ve diz fleksiyon açısı 90° olduğu halde, artan parçalama stresleriyle birlikte, diz eklemi üzerine yük bindiği için patellofemoral eklem reaksiyon güçleri artar. Literatüre göre bu eklem

reaksiyon güçleri çömelmedeki dizin 90°'lik fleksiyonu sırasında vücut ağırlığının 2,5-3 katı kadardır (109). Bu güçlerin artması patellofemoral ağrıyı da tetikleyerek eklem pozisyon hissini olumsuz yönde etkileyebilir.

Çalışmamızda yapılan bir diğer karşılaştırmada ise sağlıklı bireylerin sağ dizleri ile sol dizleri arasında eklem pozisyon hissi açısından bir farka rastlanmamıştır. Bu durum dominant dizin eklem pozisyon hissi açısından bir fark oluşturmadığı görüşünü beraberinde getirmektedir. Çalışmamızdan elde edilen bu bulgu, Akseki ve ark.'nın (108), yaptıkları çalışmayla desteklenmiştir. Akseki ve ark. çalışmalarında, 15°, 30°, 45° ve 60°'de kontrol grubundaki 27 sağlıklı bireyde eklem pozisyon hissini değerlendirmiş, bireylerin sağ ve sol dizleri ile kadın ve erkek bireyler arası anlamlı bir fark bulmamışlardır (108).

Literatür incelendiğinde, Selfe ve ark. (23), 32 PFAS'lu hastanın diz EPH'ni 20° ve 60° derecede aktif ve pasif olarak değerlendirmişler, 20° ve 60°'de ölçülen EPH sonuçlarını benzer bulurken, aktif ve pasif testler arasında fark bulmuşlardır. Çalışmada diz EPH'nin ölçümünde tekrar sayısı, eklem açıları ve test tipinin etkinliği de araştırılmış; aktif olarak EPH'nin değerlendirilmesinde beş, pasif EPH'nin değerlendirilmesinde altı tekrar yapılması gerekliliği vurgulamakla beraber, test sırasında artan tekrar sayısının ağrıyı provoke edebileceği ve yorgunluk yaratabileceği öngörülmüştür. Sonuç olarak, hangi testin hangi açıda yapıldığının değil, aktif ya da pasif yapılıp yapılmadığının önemli olduğunu belirtmişlerdir. Bizim yaptığımız çalışmada farklı pozisyonlarda açılar için eklem pozisyon hissi değerlendirilirken üç tekrarın ortalaması alınmıştır. Literatürde üç tekrarla yapılan birçok örnek çalışma bulunmaktadır (17,18,19,26). Çalışmamızda, her bir açı değeri için bu tekrar sayısının yeterli olacağı, tekrar sayısının artırılması durumunda, ağrı toleransının giderek azalacağı ve yorgunluğun artıp, patolojik cevapların ortaya çıkacağı ve sonuçları olumsuz etkileyeceği düşünülmüştür.

Çalışmamızda 60°'de yapılan değerlendirmede kontrol grubundaki bireylerin dizleri ile PFAS grubundaki bireylerin etkilenen dizleri arasındaki fark kontrol grubu lehine anlamlı bulunmuştur. Tüm bireylerde 60°'de en çok hata oturma pozisyonunda meydana gelmiştir. Diğer pozisyonların aksine, 60°'de çömelme pozisyonunda, etkilenen taraf hata açısı ortalaması daha düşüktür. Erden ve ark.'nın (19) diz osteoartriti olan hastalarda eklem pozisyon hissi ve ağrı arasındaki ilişkiyi

inceledikleri çalışmalarında, 60° ve 90°'lik diz fleksiyon pozisyonlarında ağrı ve eklem pozisyon hissi arasında pozitif bir ilişki bulunmuştur. Hata açısı bu çalışmada, genel olarak oturma pozisyonunda 60°'de saptanmıştır ve PFAS olan bireyler en çok ağrıyı dizler bükülü uzun süre oturmada tariflemişlerdir. Çalışmamızda 60°'de elde ettiğimiz sonucu destekleyen bir diğer çalışma da, Baker ve ark.'nın (41), 20 patellofemoral ağrılı hastanın diz eklem pozisyon hissini, ekstremitte üzerine ağırlık verilen ve verilmeyen pozisyonlarda değerlendirdikleri çalışmadır. Ekstremitte üzerine ağırlık vermeden yapılan eklem pozisyon hissi testinde, etkilenen ve etkilenmeyen ekstremitte sonuçları karşılaştırıldığında, test edilen diz fleksiyon derecesini başarmada, 60°'lik açıda 20°'lik açıya göre, daha fazla hata yapıldığı belirlenmiştir. Test edilen diz fleksiyon derecesini başarmada, ekstremitte üzerine ağırlık verilerek yapılan test sırasında da hastaların hata yaptığı ama bunun ekstremitte üzerine ağırlık vermeden yapılan değerlendirme kadar büyük olmadığı gösterilmiştir. Yazarlar, test sonuçlarının sağlıklı bireylerle karşılaştırılması sonucunda, PFAS'li hastalarda propriyoseptif defisit olduğunu vurgulamışlardır.

Çalışmamızda 20°'lik diz fleksiyon açısı için ölçüm yapılmamıştır. Ancak 20°'lik diz fleksiyonuna, ölçümlerimizdeki en yakın açı değeri olan 30°'lik diz fleksiyonundaki hata açıları değerlendirildiğinde, kontrol grubundaki dizlerde en yüksek hata açısının ağırlık aktarılamayan sırtüstü pozisyonda, etkilenen dizlerde ağırlık aktarılamayan leg-press pozisyonunda olduğu görülürken; etkilenmeyen dizde ise ağırlık aktarılan çömelme pozisyonu olduğu görülmektedir. 60°'de ise tüm dizlerde yüksek hata açısı değerleri oturma pozisyonundadır. Günlük yaşam aktiviteleri sırasında oturma pozisyonu, genellikle 90° ya da 90°'ye yakın deccelerde diz fleksiyonu ile yapılır. Bu nedenle de 90°'deki eklem pozisyon hissi veya bu hisle ilgili propriyosepsiyon yeterince gelişmiştir. Halbuki oturma sırasında 60°'lik diz fleksiyonu, günlük yaşamda çok kullanılan bir açı değildir. Bu nedenle bu çalışmada, hem PFAS olan hastalarda hemde sağlıklı bireylerde oturmada 90° diz fleksiyonundaki eklem pozisyon hissini daha iyi olduğu, 60°'de ise yüksek hata payı olduğu düşünülmektedir.

30° ve 60° için ağırlık aktarılan ve ağırlık aktarılmayan pozisyonlarda elde ettiğimiz bulgular Baker ve ark. ile paraleldir. Fakat 45°'de ağırlık aktarılan, çömelme pozisyonundaki hata açısı, ağırlık aktarılmayan sırtüstü pozisyonundaki ve

leg-press pozisyonundaki hata açısından büyüktür. 90°'de yaptığımız ölçümlerde ise ağırlık aktarma pozisyonunda hata açısı tüm pozisyonlar için ölçülen en yüksek hata açısıdır. Bu sonuçlara göre yaptığımız çalışma ile pozisyonları sadece ağırlık aktarma ve ağırlık aktarmaksızın ayırmanın temel hareketler düşünüldüğünde doğru olmayacağı, ağırlık aktarma ve ağırlık aktarmaksızın pozisyonların ve açıların bu başlıklar altında da farklı çıkabileceği görülmüştür.

Hazneci ve ark.'nın (40) 24 patellofemoral ağırlı hasta ve 24 sağlıklı birey ile yaptıkları çalışmalarında, 50° ekstansiyon ve 40° fleksiyonda değerlendirdikleri pasif eklem pozisyon hissinde hasta ve sağlıklı bireylerin sonuçları arasında fark olduğunu göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda da PFAS olan bireylerin dizleri ile kontrol grubu bireylerin dizlerini karşılaştırdığımızda farklı pozisyonlarda 30°, 45°, 60° ve 90°'de AEPHT'de kontrol grubundaki bireyler lehine farklar bulunmuştur.

Kramer ve ark.'nın (28) yaptıkları çalışmada 15°, 30°, 45°, 60° deki diz fleksiyonunda, hem ekstremité üzerine ağırlık verilmeden hem de vücut ağırlığının %95'i verilmiş pozisyonda, aktif eklem pozisyon hissini değerlendirmişlerdir. 24 patellofemoral ağırlı hastadan elde edilen bulgular ile, 24 sağlıklı bireyin bulguları karşılaştırıldığında, test sonuçları arasında fark bulunmamıştır. Fakat yazarlar fark bulunamamasını tüm bireylerin rekreasyonel atletlerden oluşması, bu bireylerin propriyoseptif durumlarının iyi olabileceği nedenine bağlamışlardır.

Benzer bir çalışmada, Akseki ve ark. (108) aynı hedef açıları seçerek, klinik olarak tek taraflı PFAS tanısı konan 28 hasta ve 27 sağlıklı kişi üzerinde aktif eklem pozisyon duyusu ölçüm yöntemi kullanarak değerlendirme yapmışlardır. Patolojik dizlerde, karşı dizlere ve kontrol grubunun sağ ve sol dizlerine göre tüm hedef açılarda yanılmanın daha fazla olduğunu bulmuşlardır. PFAS bulunan hastalarda diz eklemi propriyosepsiyonunun azaldığını her iki çalışmada da vurgulanırken; Akseki ve ark. (108) sorundan normal dizin propriyosepsiyonunun da benzer şekilde etkilendiğini savunmuşlardır.

Çalışmamızda, PFAS olan bireyleri sağlıklı bireylerle karşılaştırdığımızda yüzüstü pozisyonda 60° ve 90°'de ve oturma pozisyonu için 30° ve 60°, 60° ve 90°, 45° ve 90° açılarda gruplar arası fark bulunmuştur. PFAS olan bireylerde hata açısı belirtilen tüm derecelerde sağlıklı bireylere göre fazladır. Çalışmamızda oturma pozisyonunda elde edilen sonuçlar belirtilen pozisyonlarda Akseki ve ark. (108), ve

literatürde aynı pozisyonu içeren çalışmalardaki sonuçlarla benzerlik göstermiştir (17,19,20,24,26). 45° ve 60° için sırtüstü, çömelme ve leg-press pozisyonlarında elde ettiğimiz sonuçlar ise Kramer ve ark.'nın çalışmalarıyla benzerlik göstermektedir. Buradan da anlaşılacağı üzere, yapılan değerlendirmeler de pozisyonlar arası hata açıları gruplara göre farklılıklar göstermektedir.

PFAS'li bireylerin farklı pozisyonlardaki EPH sonuçları düşünüldüğünde bu hastalar için verilecek ağrıyı artırmayan 45° ve 60°'lerdeki, sırtüstü ve leg-press pozisyonlardaki propriyoseptif egzersiz programlarının yararlı olabileceği düşünülmüştür. Literatürde Can, leg-press egzersizinin PFAS olan hastalara 0°-60° arasında verilmesi gerektiğini savunmuştur. 60°'den daha büyük açılardaki leg-press egzersizlerinin önerilmemesi bizim çalışmamızın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir. Bizim çalışmamızda ise 30°'de hata açıları yüksek bulunmuştur. Bu nedenle verilecek olan egzersizler için açı değerleri 30°-60° arasında seçilmelidir.

Geliştirmiş olduğumuz test düzeneği laboratuvar koşullarının sağlanamadığı klinik şartlarda eklem pozisyon hissini değerlendirilmesi için pratik bir yöntem olarak kullanılabilir. Propriyoseptif duyu için altın standart olarak nitelendirilebilecek bir yöntem arayışı tüm dünyada devam etmektedir.

Bu çalışmada PFAS'de EPH'nin olumsuz yönde etkilendiği, dizin farklı yüklenmelerinde ve açısal değerlerinde biyomekaniksel özelliklerinin proprioseptör cevapları değiştirebileceği sonucuna varılmıştır. Daha fazla sayıda bireyin incelendiği ve farklı diz eklem patolojilerinin değerlendirildiği ileriki kapsamlı çalışmalara gereksinim vardır. Bu çalışmanın sonuçları ileriki çalışmalarda yapılacak propriyoseptif duyu değerlendirmeleri ve rehabilitasyon programları için yol gösterici olabilir.

### Limitasyonlar

1. Çalışmamızdan elde edilen istatistiksel sonuçların bir kısmında p değerlerinin sınıra yakın olması göz önünde bulundurularak, olgu sayısının 25 olması bir limitasyon olarak kabul edilebilir. Daha fazla örneklem sayısı ile istatistiksel analizlerin değeri artacaktır.
2. Yapılan tüm değerlendirmelerin bizim değerlendirmemizi yaptığımız ortamdan daha izole, ses, ışık, ısı gibi faktörlerin kontrol altında tutulabileceği, bir laboratuvar ortamında yapılması gerekliliği düşünülmektedir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Patellofemoral Ağrı Sendromu (PFAS) olan bireyler ile sağlıklı bireylerde dizin farklı mekanik yüklenmelerinde diz eklem pozisyon hissini değerlendirmek amacıyla yaptığımız bu çalışmada, bireylerde diz eklem pozisyon hissi sırtüstü, yüzüstü, oturma, çömelme ve leg-press pozisyonlarında, 30°, 45°, 60°, 90° açılarda değerlendirildi. Bireylerin eklem pozisyon hissine ek olarak vücut kompozisyonları, vücut kütle endeksleri, Q açıları, patellalarının mediolateral yer değişimleri, ağrı şiddetleri ile günlük aktivitelerde geçirdikleri süreler değerlendirildi.

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlara göre:

- Vücut ağırlığı ve yağ oranının PFAS için bir risk faktörü olabileceğini, aktivitelerde PFAS olan bireyleri kısıtlayabileceğini, artan vücut ağırlığının dizdeki patoloji tablosunu ilerletebileceğini düşünmekteyiz. Bireylerin vücut ağırlığı ve vücut kompozisyonlarının farklı mekanik yüklenmelerde propriyoseptif duyu üzerine etkisi olup olmadığı da bizce araştırılması gereken bir konudur. Yapılacak ileriki çalışmalarda, daha büyük bir örnekleme bireylerin vücut ağırlıkları, vücut kompozisyonlarındaki değişkenler ile propriyoseptif duyu arasındaki korelasyon incelenebilir.
- PFAS'nin tek taraflı bir sorun olmadığı, dizlerde bilateral olarak mekanik değişikliklerin meydana geldiği yorumu yapılabilir. Bununla beraber dizlerdeki mekanik değişimlerin gün içerisinde sık kullanılan pozisyonlarda farklılaşacağı ve pozisyonlardan etkileneceği düşünülebilir. Q açısında ki değişimlerle propriyoseptif duyu etkileşimi ileride yapılacak olan kapsamlı çalışmalarla değerlendirilebilir.
- PFAS olan bireylerin gün içerisinde en çok vakit geçirdikleri ve en çok ağrı tarifledikleri aktivite oturma aktivitesi olarak belirlenmiştir. Q açısı farkının en yüksek çıktığı, dizin laterale en fazla kaydığı, eklem pozisyon hissini genel olarak en kötü olduğu aktivite yine oturma aktivitesi olarak bulunmuştur. Oturma aktivitesinin bireylerde PFAS için predispozan bir faktör olduğu düşünülmektedir. Bu yüzden bireylerde yapılacak olan değerlendirmelerde oturma pozisyonunda yapılacak değerlendirmeler gözardı edilmemelidir.
- Eklem pozisyon hissi PFAS olan bireylerde yüzüstü ve oturma pozisyonunda kontrol grubundaki bireylere göre daha kötü bulunmuştur. Bu nedenle



propriyoseptif duyunun özellikle yüzüstü ve oturma pozisyonunda değerlendirilmesi gerektiği düşünülmektedir. PFAS olan bireylerde EPH değerlendirmelerinde diz eklemine yük binen, bir kapalı kinetik zincir pozisyonu olan çömelme pozisyonunda, diz eklemine yük binmeyen bir diğer kapalı kinetik zincir pozisyonu olan leg-press pozisyonuna göre daha kötü sonuçlar elde edilmiştir. PFAS olan bireylerde propriyoseptif duyu eğitimine diz eklemine yükün binmediği, kapalı kinetik pozisyonlarda başlanmasının daha iyi sonuçlar ortaya çıkaracağı düşünülmektedir.

- PFAS olan bireylerin etkilenen dizlerindeki EPH, kontrol grubundaki bireylere göre tüm açı ve pozisyonlarda kötü bulunmuştur. PFAS'nin bilateral etkilenime neden olduğu bu sonuçlarla da gösterilmiştir. PFAS olan bireylerde etkilenmediği, sağlam olduğu düşünülen diz yaralanma riskine ve daha patolojik bir duruma oldukça açık bir konumdadır. Propriyoseptif eğitim sürecinde bu etkilenmediği düşünülen dizlerde sürece baştan sona dahil edilmelidir.
- PFAS olan bireylerde farklı açı ve pozisyonlarda propriyoseptif duyu cevabının değiştiği belirlenmiştir. Bu yüzden PFAS olan bireylerde, propriyoseptif duyunun değerlendirilmesinde tek bir açı ya da pozisyonun, değerlendirmede yeterli olmayacağı, daha detaylı bir değerlendirmenin propriyoseptif eğitim ve rehabilitasyonun etkinliğinde önemli olacağı düşünülmektedir.
- Kontrol grubundaki bireylerin sağ ve sol dizleri arasında anlamlı bir fark bulunmaması ve elde edilen sonuçlardan yola çıkarak diz eklem pozisyon hissini sadece PFAS değil, PFAS gibi mekanik kökenli diğer diz patolojilerinde de farklı açı dereceleri ve farklı pozisyonlarda değerlendirilmesi gerektiğini düşünmekteyiz. Özellikle günlük yaşamdaki aktivitelerde sıklıkla kullanılan pozisyonlar ve fonksiyonel açı değerleri fizyoterapistler tarafından detaylıca değerlendirilmeli ve propriyoseptif eğitim için kullanılan egzersizlerin ilerlemesi bu yönde belirlenmelidir.

Çalışmamızdan elde edilen sonuçların ileride yapılacak propriyoseptif duyu ile ilgili çalışmalara yön vereceği ve bu alanda çalışmalara yol gösterici özellik taşıması açısından olumlu katkı sağlayacağını, çalışmamızın daha fazla örneklem ile yapıldığında daha net sonuçlar ortaya koyabileceğini düşünmekteyiz.

## KAYNAKLAR

1. Kaya, D., Akseki, D., Doral, M. N. (2012). Patellofemoral sorunlarda propriyosepsiyonun rolü. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği Birliği Dergisi*, 11(4), 269-273.
2. Proske, U., Gandevia, S. C. (2009). The kinaesthetic sense. *The Journal of Physiology*, 587(17), 4139-4146.
3. Lephart, S. M., Pincivero, D. M., Giraldo, J. L., Fu, F. H. (1997). The Role of Proprioception in the Management and Rehabilitation of Athletic Injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 25(1), 130-137.
4. Mima, T., Tereda, K., Ikeda, A., Fukuyama, H., Takigawa, T., Kimura, J., Shibasaki, H. (1997). Afferent mechanism of cortical myoclonus studied by proprioception-related SEPs. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 104, 51-59.
5. Yılmaz, A., Gök, H. (2006). Propriyosepsiyon ve propriyoseptif egzersizler. *Romatizma*, 21, 23-26.
6. Chaitow, L., DeLany, J. W. (2002). Reporting stations and the brain. *Clinical Application of Neuromuscular Techniques*, 29-41.
7. Houglum, P. A. (2005). The ABCs of the proprioception. Therapeutic exercise for musculoskeletal injuries. *Human Kinetics*, 2(8), 259-275.
8. Gandevia, S. C. (1996). Kinesthesia: Roles for afferent signals and motor commands. Handbook on integration of motor, circulatory, respiratory and metabolic control during exercise. *American Physiological Society*, 128-172.
9. Trans, T., Aaboe, J., Henriksen, M., Christensen, R., Bliddal, H., Lund, H. (2009). Effect of whole body vibration exercise on muscle strength and proprioception in females with knee osteoarthritis. *Knee*, 16, 256-261.
10. Christensen, B. K., Nordstrom, B. J. (2008). The effects of proprioceptive neuromuscular facilitation and dynamic stretching techniques on vertical jump performance. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 1826-1831.
11. Lephart, S. M. (1995). The role of proprioception in the treatment of sports

- injuries. *Sports Exercise and Injury*, 1, 96-102.
12. Aydoğ, S. T., Hasçelik, Z., Demirel, H. A., Tetik, O., Aydoğ, E., Doral, M. N. (2005). The effects of menstrual cycle on the knee joint position sense: preliminary study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 13, 649-653.
  13. Bernier, J. N., Perrin, D. H. (1998). Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 27, 264- 275.
  14. Chan, D. (2009). ***The effects of plyometric versus strength training exercise program on shoulder proprioception.*** Yüksek lisans tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
  15. Coşkun, G. (2008). ***Kronik bel ağrısının rehabilitasyonunda propriyoseptif egzersizlerin kas kuvveti ve fonksiyonel düzey üzerine olan etkisi.*** Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
  16. Erdem, E. U. (2007). ***Servikal spondilozda eklem pozisyon hissi, kas kuvveti ve fonksiyonel düzey arasındaki ilişki.*** Yüksek lisans tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
  17. Erden, Z. (2002). ***Total diz protezi uygulanan hastalarda rehabilitasyonun fonksiyonel aktivite ve propriyoseptif duyu üzerine etkileri.*** Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
  18. Jerosch, J., Schmidt, K., Prymka, M. (1997). Proprioceptive capacities of patients with retropatellar knee pain with special reference to effectiveness of an elastic knee bandage. *Article in German Unfallchirurg*, 100, 719-723.
  19. Erden, Z. (2009). Dizin farklı açılarında eklem pozisyon hissi farklı mıdır? *Eklem Hastalıkları ve Cerrahisi*, 20(1), 47-51.
  20. Stillman, B. C., Mcmeeken, J. M. (2001). The role of weightbearing in the clinical assessment of knee joint position sense. *Australian Journal of Physiotherapy*, 47, 247-253.
  21. Nasser, N., Hadian, M. R., Bagheri, H., Talebian, S., Olyaei, G. (2007). Reliability and Accuracy of Joint Position Sense Measurement in the

- Laboratory and clinic; utilising a new system. *Acta Medica Iranica*, 45(5).
22. Stillman, B. C., Tully, E. A., McMeeken, J. M. (2002). Knee Joint Mobility and Position Sense in Healthy Young Adults. *Physiotherapy*, 88(9), 553-559.
  23. Selfe, J., Callaghan, M., McHenry, A., Richards, J., Oldham, J. (2006). An Investigation into the Effects of Number of Trials during Proprioceptive Testing in Patients with Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Orthopaedic Research*, 24, 1218-1224.
  24. Ghiasi, F., Akbari, A. (2007). Comparison of the Effects of Open and Closed Kinematic Chain and different Target Position on the Knee Joint Position Sense. *Journal of Medical Science*, 7(6), 969-976.
  25. Tunay, V. B., Ergun, N., Baltacı, G., Tunay, S., Binnet, M. S., Bek, N. (2002). Patellofemoral eklem dizilim bozukluğunda rehabilitasyonun etkinliği. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, 13(2), 65-71.
  26. Bayramlar, K., Halis, S. (2008). Fantom ağrısı olan ve olmayan diz altı amputelerde eklem pozisyon hissinin karşılaştırılması. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, 19(2), 85-91.
  27. Akseki, D., Akkaya, G., Erduran, M., Pınar, H. (2008). Patellofemoral ağrı sendromunda diz ekleminin propriyosepsiyonu. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 42(5), 316-321.
  28. Kramer, J., Handfield, T., Kiefer, G., Forwell, L., Birmingham, T. (1997). Comparisons of weight-bearing and non-weight-bearing tests of knee proprioception performed by patients with patellofemoral pain syndrome and asymptomatic individuals. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 7, 113-118.
  29. Fredericson, M., Yoon, K. (2006). Physical examination and patellofemoral pain syndrome. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, 234-243.
  30. Özkoç, G. (2012). Patellofemoral ağrı: Dizilim bozukluğu ağrının nedenini açıklamada yeterli mi? Terminoloji, patofizyoloji ve nosiseptif mekanizmalar. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği Birliği Dergisi*, 11(4), 281-283.
  31. Arroll, B., Ellis-Pegler, E., Edwards, A., Sutcliffe, G. (1997). Patellofemoral

- pain syndrome. A critical review of the clinical trials on nonoperative therapy. *American Journal of Sports Medicine*, 25, 207-212.
32. Kannus, P., Aho, H., Jarvinen, M., Niittymaki, S. (1987). Computerized recording of visits to an outpatient sports clinic. *American Journal of Sports Medicine*, 15, 79-85.
  33. Sanchis-Alfonso, V. (2010). Pathophysiology of anterior knee pain. Patellofemoral pain, instability, and arthritis. *Berlin Heidelberg, Springer*, 1-16.
  34. Khan, K. M. (2008). Preventing ACL injuries, turning research into practice and avoiding media ambush. *British Journal of Sports Medicine*, 42, 783–784.
  35. Gregory, P. L., Seah, R., Pollock, N. (2008). What to tell the media or not: consensus guidelines for sports physicians. *British Journal of Sports Medicine*, 42, 785–788.
  36. Fagan, V., Delahunt, E. (2008). Patellofemoral pain syndrome: a review on the associated neuromuscular deficits and current treatment options. *British Journal of Sports Medicine*, 42, 789-795.
  37. Barrack, R. L., Lund, P. J., Skinner, H. B. (1994). Knee Joint Proprioception Revisited. *Journal of Sports Rehabilitation*, 3, 18-42.
  38. Amankwah, K., Triolo, R., Kirsch, R., Audu, M. (2006). A model based study of passive joint properties on muscle effort during static stance. *Journal of Biomechanics*, 39(2), 253-263.
  39. Snell, R. S. (2000). *Klinik Anatomi* (6. bs.). (M. Yıldırım, Çev.). *Alt ekstremite* (A. Elhan, A. Uz ve E. Tüccar, Çev.). (s. 511-633). İstanbul: Nobel Kitapevleri ve Yüce Yayım
  40. Hazneci, B., Yıldız, Y., Sekir, U., Aydın, T., Kalyon, T. A. (2005). Efficacy of isokinetic exercise on joint position sense and muscle strength in patellofemoral pain syndrome. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84, 521-527.
  41. Baker, V., Bennell, K., Stillman, B., Cowan, S., Crossley, K. (2002). Abnormal knee joint position sense in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic Research*, 20, 208-214.

42. Naseri, N., Pourkazemi, F. (2011). Difference in knee joint position sense in athletes with and without patellofemoral pain syndrome. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 28.
43. Balcı, P., Tunay, V. B., Baltacı, G., Atay, A. Ö. (2009). The effects of two different closed kinetic chain exercises on muscle strength and proprioception in patients with patellofemoral pain syndrome. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 43(5), 419-425.
44. Callaghan, M. J., Selfe, J., Bagley, P. J., Oldham, J. A. (2002). The Effects of Patellar Taping on Knee Joint Proprioception. *Journal of Athletic Train*, 37, 19-24.
45. Andersen, S. B., Terwilliger, D. M., Denegar, C. R. (1995). Comparison of open versus closed kinetic chain test positions for measuring joint position sense. *Journal of Sport Rehabilitation*, 4, 165-171.
46. Kiefer, G., Forwell, L., Kramer, J., Birmingham, T. (1998). Comparison of sitting and standing protocols for testing knee proprioception. *Physiotherapy Canada*, 50, 30-34.
47. Karataş, M., Akman, N. (2003). *Temel ve Uygulanan Kinezyoloji*. M. Karataş (Ed.). Diz (s. 175-201). Ankara: Haberal Eğitim Vakfı
48. Tandoğan, N. R., Alpaslan, A. M. (1999). Diz Cerrahisi. A. T. Aydın (Ed.). *Diz Eklemi Anatomisi* (s. 5-19). Ankara: Haberal Eğitim Vakfı
49. Drake, R. L., Vogl, W., Mitchell, A. WM. (2007). Gray's Tıp Fakültesi Öğrencileri için Anatomi. *Klinik Anatomi* (M. Yıldırım, Çev.). *Alt ekstremite* (M. Erbil, T. Peştemalçı, F. Kesmezacar, Çev.). (s. 468-556). Ankara: Güneş Kitabevi
50. Meniscal Surgery (t.y.). Erişim: 30 Temmuz 2013, <http://www.eorthopod.com/content/meniscal-surgery>
51. Donatelli, R. A., Wooden, M. J. (2001). Orthopaedic Physical Therapy (3.bs.). R. M. Poole and T. A. Blackburn (Ed.). *Dysfunction, Evaluation, and Treatment of the Knee* (s. 448-468). Philadelphia, Pennsylvania: Churchill Livingstone.
52. Baltacı, G., Tunay, V. B., Tuncer, A., Ergun, N. (2006). *Spor Yaralanmalarında*

*Egzersiz Tedavisi* (2.bs.). Ankara: Alp Yayınevi

53. Arendt, E. (2005). Anatomy and malalignment of the patellofemoral joint: its relation to patellofemoral arthrosis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 436, 71-75.
54. Yang, B., Tan, H., Yang, L., Dai, G., Guo, B. (2009). Correlating anatomy and congruence of the patellofemoral joint with cartilage lesions. *Orthopedics*, 32, 20.
55. Şen, T., Esmer, A. F., Tekdemir, İ. (2012). Patellofemoral eklem anatomisi. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği Birliği Dergisi*, 11(4), 265-268.
56. Esmer, A. F., Başarır, K., Binnet, M. (2011). Diz eklemının cerrahi anatomisi. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği Birliği Dergisi*, 10, 38-44.
57. Sebik, A. (1995). Patellofemoral eklemın anatomisi ve biyomekanik özellikleri. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 29, 351-356.
58. O'Brien, M. (2001). Clinical anatomy of the patellofemoral joint. *International Sport Medical Journal* 2, 1-8.
59. Conlan, T., Garth, W. P., Lemons, J. E. (1993). Evaluation of the medial soft tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *Journal of Bone and Joint Surgery* 75-A, 682.
60. Crossley, K. ve ark. (2002). Physical therapy of patellofemoral pain. *American Journal of Sports Medicine*, 6, 857-864.
61. Fulkerson, J. P. (2004). Disorder of the patellofemoral joint. In : *Nonoperative treatment*. Williams and Wilkins, Philadelphia, 292-317.
62. Kannus, P., Natri, A., Paakkala, T., Järvinen, M. (1999). An outcome study of chronic patellofemoral pain syndrome. *The Journal of Bone and Joint Surgery American*, 81, 355-363.
63. Nissen, CW., Cullen, M. C., Hewett, T. E., Noyes, F. R. (1998). Physical and arthroscopic examination techniques of the patellofemoral joint. *The Journal of Orthopaedic Sports and Physical Therapy*, 28, 277-285.
64. Cibulka, M. T., Threlkeld-Watkins, J. (2005). Patellofemoral pain and asymmetrical hip rotation. *Physical Therapy*, 85, 1201-1207.

65. Van Linschoten, R., Van Middelkoop, M., Berger, MY., Heintjes, E. M., Koopmanschap, M. A., Verhaar, J. A., Koes, B. W., Bierma-Zeinstra, S. M. (2006). Exercise therapy for patellofemoral pain syndrome. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7, 31.
66. Cowan, S. M., Bennell, K. L., Crossley, K. M., Hodges, P. W., McConnell, J. (2002). Physical therapy alters Recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. *Medical Science Sports Exercise*, 34(12), 1879-1885.
67. Taunton, J. E., Wilkinson, M. (2001). Diagnosis and management of anterior knee pain. *Canadian Medical Association Journal*, 164, 1595-1601.
68. Levinger, P., Gilleard, W. (2004). An evaluation of the rarefoot posture in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Sports Science Medicine*, 3, 8-14.
69. Sakai, N., Luo, Z. P., Rand, J. A., An, K. N. (2000). The influence of weakness in the vastus medialis oblique muscle on the patellofemoral joint: an in vitro biomechanical study. *Clinical Biomechanics*, 15(5), 335-339.
70. Begoviç, H.(2006). **Patellofemoral ağrı sendromunda alt ekstremite dizilim bozukluklarının araştırılması**. Yüksek lisans tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
71. Tunay, V. B. (2001). **Patellofemoral eklem bozukluğunda rehabilitasyonun etkinliği**. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
72. Kaya, D. (2008). **Patellofemoral ağrı sendromunda kas kuvveti, fonksiyonel endurans, koordinasyon ve propriyoseptif duyusunun değerlendirilmesi**. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
73. Dıraçoğlu, D., Aydın, R., Başkent, A. (2005). Sağlıklı kişilerde ve diz osteartiritli hastalarda propriyoseptif duyusunun karşılaştırılması. *Türk Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, 51(3), 90-93.
74. Grigg, P. (1994). Peripheral neural mechanisms in proprioception. *Journal Of Sport Rehabilitation*, 3, 2-17.
75. Guyton, AC., Hall, J. E. (2007). Tıbbi Fizyoloji (11.bs.). (H. Çavuşoğlu, B. Ç. Yeğen, Çev.). *Sinir Sistemi: C. Motor ve Bütünleştirici Nörofizyoloji* (s. 673-



684) İstanbul: Yüce Yayım ve Nobel Kitabevi.

76. Berne, R. M., Levy, M. N., Koeppe, B. M., Stanton, B. A. (2008). Fizyoloji (5.bs.). (C. Süer, N. Dolu, A. Ağar, ev.). *Sinir Sistemi* (s. 155-220). Ankara: Öncü Basımevi.
77. Bastian, H. C. (1998). The "muscular sense"; its nature and cortical localization. *Brain*, 10, 1-137.
78. McCloskey, D. I. (1978). Kinesthetic sensibility. *Physiology Review*, 58, 763-820.
79. Jöbges, E. M., Elek, J., Rollnik, J. D., Dengler, R., Wolf, W. (2002). Vibratory proprioceptive stimulation affects Parkinsonian tremor. *Parkinsonism Related Disorders*, 8, 171-176.
80. Sorensen, KL., Hollands, MA. PE. (2002). The effects of human ankle muscle vibration on posture and balance during adaptive locomotion. *Experimental Brain Research*, 143, 24-34.
81. Riemann, B. L., Myers, J. B., Lephart, S. M. (2002). Sensorimotor System Measurement Techniques. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 85-98.
82. Myers, J. B., Guskiewicz, K. M., Schneider, R. A., Prentice, W. E. (1999). Proprioception and neuromuscular control of the shoulder muscle fatigue. *Journal Of Athletic Training*, 34(4), 362-367.
83. Batra, V., Sharma, V. P., Batra, M., Agarwal, G. G., Sharma, V. (2011). Influence of Sitting and Prone Lying Positions on Proprioceptive Knee Assessment Score in Early Knee Osteoarthritis. *Malaysian Journal of Medical Sciences*, 18(2), 40-46.
84. Brunner, P., Khan, K. (2007). *Clinical Sports Medicine*. Australia: McGraw-Hill Company.
85. Gorsden, L. R., Bullock-Saxton, J. E. (1999). Joint reposition sense in subjects with ostarthritis of the knee. *Clinical Rehabilitation*, 13, 148-155.
86. Ashton- Miller, J. A., Wojtys, E. M., Huston, L. J., Welch, D. F. (2001). Can proprioception really improved by exercises? *Knee Surgery Sports Traumatology*, 9, 128-136.

87. Bartlett, M. J., Warren, P. J. (2002). Effect of warming up on knee proprioception before sporting activity. *British Journal of Sports Medicine*, 36, 132-134.
88. Ahmed, A. M., Burke, D. L., Yu, A. (1983). In- vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints- part 2: retropatellar surface. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105, 226-236.
89. Scott, S. H., Winter, D. A. (1990). Internal forces at chronic running injury sites. *Medical Science Sports Exercises*, 22, 357-369.
90. Williams, G., Chmielewski, T., Rudolph, K. S. (2001). Dynamic knee stability: Current theory and implications for clinicians and scientists. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*, 31, 546-566.
91. Sanchis-Alfonso, V., Rosello-Sastre, E., Martinez-Sanjuan, V. (1999). Pathogenesis of anterior knee pain syndrome and functional patellofemoral instability in the active young. *American Journal of Knee Surgery*, 12, 29-40.
92. Edin, B. B. (2004). Quantitative analyses of dynamic strain sensitivity in human skin mechanoreceptors. *Journal of Neurophysiology*, 92, 3233-3243.
93. Jensen, R., Hystad, T., Kvale, A., Baerheim, A. (2007). Quantitative sensory testing of patients with long lasting patellofemoral pain syndrome. *European Journal of Pain*, 11, 665-676.
94. Schlesselman, JJ. (1982). *Case-control studies Design, conduct and analysis*. New York: Oxford University Press.
95. Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. G., Della, C. U. (1996). Position and orientation in space of bones during movement: Experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*, 11, 90-100.
96. Lamoreux, L. W. (1996). *Coping with soft tissue movement in human motion analysis*. New York: Institute of Electrical and Electronic Engineers.
97. Tully, E., Stillman, B. (1995). A revised model for 2D kinematic analysis of spine hip and knee motion in the sagittal plane. *12th International Congress of the World Confederation for Physical Therapy*, 732.
98. Mir, S. M., Hadian, MR., S., T., Nasser, N. (2008). Functional assessment of

- knee joint position sense following anterior cruciate ligament reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*, 42, 300-303.
99. Johansson, H., Pedersen, J., Bergenheim, M., Djupsjobacka, M. (2000). Peripheral afferents of the knee: their effects on central mechanisms regulating muscle stiffness, joint stability, and proprioception and coordination. *Human Kinetics: Proprioception and neuromuscular control in joint stability*, 5-22.
100. Kolowich, P. A., Paulos, L. E., Rosenberg, T. D. (1990). Lateral release of the patella. Indications and contraindications. *American Journal of Sports Medicine*, 359, 18.
101. Laprade, J. A., Culham, E. G. (2002). A self-administered pain severity scale for patellofemoral pain syndrome. *Clinical Rehabilitation*, 16, 780-788.
102. Kuru, T., Dereli, E. E., Yalman, A. (2010). Patellofemoral ağrı sendromunda Kujala patellofemoral skorlama sisteminin Türkçe geçerlik çalışması. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 44(2), 152-156.
103. Kujala, U. M., Jaakkola, L. H., Koskinen, S. K., Taimela, S., Hurme, M., Nelimarkka, O. (1993). Scoring of patellofemoral disorders. *Arthroscopy*, 9, 159-163.
104. Yosmaoğlu, H. B., Baltacı, G., Kaya, D., Özer, H., Atay, A. Ö. (2011). Hamstring tendon grefti ile yapılan ön çapraz bağ cerrahisinde iki farklı tespit yönteminde fonksiyonel sonuçların karşılaştırılması. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 45(4), 240-247.
105. Tunay, V. B., Baltacı, G., Atay, A. Ö. (2010). Diz osteoartritinde hastanede ve evde uygulanan propriyoseptif ve kuvvetlendirme egzersiz programları. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 44(4), 270-277.
106. Kaya, D., Yüksel, İ., Çıtaker, S., Huri, G., Güney, H., Bilge, O. ve diğerleri (2010). Patellofemoral ağrı sendromunda eksentrik koordinasyon, işlevsel dayanıklılık ve kas kuvvetinin değerlendirilmesi. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, 21(3), 108-116.
107. Sertoğlu, E. (2008). ***Patellofemoral sendromlu hastalarda kinezyoteyp uygulamasının tedavi etkinliğinin incelenmesi***. Yüksek lisans tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara..

108. Akseki, D., Akkaya, G., Erduran, M., Pınar, H. (2008). Patellofemoral ağrı sendromunda diz ekleminin propriyosepsiyonu. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 42(5), 316-321.
109. Akgün, I., Tandoğan, N. R., Alpaslan, A. M. (1999). Patellofemoral hastalıklar. In : *Diz cerrahisi*. A. M. Haberal Eğitim Vakfı, Ankara 215-247.

## EKLER

### EK-1: Etik Kurul İzin Belgesi



**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**GİRİŞİMSSEL OLMAYAN**  
**KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

06100 Sıhhiye-Ankara  
Telefon: 0 (312) 305 1082 • Faks: 0 (312) 310 0580  
E-posta: goetik@hacettepe.edu.tr

Sayı: B.30.2.HAC.0.05.07.00 / 179

2.8 Ocak 2013

### ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

**Toplantı Tarihi** : 23.01.2013 ÇARŞAMBA  
**Toplantı No** : 2013/02  
**Proje No** : LUT 12/157 (Değerlendirme Tarihi 28.11.2012)  
**Karar No** : LUT 12/157 - 03

Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, öğretim üyelerinden Prof. Dr. Zafer Erden'in sorumlu araştırmacı olduğu Esra Ateş Numanoglu'nun tezi olan LUT 12/157 kayıt numaralı ve "*Patellofemoral Sendromlu Bireylerde Farklı Mekanik Yüklenmelerde Diz Eklem Pozisyon Hissinin Değerlendirilmesi*" başlıklı proje önerisi Kurulumuzda değerlendirilmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- |   |  |
|---|--|
| 1. Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan)     | 9 Prof. Dr. Songül Vaizoğlu (Üye)          |
| 2. Prof. Dr. Nüket Örnek Buken (Üye)    | 10. Prof. Dr. Melahat Görduysus (Üye)      |
| İZİNLİ                                  |  |
| 3. Prof. Dr. Hakan S. Orer (Üye)        | 11. Doç. Dr. R. Köksal Özgül (Üye)         |
| 4. Prof. Dr. Seyda F. Müftüoğlu (Üye)   | 12. Prof. Dr. Cansın Saçkesen (Üye)        |
| Prof. Dr. Cenk Sökensüer (Üye)          | 13 Doç. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye)          |
| 6. Prof. Dr. Kafiye Eroğlu (Üye)        | 14. Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye)       |
| İZİNLİ                                  |  |
| 7. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye) | 15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye) |
| İZİNLİ                                  |  |
| 8. Prof. Dr. Yılmaz Selim Erdal (Üye)   | GÖREVLİ                                    |
|   | 16. Av. Meltem Onurlu (Üye)                |

## EK-2: Değerlendirme Formu

Tarih:  
Ad-Soyad:  
Cinsiyet:  
Yaş:  
Meslek:  
Gön. Hekim – Tamı Etkilenen Extremitte:  
Adres / Tel:

Boy / Vücut ağırlığı:  
BMI: Yağlı V.K: Yağsız V.K:  
Klinik Geçmiş ( Cerrahi- Konservatif Tedavi )-Diz Travma Öyküsü:

Sistemik Hastalık- Kullanılan İlaçlar:  
Yapılan Spor:  
Dominant Extremitte:  
Günün % Ayakta ..... % Yürüme..... % Oturma.....  
% Yatma.....  
Ağrı Değerledirmesi:

---

Ağrının Şiddeti / Frekansı / Tipi / Lokalizasyonu:

### KLİNİK TESTLER

	Sağ	Sol
Varus Stres Test		
Valgus Stres Test		
Ön Çekmece Testi		
McMurray		

## ÖLÇÜMLER

### EKLEM POZİSYON HISSİ

\*Sağ- Sol

	30°				45°				60°				90°			
	I	II	II I	OR T	I	II	II I	OR T	I	II	II I	OR T	I	II	II I	OR T
Sırtüstü																
Yüzüstü																
Oturma																
Çömelme																
Legpress																
Q AÇISI								SAĞ				SOL				
				Ayakta												
				Yatarak												
				Diz Fleksiyonda												

PATELLA POZİSYONU	Tüm	Medial	Lateral	Superior	İnferior
Ayakta					
Yatarken					
Otururken diz 90° flex.					
Sırtüstü diz flex.					

Değerlendirmeye ilgili diğer notlar:

### EK-3: Kujala patellofemoral skorlama sistemi

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

**Toplam skor: .....**



#### **EK-4: Patellofemoral Sendrom Ağrı Şiddet Skalası**

Aşağıdaki her bir ifade için geçen hafta boyunca dizinizdeki ağrıyı gösterecek şekilde çizgi üzerine bir çarpı atınız.

##### **MERDİVEN ÇIKMA**

---

Hiç  
kadar

Yapamayacak

Geçen hafta hiç yapmadım.

##### **YERE ÇÖMELME**

---

Hiç  
kadar

Yapamayacak

Geçen hafta hiç yapmadım.

##### **YÜRÜME**

---

Hiç  
kadar

Yapamayacak

Geçen hafta hiç yapmadım.

##### **YAVAŞ TEMPOLU KOŞU (JOGGING)**

---

Hiç  
kadar

Yapamayacak

Geçen hafta hiç yapmadım.

##### **KOŞMA – HIZLI KOŞU (SPRINTING)**

---

Hiç  
kadar

Yapamayacak

Geçen hafta hiç yapmadım.

## **BİR SPORA KATILIM**

---

Hiç  
kadar

Yapamayacak

Geçen hafta hiç yapmadım.

## **DİZLERİ BÜKÜLÜ OTURMA ( 20 dakika boyunca )**

---

Hiç  
kadar

Yapamayacak

Geçen hafta hiç yapmadım.

## **DİZLER ÜZERİNE ÇÖKME**

---

Hiç  
kadar

Yapamayacak

Geçen hafta hiç yapmadım.

## **İSTİRAHAT VE UYKU**

---

Hiç  
kadar

Yapamayacak

Geçen hafta hiç yapmadım.

## **AKTİVİTE SONRASI İSTİRAHAT**

---

Hiç  
kadar

Yapamayacak

Geçen hafta hiç yapmadım.