

T.C.
MERSİN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZYOLOJİ ANABİLİM DALI

**PATELLOFEMORAL AĞRI SENDROMU OLAN
SPORCULARIN YÜRÜME ENERJİ TÜKETİMLERİNİN
VE PLANTAR BASINÇ DAĞILIMLARININ
İNCELENMESİ**

Figen DAĞ

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Uğur DAL

MERSİN-2014

T.C.
MERSİN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZYOLOJİ ANABİLİM DALI

**PATELLOFEMORAL AĞRI SENDROMU OLAN
SPORCULARIN YÜRÜME ENERJİ TÜKETİMLERİNİN
VE PLANTAR BASINÇ DAĞILIMLARININ
İNCELENMESİ**

Figen DAĞ

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Uğur DAL

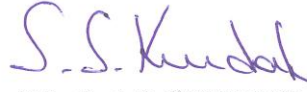
Bu tez, Mersin Üniversitesi Araştırma Fonu tarafından
BAP-SBE TTB (FD) 2011-2 DR nolu proje olarak desteklenmiştir.
Tez No: 41

MERSİN-2014

Mersin Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Fizyoloji Anabilim Dalı Doktora Tezi Programı çerçevesinde yürütülmüş olan “Patellofemoral ağrı sendromu olan sporcuların yürüme enerji tüketimlerinin ve plantar basınç dağılımlarının incelenmesi” başlıklı çalışma, jürimiz tarafından Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi 18/11/2014



Prof. Dr. Sanlı Sadi KURDAK

Çukurova Üniversitesi



Prof. Dr. Hüseyin BEYDAĞI

Mersin Üniversitesi



Prof. Dr. Zeliha KURTOĞLU

Mersin Üniversitesi



Doç. Dr. Mehmet ÇOLAK

Mersin Üniversitesi



Doç. Dr. Uğur DAL

Mersin Üniversitesi

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunun 10.12.2014 tarih ve 2014/334 sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

Enstitü Müdürü
Prof. Dr. Ş. Necat YILMAZ



TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca, akademik açıdan yetişmemde büyük katkısı olan, danışman hocam Doç. Dr. Uğur DAL'a, tezimin hazırlanması boyunca gösterdiği titizlik, özveri ve bilimsel katkıdan dolayı teşekkür ederim.

Anabilim dalımızın değerli hocaları; Prof. Dr. Hüseyin BEYDAĞI'na, emekli Doç. Dr. Rezan HATUNGİL'e, Doç. Dr. Tolgay ERGENOĞLU'na ve Yrd. Doç. Dr. Leyla ŞAHİN'e doktora eğitimim boyunca yaptıkları bilimsel ve akademik katkıdan dolayı teşekkür ederim.

Tez çalışmamın her aşamasında yardımlarını ve katkılarını gördüğüm, bilgilerinden yararlandığım Beden Eğitimi ve Spor Yüksek Okulu öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. A. Taner ERDOĞAN'a teşekkür etmeyi bir borç bilirim.

Tezimde yer alan hasta gruplarının toplanması ve değerlendirilmesi konusundaki yardımlarından dolayı, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Mehmet ÇOLAK'a ve Arş. Gör. Dr. Emre ÖZDEMİR'e, deney aşamasında yapmış olduğu katkılarından dolayı Arş. Gör. Zeynep ALTINKAYA'ya, tezimin istatistikleri ve bulguların değerlendirilmesi konusundaki yardımlarından dolayı Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı araştırma görevlisi Didem DERİCİ'ye ve doktora eğitimim boyunca, her türlü desteğini esirgemeyen laboratuarda birlikte çalıştığım arkadaşlarımın hepsine teşekkür ederim.

Tez çalışmama bir süre danışmanlık eden, değerli yardım ve katkılarını esirgemeyen Anatomi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Zeliha KURTOĞLU'na teşekkür ederim.

Hayatımın her aşamasında yanımda olan, maddi ve manevi destekleriyle, eğitimimin akademik yönde devam etmesini sağlayan aileme, dostum, kardeşim Didem ÖZ'e, sevgili eşim Mahmut DAĞ'a ve hayatımın anlamları olan canım oğlum Mustafa'ma, gülüş kızım Asya'ma sonsuz teşekkürler...

Figen DAĞ

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xi
ÖZET	xii
ABSTRACT	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Patellofemoral Ağrı Sendromu	4
2.1.1. Etyoloji	4
2.1.1.1. Patellofemoral Eklem Anatomisi ve Biyomekaniği	5
2.1.2. Risk Faktörleri	11
2.1.2.1. Travma	11
2.1.2.2. Aşırı Kullanma	12
2.1.2.3. Alt Ekstremitte Dizilim Bozukluğu	12
2.1.2.4. Bacak Uzunluk Farkı	13
2.1.2.5. Kas Dengesizliği veya Zayıflığı	13
2.1.2.6. Kas ve Yumuşak Doku Gerginliği	13
2.1.2.7. Yaş	14
2.1.2.8. Cinsiyet	14
2.1.2.9. Spesifik Spor ve Antrenman Teknikleri	14
2.1.3. PFAS'nda Değerlendirme	15
2.1.3.1. Hikaye	15
2.1.3.2. Fiziksel Değerlendirme	15
2.1.3.3. Görüntüleme	16
2.1.3.3.1. Radyolojik Değerlendirme	16
2.1.3.3.2. Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans Görüntüleme	19

2.1.4. Tedavi.....	19
2.2. Yürüme.....	20
2.2.1. Yürüme Analizi.....	21
2.2.1.1. Tarihçe	21
2.2.1.2. Tanım.....	21
2.2.2. Yürüme Analizi Yöntemleri.....	22
2.2.2.1. Gözlemsel Analiz ve Video.....	22
2.2.2.2. Kinematik ve Kinetik Analiz.....	22
2.2.2.3. Dinamik Elektromyografi.....	23
2.2.2.4. Pedobarografi (Plantar Basınç Ölçümleri)	23
2.2.2.5. Enerji Tüketimi Ölçümleri.....	28
2.2.2.5.1. Enerji Sistemleri	29
2.2.2.5.1.1. Aerobik Metabolizma	29
2.2.2.5.1.1.1. Aerobik Glikoliz	29
2.2.2.5.1.1.2. Yağların Beta Oksidasyonu.....	29
2.2.2.5.1.1.3. Krebs Döngüsü	30
2.2.2.5.1.1.4. Elektron Taşıma Sistemi	30
2.2.2.5.1.2. Anaerobik Metabolizma	30
2.2.2.5.1.2.1. ATP-PC (Fosfojen) Sistemi.....	30
2.2.2.5.1.2.2. Laktik Asit Sistemi (Anerobik Glikoliz)	31
2.3. Yürüme Enerji Tüketimi	31
2.4. Tercih Edilen Yürüme Hızı	32
2.5. Algılanan Eforun Zorluk Derecesinin Belirlenmesi	33
2.6. Solunumsal Oran (RQ)	34
2.7. Fiziksel Aktivite Değerlendirme Anketi	34
2.8. Yaşam Kalitesi Değerlendirme Anketi - Kısa Form- 36	35
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	37
3.1. Hasta ve Kontrol Gruplarının Oluşturulması	37
3.2. Kinik Değerlendirme	38
3.3. Radyolojik Değerlendirme.....	40
3.3.1. Patellanın Yüksekliği ile İlgili Ölçümler	40

3.3.2. Patellanın Troklear Oluktaki Pozisyonu ve Oryantasyonunu Değerlendirme Amacıyla Yapılan Ölçümler	41
3.4. Antropometrik Ölçümler	41
3.4.1. Vücut Kompozisyonu	41
3.4.2. Uyluk Çevre Ölçümü	41
3.4.3. Bacak Uzunluğu Ölçümü.....	42
3.4.4. Hamstring Kas Kısalık Testi	42
3.4.5. Tensor Fasciae Latae Kısalık Testi (Modifiye Ober Testi)	42
3.4.6. Gastrosoleus Kısalık Testi	42
3.4.7. Normal Eklem Hareketlerinin Değerlendirilmesi.....	43
3.5. Tercih Edilen Yürüme Hızı (TEYH) Tayini.....	43
3.6. Enerji Tüketimi Ölçümleri.....	43
3.7. Borg Skalası	45
3.8. Pedobarografik Analiz	45
3.9. Ağrının Değerlendirilmesi	48
3.10. Fonksiyonel Seviyenin Değerlendirilmesi - Kujala Patellofemoral Skorlaması	48
3.11. Fiziksel Aktivitenin Değerlendirilmesi	49
3.12. Yaşam Kalitesi Değerlendirilmesi	49
3.13. İstatistiksel Değerlendirme	49
4. BULGULAR	51
4.1. Hasta ve Kontrol Gruplarının Demografik Özelliklerinin Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular	51
4.2. Klinik Özellikler	52
4.3. Radyolojik Değerlendirme Bulguları	53
4.4. Bacak Uzunluğu, Çevre Ölçümü, Kas Kısalığı ve Q Açısı Bulguları	55
4.5. Normal Eklem Hareketlerinin Değerlendirme Sonuçları	57
4.6. Tercih Edilen Yürüme Hızı Bulguları	58
4.7. Enerji Tüketimi Bulguları.....	58
4.8. Hasta ve Kontrol Grubunun Yürüme Sırasında Algılanan Zorluk Derecesi Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular	60
4.9. Pedobarografi Bulguları.....	60

4.9.1. Statik Pedobarografi Bulguları	60
4.9.2. Dinamik Pedobarografi Bulguları	61
4.10. Ağrı Şiddeti Bulguları	64
4.11. Fonksiyonel Seviye Bulguları- Kujala Patellofemoral Skorlaması	66
4.12. Ağrı Şiddeti ile Kujala Skorunun İlişkisi.....	66
4.13. Fiziksel Aktivite Anketi Bulguları.....	66
4.14. Yaşam Kalitesi Ölçeği (SF-36) Bulguları.....	67
5. TARTIŞMA	69
5.1. Klinik ve Radyolojik Muayene Bulguları	69
5.2. Antropometri.....	71
5.3. Enerji Tüketimi.....	73
5.4. Plantar Basınç Dağılımı.....	76
5.5. Ağrı.....	80
5.6. Kujala Patellofemoral Skorlaması	81
5.7. Fiziksel Aktivite.....	81
5.8. Yaşam Kalitesi.....	82
5.9. Çalışmamızın Limitasyonları	83
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	84
7. KAYNAKLAR	86
8. EKLER	
EK 1. Kujala Patellofemoral Skorlaması.....	102
EK 2. Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi	103
EK 3. SF-36 Anketi	107
9. ÖZGEÇMİŞ	109

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Patellofemoral eklem.....	6
Şekil 2.2. Patellar morfoloji sınıflaması	6
Şekil 2.3. Patellofemoral temas basıncı, temas alanı ve kartilaj kalınlığı	8
Şekil 2.4. Patellayı çevreleyen kas yapıları	10
Şekil 2.5. Q açısı	11
Şekil 2.6. Patellanın yüksekliği ile ilgili ölçümler.....	17
Şekil 2.7. Patellanın troklear oluktaki pozisyonu ve oryantasyonunu değerlendiren açılar	18
Şekil 2.8. Yürüme fazları.....	20
Şekil 2.9. Footscan® cihazına ait ölçüm örnekleri.....	26
Şekil 2.10. Algılanan eforun zorluk derecesi (Borg skalası)	33
Şekil 3.1. Yürüme enerji tüketimi tayini	44
Şekil 3.2. Dinamik pedobarografi kaydı.....	46
Şekil 3.3. Ayak haritası.....	47
Şekil 4.1. Hastaların farklı pozisyonadaki ağrı şiddetleri	65
Şekil 4.2. Hasta ve kontrol grubunun fiziksel aktivite düzeyleri	67
Şekil 4.3. SF-36 alt skor sonuçları.....	68

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1. Hasta ve kontrol gruplarının demografik ve antropometrik özelliklerinin karşılaştırması.....	51
Çizelge 4.2. Hastaların cinsiyetlerine göre gruplardaki dağılımları	52
Çizelge 4.3. PFAS hastaların dizlerine ait klinik özellikler	52
Çizelge 4.4. Hasta ve kontrol grubuna ait patellanın yüksekliği ile ilgili ölçümler	53
Çizelge 4.5. Hasta grubu içerisinde etkilenen ve diğer dize ait, patellanın yüksekliği ile ilgili ölçümler	54
Çizelge 4.6. Hasta ve kontrol grubu bireyelerine ait patellanın troklear oluktaki pozisyonu ve oryantasyonunu değerlendirme amacıyla yapılan ölçüm sonuçları.....	54
Çizelge 4.7. Hasta grubu içerisinde etkilenen ve diğer dize ait patellanın troklear oluktaki pozisyonu ve oryantasyonunu değerlendirme amacıyla yapılan ölçüm sonuçları	55
Çizelge 4.8. Hasta ve kontrol grubuna ait Q açısı değerleri	56
Çizelge 4.9. Hasta grubu içerisinde etkilenen ve etkilenmeyen ekstremiteye ait Q açısı değerleri.....	56
Çizelge 4.10. Hasta grup içerisinde etkilenen ve etkilenmeyen ekstremiteye ait Q açısı değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılması	56
Çizelge 4.11. Hasta ve kontrol grubunun alt ekstremiteye yönelik eklem hareket açıklığı (°) ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması.....	57
Çizelge 4.12. Hasta grupta etkilenen ve diğer ekstremitenin eklem hareket açıklığı (°) ölçüm sonuçları	58
Çizelge 4.13. Hasta ve kontrol grubunun oksijen tüketimi sonuçları	59
Çizelge 4.14. Hasta ve kontrol grubunun TEYH ve bu hızların %30'unda yürürken 2., 4. ve 7.dklarda algılanan zorluk dereceleri	60
Çizelge 4.15. Hasta ve kontrol grupları için ön-orta-arka ayak yüzey alanı (%) değerleri.....	61
Çizelge 4.16. Hasta ve kontrol gruplarının, 6 plantar alt bölgesine ait pik basınç değerleri.....	62
Çizelge 4.17. Hasta ve kontrol gruplarının, 6 plantar alt bölgesine ait impals	

değerleri	62
Çizelge 4.18. Hasta grubunda etkilenen ve diğer ekstremiteye ait ön-orta-arka ayak yüzey alanı değerleri.....	63
Çizelge 4.19. Hasta grubunda etkilenen ve diğer ekstremitenin 6 plantar alt bölgesine ait pik basınç değerleri	63
Çizelge 4.20. Hasta grubunda etkilenen ve diğer ekstremitenin, 6 plantar alt bölgesine ait impuls değerleri	64
Çizelge 4.21. Hastaların farklı pozisyondaki ağrı şiddetleri	65
Çizelge 4.22. Ağrı şiddeti ile kujala skorunun ilişkisi	66
Çizelge 4.23. Gruplar arası SF-36 alt grup skor ortalamalarının karşılaştırılması	68

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AAM	: Arka ayak (topuk) mediali
AAL	: Arka ayak (topuk) laterali
ATP	: Adenozin trifosfat
ADP	: Adenozin difosfat
BT	: Bilgisayarlı tomografi
CP	: Kreatin fosfat
EMG	: Elektromiyografi
İET	: İstirahat enerji tüketimi
SF-36	: Short form (Kısa form)-36
MRG	: Manyetik rezonans görüntüleme
LRG	: Lateral retinaküler gerginlik
OA	: Orta ayak
ÖAM	: Ön ayak mediali
ÖAL	: Ön ayak laterali
ÖAS	: Ön ayak sentrali
PFAS	: Patellofemoral ağrı sendromu
PFE	: Patellofemoral eklem
PFERK	: Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti
RQ	: Solunumsal oran
TEYH	: Tercih edilen yürüme hızı
TFL	: Tensor fascia lata
UFAA	: Uluslararası fiziksel aktivite anketi
VAS	: Vizüel analog skalası
VKİ	: Vücut kütle indeksi
VL	: Vastus lateralis
VMO	: Vastus medialis obliquus
Y	: Yürüme
YTK	: Yer tepki kuvveti

ÖZET

Patellofemoral Ağrı Sendromu Olan Sporcuların Yürüme Enerji Tüketimlerinin ve Plantar Basınç Dağılımlarının İncelenmesi

Patellofemoral ağrı sendromu (PFAS), sporcularda ve fiziksel olarak aktif genç erişkinlerde görülen, günlük yaşam aktivitelerini olumsuz yönde etkileyerek fiziksel ve fonksiyonel yetersizliğe yol açan bir patolojidir. Bu çalışma, PFAS olan sporcuların yürüme oksijen tüketiminde, plantar basınç dağılımında, yaşam kalitesinde ve fonksiyonel düzeylerinde değişiklik olup olmadığını saptamak amacıyla planlandı.

Yaşları 18–27 yıl arasında değişen PFAS'lu 35 sporcu hasta grubunu, 40 sağlıklı sporcu kontrol grubunu oluşturdu. Tercih edilen yürüme hızları (TEYH) zeminde belirlendi. Bireyler TEYH ve bu hızın %30 fazlasında koşu bandında 7 dakika yürütülerek oksijen tüketimleri metabolik analizör ile kaydedildi. Plantar basınç dağılımları pedobarografi cihazı ile statik ve dinamik olarak ölçüldü.

Enerji tüketimi bakımından gruplar arasında TEYH'nda farklılık bulunmazken, TEYH'nın %30 fazlasında oksijen tüketimi, hasta grubunda yüksekti ($p<0,05$).

Statik pedobarografi bulgularına göre hasta grubunda etkilenen ile etkilenmeyen ekstremitelere olan yük dağılımları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu, hasta ve kontrol grubu karşılaştırıldığında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p>0,05$). Dinamik pedobarografi sonuçlarına göre ön-orta-arka ayak yüzey alanı, 6 plantar alt bölgeye ait pik basınç ve impuls değerleri bakımından hem gruplar arasında hem de hasta grup içinde etkilenen ve etkilenmeyen ekstremitelerde istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p>0,05$).

Hastaların fonksiyonel seviyelerini değerlendiren Kujala patellofemoral skorlarından elde edilen ortalama değer $76,00\pm 7,41$ 'di. Yaşam kalitesi ölçeğinin duygusal rol parametresi dışında diğer tüm parametrelerinde hasta grubu aleyhine anlamlı fark saptandı ($p<0,01$).

Sonuç olarak PFAS olan sporcuların yaşam kalitesi, fonksiyonel seviyeleri, algıladıkları zorluk derecesi ve TEYH'nın % 30 fazlasında yürüme sırasındaki enerji tüketimi olumsuz etkilenmesine karşın, fizyolojik adaptasyon mekanizmalarının normal yürüme sırasında enerji tüketimi ve plantar basınç dağılımı bulgularını kompanse edebileceği kanaatine varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Enerji tüketimi, patellofemoral ağrı sendromu, plantar basınç dağılımı, sporcu, yaşam kalitesi.

ABSTRACT

Investigation of Plantar Pressure Distribution and Walking Energy Expenditure in Athletes with Patellofemoral Pain Syndrome

Patellofemoral pain syndrome (PFPS) is a pathology seen in athletes and physically active young adults that cause physical and functional insufficiency by affecting daily life activities negatively. This study was planned to determine if there was a change in walking energy expenditure, plantar pressure distribution, quality of life and functional level of athletes with PFPS.

Thirty-five athletes with PFPS ages ranged 18-27 years constituted patient group and 40 healthy athletes constituted control group. Preferred walking speeds (PWS) were determined on the floor. Individuals walked on the treadmill for 7 minutes at PWS and 30% more of this speed and oxygen expenditure was recorded using metabolic analyzer. Plantar pressure distributions were measured both statically and dynamically by pedobarography device.

While there was no significant difference in groups for energy expenditure at PWS, oxygen consumption was higher in patient group at 30% more of PWS ($p < 0,05$).

According to static pedobarography findings there was no significant difference in load distribution when affected and unaffected extremity was compared in patient group and a significant difference was not found when patient and control groups were also compared ($p > 0,05$). According to dynamic pedobarography findings there was not any significant differences both in between groups and in affected and unaffected extremity of patient group in front-middle-rear foot surface area, peak pressure of 6 plantar sub-areas and impals values ($p > 0,05$).

Average value obtained from Kujala patellofemoral score, which evaluates functional level of patients, was $76,00 \pm 7,41$. A significant difference was found in all parameters except emotional role parameter in quality of life questionnaire against patient group ($p < 0,01$).

In conclusion, although quality of life, functional levels, rate of perceived exertion and energy expenditure at 30% more of PWS of athletes with PFPS are affected negatively, we may speculate that during normal walking energy consumption and plantar pressure distribution findings can be compensated by physiologic adaptation mechanism.

Keywords: Energy consumption, patellofemoral pain syndrome, plantar pressure distribution, athlete, quality of life.

1. GİRİŞ

Patellofemoral hastalıklar, bireylerin günlük işlerinde (yaşam aktivitelerinde) ve sosyal aktivitelerinde kısıtlanmaya yol açan, ortopedist ve spor hekimleri tarafından sık karşılaşılan ve özellikle genç sporcuların %30'undan fazlasını etkileyen diz patolojilerindedir (1, 2, 3, 4, 5). Ancak, bu hastalıkların etyolojisi, tanı ve tedavisi için kesin bir görüş tanımlanmak zordur. Bu durumun sebeplerinden biri patellofemoral hastalıkların birçok alt tipi olmasıdır (2, 6, 7).

Patellofemoral ağrı sendromu (PFAS) patellofemoral hastalıkların alt tiplerinden biridir. PFAS, gençlerde, atletlerde, askerlerde ve fiziksel olarak aktif bireyler arasında sık karşılaşılan bir diz problemidir (8, 9). Diğer diz patolojilerinin anlaşılması ve tedavi edilmesinde yaşanan gelişmelere rağmen, patellofemoral ağrısı olan hastalar tıbbi rehabilitasyonda en zor klinik durumlardan biridir. Dye bu klinik muammayı 'Ortopedinin Kara Deliği' olarak adlandırıp, bu problemi tek bir açıklamanın veya tedavi yaklaşımının çözemeyeceğine dikkat çekmiştir (10).

PFAS, patellofemoral eklemden meydana gelen birtakım biyomekanik ve fiziksel değişiklikler sonucu oluşan retropatellar veya peripatellar ağrı olarak da tanımlanmaktadır (11, 12). Toplumda çok sık karşılaşılan bir hastalık olmasına rağmen PFAS'nun etyolojisi konusunda fikir birliği yoktur. Aşırı yüklenme, ayak medial arkının azalması ya da artması, kuadriseps açısının artması, patellanın konjenital anomalileri, ekstansör mekanizmanın disfonksiyonu veya dizilim bozukluğu gibi biyomekanik problemler etyolojisinden sorumlu tutulan faktörlerden bazılarıdır (12, 13, 14).

PFAS'nun en sık görülen semptomları diz ekleminde ağrı, krepitasyon, boşalma hissi, takılma, sertlik ve şişmedir. Ağrı genellikle merdiven ve yokuş çıkmada, uzun süre oturma ve egzersiz sonrasında oluşur (15, 16). PFAS hastalarında ağrı sebebiyle günlük yaşam ve sosyal aktivitelerinde kısıtlanma olmakta ve sonuç olarak yaşam kalitesi bozulabilmektedir (17, 18). Bu amaçla hastaların yaşam kalitesini ölçmede, yaşam kalitesi ölçeklerinden kısa form-36 (Short form, SF-36) sık olarak kullanılmaktadır. Fiziksel aktivite düzeyindeki azalma ve fonksiyonel yetersizlik fiziksel uygunluğu önemli derecede etkilemektedir (19). PFAS

hastalarının fonksiyonel düzeylerini değerlendirmek amacıyla çeşitli anketler kullanılmaktadır (20, 21). Bunlar arasında Kujala patellofemoral skorlaması sık kullanılanlardan biridir (21).

PFAS olan bireylerde ağrı nedeniyle kişinin kas kuvveti ve endüransı (aerobik ve anaerobik gücü) etkilenmekte olup dolayısıyla fiziksel fonksiyonları azalmaktadır (22, 23). Enerji tüketimi ölçümleri, egzersiz fizyolojisi çalışmalarında sıkça kullanılmakta ve fonksiyonel bir değerlendirme yöntemi olarak benimsenmektedir. Rehabilitasyon alanında da, mevcut patolojinin, yetersizliğin yürüme üzerine olan etkilerini değerlendirmede kullanılan bir yöntemdir (24). Farklı ampute seviyelerinin ve farklı protez kullanımının karşılaştırılmasında (25, 26), çeşitli ayak deformitelerinin yürüme üzerine etkisinin araştırılmasında (27, 28) yürüme enerji tüketiminin değerlendirilmesi objektif bir bulgu sağlamaktadır.

PFAS'nda alt ektremite kemik yapı dizilim bozukluğunun ve ayak deformitelerinin etkisi yoğun olarak tartışılmaktadır (29, 30). Bu bozuklukların diz eklemine ve dizdeki ekstansör mekanizmayı etkileyebileceği düşünülmektedir. PFAS'nun etyolojisi ve klinik tablosu hakkında pek çok görüş vardır; fakat bu görüşleri destekleyen çalışmalar daha çok gözlemsel verilere dayanmaktadır (31, 32, 33, 34). Ayrıca bu çalışmaların büyük bir çoğunluğu statik pozisyonda yapılmıştır. Ancak dinamik durumda, yürüme veya hareket durumunda ortaya çıkan fonksiyonel deformitelerin veya dizilim bozukluklarının diz veya ayak üzerindeki mekanik etkisini detaylı bir şekilde inceleyen fazla sayıda çalışma bulunmamaktadır. PFAS olan bireylerde statığın yanısıra dinamik olarak yapılan pedobarografik değerlendirme ile elde edilen plantar basınç dağılımı verileri, ayakla ilgili olarak hastalığın altında yatan sebeplerin ortaya konmasında, hastalığın önlenmesinde ve tedavisinin takibinde faydalı olabilmektedir (35). Pedobarografik ölçümlerin kullanım alanları arasında çeşitli ayak deformiteleri (36, 37, 38), periferik nöropatiler (39), diz ve ayak bileği kas iskelet sistemi hastalıkları (40) vb. yer almaktadır. Fakat literatürde PFAS olan hastaların pedobarografik değerlendirmesini yapan az sayıda çalışma bulunmaktadır (5, 35).

PFAS; özellikle fiziksel olarak aktif genç erişkinlerde, sporcularda ve askerlerde daha sık karşılaşılan bir patoloji olduğu için çalışmamız PFAS olan sporcularla planlanmıştır. Hastalığa ait semptomlar kişilerin yaşam kalitelerini

olumsuz yönde etkileyerek fonksiyonel ve fiziksel yetersizliğe yol açmaktadır (3). Yaptığımız literatür taramasında, kişilerde normal yürüyüş dinamiğini bozan bu patolojinin yürüme enerji tüketimine etkisini araştıran çalışmaya rastlayamadık. Bununla birlikte bu patolojinin plantar basınç dağılımına etkisini inceleyen araştırma sayısı da azdır (35, 41, 42).

Bu çalışmanın amaçları:

Amaç 1: Unilateral PFAS olan sporcularda tercih edilen yürüme hızları ve enerji tüketimi verilerinin sağlıklı sporcularla karşılaştırılması,

Amaç 2: Unilateral PFAS olan sporcularda plantar basınç verilerinin sağlıklı sporcularla karşılaştırılması,

Amaç 3: Unilateral PFAS olan sporcularda etkilenen ekstremiteye ait plantar basınç verilerinin asemptomatik olan diğer alt ekstremita ile karşılaştırılması,

Amaç 4: PFAS'nun fonksiyonel seviye, fiziksel aktivite düzeyi ve yaşam kalitesi üzerine etkilerini araştırmaktır.

Bu bulgular, PFAS olan hastaların bireysel tedavi ve rehabilitasyon programının planlanmasında yol gösterebilir ve özellikle tedavi sürecinde tekrarlanan ölçümler tedavinin etkinliğini takip etmede uygun bir metod olabilir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Patellofemoral Ağrı Sendromu

PFAS, özellikle sporcularda, askerlerde ve fiziksel olarak aktif genç erişkinlerde yaygın olarak görülen, bireyin günlük yaşam aktivitelerini olumsuz yönde etkileyerek fiziksel, fonksiyonel yetersizliğe ve iş gücünde büyük oranda kayba neden olan semptomlar bütünüdür (5, 8, 9, 35, 43, 44). Fiziksel aktivite düzeyindeki azalma ve fiziksel yetersizlik, fiziksel uygunluğu önemli derecede etkilemektedir (19). PFAS'nun sıklıkla karşılaşılan diz problemlerinden biri olduğu pek çok çalışmada bildirilmiştir (16, 17, 44, 45, 46). Dehaven ve ark.'nın (47) 7 yıllık izlem sonucu yaptıkları bir çalışmada, PFAS görülme oranının erkeklerde %18,1 ve kadınlarda %33,2 olduğunu bildirmişlerdir. Bu problemin literatürde ön diz ağrısı, retropatellar ya da peripatellar ağrı, patellar ağrı, patellar ağrı sendromu ve patellofemoral ağrı sendromu gibi farklı isimlerle tanımlandığı görülür (18, 48, 49, 50). Terminolojisindeki bu çeşitliliğin PFAS'un sabit bulgularla sınırlanmamış olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (2).

2.1.1. Etyoloji

İnsidansı yüksek olmasına rağmen PFAS'nun etyolojik mekanizması konusunda fikir birliğine varılamamıştır. Ancak çoğu durumda mekanizmanın multifaktoriyel olduğu savunulmaktadır (4, 51, 52). Temel olarak patellofemoral ağrıdan sorumlu 6 anatomik yapı vardır. Bunlar, subkondral kemik, sinovyum, retinakulum, deri, kas ve sinir. Bu yapılar birçok faktörden etkilenebilir ama genel olarak ağrıya sebep olan 3 ana mekanizma vardır; travma, aşırı kullanım ve patellofemoral eklem dizilim bozukluğu. Tüm bu faktörler artmış yumuşak doku burkulmaları, artmış eklem stresi veya her ikisine birden neden olabilir (4, 15).

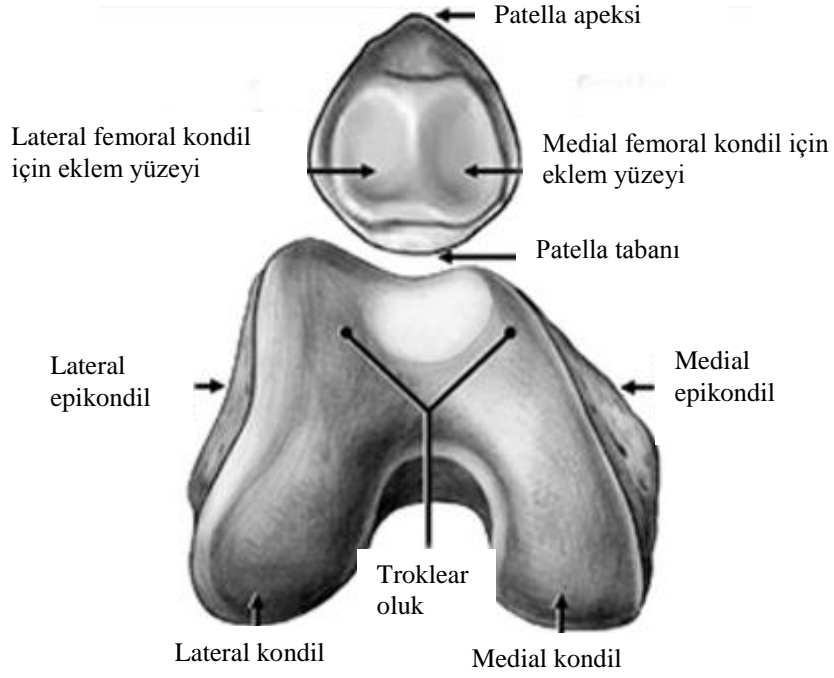
PFAS'nun etyolojisinde, tibiofemoral eklemdaki dinamik dizilim değişiklikleri nedeniyle patellofemoral eklemden oluşan temas alanının azalması olduğu düşünülmektedir (5, 53). Kapalı kinetik zincir egzersizleri (terminal segment sabit iken yapılan egzersizler-çömelme gibi) sırasında “arka ayağın aşırı ve / veya

uzun süreli pronasyonu, tibianın aşırı medial rotasyonuna neden olmaktadır” teorisi mevcuttur (54). Tibianın bu medial rotasyonu, yürümenin basma-ortası fazı sırasındaki diz ekstansiyonu ile ilişkilidir. Bu durum femoral kondil ile bağlantılı olarak tibial platonun kısmi lateral rotasyonunu sağlamak için femurun dengeleyici medial rotasyonuna neden olabilir. Femur mediale doğru rotasyon yaptığıında patellanın lateral eklem yüzeyi ile lateral femoral kondil arasındaki basınç yükselir ve dolayısıyla patellofemoral eklem baskısı artar (55).

Lateral patellar fasetteki aşırı yüklenme ve medial fasetteki yük dağılımının değişmesine bağlı olarak patellar artroz gelişebilir. Semptomatik dizde boşalma hissi, takılma, sertlik ve efüzyon meydana gelebilir. Hastalar dizlerinde uzun süreli ağrıdan şikâyet ederler. Bu ağrı özellikle uzun süreli diz fleksiyonda oturmada (sinema belirtisi), merdiven inmede, merdiven ve yokuş çıkma gibi dizin ekstansiyon aktivitelerinde, çömelme sırasında veya spor aktivitelerinden sonra ortaya çıkar ve diz kapağı çevresinde veya altında (retropatellar ağrı) lokalize olur (4, 13, 56). Durum kötüleştiğçe ve eklem kıkırdak erezyonu ve dejenerasyonu meydana geldikçe pasif ve aktif hareketle krepitasyon gelişir (57).

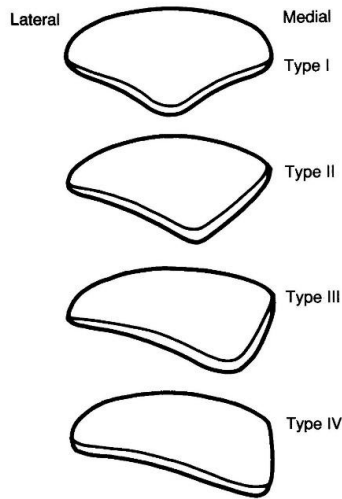
2.1.1.1. Patellofemoral Eklem Anatomisi ve Biyomekaniği

Patella, femurun troklear oluşunda yer alır. İnsan vücudundaki en büyük sesamoid kemik olan patella, troklear kıkırdağı korur ve kemiksel kalkan rolü görerek kondillere gelecek olan stresi önlemeye çalışır (1, 58). Patellofemoral eklem (PFE), patella, femoral troklea ve onların artiküler yüzeyleri ve çevre yapılardan oluşan sellar tipi bir eklemdir (Şekil 2.1). Vücudun en büyük ve en karmaşık eklemi olan diz eklemine bir parçası olan patellofemoral eklem, tibiofemoral eklem ile birlikte çalışır. Bu eklem dizin ön bölgesini korur. Dizin ekstansör mekanizmasının önemli bir parçası olduğu için kuadriseps kasına mekanik olarak destek sağlar ve bu nedenle önemli fonksiyonu diz ekstansiyonunu kolaylaştırmaktır (4, 58).



Şekil 2.1. Patellofemoral eklem (58).

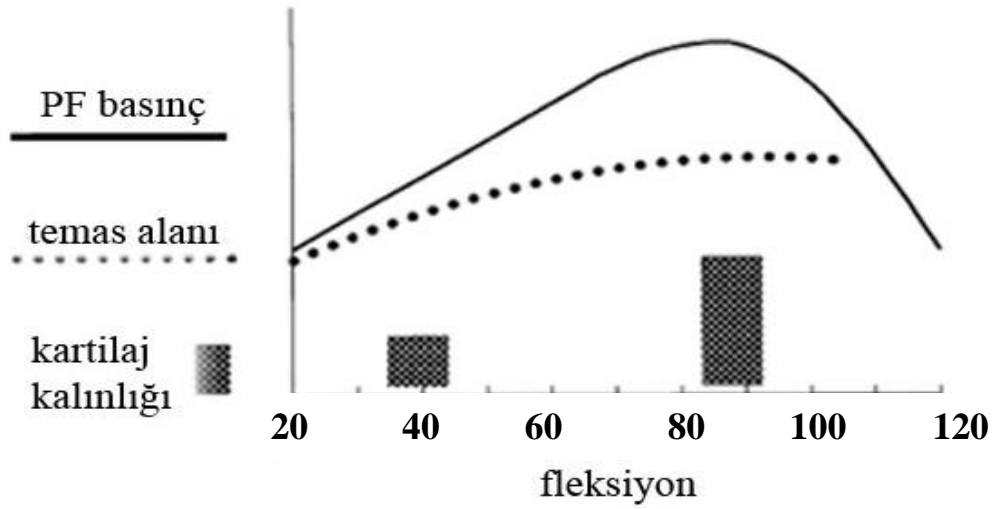
1941 yılında Wiberg patellanın şeklinin troklear oluğa oturması açısından önemli olduğunu belirtmiştir. Bazı patella tiplerinin eklem açısı bölgesi daha dik bazılarının ise düz olabilmekte ve bu nedenle medial-lateral eklem uzunluk oranı değişiklik gösterebilmektedir. Buna göre Wiberg patellayı morfolojik yönden 4 tipe ayırmış ve en sık görülenin Tip II olduğunu belirtmiştir (59) (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Patellar morfoloji sınıflaması (59).

Patella diz ekstansiyon kuvvetini %50 kadar arttırır. Ayrıca patella, kuadrisepse etki eden kuvvetleri toplayarak, bu kuvveti patellar tendona ve kemiğe iletir. Aynı zamanda patellar tendonu femurdan uzaklaştırarak friksiyonunu engeller. Bunu vücudun en kalın kıkırdağı olan patellanın hiyalin kıkırdağı ile sağlamaktadır. Patellofemoral eklem binen yüklerin veya güçlerin patella tarafından dağıtılabilmek yeteneği, alt ekstremiteye ait anatomik sorunlar, sakatlıklar, aşırı yüklenme ve yaşlanma tarafından etkilenir (15, 60).

Eklem hareketi sırasında patellada eğilme, rotasyon, mediale veya laterale kayma meydana gelir. Diz fleksiyonu sırasında patella troklea üzerinde S şeklinde bir kavis takip eder (4, 61). Tam diz ekstansiyonunda, patella trokleanın üzerine ve laterale oturur. Fleksiyonun başlangıcında, patella troklea ile eklem yapmak için hafifçe mediale kayar. İlk temas 10-20 derece arası fleksiyonda meydana gelir. Bu durumda, patellofemoral eklem sabit değildir. 30-60 derece diz fleksiyonunda, patellanın eklem yüzeyinin orta kısmı trokleanın 1/3 orta kısmı ile temastadır. 60 derece diz fleksiyon açısından sonra eklem stabilitesi artmaya başlamaktadır. 90 derece fleksiyonda, patella troklea ile tam olarak temas halindedir ve patellar hareket primer olarak kemik yapılar ile patella ve troklea arasındaki kemik yüzeylerin uygunluğu ile kontrol edilir (Şekil 2.3) (59, 61). İlerleyen fleksiyon açılarında patellar temas noktası, kartilajın daha kalın olduğu proksimale doğru kayar. Bu nedenle kompresif yüklerin en yüksek olduğu hareket açıklığı içinde patellofemoral eklem maksimum temas alanı vardır ve bu noktada kartilaj kalınlığı en yüksek noktadadır (60). Dizin fleksiyonu boyunca, patella mediale doğru hareket eder ve 130-135 derece fleksiyona kadar patella interkondiler çentik içindedir, ekstansiyonla birlikte tekrar laterale doğru hareket etmeye başlar. Tam ekstansiyonda patella trokleanın laterale oturur (4, 58).

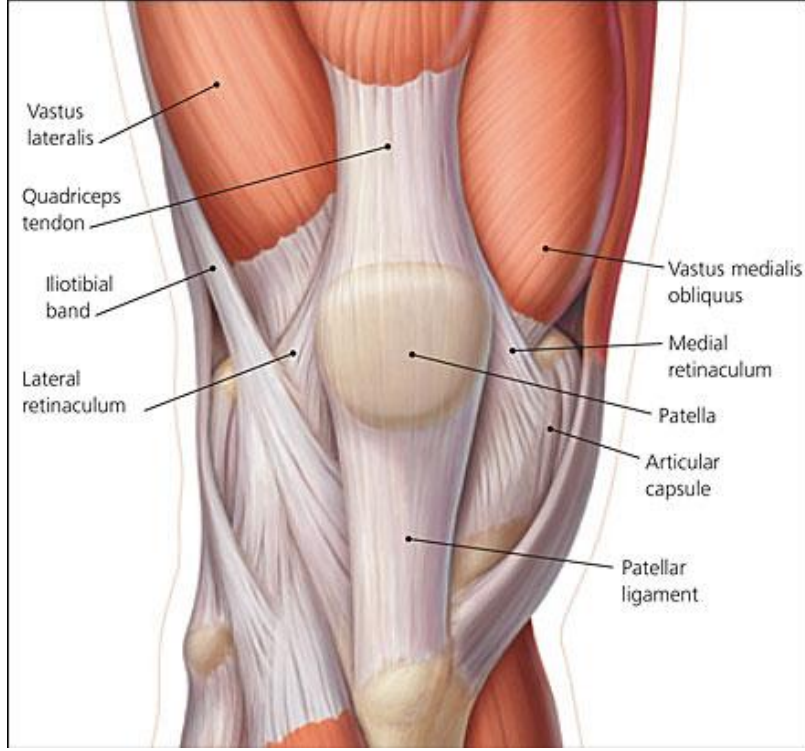


Şekil 2.3. Patellofemoral temas basıncı, temas alanı ve kartilaj kalınlığı (60)

Aktif diz fleksiyonu boyunca, kuadriseps kasında artan bir gerilim oluşur. Bu gerilim patella aracılığı ile patellar tendona aktarılırken, patellofemoral eklem yüzeylerine etki eden bir kompresif kuvvet oluşur. Bu kuvvet “patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti (PFERK)” olarak adlandırılır. PFERK, quadriceps tendonunun gerilim kuvvetine ve patellar tendonun gerilim kuvvetine eşit ve zıt yönde bir vektör olup eklem yüzeyine dik bir açıyla etki eder. Dolayısıyla bu kuvvet, patellar tendon ile kuadriseps tendonu arasındaki açının artması veya diz fleksiyon açısının artması sonucunda artar (4). PFERK, dizin her açısında değişkenlik gösterir. Ayrıca kuadriseps kas kuvveti, vücut ağırlığı, eklem rotasyon açısı ve anatomik değişkenler gibi birtakım faktörlerden etkilenir (4, 60). PFAS'nun etyolojisinde patellofemoral eklem dizilim bozukluğunun etken bir faktör olduğu düşünülmektedir (16). Patellofemoral eklem reaksiyon güçleri koşma, merdiven inip-çıkma, yokuş inip-çıkma, çömelme veya 90° den büyük açılarda oturma gibi diz fleksiyonunun arttığı durumlarda vücut ağırlığının etkisi ile artarak, patellofemoral ekleme aşırı yük bindirir. PFERK, yürüme esnasında vücut ağırlığının yarısı, merdiven inme ve çıkma sırasında vücut ağırlığının 3-4 katı, çömelme esnasında 7-8 katı, zıplama sırasında ise 20 katı olarak hesaplanır (16). Diz fleksiyonu esnasında patellofemoral temas alanı da artar, artan PFERK daha geniş bir alana yayılır, böylece patellofemoral eklem yüzeyine binen yük azalır. PFERK ve patellofemoral eklem temas alanı, patellofemoral eklem yükünün belirleyici etkenleridir (basınç=kuvvet/yüzey alanı).

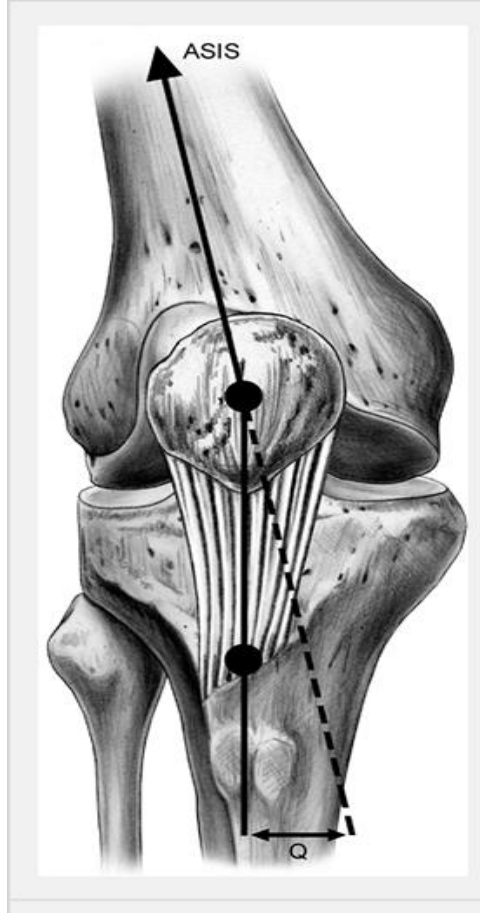
Artmış patellofemoral eklem yükünün, subkondral kemik dejenerasyonu ve artiküler yüzeylerin aşınmasına neden olan mekanik uyaranlardan olduğuna inanılmaktadır (4).

Patellar hareket, patella üzerine etki eden dinamik ve statik kuvvetler, patellofemoral eklem yüzeylerinin uygunluğu ve alt ekstremitenin dizilimi ve biyomekaniği ile belirlenir. Statik kuvvetler, medial ve lateral retinakulum ile trokleanın kemik yapısıdır. Lateral retinakulum, medial retinakulumdan daha kuvvetlidir ve patellayı, femurun lateraline tibia ve iliotibial banda doğru çekmeye çalışır. Patella üzerine etki eden primer dinamik kuvvet kuadriseps kasıdır. Patellofemoral ağrının en çok meydana geldiği diz ekstansiyonun son 20-30 derecesinde, vastus lateralis (VL) ve özellikle vastus medialis obliquus (VMO) patella üzerine etki eden en önemli dinamik kuvvetlerdir (Şekil 2.4). VMO patellayı mediale doğru çekerek laterale gitmesini engeller ve patellanın primer stabilizatörüdür. Bu nedenle bu durum klinik açıdan çok önemlidir (62, 63). Kuadriseps kasının diğer parçaları ile karşılaştırıldığında VMO'un ağrı ve efüzyon durumunda daha kolay inhibe olduğu ve daha kolay atrofiye uğradığı öne sürülmüştür (64). Tensor fascia lata (TFL) ve gluteal kasların iliotibial banda olan insersiyoları nedeni ile bu kasların da patella üzerindeki dinamik kuvvetlere katkısı vardır (4).



Şekil 2.4. Patellayı çevreleyen kas yapıları (8).

Normal bir diz hafif valgus dizilimindedir bunun sonucunda son 30 derece fleksiyonda quadriceps patellayı laterale çekme ve eğme eğilimindedir (4, 30). Buna “valgus kanunu” denir ve Q açısının ölçümü ile değerlendirilir. Kuadriseps femoris kasının çekiş açısı olarak da bilinen Q açısı, spina iliaca anterior superior ile patella orta noktasını birleştiren hat ile bu nokta ve tuberositas tibiayı birleştiren hat arasında kalan açıdır (Şekil 2.5). Q açısı, femur boynu anteversiyonundan, troklear oluktaki patellar pozisyonundan ve tibial torsiyondan etkilenir. Q açısının normal değerleri, kadınlarda 10°-20°, erkeklerde ise 8-10 derece olup 20°'nin üzerindeki değerler patolojik olarak değerlendirilir (58, 65). Cinsiyetler arasındaki bu farklılık, PFAS'nun kadınlarda daha sık görülmesine neden olabilir. Q açısının artması patellar kaymaya neden olarak patellayı daha fazla laterale kaydırır (4). Yapılan çalışmalarda Q açısı sıklıkla PFAS ile ilişkilendirilse de, aslında patellofemoral patolojilere her zaman eşlik eden primer bir etken değildir (65) ve bu açının fonksiyonel önemi konusunda da herhangi bir görüş birliğine varılamamıştır (4, 30, 65, 66).



Şekil 2.5. Q açısı (58).

2.1.2. Risk Faktörleri

Birçok faktör patellofemoral eklem stresini, patellar hareket değişikliğini ya da her ikisini birden artırarak patellofemoral ağrı riskini artırabilir (4).

2.1.2.1. Travma

Fleksiyondaki bir dize, araba kazası sırasında meydana gelen direkt çarpma veya düşme ile oluşan künt travma eklem kıkırdağını hasarlayabilir. Tekrarlayan mikrotravma bu hasar miktarını ve dolayısıyla patellofemoral ağrıyı artırabilir (4).

2.1.2.2. Aşırı Kullanma

Klinik çalışmalar artmış fiziksel aktivitenin patellofemoral ağrı ile ilişkili olduğunu göstermiştir. Bu durum kronik yüklenme ve patellofemoral eklemin aşırı kullanımının patellofemoral ağrı riskini arttırdığını düşündürülebilir (4, 62).

2.1.2.3. Alt Ekstremitte Dizilim Bozukluğu

Alt ekstremitte dizilim bozukluğunun patellofemoral ağrıya sebep olan önemli bir faktör olduğu belirtilmektedir. Çünkü dizilim bozukluğunun patellar hareketi bozduğu düşünülür. Dizilim bozukluğuna sebep olan faktörler; genu valgum, genu rekurvatum, bacak uzunluk farkları, femoral anteversiyon, eksternal tibial torsiyon, tibial tüberkülün laterale yer değiştirmesi ve subtalar eklemin aşırı pronasyonudur. Geleneksel olarak Q açısı alt ekstremitte dizilimini ölçmede kullanılan bir açıdır ve Q açısının artması, kuadriseps kası kasıldığında patellanın laterale deviasyonunu tetikler. Fakat günümüzde yapılan çalışmalar Q açısının alt ekstremitte dizilimini değerlendirmede geçerli bir ölçüm olamayabileceğini belirtmektedir. Yapılan kadavra çalışmaları artmış patellofemoral ekleme stresinin artmış Q açısı ile ilişkili olduğunu göstermesine rağmen, klinik çalışmalar, artmış Q açısı ile patellofemoral ağrı arasında tutarlı bir korelasyon olduğunu gösterememiştir (4, 16, 62). Bu durum muhtemelen Q açısının alt ekstremitte diziliminin yalnızca statik değerlendirmesini göstermekle birlikte patellofemoral ağrının dizin hareket açıklığı içerisinde hareketi boyunca patellofemoral ekleme etki eden statik ve dinamik güçlerin birleşiminden kaynaklanması ile açıklanabilir. Klinik çalışmalar patellofemoral ağrısı olanlar ve sağlıklı kontrollerde, femoral anteversiyon, genu valgum, eksternal tibial torsiyon ve subtalar eklemin aşırı pronasyonunun anlamlı olarak farklı olduğunu gösterememiştir (16, 62). Tibial tüberkülün aşırı lateralizasyonunun patellar hareketliliği etkileyebileceği ve bayanlarda artmış patellofemoral ağrı insidansı ile ilişkili olduğu belirtilmiştir (67).

2.1.2.4. Bacak Uzunluk Farkı

Alt ekstremitte uzunluk farkları da patellofemoral eklem biyomekaniğinde değişikliklere yol açabilir. Kısa olan ekstremitte tarafında yürümenin salınım fazı sonunda pelvis düşer ve bu durum dizin valgus momentinde artışla sonuçlanır (4).

2.1.2.5. Kas Dengesizliği veya Zayıflığı

Kuadriseps kas zayıflığı tek başına patellofemoral ağrı için en önemli risk faktörü olabilir (62, 63). VMO, kuadrisepsin en zayıf ve ilk atrofiye giden parçasıdır. Bu nedenle efüzyon veya kullanılmamaya neden olan herhangi bir travma VMO'da hızlı bir kuvvet kaybına neden olur. VMO zayıflığı dizin son 30 derecelik ekstansiyonunda patellada yer değiştirmeye ve laterale kaymaya neden olur. Patellanın aşırı lateral tilti patellofemoral temas alanında belirgin bir azalmaya ve sonuç olarak patellofemoral streste artışa neden olabilir (63). Normal sağlıklı dizlerde, belirli bir miktarda patellar tilt ve lateralizasyon son 30 derecelik ekstansiyonda meydana gelir. Diz önü ağrısı olan bireylerde kontrollere göre anlamlı oranda daha yüksek patellar tilt ve lateralizasyon tespit edilmiştir (68).

2.1.2.6. Kas ve Yumuşak Doku Gerginliği

Gergin bir kuadriseps kası enerjisi daha az absorbe edebilir. Bu yük komşu yapılar (patellar ve kuadriseps tendonu) tarafından absorbe edilmek zorundadır. Buna ek olarak, gergin bir kuadrisepsle birlikte diz fleksiyonu sırasındaki bu direncin üstesinden gelmek için hamstring kası daha çok çalışmalıdır, bu da PFERK de bir artışa neden olur. Esnek olmayan gastrosoleus kasının ayak bileği dorsifleksiyonunda azalmaya ve buna bağlı olarak da kompensatuar olarak subtalar eklemden aşırı pronasyona neden olarak patellar hareketi etkilediği düşünülmektedir. Subtalar eklemden pronasyonun artması tibiada aşırı internal rotasyona ve sonuç olarak patellofemoral eklemden dizilim bozukluğuna neden olur (4, 57). Hem kuadriseps hem de gastrosoleus gerginliği artmış diz önü ağrısı insidansı ile ilişkilidir (16).

Elektromiyografik veriler, kuadrisepsin topuk temasından önce kasılmaya başladığını orta duruş fazında ve ayağın pronasyon aşamasında kasılmanın devam

ettiğini göstermektedir. Yürümenin pronasyon aşamasında artan kuadriseps aktivitesine bağlı olarak patelladaki baskının artması ile birlikte meydana gelen pronasyon, patellanın laterale hareketine sebep olmaktadır. Bu da sporcularda meydana gelen pronasyonun tahrip edici ve zararlı etkisini açıklamaktadır (58).

Gergin bir iliotibial band lateral retinakulum üzerinde aşırı gerilim yaparak patellayı laterale çeker ve kronik lateral retinakular burkulmaya neden olabilir. Bu da lateral patellofemoral eklem stresinde artışla sonuçlanır (4, 57). Hamstring kas kısalığı da PFERK'nde artışa neden olarak dizde fleksiyon kontraktürünün oluşmasına yol açar. Bu durumda iliotibial band diz fleksiyonunun artmasıyla birlikte patella üzerinde posterolateral yönde moment oluşturur ve sonuç olarak patellar tilte neden olur (57). İliotibial band, kalça fleksörleri ve hamstring esnekliğinin geliştirilmesinin patellofemoral ağrıyı azaltabileceği gösterilmiştir (16, 17).

2.1.2.7. Yaş

Patellofemoral ağrı bütün yaş gruplarında görülebilmese rağmen ikinci ve üçüncü dekada görülme sıklığı daha yüksektir (47).

2.1.2.8. Cinsiyet

PFAS kadınlarda daha yaygın olarak görülmektedir (16, 47). Bu durum, cinsiyetler arasındaki alt ekstremite dizilim ve biyomekanik farklılıklardan kaynaklanmaktadır. Kadınlar erkeklere göre daha geniş Q açısına sahiptirler (4). Yüksek topuklu ayakkabı giymek gastrosoleus kasında gerginliğe neden olabilir ki bu durum da patellofemoral ağrı ile ilişkilidir (16, 62). Ayrıca kadınlar genel olarak erkeklere göre daha zayıf kuadriseps ve kalça kaslarına sahiptirler. Yine bu durum da kadınlarda patellofemoral ağrının daha yaygın görülmesinin nedeni olabilir (62).

2.1.2.9. Spesifik Spor ve Antrenman Teknikleri

PFAS'nun başlıca nedenleri aşırı yüklenme, patellofemoral dizilimindeki problemler, travma veya kombinasyonlarıdır. Bu nedenle PFAS özellikle fiziksel

olarak aktif olan sporcularda özellikle de koşucular arasında yaygın olarak görölmektedir. Uygun olmayan zeminlerde yapılan yoğun antrenmanlar, aşırı yüklenmeler aşırı subtalar pronasyona neden olmakla birlikte patellofemoral temas streslerinde de artışa neden olmaktadır (47).

Spor aktiviteleri sırasında yapılan tekrarlı yüklenmeler bazı sporcularda olan ekstensör mekanizmasındaki dizilim problemlerinden dolayı ağrıya sebep olmaktadır (15). PFAS'ın genç ve erişkin sporcularda, diz eksenini etrafında dönüşlerin ve sıçramaların olduğu spor dallarında da yaygın olduğu bilinmektedir (69). PFAS'lı bireylerin fiziksel aktivite seviyelerinin, fiziksel aktivite düzeyini düşük olan sağlıklı gruptan daha yüksek olduğu bulunmuştur. Bunun sebebinin de fiziksel aktivite seviyesinin kas gücünü ve kas kısığını etkilediği olarak belirtilmiştir (70). Yüksekten atlarken meydana gelen kısıtlanmış diz fleksiyonu, kalça rotasyonu ve frontal düzlem ayak laksitesi sonucu PFAS gelişmektedir (71). Kayak sporu yapan gençlerin %73'ünde aşırı kullanımdan dolayı diz ağrısı tespit edilmiş ve diz ağrısı olan bayan sporcuların sayısının erkek sporculardan daha yüksek olduğu gözlenmiştir (72).

2.1.3. PFAS'nda Değerlendirme

2.1.3.1. Hikaye

Ayrıntılı sorgulanmış hasta hikayesi ve fizik muayene PFAS tanısını doğrulamak, semptomların anatomik lokalizasyonunu tespit etmek ve eşlik eden risk faktörlerini ortaya çıkarmak için çok önemlidir (4, 73).

2.1.3.2. Fiziksel Değerlendirme

Fiziksel değerlendirmenin amaçları; PFAS'nun tanısının doğrulanması, ağrının kaynağının belirlenmesi, kuvvet-esneklikte yetersizlik ve alt ekstremitte dizilim bozukluklarının ortaya konması ile yaralanma mekanizmasının tespit edilmesidir (4, 15).

Pozitif PFAS bulguları her zaman hastanın semptomları ile uyumlu olmayabilir. Yapılan klinik çalışmalar PFAS olan hastalarda ve sağlıklı bireylerde biyomekanik veya dizilim bakımından farklılıkların yüksek düzeyde olmadığını göstermişlerdir (62, 73). Bu durum normal dizilimin sınırlarının ne olduğunu ve dizilim bozukluğunun nerde başladığını tanımlamadaki zorluklardan kaynaklanmaktadır. Sistematik yapılan fiziksel değerlendirmenin patellofemoral dizilim bozukluğundaki statik ve dinamik predispozan faktörlerin öne çıkarılmasında önemli rol oynadığı gösterilmiştir (4, 15, 73).

2.1.3.3. Görüntüleme

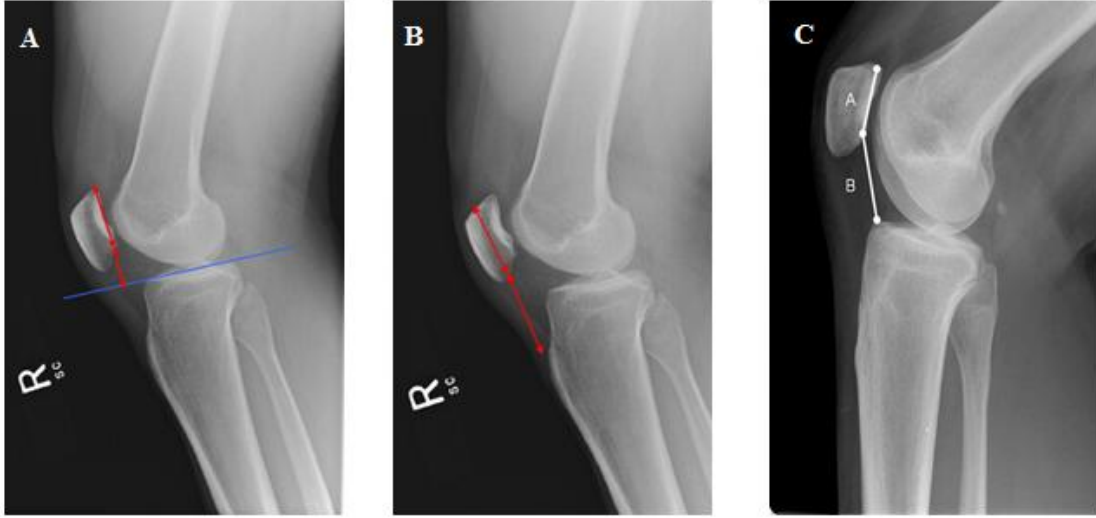
2.1.3.3.1. Radyolojik Değerlendirme

PFAS'nun tanısı öncelikle hasta hikâyesine bağlıdır. Radyografi ise hikaye ve fiziksel değerlendirmeye yardımcıdır (4, 73). Radyografik bulgular ile klinik şikayetler arasında iyi bir korelasyon yoktur ve genellikle semptomatik tarafı asemptomatik taraftan ayırt etmek zordur. Radyolojik görüntülemenin endike olduğu durumlarda, dizin düz filmleri (ön-arka, lateral ve aksiyel) ön diz ağrısının diğer etkenlerden (osteoartrit, serbest cisimler, gizli kırıklar vs.) ayırt edilmesi için yararlıdır (73).

Dizin standart ön-arka grafiğinde, tamamlayıcı ossifikasyon merkezleri, dejeneratif eklem hastalığı ve ilişkili olmayan diğer durumlar (kemik tümörü gibi) belirlenebilir (73). Lateral görüntüleme patellar yüksekliği değerlendirmede en yardımcı tekniktir. Literatürde bu amaçla kullanılan ölçüm tekniklerinden fazla sayıda mevcuttur (Blackburne-Peel Oranı, Insall-Salvati oranı ve Lyon School (Caton) oranı gibi) (74, 75, 76, 77).

Blackburne-Peel tekniği kullanımı kolay ve oldukça güvenilir bir metottur (73, 75). Literatürde, lateral grafinin patellar baja ve altayı değerlendirmede en uygun yöntem olduğu belirtilmiştir (4, 74, 75). Patella alta, patellar kemiğin normalden superiorda yerleşimli olması, patella baja ise patellar kemiğin normalden daha inferiorda yerleşimli olması demektir. Bu teknik ile patellanın eklem yüzünün

alt köşesinin tibianın latosuna olan uzaklığın, patellanın eklem yüzü uzunluğuna oranı ölçülmektedir (Şekil 2.6A) (73, 74, 75, 78).



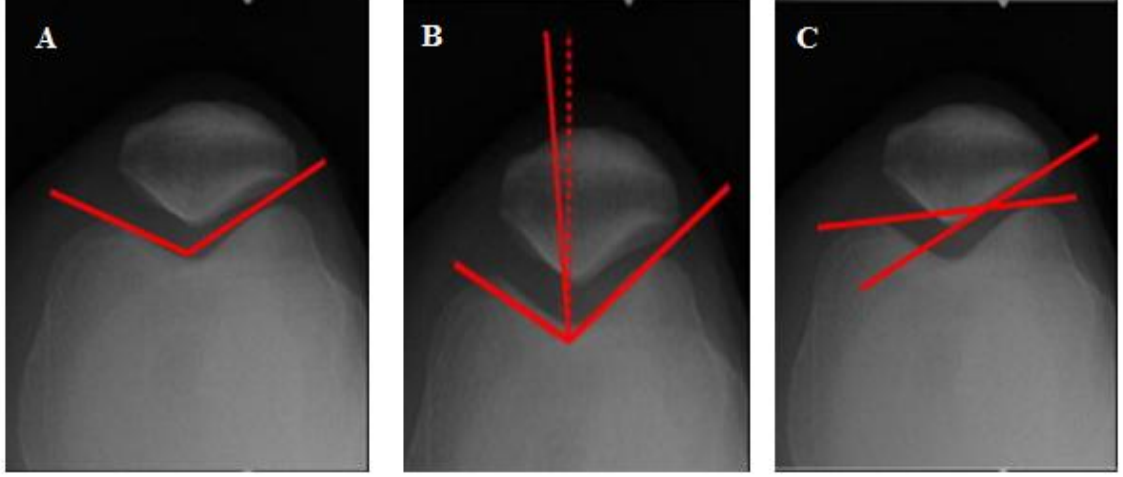
Şekil 2.6. Patellanın yüksekliği ile ilgili ölçümler, A. Blackburne-Peel Oranı, B. Insall-Salvati oranı, C. Caton oranı (78).

Insall-Salvati oranı, patellar tendonun uzunluğunun, patellanın uzunluğuna oranı ile belirlenir (Şekil 2.6B) (75, 78). Caton oranı ise tibianın anterosüperior eklem yüzeyinden patellanın inferior eklem yüzeyine olan mesafenin patellanın artiküler kenarının uzunluğuna bölünmesi ile hesaplanır (Şekil 2.6C) (77).

Aksiyel radyografiler en çok patellofemoral eklem hakkında bilgi sağlar. Dizin 30 ya da 45 derece fleksiyonunda grafi çekilir (78). Patellofemoral eklemdaki dejeneratif değişiklikler, patellanın osteokondrızis dissekansı, patellar morfoloji, patellar veya troklear dispilazinin değerlendirilmesi, retinakulumdaki ektopik kalsifikasyonun tespiti için kullanılır (73). Ayrıca patellanın troklear oluktaki pozisyonunu belirlemek için bu grafler yardım sağlar. Patellanın troklear oluktaki pozisyonu ve oryantasyonu sulkus açısı, uyum açısı ve lateral patellofemoral açı ile değerlendirilir (Şekil 2.7) (73, 76, 77, 78, 79, 80).

Sulkus açısı, medial ve lateral femoral kondillerin en yüksek noktası ile interkondiler sulkusun en düşük noktası tarafından oluşturulan açıdır (Şekil 2.7A). Bu açı özellikle terminal diz ekstansiyonunda lateral patellar tittle birlikte lateral

patellar yer değiştirmenin de belirleyicisi olan en önemli açıdır. Bu değerin artması, displazi ve patellar sublüksasyonu işaret eder (77, 78, 79).



şekil 2. 7. Patellanın troklear oluktaki pozisyonu ve oryantasyonunu değerlendiren açılar, A.Sulkus açısı, B. Uyum açısı, C. Lateral patellofemoral açı (78).

Uyum açısı, sulkus açısını tam ortadan bölen çizgi 0 referans noktası olarak kabul edilir ve bu referans noktası ile patellanın artiküler kenarının en yüksek noktasından sulkusun en alt noktasına çizilen hat arasında kalan açı olarak tanımlanır (şekil 2.7B). Patellofemoral eklem uyum derecesini değerlendirir. Patellar artiküler kenarın tepe noktası bu çizilen 0 referans hattının lateralinde kalıyorsa uyum açısı pozitif, medialinde kalıyorsa negatif olarak ifade edilir (78, 80).

Lateral patellofemoral açı, femur kondillerinden teğet geçen çizgi ile lateral patellar eklem yüzünden geçen açıdır. Normalde bu açının açıklığı laterale bakmalıdır, paralel ya da mediale bakması patolojik olarak değerlendirilmektedir (77, 78, 79). Fulkerson patellar tiltin değerlendirilmesinde lateral patellofemoral açının, sublüksasyonun değerlendirilmesinde ise uyum açısının kullanılmasını önermiştir (15) (şekil 2.7C).

2.1.3.3.2. Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans Görüntüleme

Bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) birçok PFAS hastası için gerekli değildir. MRG eklem kıkırdak yaralanmaları, bağ yaralanmaları, menisküs lezyonları, kondromalazik patella, patellar stres kırıkları ve serbest cisimlerin ayırıcı tanısı için kullanılabilir. Çünkü PFAS'nun belirtileri ile menisküs, kıkırdak ve eklem içi diğer problemlerin belirtileri sıklıkla karışmaktadır (4, 9).

Bilgisayarlı tomografi, femurun posterior kondillerini de içeren midpatellar transvers görünüm için en iyi yöntemdir. Patellanın tibial tüberkül ile ilişkisi de bu yolla değerlendirilebilir 0°, 15°, 30° ve 45° diz fleksiyon açılarında patellanın troklear oluğa girişi görüntülenerek patellofemoral dizilim değerlendirilir. BT'nin en büyük avantajı diz fleksiyonunun tüm açılarında çekilebiliyor olmasıdır (4, 78).

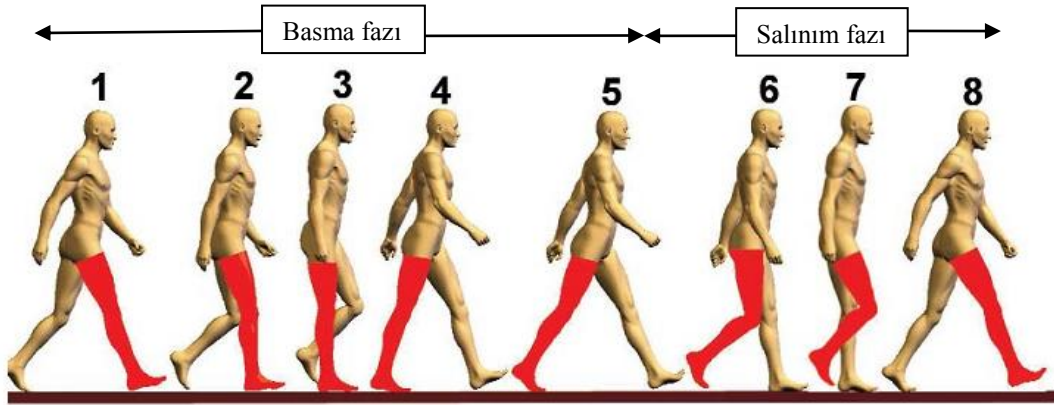
2.1.4. Tedavi

Patellofemoral ağrı sendromunun tedavisinde invaziv yaklaşımdan önce konservatif tedaviler tercih edilmelidir (46, 56, 81). Genelde konservatif olarak fizik tedavi ve rehabilitasyon ile tedavi edilir (82). Konservatif tedavi kapsamında buz uygulaması, nonsteroid antiinflatuar ilaç kullanımı, patellar bantlama, nöromusküler elektrik stimülasyonu, genel olarak kuadriseps (özellikle VMO parçası), hamstring, anterior tibialis ve gluteal kasları kuvvetlendirme, iliotibial bant, hamstring, lateral retinakulum, gastrosoleus gibi kısalmış yapıları germe, aktivite modifikasyonu, ayakta aşırı pronasyon için düzeltici ayak ortezleri-ark takviyesi ve uygun ayakkabı önerilmektedir (5, 46, 56, 81). Konservatif tedavinin PFAS olan hastaların % 75-84'ünde başarılı olduğu gösterilmiştir (4).

Dört-altı ay süresince konservatif tedaviye cevap alınamayan hastalarda en son tedavi seçeneği olarak cerrahi teknikler düşünülebilir. PFAS tedavisi amacıyla gerçekleştirilen cerrahi uygulamalar içerisinde lateral gevşetme, proksimal ya da distal düzeltme, eklem kartilaj prosedürleri, tibial tüberkülün elevasyonu, anteromedial tibial tüberkül transferi ve elevasyonu, parçalama prosedürleri ve patellektomi işlemlerinden biri veya birkaçı yer alabilir (48).

2.2. Yürüme

Yürüme, bir yerden bir yere hareket etmek amacıyla, en az biri sürekli yer ile temas halinde olacak şekilde, destek ve ilerlemek için iki alt ekstremitenin birlikte kullanılmasına denir. Başka bir deyişle yürüme, enerji sarfiyatının optimum düzeyde tutularak vücudun uzaysal ortamda düzgün bir biçimde ilerlemesi olarak tanımlanabilir (83, 84, 85). Yürümenin basma ve salınım olmak üzere temel iki fazı vardır. Bu fazlar ve bunlara ait alt fazları Şekil 2.8’de özetlenmiştir.



Şekil 2.8. Yürüme fazları: Basma fazı 1- ilk değme, 2- yüklenme, 3-basma ortası, 4- basma sonu, 5-salınım öncesi fazı, Salınım fazı ise 6- erken salınım, 7- salınım ortası ve 8- salınım sonu fazı olarak alt gruplara ayrılır (85).

Yürüme, kaslara gönderilen sinir sinyalleri yoluyla eklemlerin, kalçanın ve vücudun geri kalan bölümlerinin hareketini sağlayan, koordine edilmiş, karmaşık bir yapıdan oluşmaktadır (86). Yürüme eylemi komutu, merkezi sinir sistemi tarafından başlatılır ve yürüme sinyallerinin periferel sinir sistemine iletimi ile devam eder. Bunu, kasların kasılması, sinoviyal eklemlerde kuvvetin oluşması, antropometriye bağlı olarak iskelet segmentlerinin, eklem kuvvetlerinin ve momentlerinin regülasyonu takip eder. Son olarak, fonksiyonel yürüme olarak tanımlanan segmentlerin yer değişimi, hareket, meydana gelir ve yer tepki kuvveti (YTK) oluşur (84).

2.2.1. Yürüme Analizi

2.2.1.1. Tarihçe

Yürümenin karmaşık yapısı ve objektif değerlendirilmesinin güçlüğü, bilim adamlarını güvenilir ve daha detaylı inceleme yöntemleri geliştirmeye sevk etmiştir. Aristo M.Ö. 350 yılında eklem hareketlerine kas kasılmasının neden olduğunu bulmuş, bundan birkaç yüzyıl sonra da, Galen (M.S. 131-201) kas kasılmasının sinirler tarafından yönetildiğini iddia etmiştir. 1682'de Borelli, 19. yüzyılda ise Marey insan yürüyüşü ile ilgili dinamik çalışmalarını yapmışlardır (85).

Fotoğrafın icadıyla birlikte insan ve hayvanlarda hareket şekilleri detaylı olarak araştırılmaya başlanmıştır. 1870'lerde yürüyen veya hareket eden insanların fotoğrafının çekilmesi ve değerlendirilmesi gerçekleşmeye başlamıştır. 19. yüzyıl sonlarında ise Eadweard Muybridge yürüme analizi araştırmalarına büyük katkılar sağlamıştır. 1872 yılında bir atın dört ayağının da yerden kesilip kesilmediğini belirlemek amacıyla bir dizi özel kamera aracılığıyla çekilen fotoğraflarla atın dört ayağının da aynı anda havada olduğu bir anı görüntülemeyi başarmıştır. Muybridge, daha sonraları Pennsylvania Üniversitesi'nde hareket analizi araştırmalarına devam etmiş, 1877 yılında saniyenin 2000'de birinde resim çekebilme özelliğine sahip kameralar sayesinde hem hayvan hem de insan hareketleri üzerine çok çeşitli çalışmalar yapmış, ayrıntılı kitaplar yazmıştır (85).

2.2.1.2. Tanım

Yürüme analizi, yürüme olgusunun sayısal ve objektif olarak tanımlanması, değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır. Teknolojinin de gelişmesiyle birlikte, çeşitli kas iskelet sistemi problemlerinde araştırma, tanı koyma, tedavi programının belirlenmesi, tedavi etkinliğinin değerlendirilmesi ve takip amacıyla yürüme analizinin kullanımı her geçen gün çoğalmaktadır (85).

Klinik kullanımı dışında, günümüzde yürüme analizi ile birlikte kinetik ve kinematik değerlendirme yapıp ve bu değerlendirmelere pedobarografik ölçümlerin de eklenmesiyle biyomekanik çalışmalar yapılmaktadır. Özellikle, alt ekstremit

eklemlerinin biyomekaniğini inceleyen ve bu eklemlere yapılan rekonstrüksiyonların mekaniği hakkında yürüme analizi teknikleriyle gerçekleştirilen araştırmaların sayısı giderek artmaktadır. Ayrıca, osteoartrit ve instabilite gibi eklem bütünlüğünün bozulduğu patolojilerde yürüme analizi, eklem biyomekaniğinin klinik veya çalışma amacıyla değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (87).

2.2.2. Yürüme Analizi Yöntemleri

2.2.2.1. Gözlemsel Analiz ve Video Kaydı

Yürümeyi değerlendirmek amacıyla yapılan araştırmalarda, kayıtlarda eklemlerin tek tek incelenmesi gerekir. Normal yürüme için 8–10 metre uzunluğunda bir parkurda değerlendirme yapılabilirken, patolojik ya da yavaş yürüyen bireyleri değerlendirmek için daha kısa parkurlar kullanılabilir. Gözleme dayalı analiz yönteminde her zaman gerçek problem belirlenemeyebilir, çünkü kompensatuar hareketler baskın olabilir. Örneğin poliomyeliti olan bir hastada kuadriseps kasında kuvvet kaybı varsa bu hastada yürümenin basma fazında kompensatuar olarak diz hiperekstansiyonu belirgin olarak gözlenir. Fakat asıl problem olan kuadriseps zayıflığı gözlemleyerek tespit edilemez. Bu nedenle normal yürüme dinamiğini bozan nedenin tanısını koyabilmek için daha gelişmiş teknikler kullanmak gerekebilir (85, 87).

Video kaydında, birey yürürken frontal düzlem ve/veya sagittal düzlemden kayıtlar yapılır. Belirli bir eklemde sorunu olduğu bilinen hastalarda gerekli durumlarda yakın çekim yapılabilir. Bu gibi durumlarda video çekimleri için genellikle normal el kameraları yeterlidir. Daha sonra yapılan kayıtlar incelenerek ayrıntılı analizler yapılabilir (85, 87).

2.2.2.2. Kinematik ve Kinetik Analiz

Hareket incelenirken hareketi oluşturan kuvvetler dikkate alınmadan sadece hareketin değerlendirilmesine kinematik analiz denir. Bu analizde, gövdenin, pelvisin

ve alt ekstremitelerin üç düzlemdeki durumu, eklem hareket açıklıkları, doğrusal ve açısal hızları, ivmeleri ölçülür ve sayısal veri olarak kayıt edilir. Hareket süresince devamlı değişen eklem açılarını kaydedebilmek için ekstremitelerin belirli bölgelerine işaretleyiciler yerleştirilir. Bu işaretleyicilerden alınan sinyaller özel kameralar veya alıcılar tarafından kaydedilir ve veriler bilgisayar ortamında işlenir. Sonuç olarak yürüme periyodu boyunca her eklem için 3 düzlemdeki verileri hesaplanır. Algılanan hareketlerin üç boyutlu olarak kayıt ve analizi için senkronize çalışabilen en az 2 kamera olması gerekmektedir. Kinematik inceleme yapılmadan önce kameralar kalibre edilmelidir (85, 87).

Kinetik analizde ise hareketi oluşturan kuvvet komponentleri incelenir. Bu yöntemle sadece yer tepkimesi kuvveti vektörü kaydedilebilir. Bunun için kuvvet platformu kullanılır (85, 87).

2.2.2.3. Dinamik Elektromiyografi

Elektromiyografi (EMG), sinir ve çizgili kasların elektrik potansiyelinin incelenmesine dayanan bir tetkik yöntemidir. Bu yöntemde kullanılan tıbbi cihaza elektromiyograf, cihazın kaydettiği veriye elektromiyogram denir. Hareketin başlayabilmesi için merkezi sinir sisteminden gelen sinyallerin kas hücresinde aksiyon potansiyeli oluşturması gerekir. Merkezi sinir sistemindeki bir motor ünite uyarıldığı zaman sinir hücresinden kaynaklanan elektriksel uyarı aksonu boyunca ilerleyerek kas lifi üzerine ulaşır. Bu şekilde aksiyon potansiyelleri kayıt edilerek EMG elde edilir. EMG nöromusküler hastalıkların tanısında ve takibinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Yürüme analizi için statik EMG yerine hareket anındaki dinamik EMG ölçümü tercih edilmelidir. Dinamik EMG’de kişi yürürken meydana gelen kas aktivitesi iğne ya da yüzeysel elektrot aracılığıyla kaydedilir (85, 87).

2.2.2.4. Pedobarografik (Plantar Basınç Ölçümleri)

Pedobarografik ölçümler aracılığıyla plantar basınç (ayak taban basıncı) değerlendirmeleri 1980’li yılların başlarından itibaren başlamıştır. Pedobarografik değerlendirme yürüme analizinin bir tamamlayıcısıdır (88).

Yere temas eden ayak altındaki basınç dağılımı statik ve dinamik olarak ölçülebilir ve bu sonuçlar araştırmacıya ya da klinisyene nicel fonksiyonel değerlendirme imkânı sağlar. Sağlıklı bireylerde kullanılabileceği gibi ayak mekaniğinin bozulduğu ve buna bağlı ayakta meydana gelen patolojilerin değerlendirilmesi için de kullanılabilir (87).

Günümüzde plantar basıncı pedobarografi yöntemi ile ölçmek için sıklıkla kullanılan 2 yöntem mevcuttur.

Ayakkabı içi basınç ölçerler sayesinde ayak tabanındaki basınç dağılımı, hasta yürürken ayakkabı içine yerleştirilen küçük basınç ölçerler ile kaydedilir. Ancak bu sistem kullanımının pratik olmaması, kabloların rahatsızlık vermesi ve kolay yıpranması nedenleri ile yaygın olarak kullanılmamaktadır (85).

Basınç hücresi sistemleri ile ayağın altındaki basınç dağılımı, cm^2 'sinde 1-4 adet bağımsız basınç ölçen sensör bulunan platformlar sayesinde değerlendirilir. Bu sistemlerin avantajı yürümenin her fazında ayağın belirli bölgelerinde ve ayağın tümünde basınç dağılımının ölçülebilmesine olanak tanınmasıdır (85, 87).

Basınç levhalarında bulunun karelere bölünmüş sensör alanları sayesinde ayak tabanı altındaki basınçlar ölçülebilmektedir. Sensörler matris formatında yapılandırılmış ve değişik tipteki sensörler piezoelektrik, kapasitif veya resistif prensiplere bağlı olarak kullanılabilir. Piezoseramik materyaller ayak tabanı basıncını ölçmek için kullanılmaktadır. Bu tür materyallerin avantajı, iyi bir güvenilirliğe ve ani yüklerde düşük gecikme zamanına sahip olmasıdır. Fakat piezoseramik dönüştürücüler ısıdan etkilenmektedirler. Resistif dönüştürücüler, sensörün elektriksel direnci basınç ve kompresyon altında değişmekte, ayrıca elektrik direncine ve ısıya hassasiyet göstermektedir. Kapasitif dönüştürücüler arasında iletken olmayan bir katman ile ayrılmış iki metal levhadan oluşmaktadır. Bu iki metal levha arasındaki mesafe değişikçe dirençte değişiklik meydana gelmekte ve bu değişiklikler elektrik sinyallerine dönüştürülerek sistemde kayıt edilirler. Bu tür sistemlerin avantajı düşük maliyetli ve basit yapıya sahip olmalarıdır. Ayrıca ayak tabanlılığı gibi değişik şekillerde kullanılabilirler. Kapasitif sistemler iyi bir doğrusalığa sahip olmasına rağmen gecikme zamanı göz önüne alınmalıdır (89).

Yürüme sırasında, ayak tabanında meydana gelen basınç yere, büyüklüğü aynı fakat ters yönlü bir kuvvet vektörü ile karşılık verir ve bu kuvvet yer tepkime

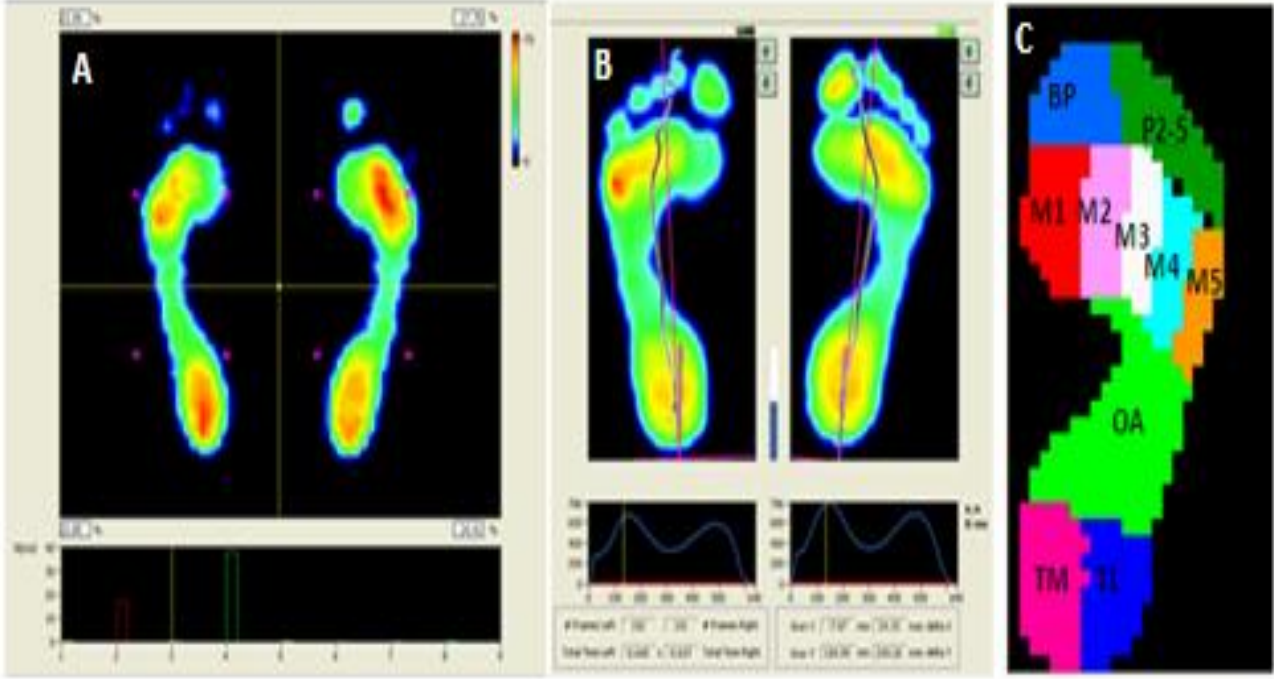
kuvveti vektörü olarak adlandırılır (90). Son yıllarda ayak tabanı basınç ölçümünde geliştirilen yeni yöntemlerin giderek yaygınlaşmasıyla metatars başlarına ve taban bölgelerine düşen yükün nicel olarak ölçülmesi mümkün hale gelmiştir. Ayakaltı basınç dağılımı ölçümleri, zemin ile ayak arasındaki "yer reaksiyon veya tepkime kuvvetini" ölçen kuvvet levhaları (pedobarografi) sayesinde gerçekleştirilir. Ölçülen kuvvet "basınç merkezi" olarak adlandırılır. Newton'un hareket kanunları kullanılarak, ters dinamik adı verilen yöntemle sensörlerden alınan verilerden (kinematik) eklem reaksiyonları (kinetik) hesaplanır. Bu bilgiler, dışsal kuvvetlerin ölçümü için kullanılır ve basma fazında yük dağılımı ile ilgili bilgi verir. Yapılan pedobarografik değerlendirme, ayaktaki tüm yükün değil, her cm^2 'ye düşen basıncın ölçülmesine imkân tanır (85).

$$\text{Basınç} = \text{Kuvvet (N)} / \text{alan (m}^2\text{)}$$

Basınç için kullanılan uluslararası birim Paskal'dır ve 1 m^2 'lik bir alana 1 N kuvvetinde yapılan basınç olarak tanımlanır. Bu basıncın çok küçük olmasından dolayı 1 cm^2 'ye uygulanan $0,1 \text{ N}$ 'luk ($0,1 \text{ N/cm}^2$) basınç olan Kilopaskal (kPa) daha sık kullanılmaktadır (91).

Pik basınç analizleri yürümenin duruş fazında meydana gelen en yüksek bölgesel plantar basınç hakkında bilgi verir. Yüksek basınç olan bölgeler özellikle diyabetik popülasyonda ülser oluşumuna karşı önlem alma amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır (92, 93, 94). Ayağın hem yapısal hem de fonksiyonel özellikleri pik basıncın artmasında önemli rol oynarlar. Fakat pik basınç belli bir lokal bölgedeki anlık basıncı gösterir ve bu nedenle tüm ayak altı basıncı olarak nitelendirilmemelidir. İmpuls (basınç-zaman integrali), orta duruş fazında meydana gelen basıncın süresini ifade eder. Pik basıncın zamana göre düzeltilmesidir ve yüzde (%) veya Ns/cm^2 olarak ifade edilebilir. İmpuls belli bir bölge altındaki gerçek yüklenmeyi verdiği için özellikle diyabetik ayaklarda çok önemli bir veridir (89, 94).

Ölçümler statik ve dinamik olarak gerçekleştirilebilmektedir. Platform üzerinde hareketsiz bir şekilde dururken alınan ölçüm statik olarak değerlendirilirken, yürüme parkurunun ortasına yerleştirilmiş olan platform üzerinden yürüyerek geçilmesi ise dinamik ölçüm olarak değerlendirilmektedir (Şekil 2.9).



Şekil 2.9. Footscan® cihazına ait ölçüm örnekleri. A. Statik ölçüm; Ayak altındaki 4 bölgedeki yük dağılımı (%). B. Dinamik ölçüm ekranı. C. Ayak haritasında pik basıncın hesaplandığı 10 bölge.

Plantar basınç değerlendirmesi yürüme analizi laboratuvarının bir parçası olabilir ya da bir laboratuvar veya doğrudan tedavi seçenekleri ve hasta eğitimi için klinik bir ortamda bağımsız olarak gerçekleştirilebilir. Plantar basınç değerlerinin atipik olduğu tespit edildiğinde, bu bilgi ayakkabı değişiklikleri, ayak ortezleri, egzersiz programları ve ağırlık taşıma miktarında kısıtlamalar aracılığıyla bir hastanın tedavi programını modifiye etmek amacıyla kullanılabilir (3).

Ayak ve ayak bileği, yürüme ve diğer fonksiyonel aktiviteler esnasında vücut ağırlığını taşır ve vücut ilerlerken gerekli desteği sağlar. Bu nedenle plantar basınç ölçüm verileri ayak ve ayak bileği fonksiyonları hakkında önemli bilgiler vermektedir. Çünkü ayak ve ayak bileği bu aktiviteler sırasında ağırlık taşıma ve ağırlık aktarma için gerekli olan destek ve esnekliği sağlar. Plantar basınç ölçüm verileri diyabet ve periferik nöropati değerlendirmesinde de önemli bir unsur olarak bilinmektedir, ayrıca bu verilerden elde edilen bilgiler aynı zamanda çeşitli kas-iskelet sistemi, nörolojik bozukluklar ile ilişkili sorunların belirlenmesi ve tedavisinde yardımcı olabilir (3). Ek olarak, bu veriler alt ektremite problemlerinin

belirlenmesi, spor biyomekaniği ve sakatlıklardan korunmak için yapılan yürüme ve postür araştırmaları için de önemlidir. Basınç sistemlerinden elde edilen bilgiler, araştırma yönünden planlar basınç ve alt ekstremite postürü arasındaki ilişkiyi belirlemedeki birçok soruyu cevaplama açasından yararlı olmaktadır (3).

Plantar basınç ölçümleri yorumlanırken, ayak tabanı altındaki plantar basınç dağılımında bazı faktörlerin etkisi olduğu dikkate alınmalıdır. Bunlardan en önemlileri yürüme ya da koşma hızı (95, 96, 97, 98), cinsiyet (98, 99), ayak yapısı ve ayak tipi (100, 101), alt ekstremite patolojileri (42, 102, 103), vücut ağırlığı (104), yürüme simetriğidir (105).

Plantar basınç dağılımını analiz etmek için ayak genellikle 3 bölgeye ayrılır; ön ayak (ayak uzunluğunun %40'ı), orta ayak (ayak uzunluğunun %30'u) ve arka ayak (ayak uzunluğunun %30'u) (92, 106). Farklı ayak tiplerinin varlığından dolayı orta ayak bölgesi tercihe göre analize dâhil edilebilir (106) veya dışlanabilir (107). Ayak alt bölümlere ayrılması için prosedürler bireysel kararlara bağı kalmıştır ve subjektiftir. Bu konuda belirlenmiş bir standart yoktur. Çalışmanın amacına göre ayak istenilen alt bölümlere ayrılabilir (88). Çalışmanın amacına göre ayak bölgelerinin sayısında ve lokalizasyonunda farklılık literatürde mevcuttur (107, 108). Kullanılan diğer yöntemlerin yanı sıra, yürüme esnasında ayağın topuktan parmak uçlarına kadar geçen basma süreci sonucu oluşan kinetik zincirin indirek olarak değerlendirilmesinde taban basınç dağılımının incelenmesi kullanılmaktadır (35). Örnek olarak, ayak tabanının medial alanında meydana gelen yüksek basıncın alt ektremite sakatlıklarına sebep olduğu bildirilmiştir (107). Başka bir çalışmada ise PFAS'li bireylerde yürümenin topuk vuruşu fazında ayağın daha az pronasyon yaptığı ve basma sürecinin daha çok laterale kaydığı bulunmuştur (5).

Plantar basınç dağılımı bulguları ve bunların alt ektremite yaralanmaları ve ağı ile ilişkisi hakkında literatürde fikir birliğine varılamamıştır (35). Ek olarak, plantar basınç dağılımının değerlendirilmesi lokomotor görevler sırasında adapte edilen alt ektremite motor becerilerindeki ayak-zemin etkileşimini ačíklayarak PFAS rehabilitasyonunun bilimsel temelini artırmaktadır (42). PFAS olan bireylerde aşırı veya uzamış ayak pronasyonu ve arka ayak eversiyonunu araştıran kinematik çalışmalarda çelişkili sonuçlar bulunmuştur. Bazı araştırmacılar, PFAS olan bireylerdeki lokomotor aktivitelerde daha fazla pronasyon bulurken (103, 109), bazı

araştırmacılar ise aşırı ya da uzamış arka ayak pronasyonu ve PFAS'nun bir arada oluştuğuna ilişkin bir kanıt tespit etmemişlerdir (110). Çıplak ayakla yürüme esnasında PFAS ve ayağın lateral kısmının kullanımı arasında ilişki bulunmaktadır (5). PFAS olan kişilerde ayağın topuk vuruşu sırasında daha az pronasyona uğraması ve ayağın ilerlemesi sırasında yine ayağın lateral tarafının kullanılması bu ilişkiyi açıklamaktadır (35).

2.2.2.5. Enerji Tüketimi Ölçümleri

Enerji tüketimi pek çok değişik süreçler sırasında gerçekleşir (111).

Bunlar;

- Vücudun bazal metabolik fonksiyonları (bazal metabolizma hızı)
- Çeşitli fiziksel aktiviteler
- Besinlerin sindirimi, emilimi ve işlenmesi
- Vücut ısısının devamının sağlanması

Bu süreçlerin herhangi biri esnasında harcanan enerji miktarını hesaplamak için kullanılan en geçerli yöntemlerden biri kişinin tükettiği oksijen (O₂) miktarını belirlemektir. Tüketilen O₂ miktarının ve üretilen CO₂ miktarının indirek kalorimetri yöntemiyle ölçülmesi sonucu enerji tüketimi hakkında doğru tespitler yapılabilmektedir (84, 91).

Enerji tüketimi ölçümleri, egzersiz fizyolojisi alanında sıklıkla kullanılan fonksiyonel bir değerlendirme yöntemidir. Bu sistemde inspire ve ekspire edilen havadaki oksijen ve karbondioksit değerleri analiz edilerek hesaplanır. Eğer verilen hava hacmi ve oksijen miktarı ölçülürse verilen zaman birimi içerisindeki tüketilen oksijen miktarı hesaplanabilir. Ayrıca, üretilen karbondioksit miktarı ölçülebilir ve oksijen tüketimi ile oranlanarak hangi tür metabolizmanın (aerobik / anaerobik) baskın olarak kullanıldığı da tespit edilebilir. Ek olarak, bireylerin bir metre mesafenin katedilmesi sırasında vücut ağırlığı (kg) başına tükettikleri oksijen miktarı (oksijen maliyeti) hesaplanarak yürümenin etkinliği de hesaplanabilir (85). Enerji tüketimi ölçümleri rehabilitasyon alanında da, mevcut patolojinin veya yetersizliğin yürüme üzerine olan etkilerini değerlendirmede de kullanılmaktadır. Ampute hastalarda farklı protez uygulamalarında, protezlerin etkinliğinin karşılaştırılmasında

(25, 26), çeşitli ayak deformitelerinin yürümenin etkinliği üzerine olan etkilerinin araştırılmasında (27, 28) enerji tüketimi ölçümleri araştırmacıya objektif veriler sağlamaktadır.

2.2.2.5.1. Enerji Sistemleri

Hareket sırasında hareketin hızı ve şiddeti ile kullanımı değişen iki temel enerji kaynağı vardır. Bunlar, aerobik ve anaerobik metabolizmalardır (112, 113).

2.2.2.5.1.1. Aerobik Metabolizma

Aerobik metabolizma karbonhidratların, yağların ve gerekli durumlarda proteinlerin oksijen kullanılarak yıkılıp piruvik aside dönüşmesi ve bu sırada karbondioksit ve suyun oluşması ile sonuçlanan bir seri kimyasal reaksiyonlardan oluşur ve ATP üretilir. Yürümenin veya hareketin süresi 1-3 dakikanın üzerine çıktığı zaman ve uzun süre devam ettiğinde genel baskın olan enerji sistemi aerobik enerji sistemidir (112, 113).

2.2.2.5.1.1.1. Aerobik Glikoliz

Bu sistemde üretilen ara ürün piruvik asittir. Oksijenin varlığında karbondioksit ve su oluşur. Oksijen metabolik olaylar sırasında hidrojen alıcı olarak görev yapar ve piruvik asidin laktik aside dönüşmesini engeller. Bu reaksiyon sonucu ATP elde edilir (112, 113).

2.2.2.5.1.1.2. Yağların Beta Oksidasyonu

Trigliseritler 1 mol gliserol ve 3 mol serbest yağ asitlerinden oluşur. Bir mol trigliseritin parçalanması sonucu oluşan 1 mol gliserol glukozaya dönüşebilir ve bu sayede glikolitik yollarla parçalanabilir. Fakat parçalanma sonucu oluşan 3 mol yağ asitinin krebs çemberine girebilmesi için Asetil-CoA'ya dönüştürülmesi

gerekmektedir. Bu dönüşüm olayları beta oksidasyon adı verilen kimyasal reaksiyonlar zincirinde meydana gelir (112, 113).

2.2.2.5.1.1.3. Krebs Döngüsü

Krebs döngüsü, trikarboksilik asit döngüsü veya sitrik asit döngüsü olarak da adlandırılır. Krebs döngüsü sırasında CO₂ oluşumu ve elektronların uzaklaştırılması meydana gelir. Krebs döngüsü reaksiyonları mitokondride meydana gelir. Bu reaksiyonlar sırasında karbonhidratlar, yağlar ve gerekli durumlarda proteinler parçalanırlar ve elektronlar karbon atomundan, elektron taşıma sistemine taşınmak üzere hidrojen atomu olarak uzaklaştırılırlar (112, 113).

2.2.2.5.1.1.4. Elektron Taşıma Sistemi

Bu sistemdeki kimyasal reaksiyonlar krebs döngüsünde olduğu gibi mitokondrilerde gerçekleşir. Bu reaksiyonlar sırasında oksijen kullanılır. Krebs çemberinde taşınan hidrojen iyonu ve elektronlar bazı kimyasal reaksiyonlar sonucu oksijene transfer edilir ve su meydana gelir ve bu sırada ATP üretimi gerçekleşir (112, 113).

2.2.2.5.1.2. Anaerobik Metabolizma

Anaerobik metabolizmada ise, sadece karbonhidratların oksijen kullanılmadan kısmen parçalanması ile laktik aside dönüşümünü içerir.

2.2.2.5.1.2.1. ATP-PC (Fosfojen) Sistemi

ATP, kas yapısında da bulunan kimyasal bir bileşiktir ve kas içerisinde yaklaşık 19-23 mmol/kg ATP-Kreatin Fosfat depolanır. Kısa süreli maksimal egzersizlerin enerji ihtiyacı bu sistem tarafından karşılanır. Adenin, riboz ve üç fosfat kökünün bileşiminden oluşmuştur. ATP'den bir fosfatın ayrılması sonucu adenozin difosfata (ADP) dönüşür. Kreatin fosfat (CP) kas içerisinde yüksek enerji veren diğer

bir fosfat bileşimidir. ATP'nin parçalanması sonucu oluşan ADP ile bağlanarak tekrar ATP oluşumunu sağlar (112, 113).

2.2.2.5.1.2.2. Laktik Asit Sistemi (Anerobik Glikoliz)

Glukozun ve glikojenin oksijen yokluğunda kısmen parçalanması sonucu pirüvik asit ve bu parçalanmaya bağlı olarak ATP elde edilir. Kaslarda yeterli oksijen bulunmaz ise pirüvik asit laktik asite dönüşür. Sistem fosfojen sistemi ile sağlanan aktiviteye (15 saniye) ek olarak 30-40 saniye süreyle kasların maksimal kasılmasını sağlayacak enerjiyi üretir. Eğer egzersiz süresi uzarsa kaslarda biriken laktik asit miktarı artar ve asit-baz dengesi bozulur. Bunun sonucu bazı fizyolojik fonksiyonlar etkilenir ve ATP üretimi yavaşlar. Bundan dolayı aerobik sistem baskın olarak devreye girer ve birikmiş olan laktik asit glikoz ve pirüvik aside parçalanır (112, 113).

2.3. Yürüme Enerji Tüketimi

Yürüme esnasında hızlanma, frenleme ve şok absorpsiyonu için belirli bir miktar enerji tüketilir. Şok absorpsiyonu ve frenleme için harcanan enerji hızlanma için harcanandan daha fazladır. Normal yürüme esnasında enerji tüketimi yaklaşık 10,5 kJ/dk (1,74 kkal/dk)'dır. Ancak normal yürümede meydana gelen değişiklikler enerji tüketiminde artışlara sebep olur. Çünkü yürüme siklusunun bozulduğu durumlarda, gövde ve alt ekstremitelerde enerji tüketimini arttıran birtakım kompensatuar hareketler ortaya çıkar. Tüm vücut kalorimetresi ile yürüme gibi karmaşık bir aktivite sırasında tüketilen enerji miktarı en doğru şekilde ve kesin olarak hesaplanabilir. Bu ölçüm yönteminde birey kapalı bir ortamda yürütülerek aynı anda vücut ısısı ölçülür. Fakat bu yöntem uygulanabilirlik bakımından pratik olmadığı için enerji tüketimi indirek kalorimetri yöntemi aracılığıyla, solunum havasındaki O₂ tüketimi esas alınarak hesaplanır (85, 87).

Yürüme sırasında harcanan enerji miktarını belirlemek için kullanılan en yaygın metotlardan biri bireyin tükettiği oksijen (O₂) miktarını belirlemektir. İndirek

kalorimetri yöntemi kullanılarak, gazlar analizör vasıtasıyla, sıcaklık, basınç ve nem düzeltilmesi uygulandıktan sonra O₂ tüketimi hesaplanabilir (86, 91).

Enerji tüketimi, dakikada harcanan O₂ (L/dk) miktarı, bireyin ağırlığı başına dakikada kullandığı O₂ miktarı (ml/kg/dk) ve bireyin 1 metrede ağırlığı başına kullandığı O₂ miktarı (ml/kg/m) olarak belirlenebilir.

Bireyin maksimum bir efor sırasında 1 dakikada ağırlığı başına kullandığı O₂ miktarına maksimum O₂ tüketim kapasitesi (VO_{2Maks}) denir. Tercih edilen yürüme hızında (80 m/dk) birey maksimum O₂ tüketim kapasitesinin yaklaşık %38'ini kullanır (85). Enerji tüketimi bazı biyomekanik düzeltmeler sayesinde daha düşük seviyede tutulabilir (85, 86).

Diz bölgesinde meydana gelen herhangi bir patolojik durum, yürümenin bozulmasına ve dolayısıyla yürüme hızının düşmesine sebep olur. Kas zayıflığı, ağrı, eklem deformitesi ve instabilite bireylerde enerji tüketimini artırmaktadır (114). Diğer yandan, diz bölgesi deformitesi (osteoartrit) obez kişilerde enerji tüketiminin artmasına sebep olmaktadır (115). Ek olarak, yürüme sırasında artritli bireyler normal bireylerden daha fazla enerji sarfiyatına (metre başına tükettikleri oksijen miktarı) sahiptir (116). PFAS'lu bireylerin VMO ve VL kaslarındaki dengeleme sorunundan kaynaklı diz ektensör kaslarının zayıf olması bu bireylerin enerji tüketimini yükseltebilir (117).

2.4. Tercih Edilen Yürüme Hızı

Yürüme sırasında lokomotor beceri ve fonksiyonları değerlendirmek için kullanılan tercih edilen yürüme hızı (TEYH) yürüme performansının iyi bir göstergesi olarak bilinmektedir (118). TEYH günlük yaşantımızda yaptığımız aktivitelerin büyük bir kısmında kullanılır (119). Normal bireylerde TEYH ortalama 80 m/dk'dır ve bir yürüme döngüsü süresi 1 saniyeden biraz fazladır. TEYH'nin üstünde yapılan yürümelerde diz ve bilek eklemlerindeki kinematiklerin değiştiği bulunmuştur. Yürüme hızının artmasıyla birlikte orta duruş fazında diz fleksiyonu artmaktadır (91). Yapılan çalışmalar, iskelet kaslarında ve tendonlarda meydana gelen yapısal ve fonksiyonel değişikliklerin yürüme hızını etkilediğini göstermektedir (120). Bireylerin en düşük enerji tüketimi seviyesinde veya buna

yakın yürüme hızlarını tercih ettikleri bilinmektedir (121, 122). Normal ağırlıktaki yetişkinlerde, birim uzaklıkta harcanan enerji ile yürüme hızı ilişkisi U-tip grafik oluşumu şeklindedir (121). Normal bireylerde en düşük enerji tüketimi ortalama 1,4 m/s (5km/sa ve 3 mil/sa) yürüme hızında meydana gelmektedir ki bu hız normal ağırlıktaki sağlıklı bir bireyin tercih ettiği ortalama yürüme hızıdır (122). Bu durum aerobik kapasitenin yaklaşık %36'sının kullanımını gerektirmektedir (122).

2.5. Algılanan Eforun Zorluk Derecesinin Belirlenmesi

Bireyin egzersiz veya fiziksel aktivite sırasında algıladığı zorluk derecesini ölçmek için Borg skalası sıklıkla kullanılan bir yöntemdir (123). Bu skala, Prof. Dr. Gunnar Borg tarafından 1980'lerde geliştirilmiş, 6 (hiçbir şekilde zorlanma yok) ile 20 (en üst düzeyde ağır) arasında değişen bir ölçektir (Şekil 2.10).

6	Hiçbir Şekilde Zorlanma Yok
7	Son derece hafif
8	
9	Çok Hafif
10	
11	Hafif
12	
13	Kısmen Ağır
14	
15	Ağır
16	
17	Çok Ağır
18	
19	Çok Fazla Ağır
20	En Üst Düzeyde Ağır

Şekil 2.10. Algılanan eforun zorluk derecesi (Borg) skalası (124).

Bireyin egzersiz veya fiziksel aktivite sırasında efor sarf ederken ne kadar zorlandığı bu skala yardımı ile belirlenebilir. Bu durumda birey, 6 ile 20 arasında belirlenen sayılara denk gelen açıklamalara bakarak o anki durumunu ifade eden bir sayı belirler ve bu sayı bireyin “algılanan eforun zorluk derecesi” olarak tanımlanır (124).

2.6. Solunumsal Oran

Hücre seviyesinde gerçekleşen reaksiyonlar sırasında birim zamanda üretilen karbondioksit miktarının tüketilen oksijen miktarına oranına solunumsal oran (RQ= Respiratory Quotient) denir. Bu oran yapılan egzersizin şiddetini belirlemede kullanılır (125, 126). Bu değer, egzersiz türüne ve beslenmeye bağlı olarak değişir. Ayrıca maksimum şiddette yapılan egzersizlerde egzersizi sonlandırma kriteri olarak da kullanılır (127).

2.7. Fiziksel Aktivite Değerlendirme Anketi

Fiziksel aktivite ve sağlığın geliştirilmesine yönelik çalışmaların başlaması ile birlikte fiziksel aktivite ölçüm tekniklerinin kullanımı ve geliştirilmesi oldukça önemli hale gelmiştir. Literatürde fiziksel aktivitenin ölçümüyle ilgili çok sayıda yöntem bulunmakla birlikte bu yöntemlerin sonuçlarının birbirlerine olan üstünlüklerini karşılaştırmak zordur (128). Bu yöntemler arasında doğrudan gözlem yapmak, fiziksel aktivitenin kaydedilmesi, günlükler, hareket algılayıcıları ile aktivite monitorizasyonu (akselerometre, pedometre, kalp hızı monitörleri), direkt ve indirek kalorimetre yer almaktadır (129). Uygulanabilirliğinin kolay ve maliyetinin düşük olması nedeniyle, birçok araştırmacı anket uygulamalarını tercih etmektedir. Fiziksel aktivitenin değerlendirilmesinin zor olması, araştırmacıları, dünya genelindeki popülasyon çalışmalarında standart bir anketin oluşturulmasına yönelik çalışmalar yapmaya yönlendirmiştir. Sonuçta, çeşitli ülkelerden araştırmacılar, Dünya Sağlık Örgütü ve Hastalığın Kontrolü ve Korunma Merkezi'nin de destekleri sayesinde Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi (UFAA)'ni geliştirmişlerdir (130, 131, 132). Bu anketin uluslararası geçerlilik ve güvenilirlik çalışmaları Craig ve ark.

(130), Türkçe geçerlilik ve güvenilirlik çalışması ise Öztürk ve ark. (131) tarafından yapılmıştır.

Bu anketin kısa ve uzun olmak üzere 2 formu bulunmaktadır. Kısa form 7 sorudan oluşmakta ve yürüme, orta-şiddetli ve şiddetli aktivitelerde harcanan zaman hakkında bilgi vermektedir. Oturmada harcanan zaman ayrı bir başlıkta sorgulanmakta ve ayrı olarak değerlendirilmektedir. Bu formun toplam skorunun belirlenmesi yürüme, orta şiddetli aktivite ve şiddetli aktivitelerin süre (dakika) ve frekans (gün) toplamını içermektedir (132).

Uzun form ise 27 sorudan oluşmaktadır. Bu kısım, ev işi, bahçe işi, iş aktivitesi, ulaşım ve boş zaman aktivitelerini detaylı olarak değerlendirmektedir. Bütün aktivitelerin değerlendirilmesinde her bir aktivitenin tek seferde en az 10 dk yapılıyor olması ölçüt alınmaktadır. Oturmada harcanan zaman ayrı olarak skorlanmakla birlikte kısa formda olduğu gibi toplam skora dahil edilmemektedir (132).

Hesaplamalar sonucunda MET-dakika (1 MET = 3,5 ml/kg/dk) olarak bir skor elde edilmektedir. Bir MET-dakika, yapılan aktivitenin dakikası ile MET skorunun çarpımı ile hesaplanmaktadır.

UFAA verilerinin analizi için aşağıdaki değerler kullanılmaktadır:

- Yürüme = 3,3 MET
- Orta şiddetli fiziksel aktivite = 4,0 MET
- Şiddetli fiziksel aktivite = 8,0 MET.

Örneğin, haftada 3 gün 30 dakika yürüyen bir kişinin yürüme MET-dk/ hafta skoru; $3,3 \times 30 \times 3 = 297$ MET-dk/ hafta olarak hesaplanmaktadır.

Sonuç olarak fiziksel aktivite düzeyleri, fiziksel olarak aktif olmayan (<600 MET- dk/hafta), fiziksel aktivite düzeyi düşük olan (600 – 3000 MET-dk/hafta) ve fiziksel aktivite düzeyi yeterli olan (sağlık açısından yararlı olan) (>3000 MET-dk/hafta) şeklinde sınıflandırılmaktadır (132).

2.8. Yaşam Kalitesi Değerlendirme Anketi - Short Form- 36

Kısa Form 36 (SF-36) 1988 yılında geliştirilmiş olup sağlıkla ilgili yaşam kalitesi ölçeği olarak adlandırılan fakat aynı zamanda genel sağlık durumunu da

değerlendiren ölçeklerden en sık kullanılanlardan birisidir (133). SF-36 çeşitli dillere çevrilmiştir. Türkçe güvenilirlik ve geçerlilik çalışması Koçyiğit ve ark. (134) tarafından 1999 yılında yapılmıştır. Sıklıkla kullanılan geniş içerikli bir yaşam kalitesi anketi olup hem fiziksel hem ruhsal yönden sağlığı değerlendirmeye yardımcı olur (133).

SF-36, 8 sağlık boyutunun değerlendirilmesine olanak tanır ve 36 sorudan oluşur:

- 1- Sağlık sorunlarına bağlı olarak fiziksel aktivitelerdeki kısıtlılıklar (10 soru)
- 2- Duygusal veya fiziksel sorunlar nedeniyle sosyal aktivitelerdeki kısıtlılıklar (2 soru)
- 3- Fiziksel sağlık sorunlarına bağlı rol kısıtlılıkları (4 soru)
- 4- Duygusal sorunlara bağlı rol kısıtlılıkları (3 soru)
- 5- Ağrı (2 soru)
- 6- Enerji/vitalite (4 soru)
- 7- Ruhsal sağlık (5 soru)
- 8- Sağlığın genel algılanması (5 soru)

Kısa sürede doldurulabilmesi, sağlık durumunun hem olumlu hem de olumsuz yönlerini değerlendirebilmesi ve diğer ölçeklerden daha duyarlı olması SF-36'nın en önemli avantajlarıdır (135). Her bir boyuttaki soruların en az yarısı cevaplanırsa skor hesaplanabilir. Sonuçta tek bir toplam puan vermek yerine her bir alt boyut içindeki maddeler önce puanlanır, daha sonra puanlar toplanarak, her bir boyut için ayrı ayrı toplam puan vermektedir. Puanlar "0-100" arasında değişmekle birlikte "0 puan" en kötü sağlık durumunu gösterirken "100 puan" en iyi sağlık durumunu göstermektedir (133).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Hasta ve Kontrol Gruplarının Oluşturulması

Çalışmamızın hasta ve kontrol grubunu Mersin Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksek Okulu'na devam eden gönüllü öğrenciler oluşturmaktadır. Fiziksel ve radyolojik muayene ile PFAS tanısı konulması için şüpheli ön diz ağrısı olan sporcu bireyler Mersin Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Polikliniği'ne yönlendirildi. Klinik muayene ve radyolojik sonuçları PFAS ile uyumlu olan yaşları 19–25 yıl arasında değişen 40 sporcu hasta grubunu oluştururken herhangi bir alt ekstremite problemi olmayan yaşları 18–27 yıl arasında değişen 42 sporcu ise kontrol grubunu oluşturdu. Test öncesi bireylerin fiziksel aktiviteye hazır olup olmadığı PAR-Q anketi uygulanarak değerlendirildi (136). Çalışmaya dahil edilme ve dışlanma kriterleri aşağıda belirtildiği gibidir.

Dahil edilme kriterleri:

- En az 6 aydır devam eden unilaterale ön diz ağrısı
- Patellofemoral ağrı sendromunun karakteristik belirtilerinin olması

Dışlanma kriterleri:

- Herhangi bir aktif enfeksiyonu, otoimmün veya periferale vasküler hastalığı olan, kronik sistemik inflamatuvar hastalığı veya metabolik hastalığı olan bireyler
- Bayanlarda düzensiz menstrual siklus
- Son altı ayda dizine intraartiküler enjeksiyon uygulananlar
- Son altı ayda PFAS nedeniyle fizik tedavi uygulanan hastalar
- Lomber spondilolistezis veya herniasyonu olan hastalar
- Tek veya iki taraflı kalça ve/veya diz osteoartriti olan hastalar
- Patella, femur, tibia veya ayak kemiklerine ait herhangi bir kırığı veya çıkığı olan hastalarla, konjenital patella dislokasyonu veya sublüksasyonu, akut bursit veya tendinit, kronik ayak bileği instabilitesi, plantar fasciitis veya plantar ülser ve topuk dikenli olan hastalar
- Diz cerrahisi öyküsü olanlar

- Diz eklemi üzerinde cilt lezyonu olanlar
- Aynı dizde klinik olarak ileri derecede menisküs yırtığı veya ligaman lezyonu olanlar , plica sendromu olanlar
- Yürüme mekaniğini bozabilecek major ayak ark ve diğer bozuklukları (pes planus, pes kavus, ekinovarus, aşırı pronasyon, supinasyon, arka ayakta varus ve valgus) olanlar
- Egzersiz testine engel olacak kardiyovasküler hastalıkları bulunanlar
- Kardiak pace-maker taşıyanlar

“Patellofemoral ağrı sendromu olan sporcuların yürüme enerji tüketimlerinin ve plantar basınç dağılımlarının incelenmesi” konulu bu araştırmamız için Mersin Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu’nun 06.09.2012 tarihli, 2012/301 sayılı kararı ile onay alınmıştır. Araştırmaya katılan bütün bireylere çalışma öncesi ilk görüşmede, araştırmanın amacı, süresi, yapılacak uygulamalar, karşılaşılabilecek problemler, kullanılan sorgulama formları ve ne amaçla kullanıldıkları hakkında yazılı ve sözlü olarak bilgi verilmiştir. Mersin Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından belirlenen standartlara uygun olarak “Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu”nun teste katılan bireyler tarafından doldurulması sağlanmıştır.

Bütün bireylerin kişisel bilgileri ve hastalık bilgileri hazırlanan “Takip Formu’nda” toplandı. Takip formu: Hastanın adı-soyadı, yaş, cinsiyet, boy, vücut ağırlığı, meslek, medeni durum, eğitim durumu, sigara kullanımı, adres ve telefon bilgileri, dominant ekstremite, etkilenen ekstremite, semptomların süresi, daha önce aldığı tedaviler, mevcut ortez, tabanlık kullanımı, eşlik eden hastalık varlığı, kullanılan ilaçlar, ağrısız yürüme mesafesi, maksimum yürüme mesafesi ve koşu bandı tecrübesi maddelerini içermekteydi.

3.2. Klinik Değerlendirme

Klinik ve radyolojik değerlendirmeler, Mersin Üniversitesi Tıp Fakültesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı tarafından gerçekleştirildi. Çalışmaya dahil edilen bireylerin ortopedik sorgulamasında diz önü ağrısının süresi, travma hikayesinin olup olmadığı, tekrarlayan şişlik eşlik edip etmediği, ağrının lokalizasyonu, sertlik, takılma-atlama,

kilitlenme, boşluk hissi veya krepitasyon olup olmadığı, uzun süre oturmakla oluşan ağrı varlığı sorgulandı.

Ortopedik muayenede genel eklem laksitesi Beighton skalasına göre değerlendirildi (137). Alt ekstremitte rotasyonel diziliminin değerlendirilmesi için kalça iç ve dış rotasyon hareket genişlikleri, tibial torsiyon (malleollerin en uç noktalarını birleştiren çizgi ile frontal düzlem arasındaki açı) ve ayak progresyon açıları (ayak uzun aksı ile yürüme yön çizgisi arasındaki açı) ölçüldü. Alt ekstremitenin frontal plan değerlendirmesi için Q açısı (spina iliaca anterior superior ile patella merkezini birleştiren çizgi ile patella merkezi ile tuberositas tibiayi birleştiren çizgi arasındaki açı) diz ekstansiyonda iken ve 90 derece fleksiyonda iken ölçüldü. Pes planus varlığı ayakta dururken ayak medial longitudinal arkının gözlenip gözlenmemesine göre araştırıldı. Patellar kinematik, ekstansiyonun son 10-30 derecesi arasında değerlendirildi ve normal veya J bulgusu, subluksasyon veya dislokasyon varsa not edildi (138). Palpasyonda patellofemoral hareket sırasında krepitasyon olup olmadığı değerlendirildi.

Patellar mobilite değerlendirmesi diz 20-30 derece fleksiyondayken yapıldı. Patella longitudinal planda kadranlara ayrıldığında, mediale doğru bir veya daha az kadran kadar hareket varsa lateral retinaküler gerginlik (LRG), laterale doğru 2 veya daha fazla kadran hareketi varsa hipermobilete veya medial stabilizatör zayıflığının (instabilite) var olduğu kabul edildi. LRG ayrıca pasif patellar tilt testi ile değerlendirildi. Diz 20-30 derece fleksiyondayken patella transvers aks horizontal planın üzerine kadar eleve edilemiyorsa LRG müsbet kabul edildi. Patellar instabilite değerlendirilmesinde ayrıca 'ürkütme testi' kullanıldı. Diz 20-30 derece fleksiyondayken patella laterale sublukse edilmeye çalışıldığında hastada ağrı veya direnç oluşuyorsa test müsbet kabul edildi. Patellofemoral patolojinin değerlendirmesinde kullanılan patellar öğütme testi için patellaya basınç uygulayarak patellanın troklear oluk içerisinde mediale, laterale, superiora ve inferiora deplase edilmesiyle diz önü ağrısı sorgulandı (139). Meniskal patolojinin varlığı medial ve lateral eklem aralıklarının palpasyonu ve McMurray testleri ile değerlendirildi. Çapraz bağların muayenesinde ön çekmece, arka çekmece, Lachman, pivot shift ve ters pivot shift testleri kullanıldı. Yan bağların değerlendirilmesi için diz tam ekstansiyon ve 30 derece fleksiyonda iken varus ve valgus stres testleri uygulandı.

3.3. Radyolojik Değerlendirme

Çalışmaya dahil edilen bireylerin radyolojik değerlendirmesi hasta ve kontrol gruplarını bilmeyen kör bir araştırmacı tarafından gerçekleştirildi. Bu kapsamda patellar morfoloji sınıflaması, Insall-Salvati oranı, Blackburne-Peel oranı, Lyon school (CATON) oranı, sulkus açısı, uyum açısı ve lateral patello-femoral açılı ölçümleri yapıldı. Bu değerlendirmeler için diz 30 derece fleksiyonda iken çekilen lateral diz grafisi ve Eskandari ve ark. (140) tarafından tanımlanan teknikle tanjansiyel patella grafisi kullanıldı.

3.3.1. Patellanın Yüksekliği ile İlgili Ölçümler

Insall-Salvati oranı lateral grafide patella alt kutbu ile tuberositas tibia arasındaki mesafenin patella üst kutbu ile alt kutbu arasındaki mesafeye bölünmesi ile hesaplandı. Normali 0,8 – 1,2 arasında kabul edilen bu oran 1,2'den büyükse yüksek yerleşimli patella (patella alta), 0,8'in altında ise alçak yerleşimli patella (patella baja) tanısı kondu (76).

Blackburne-Peel oranı lateral grafide patella alt kutbundan tibia platosuna teğet geçen çizgiye en kısa mesafenin patella eklem yüzü uzunluğuna bölünmesi ile hesaplandı. Normali 0,54 – 1,06 arasında kabul edilen bu oran 0,54'ten küçükse patella baja tanısı kondu (76).

Caton oranı tibia platosu ön köşesi ile tibia alt kutbu arasındaki mesafenin tibia eklem yüzü uzunluğuna bölünmesi ile hesaplandı. Bu oran 0,6'dan küçükse patella baja, 1,2'den büyükse patella alta tanısı kondu (77).

3.3.2. Patellanın Troklear Oluktaki Pozisyonu ve Oryantasyonunu Değerlendirme Amacıyla Yapılan Ölçümler

Femoral sulkus açısı ölçümü için tanjansiyel grafide sulkusun en derin noktasından geçen medial ve lateral femoral eklem yüzü teğet çizgileri arasındaki açı değerlendirildi. Sulkus açısının normal değeri 138 ± 6 derece olarak kabul edilmektedir (79).

Sulkus açısının açı ortayı ile sulkusun en derin noktasıyla patella fasetlerinin birleştiği tepe noktasını birleştiren çizgi arasındaki açı uyum açısı olarak ölçüldü. Ölçülen uyum açısı femoral sulkus açısı ortayının lateralinde ise pozitif, medialinde ise negatif değer aldı. Normal dizlerde bu değer - 6 ile -10 aralığında bulunmuştur (80).

Tanjansiyel grafide femoral kondilleri birleştiren çizgi ile patella lateral fasetinin köşelerini birleştiren çizgi arasındaki açı lateral patellofemoral açı olarak değerlendirildi. Bu açı normalde lateral tarafta oluşmaktadır. Açının sıfır olması veya medial tarafta oluşması patellar subluksasyonla uyumludur (78).

3.4. Antropometrik Ölçümler

Bütün antropometrik ölçümler aynı araştırmacı tarafından iki kez ölçülüp ortalamaları sonuç değer olarak kaydedildi.

3.4.1. Vücut Kompozisyonu

Biyoelektrik empedans yöntemi (Tanita BC-418 MA, Tanita Corporation, Tokyo, Japan) ile hasta ve kontrol grubu bireylerinin vücut kompozisyonu belirlendi. Vücut kütle indeksi (VKİ) değerleri, vücut ağırlıkları, boy uzunluklarının karesine bölünerek hesaplandı (kg/m^2) (141).

3.4.2. Uyluk Çevre Ölçümü

Kuadriseps femoris (özellikle kuadriseps femorisin VMO parçası) patellar stabilizasyondan sorumludur. Buradaki ödem veya atrofinin varlığını belirlemek için her iki ekstremiteye karşılaştırmalı çevre ölçümü yapıldı. Ölçüm, kişi ayakta

dururken, ayaklar yaklaşık 10 cm. açık ve vücut ağırlığı her iki ekstremiteye eşit dağılmışken patellanın 15 cm üzerinden esnek olmayan şerit mezura ile yapıldı (142).

3.4.3. Bacak Uzunluğu Ölçümü

Bacak uzunlukları arasında fark olması PFAS'na zemin hazırlayabilir (4). Bu nedenle uzunluk farkının değerlendirilmesi için, her iki alt ekstremitede sırtüstü yatış pozisyonunda, spina iliaca anterior superior ve medial malleol arasındaki mesafe esnek olmayan bir mezura ile ölçülerek cm olarak kaydedildi (142).

3.4.4. Hamstring Kas Kısıklık Testi

Hamstring kas kısalığının değerlendirilmesi için sırtüstü yatışta, diğer bacak düz yataktan kalkmadan, test edilecek bacak, kalçadan 85-90° fleksiyona getirildiğinde bacak kaldırma pozisyonu korunamıyorsa, hamstring kasları gergin olarak nitelendirildi (142).

3.4.5. Tensor Fasciae Latae Kısıklık Testi (Modifiye Ober Testi)

Kişi, test edilecek bacağı üstte kalacak şekilde, yatağın kenarına yan pozisyonda yatırıldı. Altta kalan bacak destek yüzeyini genişletmek için hafif fleksiyonda pozisyonlandı. Bir el ile pelvis stabilize edilirken, diğer el ile üstteki bacağın ağırlığı alınıp bacak hiperekstansiyona çekilerek serbest bırakıldı. Serbest bırakılan bacağın yerçekiminin etkisi ile aşağı düşüp düşmemesine göre kısalığa karar verildi. Asılı kalıyorsa TFL gergin olarak nitelendirildi (142).

3.4.6. Gastrosoleus Kısıklık Testi

Gastrosoleus kısalığının değerlendirilmesinde, diz ekstansiyonda iken ayak bileği pasif olarak dorsifleksiyona getirilmiş, nötral pozisyona (90°) ulaşılamayan durumlarda test pozitif olarak kabul edildi (142).

3.4.7. Normal Eklem Hareketlerinin Değerlendirilmesi

Kalça, diz ve ayak bileğinin eklem hareketleri aktif olarak normal eklem hareket sınırları içinde standart goniometre ile değerlendirildi (142).

3.5. Tercih Edilen Yürüme Hızı Tayini

Tüm bireylerin TEYH tayini Fizyoloji Anabilim Dalı, Egzersiz ve Yürüme Analizi Laboratuvarı'nda yer alan 14 metrelik düz bir parkurda gerçekleştirildi. Bu parkurun 2. ve 12. metrelerinde bulunan kızılötesi sensörlerle bireylerin 10 metreyi kaç saniyede yürüdükleri kayıt edildi (Sport Expert Professional Sport Technologies, Ankara, TÜRKİYE). Bu işlem 3 defa tekrarlanıp bu 3 sürenin ortalaması alındı. Bireylerin TEYH belirlendikten sonra bu hızların koşu bandı üzerinde uygulanabilirliği için km/sa'e çevrildi. Bu hızların %30 fazlası hesaplanarak ikinci yürüme hızı belirlendi (143).

3.6. Enerji Tüketimi Ölçümleri

Enerji tüketimi ölçümleri Fizyoloji Anabilim Dalı, Egzersiz ve Yürüme Analizi Laboratuvarı'nda indirekt kalorimetri yöntemiyle gerçekleştirildi (Vmax Spectra 29c, Yorba Linda, CA, USA). Metabolik analizör her testten önce üretici firmanın önerisi doğrultusunda 3 lt'lik kalibrasyon şırıngası ve kalibrasyon gazları ile kalibre edildi. Kalibrasyon tüplerinden 1.si % 4 CO₂, % 16 O₂ ve denge N₂, 2.si %26 O₂ ve denge N₂ içeriyordu. Test sırasında inspire ve ekspire edilen gaz örnekleri ağız ve burnu kaplayan bir yüz maskesi (Hans Rudolph, USA) aracılığı ile her nefes için kayıt edildi. İstirahat enerji tüketimi (İET) ölçümü öncesinde, bireyler 10 dk sırtüstü yatar pozisyonda istirahat ettirilirken aynı anda maskeye alışmaları sağlandı. Sonra bu pozisyonda 10 dk kayıt alınarak İET, yazılımda bulunan kısaltılmış Weir eşitliği ($REE = [3,9 (VO_2) + 1,1 (VCO_2)] 1,44$) ile hesaplandı (144). Test boyunca bireylerden uyumamaları, hareket etmemeleri, konuşmamaları ve sakın bir solunum yapmaları istendi. İET sonrası 5 dk ayakta durma enerji tüketimi kaydı alındı.

Koşu bandı üzerinde yürüme enerji tüketimi ölçümüne başlamadan önce bireylerin en az 10 dk koşu bandı üzerinde alıştırma yürüyüşü yapmaları sağlandı

(145). Denekler alıştırmaya yürüyüşünün ardından 5 dk'dan az olmamak üzere bazal kalp hızlarının $\pm 5\%$ değerine ulaşana kadar dinlendirildi. Koşu bandının eğimi 0° olarak ayarlandı ve kişilerin yürüme esnasında koşu bandının kenarlarından tutunmamaları konusunda sözel olarak bilgi verildi. Yürüme enerji tüketimi tayini için kişiler koşu bandı (Viasys Health Care, LE 200 CE, OH, USA) üzerinde, önceden zeminde belirlenmiş TEYH ve bu hızların $\%30$ fazlasında 7 şer dakika yürütüldü (Şekil 3.1) (24, 143, 146). İki yürüme denemesi arasında bireyler nabzın istirahat düzeyine inmesi için en az 5 dk dinlendirildi.



Şekil 3.1. Yürüme enerji tüketimi tayini

Metabolik verilerin değerlendirilmesi, 7 dk'lık yürüme periyodu sırasında kaydedilen O_2 verileri 10 sn ortalama yapıldıktan sonra, son 2 dk'nın ortalaması alınarak yapıldı (24, 147, 148). Ayrıca, yürüme sırasında, bireylerde meydana gelen metabolik değişikliklerin ve egzersiz yoğunluğunun takibi için RQ dikkate alındı. Net oksijen tüketimi, her iki yürüme hızı için, İET ve ayakta durma oksijen tüketimi yürüme oksijen tüketimlerinden ayrı ayrı çıkartılarak hesaplandı.

Teste gelecek tüm bireylere, teste gelecekleri günün akşamı en az 8 saat uyumaları, test 12–14 saat açlık sonrası yapıldığı için akşam saat sekizden sonra hiçbir şey yememeleri, sabah kahvaltı etmemeleri, çay, kahve, sigara içmemeleri, 24 saat öncesinden alkol almamaları, test öncesi herhangi bir egzersiz yapmamaları ve teste rahat kıyafetlerle gelmeleri söylendi. Metabolik ölçümlerin yapılacağı gün bayan deneklerin menstruel sikluslarının foliküler fazında olmalarına dikkat edildi (149). Tüm metabolik ölçümler termonötral bir laboratuvar ortamında gerçekleştirildi (ortam nemi %50 nin altında ve ortam ısısı 22-24°C).

3.7. Borg Skalası

Yürüme enerji tüketimi ölçümü sırasında algılanan zorluk derecesi tespiti için Borg Skalası kullanıldı (124). Bireylerin koşu bandında efor sarfederken ne kadar zorlandığını 6 (hiçbir şekilde zorlanma yok) ile 20 (en üst düzeyde ağır) arasında belirlenen sayılara denk gelen açıklamalara bakarak o andaki durumunu ifade eden sayıyı göstermeleri istendi. Bu işlem her 7 dakikalık yürümenin (TEYH ve %30 fazlası) 2, 4 ve 7. dakikalarında uygulandı. Bireyin işaret ettiği sayı “algılanan eforun zorluk derecesi” olarak tanımlandı (118).

3.8. Pedobarografik Analiz

Hasta ve kontrol grubu olmak üzere tüm bireyler bu analize dahil edilmiştir. Pedobarografik ölçüm analizi için ve RSscan footscan (Footscan® RSSCAN International, Belgium) analiz sistemi kullanılmıştır. RsScan footscan sistemi (Footscan® versiyon 7) statik (dik olarak iki ayak temas halinde hareketsiz duruş) ve dinamik (yürüme esnasında) durumda ayak tabanı altındaki basınç dağılımını değerlendirmektedir. Toplam ağırlığı 4,2 kg olan Footscan® sistemi 578x418x12 mm ebadında ve örnekleme (tarama hızı) hızı 300 Hz olup, sistemde 5,08 mm x 7,62 mm boyutunda toplam 4096 resistif teknolojiye sahip sensör içermektedir. Sistem 0 ile 200 N/cm² basınç aralığını ölçme kapasitesine ve 150 Hz hızında veri aktarımı özelliğine sahiptir (150).

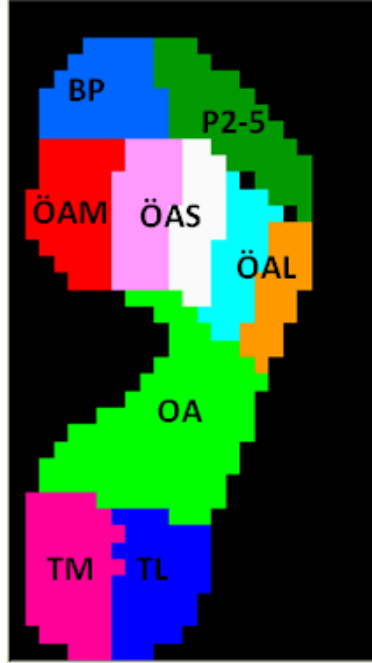
Statik ve dinamik ölçümler çıplak ayakla gerçekleştirildi. Statik ölçüm için bireylerden hassas platform üzerinde hareket etmeden durmaları istendi. Statik ölçüm sonucunda semptomatik olan ve olmayan ekstremitelere olan yük dağılımı yüzde (%) olarak değerlendirildi. Dinamik ölçümler için ise tüm bireylerden ortasında hassas platformun olduğu 6 metrelik yürüme alanında normal yürüme hızı ve adım aralığında yürümeleri, yürürken karşıya bakmaları ve hassas platforma basarak geçmeleri istendi (Şekil 3.2). Tüm bireyler, ayaklarını hassas platforma denk getirmek için adım aralığını değiştirmemeleri konusunda sözel olarak uyarıldı. Ayak pedobarografa denk gelmeden önce, en az 3 adım serbestçe atılmıştır. Bu işlem her ekstremité için 10 kez yapıldı ve birbirine en yakın 3 ölçümün ortalaması sonuç değeri olarak alındı (5). Dinamik ölçüm esnasında platform üzerinde sabit durma ve platforma yanlış basma durumlarında test tekrar edildi. De Cock ve ark. (151) yaptıkları çalışmada Footscan® basınç platformu ile ölçülen taban basıncı değerlerinin geçerli olduğunu bulmuşlardır (ICC değeri>0.75).



Şekil 3.2. Dinamik pedobarografi kaydı

Dinamik pedobarografi verilerinin değerlendirmeleri için plantar bölge 6 bölgeye ayrıldı (Şekil 3.3) (88, 98, 152, 153).

- Ön ayak mediali (1. Metatars altı) (ÖAM)
- Ön ayak sentrali (2. ve 3. Metatars altı) (ÖAS)
- Ön ayak laterali (4. ve 5. Metatars altı) (ÖAL)
- Orta ayak (OA)
- Arka ayak (topuk) mediali (AAM)
- Arka ayak (topuk) laterali (AAL)



Şekil 3.3. Ayak haritası

Değerlendirmeye orta duruş (basma) fazından elde edilen parametreler dâhil edildi.

Bu parametreler:

- Yüzey alanı (%)
- Pik basınç (N/cm²)
- İmpuls (Ns/cm²)

Bu parametreler hasta grubunda etkilenen taraf ile diğer ekstremiteler arasında karşılaştırılırken, hasta ve kontrol grupları arasındaki karşılaştırmada hastaların semptomatik tarafı ile kontrollerin sağ tarafı karşılaştırıldı.

3.9. Ağrının Değerlendirilmesi

PFAS'te en karakteristik bulgu ağrıdır (73). Hasta grubu ağrı süreleri (ay) sorgulandıktan sonra, istirahatte, merdiven inme-çıkma, çömelme, uzun süreli oturmada, yürüme sırasındaki ağrı değerlendirilmesinde 0-10 santimetre (cm) uzunluğundaki (0: ağrı yok, 10: dayanılmaz ağrı var) Vizüel Analog Skalası (VAS) kullanıldı. Crossley ve ark. (154) PFAS için VAS'ın geçerli, güvenilir ve duyarlı olduğunu belirtmişlerdir.

3.10. Fonksiyonel Seviyenin Değerlendirilmesi - Kujala Patellofemoral Skorlaması

PFAS'li hastaların subjektif semptomları ve fonksiyonel limitasyonları "Kujala Patellofemoral Skorlaması" ile değerlendirildi. Bu skorlama, Kujala ve ark. (21) tarafından 1993 yılında tanımlanmış olup patellofemoral yapıya bağlı diz patolojilerinde fonksiyonel bir değerlendirme yapabilmeyi sağlamaktadır. Topallama, ağırlık verme, yürüme, merdiven aktivitesi, çömelme, sıçrama, dizler 90° fleksiyonda uzun süre oturma, koşma, ağrı, şişlik, anormal ağırlı patellar hareket, uyluk atrofisi, fleksiyon kaybı ve koşma aktivitesini değerlendiren on üç alt başlıktan oluşan Kujala patellofemoral ağrı skorlaması 0–100 puan arasında olup maksimum skoru 100 puan'dır (Ek 1).

Crossley ve ark. (154) tarafından yapılan araştırma ile Kujala Patellofemoral Skorlamasının patellofemoral ağrı sendromu olan hastalar için geçerli, güvenilir ve duyarlı bir skala olduğu gösterilmiştir. Ayrıca Türkçe geçerlilik ve güvenilirlik çalışması da Kuru ve ark. (155) tarafından yapılmıştır.

3.11. Fiziksel Aktivitenin Değerlendirilmesi

Katılımcıların fiziksel aktivite düzeylerini belirlemek için UFAA uzun formu kullanıldı. Bu anket aracılığıyla, oturma, yürüme, orta düzeyde şiddetli aktiviteler ve şiddetli aktivitelerde harcanan zaman hakkında bilgi edinildi. Dakika, gün ve MET değeri (istirahat oksijen tüketiminin katları) çarpılarak “MET-dakika/hafta” olarak bir skor elde edildi. Fiziksel aktivite düzeyleri, fiziksel olarak aktif olmayan (<600 MET- dk/hafta), fiziksel aktivite düzeyi düşük olan (600 – 3000 MET-dk/hafta) ve fiziksel aktivite düzeyi yeterli olan (sağlık açısından yararlı olan) (>3000 MET-dk/hafta) şeklinde sınıflandırıldı (131, 132) (Ek 2).

3.12. Yaşam Kalitesi Değerlendirilmesi

Tüm bireylerin yaşam kaliteleri SF-36 ölçeği ile değerlendirildi. Ölçek 36 maddeden oluşmakta ve 8 boyutun ölçümünü sağlamaktadır. Bunlar; fiziksel fonksiyon (10 madde), sosyal fonksiyon (2 madde), fiziksel sorunlara bağlı rol kısıtlılıkları (4 madde), emosyonel sorunlara bağlı rol kısıtlılıkları (3 madde), mental sağlık (5 madde), enerji/vitalite (4 madde), ağrı (2 madde) ve sağlığın genel algılanmasıdır (5 madde) (133) (Ek 3).

3.13. İstatistiksel Değerlendirme

Değişkenlerin normal dağılıma uygun olup olmadıkları Shapiro Wilk testi ile incelenmiştir. Dağılım varsayımı bir grupta sağlanırken, diğer grupta sağlanmadığından sürekli değişkenler medyan [min.-max.], ortalama±standart sapma şeklinde özetlenmiştir. Kategorik değişkenler ise sayı ve yüzde cinsinden özetlenmiştir. Çapraz tabloların analizinde Ki-kare testinden yararlanılmıştır. Bağımsız iki grup karşılaştırılmasında dağılım varsayımı sağlandığı durumda bağımsız iki grup t test kullanılırken, sağlanmadığı durumda Mann Whitney U testinden yararlanılmıştır. Bağımlı iki grup karşılaştırılmasında ise varsayım sağlandığı durumda eşleştirilmiş t testi, sağlanmadığı durumda ise Wilcoxon işaretli sıra testi kullanılmıştır. İki sürekli değişken arasındaki ilişkinin ölçümünde dağılım varsayımı sağlandığı durumda Pearson, sağlanmadığı durumda Spearman korelasyon

katsayısından yararlanılmıştır. Analizler, Mersin Üniversitesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı tarafından MedCalc v.12.3.0 programları kullanılarak yapılmıştır, $p < 0,05$ istatistiksel anlamlılık düzeyi olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Hasta ve Kontrol Gruplarının Demografik Özelliklerinin Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular

Hasta ve kontrol grupları dahil edilme ve dışlanma kriterleri göz önünde bulundurularak oluşturulmuştur. Buna göre hasta grubundan 5, kontrol grubundan 2 kişi pes kavus varlığı sebebiyle çalışma dışı bırakılmıştır. Sonuç olarak çalışmaya yaşları 19–25 yıl arasında değişen 35 hasta (21,31±1,76 yıl) ve yaşları 18–27 yıl arasında değişen kontrol grubuna dahil 40 sporcu (21,40±2,11 yıl) katıldı. Hasta ve kontrol grubunda 3'er sporcunun dominant tarafı sol taraf idi. Hasta grupta hem dominant, hem de semptomatik taraf sol olan 3, sağ olan ise 25 sporcu bulunmaktaydı. Hasta grupta semptomatik olan ekstremiteler 7 hasta dışında dominant taraf idi.

Hasta ve kontrol gruplarının demografik ve antropometrik özelliklerinin karşılaştırması çizelge 4.1'de verilmiştir. Buna göre hasta ve kontrol grupları arasında yaş, boy, vücut ağırlığı, VKİ ve vücut yağ yüzdesi bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p>0,05$).

Çizelge 4.1. Hasta ve kontrol gruplarının demografik ve antropometrik özelliklerinin karşılaştırması

Demografik özellikler	Hasta	Kontrol	p
	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	
Yaş (yıl)	21,31±1,76 21,00[19,00-25,00]	21,40±2,11 21,00[18,00-27,00]	0,991
Boy (cm)	167,82±7,18 167,00[158,00-183,00]	170,82±8,66 170,00[155,00-192,00]	0,112
Vücut Ağırlığı (kg)	60,14±8,63 58,50[48,20-79,40]	63,47±9,43 65,35[48,10-84,30]	0,129
VKİ (kg/m ²)	21,26±1,82 21,40[18,80-25,10]	21,66±2,15 21,80[17,80-28,30]	0,389
Vücut Yağ Yüzdesi (%)	15,86±4,78 16,10[5,60-24,70]	14,27±5,89 12,90[3,60-32,90]	0,087
Spor Yaşı (yıl)	4,54±3,34 3,00[1,00-12,00]	6,47±3,41 6,00[1,00-15,00]	0,007

VKİ: Vücut Kütle İndeksi

“Ki-kare testi” ile hastaların cinsiyete göre gruplardaki dağılımı incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktaydı (p=0,126) (Çizelge 4.2)

Çizelge 4.2. Hastaların cinsiyetlerine göre gruplardaki dağılımları

	Hasta	Kontrol	Total	
Cinsiyet	Kadın	22 (%56,41)	17 (%43,58)	39
	Erkek	13 (%36,11)	23 (%63,88)	36
Toplam	35 (%46,66)	40 (%53,33)	75	

4.2. Klinik Özellikler

PFAS hastalarının dizlerine ait klinik özellikleri çizelge 4.3’de verilmiştir. Hasta grubuna dahil edilen bireylerin bağ ve menüsküs muayeneleri ve ekstansiyonun son 10-30 derecesinde bakılan patellar hareket normaldi. Bir hastada (% 2,9) patellar ürkütme testi, 4 hastada (% 11,4) ise patellar öğütme testi pozitif olarak kaydedilmiştir.

Çizelge 4.3. PFAS hastalarının dizlerine ait klinik özellikler

	N	%
Krepitus tanımlama	24	68,6
Boşluk hissi	17	48,6
Travma hikâyesi	11	31,4
Sertlik hissi	7	20,0
Kilitlenme	7	20,0
Tekrarlayan şişlik	6	17,1
Takılma-atlama hissi	5	14,3
Lateral retinaküler gerginlik	5	14,3
Patellar krepitasyon	4	11,4
Genel eklem laksitesi	3	8,6
Patellar hiper mobilite	3	8,6

Hastaların etkilenen ve diğer alt ekstremitelerinden ölçülen tibial torsiyon açısı iki ekstremitte arasında fark göstermezken ($6,28 \pm 2,44^\circ$ ve $6,22 \pm 2,56^\circ$), hasta grubun tibial torsiyon açısı değerleri kontrol grubuna göre yüksekti ($6,28 \pm 2,44^\circ$ ve $4,20 \pm 2,56^\circ$ $p < 0,001$). Ayak progresyon açısı bakımından etkilenen ve diğer alt ekstremitte arasında ($1,34 \pm 1,13^\circ$ ve $1,28 \pm 1,01^\circ$) ve aynı zamanda hasta ve kontrol grupları arasında da anlamlı bir farklılık yoktu ($1,34 \pm 1,13^\circ$ ve $0,92 \pm 0,79^\circ$) ($p > 0,05$).

4.3. Radyolojik Değerlendirme Bulguları

Semptomatik dizlerde patellar morfoloji incelendiğinde, 4'ünün (% 11,4) tip I, 25'inin (% 71,4) tip II ve 6'sının (% 17,1) tip III olduğu tespit edilmiştir.

Hasta ve kontrol grupları patellanın yüksekliğini değerlendiren ölçümler (Insall-Salvati, Blackburne-Peel ve Caton oranları) bakımından karşılaştırıldığında gruplar arasında anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p > 0,05$) (Çizelge 4.4). Ayrıca referans değerlerine göre değerlendirme yapıldığında hiçbir hastaya patella alta ya da patella baja tanısı konmadı.

Çizelge 4.4. Hasta ve kontrol grubuna ait patellanın yüksekliği ile ilgili ölçümler

Patellanın yüksekliği ile ilgili ölçümler	Hasta	Kontrol	p
	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	
Insall-Salvati oranı	$1,00 \pm 0,10$ 1,01 [0,84-1,22]	$0,99 \pm 0,10$ 1,02 [0,79-1,18]	0,593
Blackburne-Peel oranı	$0,89 \pm 0,18$ 0,85 [0,61-1,44]	$0,93 \pm 0,16$ 0,94 [0,61-1,20]	0,236
Caton oranı	$1,10 \pm 0,21$ 1,07 [0,78-1,72]	$1,09 \pm 0,18$ 1,11 [0,75-1,41]	0,881

Hasta grubu içerisinde etkilenen ve diğer dize ait patellanın yüksekliğini değerlendiren Insall-Salvati, Blackburne-Peel ve Lyon School (Caton) oranları karşılaştırıldığında iki ekstremitte arasında anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p > 0,05$) (Çizelge 4.5).

Çizelge 4.5. Hasta grubu içerisinde etkilenen ve diğer dize ait, patellanın yüksekliği ile ilgili ölçümler

Patellanın yüksekliği ile ilgili ölçümler	Etkilenen		p
	Ort.±Std. Sapma	Medyan[Min.-Max.]	
Insall-Salvati oranı	1,00±0,10	1,03±0,10	0,116
	1,01 [0,84-1,22]	1,04 [0,74-1,27]	
Blackburne-Peel oranı	0,98±0,18	0,91±0,18	0,508
	0,85 [0,61-1,44]	0,87 [0,65-1,38]	
Caton oranı	1,10±0,21	1,08±0,22	0,438
	1,07 [0,78-1,72]	1,01 [0,78-1,68]	

Hasta ve kontrol grubu bireylerine ait patellanın troklear oluktaki pozisyonu ve oryantasyonunu değerlendirme amacıyla yapılan ölçüm sonuçları Çizelge 4.6’da verilmiş olup uyum açısı bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmedi ($p>0,05$). Sulkus açısı hasta grupta yüksek iken lateral patellofemoral açı değerleri kontrol grubunda anlamlı olarak yüksekti ($p<0,05$).

Çizelge 4.6. Hasta ve kontrol grubu bireylerine ait patellanın troklear oluktaki pozisyonu ve oryantasyonunu değerlendirme amacıyla yapılan ölçüm sonuçları

Açılar (°)	Hasta		p
	Ort.±Std. Sapma	Medyan[Min.-Max.]	
Sulkus açısı	140,95±7,07	137,14±7,758	0,029
	141,00 [129,00-153,00]	137,00 [122,00-150,00]	
Uyum açısı	-4,729±6,5500	-4,25±6,76	0,941
	-6,00 [-15,00-17,50]	-5,00 [-15,00-13,00]	
Lateral patellofemoral açı	12,97±4,08	15,45±3,63	0,007
	13,00 [6,00-24,00]	16,00 [8,00-25,00]	

Femoral sulkus ve patellofemoral uyum ile ilgili ölçümler Çizelge 4.7’da verilmiştir. Hasta grubu bireylerinin etkilenen ve sağlam olan diğer dize ait bu açılarda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmedi ($p>0,05$).

Çizelge 4.7. Hasta grubu içerisinde etkilenen ve diğer dize ait patellanın troklear oluktaki pozisyonu ve oryantasyonunu değerlendirme amacıyla yapılan ölçüm sonuçları

Açılar (°)	Etkilenen	Diğer	p
	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	
Sulkus açısı	137,14±7,75 137,00 [122,00-150,00]	135,94±8,207 136,00 [118,00-150,00]	0,221
Uyum açısı	-4,72±6,55 -6,00 [-15,00-17,50]	-6,47±7,10 -7,00 [-15,00-17,50]	0,647
Lateral patellofemoral açı	12,97±4,08 13,00 [6,00-24,00]	13,42±4,18 13,00 [7,00-24,00]	0,328

4.4. Bacak Uzunluğu, Çevre Ölçümü, Kas Kısalığı ve Q Açısı Bulguları

Hasta grubunda etkilenen ekstremitenin bacak uzunluğunun diğer ekstremiteden anlamlı olarak daha kısa olduğu tespit edildi (88,43±4,38 cm ve 88,56±4,44 cm) (p=0,012).

Hasta grupta iki bacak arasında çevre ölçümleri arasındaki farka bakıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (etkilenen: 52,29±3,12 cm ve diğeri: 52,89±3,21 cm) (p>0,05).

Hasta grubundaki 35 sporcunun 22'sinde (% 62,9) hamstring kas kısalığı, 5'inde (%14,3) TFL kas kısalığı, 5'inde (%14,3) gastrosoleus kas kısalığı saptandı. Kontrol grubundaki 40 sporcunun 9'unda (%22,5) hamstring kas kısalığı, 1'inde (% 2,5) TFL kas kısalığı, 1'inde (% 2,5) gastrosoleus kas kısalığı saptandı.

Hasta ve kontrol grubuna ait Q açısı değerleri Çizelge 4.8'de verilmiştir. Gruplar karşılaştırıldığında, ekstansiyonda ve de 90° fleksiyonda ölçülen değerler farklılık göstermemektedir (p>0,05).

Çizelge 4.8. Hasta ve kontrol grubuna ait Q açısı değerleri

Q açısı	Hasta		Kontrol	p
	Ort.±Std. Sapma	Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	
Ekstansiyonda	10,40±2,36 10,00 [6,00-16,00]	10,15±1,71 10,00 [5,00-13,00]		0,912
90° fleksiyonda	7,25±1,96 7,00 [4,00-12,00]	7,10±1,87 7,50 [3,00-10,00]		0,996

Hasta grubu içerisinde etkilenen ve etkilenmeyen ekstremitelere ait Q açısı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu ($p>0,05$) (Çizelge 4.9).

Çizelge 4.9. Hasta grubu içerisinde etkilenen ve etkilenmeyen ekstremitelere ait Q açısı değerleri

Q açısı (°)	Etkilenen		Diğer	p
	Ort.±Std. Sapma	Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	
Ekstansiyonda	10,40±2,36 10,00 [6,00-16,00]	10,17±2,28 10,00 [6,00-15,00]		0,912
90° fleksiyonda	7,25±1,96 7,00 [4,00-12,00]	7,11±1,92 7,00 [4,00-12,00]		0,996

Benzer şekilde hasta grup içerisinde etkilenen ve etkilenmeyen ekstremitelere ait Q açısı değerleri cinsiyete göre de farklılık göstermemektedir ($p>0,05$) (Çizelge 4.10).

Çizelge 4.10. Hasta grup içerisinde etkilenen ve etkilenmeyen ekstremitelere ait Q açısı değerlerinin cinsiyete göre karşılaştırılması

Q Açısı (°)	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]		p
	Kadın	Erkek	
Ekstansiyonda	10,77±2,34 10,00 [6,00-15,00]	9,76±2,35 10,00 [6,00-16,00]	0,180
90° fleksiyonda	7,81±1,99 7,00 [4,00-12,00]	6,30±1,54 7,00 [4,00-8,00]	0,053

4.5. Normal Eklem Hareketlerinin Değerlendirme Sonuçları

Çizelge 4.11’de hasta ve kontrol grubunun alt ekstremiteye yönelik eklem hareket açıklığı ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması yer almaktadır. Diz ekstansiyonu, ayak bileği dorsifleksiyonu, ayak bileği inversiyonu ve ayak bileği eversiyonu hasta grupta kontrol grubuna göre anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur.

Çizelge 4.11. Hasta ve kontrol grubunun alt ekstremiteye yönelik eklem hareket açıklığı (°) ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması

Eklem hareket açıklıkları (°)	Hasta Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Kontrol Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	p
Kalça iç rotasyonu	49,34±8,36 50,00 [30,00-63,00]	46,55±7,65 45,00 [35,00-60,00]	0,136
Kalça dış rotasyonu	37,25±6,44 36,00[27,00-55,00]	39,90±5,73 40,00[30,00-52,00]	0,037
Diz fleksiyonu	133,48±6,82 135,00[110,00-143,00]	135,82±5,08 136,00[120,0-148,0]	0,187
Diz ekstansiyonu	9,03±1,99 10,00[5,0-12,0]	11,10±1,74 11,00[6,0-15,0]	<0,001
Ayak bileği plantarfleksiyonu	53,20±6,84 52,00[42,0-65,0]	56,15±8,40 57,00[35,0-77,0]	0,070
Ayak bileği dorsifleksiyonu	22,20±4,41 22,00[12,0-30,0]	24,62±3,49 25,00[17,0-30,0]	0,017
Ayak bileği inversiyonu	30,91±8,02 30,00[18,0-50,0]	36,72±6,13 37,00[22,0-50,0]	0,001
Ayak bileği eversiyonu	24,80±7,55 23,00[10,0-40,0]	28,02±6,22 27,50[12,0-43,0]	0,018

Hasta grupta etkilenen ve diğer alt ekstremitenin normal eklem hareket açıklığı incelendiğinde etkilenen ekstremitede diz fleksiyon ve ekstansiyon açıları etkilenen ekstremita aleyhinde farklı bulunmuştur (p= 0,004 ve p=0,003) (Çizelge 4.12).

Çizelge 4.12. Hasta grupta etkilenen ve diğer ekstremitenin eklem hareket açıklığı (°) ölçüm sonuçları

Eklem hareket açıklıkları (°)	Etkilenen		p
	Ort.±Std. Sapma	Diğer	
	Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	
Kalça iç rotasyonu	49,34±8,36 50,00 [30,00-63,00]	48,97±8,31 50,00 [30,00-62,00]	1
Kalça dış rotasyonu	37,25±6,44 36,00 [27,00-55,00]	48,97±8,31 50,00 [30,00-62,00]	0,493
Diz fleksiyonu	133,48±6,82 135,00 [110,00-143,00]	135,31±5,35 136,00[116,00-144,00]	0,004
Diz ekstansiyonu	9,03±1,99 10,00 [5,00-12,00]	9,97±1,76 10,0 [6,0-13,0]	0,003
Ayak bileği plantarfleksiyonu	53,20±6,84 52,00 [42,00-65,00]	53,54±7,48 52,00 [38,00-67,00]	0,737
Ayak bileği dorsifleksiyonu	22,20±4,41 22,00 [12,00-30,00]	22,74±6,13 21,00 [6,00-37,0]	0,675
Ayak bileği inversiyonu	30,91±8,02 30,00 [18,00-50,00]	30,94±8,97 30,00 [15,00-50,00]	0,821
Ayak bileği eversiyonu	24,80±7,55 23,00 [10,00-40,00]	24,94±7,46 25,00 [12,00-40,00]	0,811

4.6. Tercih Edilen Yürüme Hızı Bulguları

Hasta ve kontrol grubu bireyleri arasında TEYH bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu (sırasıyla 4,69±0,51 ve 4,52±0,60 km/sa) (p=0,097).

4.7. Enerji Tüketimi Bulguları

Hasta ve kontrol grubu arasında istirahat ve ayakta durma sırasındaki oksijen tüketimi ve yapılan metabolik ölçümlerdeki RQ değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu (p>0,05) (Çizelge 4.13).

Koşu bandında TEYH'da yürüme (Y) sırasında gruplar arasında oksijen tüketimi bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken (p>0,05), RQ

değeri hasta grup lehine yüksek bulunmuştur ($0,796\pm0,042$ ve $0,771\pm0,055$, $p=0,006$) (Çizelge 4.13).

TEYH'nin %30 fazlasında yürüme (Y30) sırasında hasta grubun oksijen tüketimi kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksekti ($p<0,05$). RQ değerleri hasta ve kontrol grubunda 1'in altındaydı ($0,83\pm0,50$ ve $0,78\pm0,04$) (Çizelge 4.13).

Çizelge 4.13. Hasta ve kontrol grubunun oksijen tüketimi sonuçları

Parametreler	Hasta	Kontrol	p
	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	
İET VO ₂ ml/kg/dk	3,60±0,46 3,66[2,70-4,51]	3,60±0,41 3,59[2,20-4,70]	0,911
A - VO ₂ ml/kg/dk	4,30±0,54 4,26[2,88-5,27]	4,31±0,53 4,37[3,09-5,76]	0,939
Y - VO ₂ ml/kg/dk	13,47±2,06 13,37[8,58-17,32]	12,63±1,86 12,64[9,22-16,90]	0,068
Y - RQ	0,79±0,04 0,80[0,71-0,87]	0,77±0,05 0,75[0,69-0,97]	0,006
Y30 - VO ₂ ml/kg/dk	18,72±3,75 18,46[10,95-26,83]	16,64±3,27 16,16[11,24-29,13]	0,007
Y30 - RQ	0,83±0,50 0,82[0,73-0,94]	0,78±0,04 0,77[0,70-0,89]	<0,001
Net Oksijen Tüketimi 1 (Y- İET) ml/kg/dk	9,86±1,93 9,521±5,530-13,53]	9,02±1,75 9,15[6,11-13,25]	0,053
Net Oksijen Tüketimi 2 (Y30- İET) ml/kg/dk	15,12±3,62 14,55[7,90-22,87]	13,04±3,24 12,52[8,66-25,70]	0,005
Net Oksijen Tüketimi 3 (Y-A) ml/kg/dk	9,16±1,91 9,15[4,41-12,61]	8,31±1,80 8,25[5,48-12,49]	0,052
Net Oksijen Tüketimi 4 (Y30-A) ml/kg/dk	14,42±3,65 13,87[6,77-21,79]	12,33±3,25 11,97[7,98-24,94]	0,006

İET: İstirahat Enerji Tüketimi; A: Ayakta Enerji Tüketimi; Y: Tercih Edilen Yürüme Hızında Yürüme; RQ: Solunum oranı; Y30: Tercih Edilen Yürüme Hızının %30 Fazlasında Yürüme.

4.8. Hasta ve Kontrol Grubunun Yürüme Sırasında Algılanan Zorluk Derecesi Karşılaştırmasına İlişkin Bulgular

Hasta ve kontrol grupları arasında, TEYH'nda ve bu hızların %30 fazlasında yürürken 2., 4. ve 7.dk'larda kaydedilen Borg skalasına göre algılanan zorluk derecesi puanlarının karşılaştırılmasına ilişkin sonuçlar Çizelge 4.14'de verilmiştir. Her iki hızda ve her üç sorgulamada da Borg değerleri hasta grubunda kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksekti ($p<0,001$).

Çizelge 4.14. Hasta ve kontrol grubunun TEYH ve bu hızların %30'unda yürürken 2., 4. ve 7.dk'larda algılanan zorluk dereceleri

Borg skoru	Hasta	Kontrol	p
	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	
TEYH-2.dk	7,83±2,41 7,00[6,0-13,0]	6,15±0,53 6,00[6,0-9,0]	<0,001
TEYH-4.dk	8,48±2,34 7,00[6,0-13,0]	6,17±0,38 6,00[6,0-7,0]	<0,001
TEYH-7.dk	9,00±2,63 8,00[6,0-14,0]	6,22±0,58 6,00[6,0-9,0]	<0,001
TEYH %30-2.dk	9,86±3,33 9,00[6,0-16,0]	6,67±1,57 6,00[6,0-13,0]	<0,001
TEYH %30-4.dk	10,31±3,92 10,00[6,0-20,0]	7,17±2,13 6,00[6,0-13,0]	<0,001
TEYH %30-7.dk	10,77±4,15 11,00[6,0-20,0]	7,27±2,26 6,00[6,0-13,0]	<0,001

TEYH: Tercih edilen yürüme hızı

4.9. Pedobarografi Bulguları

4.9.1. Statik Pedobarografi Bulguları

Hasta grubunda etkilenen ekstremiteler ile etkilenmeyen diğer ekstremitelere olan yük dağılımları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi (% 50,45±3,92 ve % 49,56±3,93, sırasıyla) ($p>0,05$).

Statik durumda yük dağılımı bakımından hasta ve kontrol grubu karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi (% 50,45±3,92 ve % 48,95±2,50, sırasıyla) (p>0,05).

4.9.2. Dinamik Pedobarografi Bulguları

Hasta ve kontrol grupları için yürüme sırasındaki ön-orta-arka ayak yüzey alanı (%) değerleri gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu (p>0,05) (Çizelge 4.15).

Çizelge 4.15. Hasta ve kontrol grupları için ön-orta-arka ayak yüzey alanı (%) değerleri

Yüzey alanı (%)	Hasta	Kontrol	p
	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	
Arka ayak	21,63±1,93 21,50[18,30-26,30]	21,80±1,23 21,95[18,60-24,30]	0,654
Orta ayak	24,11±3,96 24,80[9,90-29,90]	24,53±2,37 24,95[18,30-28,70]	0,979
Ön ayak	54,33±3,14 53,70[49,80-63,80]	53,67±2,51 53,05[48,60-60,20]	0,401

Hasta ve kontrol gruplarının, 6 plantar alt bölgesine ait pik basınç değerlerinin karşılaştırılması çizelge 4.16'da verilmiştir. Buna göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu (p>0,05).

Hasta ve kontrol gruplarının, 6 plantar alt bölgesine ait impals değerleri Çizelge 4.17'de verilmiştir. Çizelge 4.17 incelendiğinde impals bakımından gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı (p>0,05).

Çizelge 4.16. Hasta ve kontrol gruplarının, 6 plantar alt bölgesine ait pik basınç değerleri

Pik basınç (N/cm²)	Hasta		Kontrol		p
	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	
Ön ayak mediali	12,42±7,13 10,80[3,40-32,80]	13,15±5,87 12,55[2,10-28,30]			0,328
Ön ayak sentrali	27,13±6,33 26,80[17,70-48,80]	25,08±5,97 23,90[14,60-37,80]			0,188
Ön ayak laterali	14,03±7,30 11,80[3,50-34,80]	11,29±5,91 9,75[4,50-25,60]			0,092
Orta ayak	5,75±2,43 5,00[1,60-11,10]	5,70±1,88 5,50[3,10-9,50]			0,926
Arka ayak mediali	24,06±6,04 24,10[13,10-40,30]	22,13±4,21 21,85[13,20-29,30]			0,109
Arka ayak laterali	21,33±5,22 22,60[11,30-29,30]	19,75±4,76 19,50[10,60-28,80]			0,176

Çizelge 4.17. Hasta ve kontrol gruplarının, 6 plantar alt bölgesine ait impuls değerleri

İmpuls (Ns/cm²)	Hasta		Kontrol		p
	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	
Ön ayak mediali	2,73±1,43 2,60[0,80-6,40]	2,91±1,41 2,80[0,30-7,50]			0,490
Ön ayak sentrali	7,14±2,25 6,50[4,10-13,10]	6,55±1,77 6,40[3,80-11,30]			0,416
Ön ayak laterali	4,13±2,51 3,30[0,80-9,80]	3,35±1,93 2,85[0,90-8,80]			0,214
Orta ayak	1,30±0,67 1,20[0,30-3,00]	1,27±0,59 1,10[0,30-3,10]			0,987
Arka ayak mediali	4,99±1,92 4,50[2,30-11,40]	4,35±1,16 4,30[2,50-7,40]			0,186
Arka ayak laterali	4,42±1,72 4,10[2,10-10,90]	3,89±1,13 3,70[2,00-7,10]			0,117

Hasta grubu içerisinde, etkilenen ve diğer ekstremiteye ait ön-orta-arka ayak yüzey alanı (%) değerleri açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu ($p>0,05$) (Çizelge 4.18).

Çizelge 4.18. Hasta grubunda etkilenen ve diğer ekstremiteye ait ön-orta-arka ayak yüzey alanı değerleri

Yüzey alanı (%)	Etkilenen Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Diğer Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	p
Arka ayak	21,63±1,93 21,50[18,30-26,30]	21,21±2,15 20,80[17,40-28,40]	0,372
Orta ayak	24,11±3,96 24,80[9,90-29,90]	25,13±3,84 25,80[12,90-31,70]	0,171
Ön ayak	54,33±3,14 53,70[49,80-63,80]	53,66±3,41 53,50[45,10-62,20]	0,200

Hasta grubunda etkilenen ve diğer ekstremitenin, 6 plantar alt bölgesine ait pik basınç değerlerinin karşılaştırılması çizelge 4.19’de verilmiştir. Buna göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu ($p>0,05$).

Çizelge 4.19. Hasta grubunda etkilenen ve diğer ekstremitenin 6 plantar alt bölgesine ait pik basınç değerleri

Pik basınç (N/cm ²)	Etkilenen Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Diğer Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	p
Ön ayak mediali	12,42±7,13 10,80[3,40-32,80]	11,84±6,80 10,50[1,70-34,40]	0,688
Ön ayak sentrali	27,13±6,33 26,80[17,70-48,80]	27,15±6,41 25,70[14,80-40,30]	0,806
Ön ayak laterali	14,03±7,30 11,80[3,50-34,80]	15,34±7,93 12,40[4,50-34,50]	0,351
Orta ayak	5,75±2,43 5,00[1,60-11,10]	6,33±2,29 6,50[2,10-11,30]	0,145
Arka ayak mediali	24,06±6,04 24,10[13,10-40,30]	23,62±5,69 22,70[15,40-38,80]	0,505
Arka ayak laterali	21,33±5,22 22,60[11,30-29,30]	21,05±4,89 21,00[11,40-33,70]	0,563

Hasta grubunda etkilenen ve diğer ekstremitenin, 6 plantar alt bölgesine ait impals değerleri çizelge 4.20’de verilmiştir. Çizelge incelendiğinde impals bakımından gruplar arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).

Çizelge 4.20. Hasta grubunda etkilenen ve diğer ekstremitenin, 6 plantar alt bölgesine ait impals değerleri

İmpals (Ns/cm²)	Etkilenen Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Diğer Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	p
Ön ayak mediali	2,73±1,43 2,60[0,80-6,40]	2,70±1,57 2,30[0,50-6,50]	0,919
Ön ayak sentrali	7,14±2,25 6,50[4,10-13,10]	7,17±2,25 6,60[2,80-13,00]	0,892
Ön ayak laterali	4,13±2,51 3,30[0,80-9,80]	4,52±2,67 3,90[1,10-11,30]	0,368
Orta ayak	1,30±0,67 1,20[0,30-3,00]	1,43±0,70 1,30[0,50-3,70]	0,134
Arka ayak mediali	4,99±1,92 4,50[2,30-11,40]	4,82±1,87 4,50[2,50-10,80]	0,244
Arka ayak laterali	4,42±1,72 4,10[2,10-10,90]	4,27±1,66 4,10[2,50-11,30]	0,426

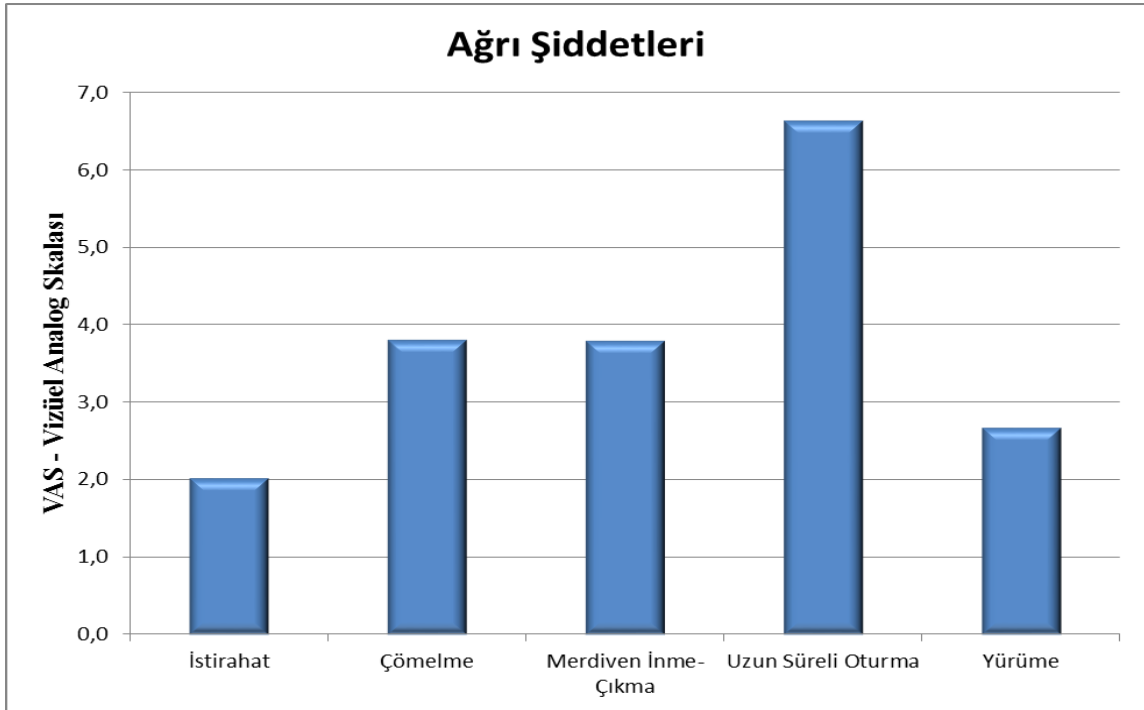
4.10. Ağrı Şiddeti Bulguları

Hastaların belirttiği ağrı semptom süreleri $19,02\pm 17,69$ aydır. Hastaların patella etrafında hissettikleri ağrı lokalizasyonları incelendiğinde, hastaların hepsinin yaygın ve tek bir noktaya odaklanmayan ağrıları olduğu belirlenmiştir. Hastaların farklı pozisyondaki ağrı şiddetleri Çizelge 4.21’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.21. Hastaların farklı pozisyonadaki ağrı şiddetleri

Ağrı şiddeti (Sayısal ağrı ölçütü=0-10 cm)	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]
İstirahat	2,02±1,90 1,40[0,00-7,30]
Çömelme	3,81±2,35 3,10[0,50-9,00]
Merdiven inme-çıkma	3,80±2,54 3,90[0,00-8,90]
Dizler 90° fleksiyonda uzun süreli otururken	6,63±2,91 7,30[0,00-10,00]
Yürüme	2,67±2,33 2,30[0,00-8,00]

Hastaların en çok dizler fleksiyonda uzun süreli otururken ağrı çektikleri saptandı (Şekil 4.1).



Şekil 4.1 Hastaların farklı pozisyonadaki ağrı şiddetleri

4.11. Fonksiyonel Seviye Bulguları- Kujala Patellofemoral Skorlaması

Hastaların Kujala patellofemoral skorlarından elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri $76,00 \pm 7,41$ 'tir (minimum:56- maksimum 90).

4.12. Ağrı Şiddeti ile Kujala Skorunun İlişkisi

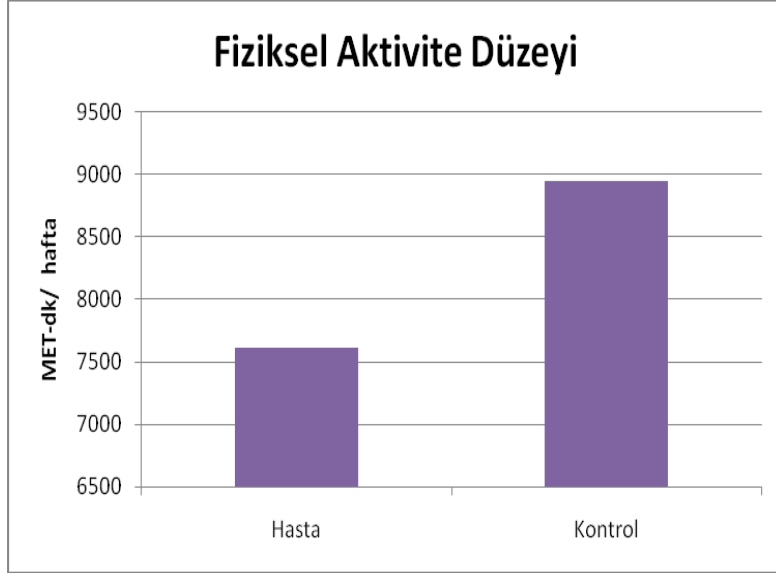
İstirahat, çömelme, merdiven inme-çıkma, dizler fleksiyonda uzun süreli oturma ve yürüme sırasındaki ağrı şiddetleri ile Kujala skorunun ilişkisi incelendiğinde merdiven inme çıkma, uzun süreli oturma ve yürüme sırasında hissedilen ağrı şiddeti ile Kujala skoru arasında negatif yönde ve istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmuştur (Çizelge 4.22).

Çizelge 4.22. Ağrı şiddeti ile Kujala skorunun ilişkisi

Ağrının değerlendirildiği farklı durumlar	Korelasyon katsayısı	p değeri
İstirahat ağrı şiddeti	-0,315	0,066
Çömelme ağrı şiddeti	-0,305	0,075
Merdiven inme-çıkma ağrı şiddeti	-0,547	0,001
Dizler fleksiyonda uzun süreli oturma ağrı şiddeti	-0,346	0,042
Yürüme ağrı şiddeti	-0,415	0,013

4. 13. Fiziksel Aktivite Anketi Bulguları

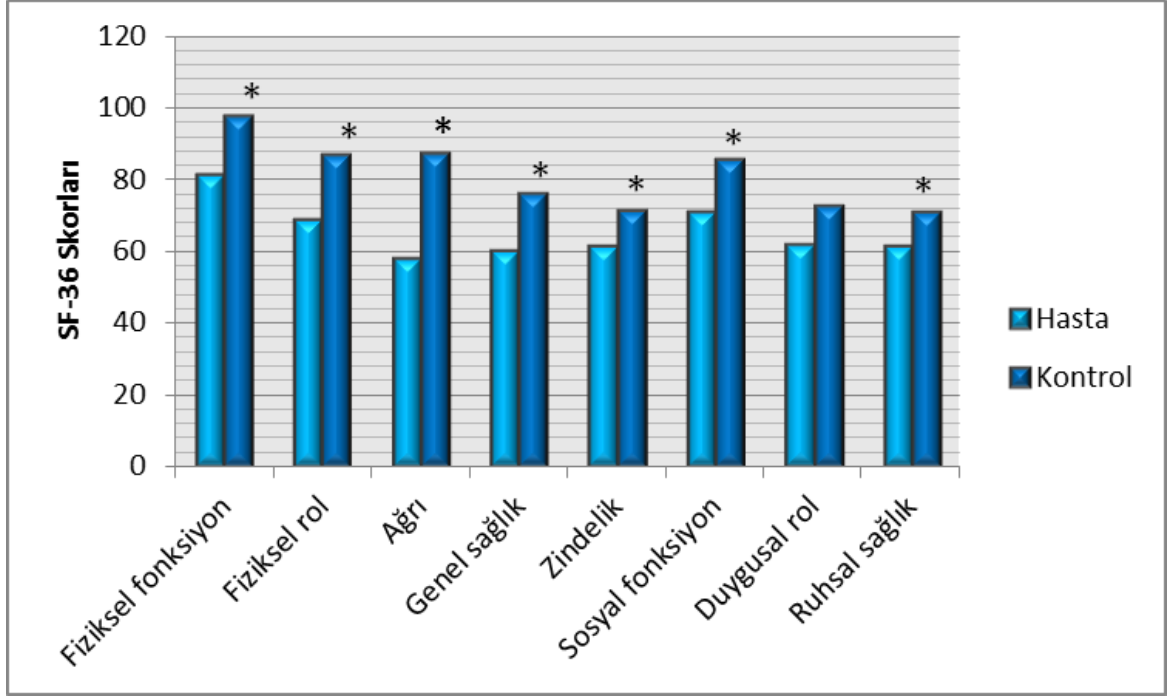
Fiziksel aktivite düzeylerini değerlendirdiğimiz UFAA sonuçlarına göre kontrol grubundaki sporcuların fiziksel aktivite düzeyi (8953 MET-dk/hafta)) hasta gruptaki sporculara göre (7613 MET-dk/hafta)) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksekti ($p < 0,05$) (Şekil 4.2).



Şekil 4.2 Hasta ve kontrol grubunun fiziksel aktivite düzeyleri

4.14. Yaşam Kalitesi Ölçeği (SF-36) Bulguları

Hasta ve kontrol grubunun yaşam kalitelerini değerlendirmek amacıyla kullandığımız SF-36'nın alt grup skor ortalamalarının sonuçları Şekil 4.3'de gösterilmektedir. Fiziksel fonksiyon, ağrı, genel sağlık ve sosyal fonksiyon skorları hasta grupta kontrol gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0,001$). Benzer olarak hasta grupta fiziksel rol skoru da kontrol grubuna göre anlamlı olarak düşük bulunmuştur (Çizelge 4.23) ($p < 0,05$).



Şekil 4.3 SF-36 alt skor sonuçları

Çizelge 4.23. Gruplar arası SF-36 alt grup skor ortalamalarının karşılaştırılması

SF-36 alt grup skorları	Hasta	Kontrol	p
	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	Ort.±Std. Sapma Medyan[Min.-Max.]	
Fiziksel fonksiyon	81,28±11,65 80,00[50,00-100,00]	97,62±5,54 100,00[75,00-100,00]	<0,001
Fiziksel rol	68,57±37,54 75,00[0,00-100,00]	86,87±24,01 100,00[25,00-100,00]	0,020
Ağrı	57,80±18,58 61,00[22,00-100,00]	87,12±13,51 84,00[61,00-100,00]	<0,001
Genel sağlık	60,17±18,71 60,00[15,00-95,00]	76,05±15,82 77,00[42,00-100,00]	<0,001
Zindelik	61,14±18,71 60,00[15,00-95,00]	71,25±15,96 75,00[25,00-95,00]	0,012
Sosyal fonksiyon	70,71±19,39 75,00[37,50-100,00]	85,31±19,79 87,50[12,50-100,00]	<0,001
Duygusal rol	61,90±38,89 66,70[0,00-100,00]	72,49±39,14 100,00[0,00-100,00]	0,176
Ruhsal sağlık	61,48±18,71 64,00[12,00-96,00]	70,70±16,23 76,00[32,00-92,00]	0,012

5. TARTIŞMA

Patellofemoral ağrı sendromu, genç ve fiziksel olarak aktif bireylerde en sık görülen diz problemlerinden birisidir (8, 9). Tüm kas iskelet sistemi hastalıklarının yaklaşık %9-10'unu, dizle ilgili patolojilerin ise %20-40'ını oluşturduğu bildirilmektedir (156).

PFAS bütün yaş gruplarında görülebilmese rağmen özellikle ikinci ve üçüncü dekatta daha sık görülen, kadınların erkeklere göre daha çok etkilendiği bir patolojidir (16, 47). Bir çalışmada erişkin popülasyonun %15-33'ünde, adolesanların ise %21-45'inde görüldüğü belirtilmiştir. Kadın popülasyonunda daha sık görülmesi cinsiyetler arasındaki alt ekstremitte kemik dizilimi ve biyomekanik farklılıkların olmasına bağlıdır (16). Çalışmamızın PFAS grubunun %62,85'si kadın, %37,14 erkekti ve hasta grubu yaşları 19–25 yıl arasında değişen 35, kontrol grubu ise yaşları 18–27 yıl arasında değişen 40 sporcudan oluşmaktaydı.

Ağrı, PFAS'nun en karakteristik özelliğidir. Hastaların semptom süreleri genelde değişkenlik göstermektedir. Nijs ve ark. (157) 39 diz ağrılı hastayı, PFAS'si olan ve PFAS'si olmayan olmak üzere 2 gruba ayırmışlar ve PFAS'si olan hastaların semptom süresinin $45,1 \pm 55,2$ ay, diğer nedenlerden dolayı diz ağrısı şikâyeti olan hastaların semptom süresinin ise $35,1 \pm 58,9$ ay olduğunu ifade etmişlerdir. Bizim çalışmamıza katılan PFAS olan sporcuların semptom süreleri ortalaması $19,02 \pm 17,69$ aydır.

5.1. Klinik ve Radyolojik Muayene Bulguları

Patellanın troklear oluktaki yerleşiminde meydana gelen bir değişiklik patellofemoral temas alanında, temas basıncında ve PFE reaksiyon gücünde değişikliğe neden olarak PFAS'nu tetikleyebilir. Bu nedenle patellar hipermobilitate ve lateral retinaküler gerginliğin değerlendirilmesi önemlidir. Haim (174) ve Puniello (158) yaptıkları çalışmalarda PFAS hastalarında patellar mobilitenin azaldığını bildirmişlerdir. Buna karşın Witvrouw ve ark. (16) PFAS'da medial, lateral ve toplam patellar mobilitenin arttığını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise patella kadranslara ayrıldığında, mediale doğru bir veya daha az kadrans kadar hareket varsa

LRG, laterale doğru 2 veya daha fazla kadran hareketi varsa hipermobilité veya medial stabilizatör zayıflığının var olduğu kabul edildi. Buna göre hastaların % 14,3'ünde LRG, % 8,6'sında patellar hipermobilité tespit edildi.

Tibial torsiyon ölçümlerinde üç yöntem izlenmekte olup bunlar; kadavra kemikleri kullanılarak yapılan direkt ölçümler, hastaların üzerinde yapılan indirekt ölçümler ve X Ray, MRG, BT, ultrasonografi kullanılarak yapılan radyolojik ölçümlerdir. Fakat tibial torsiyonun ölçülmesinde güvenilir ve tekrarlanabilir yöntemlerle ilgili radyoloji, ortopedi, anatomi literatüründe ortak bir görüş birliği olmamakla birlikte aynı kişide farklı araştırmacıların ölçümlerinin de güvenilirliği bulunmamaktadır (65). Hasta üzerinde tropometri kullanılarak yapılan ölçümlerde bu açının ortalama değerinin 18° olduğu bildirilmiştir. Bu açının artması eksternal tibial torsiyon olarak değerlendirilmektedir (65). Tibial torsiyon açısının artmasının PFAS ile ilişkili olduğu belirtilmektedir (159). Bizim çalışmamızda hasta ve kontrol gruplarına ait tibial torsiyon açıları arasında istatistiksel olarak fark çıkmasına rağmen, etkilenen ve diğer alt ekstremité tibial torsiyon açıları 18°'den yüksek olmadığı için her iki diz için de tibial torsiyon açısı normal sınırlar içerisindedir ve eksternal tibial torsiyon tespit edilmemiştir.

PFAS'da özellikle aksiyel grafilerde radyolojik değişikliklerin bulunabildiği fakat radyolojik bulguların genellikle ağrı ile korelasyon göstermediği belirtilmiştir (160). Çalışmamızda patellanın troklear oluktaki pozisyonunu değerlendiren açılardan sulkus ve lateral patellofemoral açıları bakımından gruplar arasında anlamlı bir fark tespit ettik. İstatistiksel olarak anlamlı olan bu bulgular klinik sonuçları bakımından anlamsızdır. Femoral sulkus açısının normal değeri 138° ($\pm 6^\circ$) olarak kabul edilmektedir ve bu açının artması (sığ oluk) patellar instabilitéyi kolaylaştırmaktadır (22, 161). Çalışmamızda etkilenen ve diğer diz arasında sulkus açısı bakımından bir farklılık olmazken hasta grupta sulkus açısı ortalama değeri 140,95° olarak ölçülmüş olup bu değer kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Literatürde de patellar kayma ve femoral sulkus açısı arasında anlamlı bir ilişki bildiren çalışma olmakla birlikte (162) PFAS olan bireyler ile olmayan sağlıklı bireyler arasında bu açı bakımından fark bulunmadığını kaydeden çalışmaları da mevcuttur (74, 163).

İnsall-Salvati, Blackburne Peel ve Caton oranları patellanın yüksekliğini ölçerek patella alta ve patella bajaranın değerlendirilmesini sağlarlar (75). Bu üç oranın referans değerleri dikkate alındığında bulgularımıza göre hasta ya da kontrol grubuna ait hiçbir dizde patella alta ya da patella baja tespit edilmemiştir.

5.2. Antropometri

Yumuşak doku özellikle hamstring, gastrosoleus ve iliotibial band gerginlikleri patellanın normal hareketlerini etkileyerek PFAS'na zemin hazırlar (4, 16, 73). Yapılan bir çalışmada, beden eğitimi ve spor dersine kayıt yaptıran 284 öğrenci 2 yıl boyunca izlenmiş ve çalışmanın sonucunda PFAS oluşan grup ile oluşmayan grup arasında gastrosoleus kası esnekliği ve kuadriseps kası kısalığı arasında anlamlı fark bulunmuştur (52). Hamstring ve gastrosoleus gerginliği, patellaya sabit fleksiyon momenti uygulayarak patellofemoral eklem reaksiyonu kuvvetlerini indirekt olarak artırır. Bu iki kas grubunun gerginliği aynı zamanda subtalar eklemden kompansatuar pronasyon üreten talocrural dorsifleksiyonu kısıtlar. TFL kasındaki gerginliğin, patellanın laterale kaymasına ve lateral patelladaki aşırı basınca neden olabileceği belirtilmiştir. Ayrıca TFL ve hamstring kaslarındaki gerginliklerin dizin lateralinde ve önünde ağrıya neden olduğu ve ağrı şiddetinin kas gerginliği ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (164).

Akarcalı ve ark.'nın (165) 142 hastada yumuşak doku esneklik testlerinden elde ettikleri sonuçlar, hamstring kas grubunun 172 dizden 127'sinde (%73,8) gergin olduğunu, bunu sırayla iliotibial band (%47,67), rektus femoris (%26,74) ve gastro-soleus (%13,95) gerginliğinin izlediğini göstermiştir. Lateral yapılarda gerginlik varlığı patellanın laterale kaymasına neden olarak medial retinakulumda zayıflık ve gevşekliğe yol açabilmekte ve sonuç olarak bu durum patellar hareketlilikte bozulmaya neden olarak patellafemoral ağrıyı tetiklemektedir (166). Çalışmamızda hasta grubundaki 35 sporcunun semptomatik dizlerinin 22'sinde (%62,9) hamstring kas kısalığı, 5'inde (%14,3) TFL kas kısalığı, 5'inde (%14,3) gastrosoleus kas kısalığı tespit edildi. Akarcalı ve ark., (165) PFAS olan kişilerde kas yumuşak doku gerginliklerinin oranının yeterince belirtilmediğini bildirmişlerdir. PFAS'na zemin hazırlayan faktörlerden biri olan yumuşak doku gerginliklerinin iyi

değerlendirilip tespit edilmesi halinde verilecek olan uygun egzersiz programıyla esnekliğin artırılması ve günlük yaşamda patellofemoral ekleme yük bindiren, ağrıyı arttıran aktiviteler konusunda hastaların bilinçlendirilmesi sayesinde tedavilerine önemli katkı sağlanabilir.

Literatür incelendiğinde PFAS'nun eklem hareket açıklığını etkileyip etkilemediğini araştıran çok fazla çalışmaya rastlanmamıştır. Yapılan bir çalışmada gastroknemius ve soleus kas kompleksinin fleksiyon limitasyonunun ayak bileği dorsifleksiyonunda limitasyona neden olduğu bildirilmiştir (70). Bizim çalışmamızın hasta grubunda etkilenen ve sağlam bacağı eklem hareket açıklığı karşılaştırıldığında ayak bileğinin tüm yönlerdeki hareketlerinde gruplar arasında fark bulunmazken, diz eklemının fleksiyon ve ekstansiyon açısı etkilenen tarafta daha düşük olarak bulundu. Hasta ve kontrol grubu karşılaştırıldığında kalça dış rotasyonu, diz ekstansiyonu, ayak bileği dorsifleksiyonu, plantar fleksiyonu, eversiyon ve inversiyonunun kontrol grubuna göre daha düşük olduğu gözlemlendi. Bununla birlikte istatistiksel olarak bu farklılıklar tespit edilmesine rağmen tüm açı değerleri normal sınırlar içerisindeydi. Diz patolojilerinde yürümenin orta duruş fazındaki diz fleksiyon ve ekstansiyon açıları hastanın klinik bulgularıyla ilişkilidir. Bu nedenle ağrı nedeniyle kısıtlama olması olağandır (167). Hasta grubunda diz ekleminde görülen ekstansiyon limitasyonu ise, hastaların tam diz ekstansiyonunun yol açacağı patellar kompresyondan kaçınmak için geliştirdikleri bir kompensatuar mekanizma sonucu olabileceği düşünülmektedir (57).

Kuadriseps açısı olarak da bilinen Q açısı alt ekstremitte dizilimini değerlendirmede sık kullanılan klinik bir ölçümdür. Literatürde Q açısının fonksiyonel önemliliği konusunda fikir birliği bulunmamaktadır. Ancak artmış Q açısının patellanın laterale kaymasına ve instabilitesine neden olduğu belirtilmiştir (168). Q açısının azalması ise patellanın mediale hareketine neden olmaz ancak tibiofemoral temas basıncını dizin artmış varus yönelimi aracılığıyla artırır (169). Literatürde artmış Q açısı ve PFAS arasında ilişki gösterilmişse de (74) bazı çalışmalarda hasta ve kontrol grupları arasında Q açısı bakımından farklılık bulunmamıştır (16, 52). Yirmi derecenin üzerinde olan Q açısının PFAS için risk faktörü olduğu bildirilmişse de bunun konuda yeterli literatür desteği yoktur (170). Bizim çalışmamızın bulgularına göre PFAS grubunda semptomatik dizlere ait Q açısı

değerleri normal sınırlar içerisinde bulunmuş olup, hasta ve kontrol grupları arasında bir farklılık bulunmamıştır. Benzer şekilde Worrell ve ark. (171) yaptıkları bir çalışmada PFAS olan ve olmayan bireylerin Q açılarının benzer olduğunu belirtmişlerdir.

Bacak uzunluk farkı, PFAS'na zemin hazırlayan risk faktörlerindedir. Çünkü bu farklılık, asimetri nedeniyle tek taraflı pelviste elevasyona sebep olur ve sonuçta patella üzerinde aşırı yüklenmeye yol açarak özellikle tekrarlayan sportif aktivitelerde diz ağrısına sebep olur (4, 58, 73). Çalışmamızda etkilenen ekstremiteler, diğer ekstremiteden istatistiksel olarak anlamlı derecede kısaydı ($88,43 \pm 4,38$ cm ve $88,56 \pm 4,44$ cm). Duffey ve ark. (52) çalışmalarında mutlak ve relatif bacak uzunluğunun PFAS ile ilişkili olmadığını belirtmişlerdir. Benzer şekilde Al-Rawi ve ark. (172) da dominant taraftaki 1 cm'e kadar olan farklılıkların PFAS etyolojisinde yer almadığını ifade etmişlerdir. Yapılan çalışmalarda 0,5 cm'den daha küçük olan boy uzunluk farklılıklarının normal olduğu, hatta 1 cm'ye kadar olan ekstremiteler arası boy uzunluk farklılığının PFAS ile ilişkili olmadığı, 1cm'nin üzerinde olan farklılıkların ise özellikle sporcularda aşırı kullanım yaralanmalarına zemin hazırladığı gösterilmiştir (52, 73, 173, 174).

5.3. Enerji Tüketimi

Enerji tüketimi ölçümleri, yürüme bozukluklarından dolayı meydana gelen değişiklikleri nicel açıdan değerlendirmede geçerli bir yöntem olarak kabul edilmektedir (114). Normal yürüme döngüsünde veya gövde ve bacaklarda meydana gelen kısıtlamalar enerji tüketiminin artmasına sebep olmaktadır (175).

Saunders ve ark. (175) enerji tüketimini optimal düzeyde tutmak için 6 faktör belirlemiştir. Bu faktörlerde meydana gelecek herhangi bir bozulma enerji tüketimini artırabilmektedir. Bunlardan enerji tüketimini etkileyen en önemli faktör diz fleksiyonu ve diz-ayak bileği etkileşimidir. Bu eklemlerde meydana gelebilecek bozukluklar enerji tüketimini arttırmaktadır. Diz fleksiyonu normal yürümenin salınım fazı sırasında meydana gelir. Salınım sırasındaki normal olmayan bir diz fleksiyonunda bireyler ya kalçalarını normalden daha fazla yükselterek veya aynı taraftaki bacağına rotasyonunu artırarak veya kalçanın diğer tarafına yüklenerek

dengelemeye çalışırlar. Yürüme sırasında diz fleksiyonunun kısıtlı olmasından dolayı meydana gelen bu değişiklikler vücut ağırlık merkezinin dikey yer değişimini arttırmaktadır (176). Yapılan çalışmalarda vücut ağırlık merkezinin dikey yer değişiminin enerji tüketimini arttırdığı bulunmuştur (177, 178, 179). Ayak bileği füzyonu olan bireylerde yürüme enerji tüketiminin normale göre %3 daha fazla olduğu ve kalça füzyonunun enerji tüketimini %32 arttırdığı bulunmuştur (180). Benzer olarak kalça artrodezinde de enerji tüketiminin arttığı saptanmıştır (114). Yapılan bu çalışmalarda enerji tüketimindeki artışların eklemlerde meydana gelen kısıtlamalar sonucu ortaya çıktığı savunulmuştur. Çalışmamızda yapılan gonyometrik ölçümler sonucunda diz fleksiyonunun semptomatik dizde semptomatik olmayan dize göre anlamlı olarak daha düşük olduğu, hasta ve kontrol grubu değerleri karşılaştırıldığında ise hasta grubunun fleksiyon açılarının daha düşük olduğu ve ayrıca dorsifleksiyon, ayak bileği eversiyon ve inversiyon değerlerinin kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha düşük değerlere sahip olduğu tespit edilmiştir. İstatistiksel olarak anlamlı fakat klinik sonuçları bakımından önemsiz olan bu farklılıkların hastalığın ilerlemesi durumunda limitasyon değerlerini arttıracaklarını ve bu durumda, yürüme sırasında diz fleksiyonunun tam gerçekleşemeyeceğini, ayak bileğinin normal yürüme düzeninde kullanılamayacağını ve bu nedenle hasta grubundaki bireylerin enerji tüketimlerini artırabileceğini düşünmekteyiz.

Osteoartrit'in en önemli sebeplerinden bazıları dizde meydana gelen dizilim bozukluğu, aşırı fiziksel aktivite ve travmadır. Bu özelliğinden dolayı PFAS ile benzer semptomlara sahip olduğu söylenebilir (181). Tarnita ve ark.'nın (181) 2013 yılında yaptığı çalışmada osteoartritli hastaların sağlıklı bireylere göre diz fleksiyonu açılarının daha düşük olduğu bulunmuş ve ayrıca hastaların semptomatik olmayan dizlerinin sağlıklı bireylerin dizlerine göre daha düşük fleksiyona sahip olduğu belirlenmiştir. Çalışmamızda semptomatik dizdeki fleksiyonun etkilenmeyen dize ve kontrol grubuna göre daha düşük olması yapılan bu çalışmadaki bulgular ile paralellik göstermektedir. Bu fark hastaların dizinde meydana gelen kısıtlama ve ağrıdan dolayı vücudun stabilizeyi koruma ve dengeleme mekanizmasının çalışması olarak açıklanabilir (181).

Normal eklem hareket açıklığındaki kısıtlamaların yanısıra bacak uzunluk farklılıkları da enerji tüketimini etkileyen bir faktördür (182). Genel olarak, bacak

uzunluk farklılığı olan bir birey, yürüme sırasında kısa olan bacağı düşürmek ve uzun bacağı yükseltmek zorundadır. Bu durum kütle merkezinin vertikal yer değişiminde ve dolayısıyla enerji tüketiminde artışla sonuçlanır (183). Kaufman ve ark. (184) 2'cm den fazla olan uzunluk farklılıklarının yürüme sırasında kısa ve uzun bacak arasında asimetriye neden olacağını dolayısıyla yürüme biyomekaniğini etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Bazı araştırmacılara göre ise 20-30 mm arasındaki bacak uzunluk farklılığı yürüme sırasında yer reaksiyon kuvvetinde (185) ve enerji tüketiminde (182) artışa neden olmaktadır. Phelps ve ark (186) 60 mm'ye kadar olan farklılıkların, normal yürüme sırasında genç yetişkinlerde oksijen tüketimini artırmadığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda etkilenen ekstremiteler diğer ekstremiteden istatistiksel olarak anlamlı derecede kısaydı. Fakat bu farklılık 1,3 mm olduğu için, bacak uzunluğundaki bu farkın PFAS'lu bireylerin enerji tüketimindeki artışa katkıda bulunduğunu düşünmüyoruz.

Enerji tüketimi ölçümleri için hastaları TEYH ve bu hızların %30 fazlasında yürüttük (143, 146). Laboratuvarımızda daha önce yapılan bir tez çalışmasında yürümeden koşuya geçme hızının TEYH'nın %65 fazlasında meydana geldiği belirtilmiştir (146). Bu nedenle çalışmamızda PFAS olan sporcularımızda tam koşuya geçemedikleri fakat TEYH'na göre biraz daha zorlanacakları orta düzey bir hız olarak TEYH'nın %30 fazlasında yürüme enerji tüketim ölçümlerini yaptık. Hasta grubunun TEYH'nda oksijen tüketimlerinde kontrol grubuna göre anlamlı bir fark oluşmamaktadır. Bireylerin normal yürüme hızında diz eklemlerinde aşırı değişiklik meydana gelmediğini veya denge mekanizmalarının enerji tüketimini uygun seviyede tutabileceğini düşünmekteyiz. Fakat hız artırıldığında bu mekanizmalarda değişiklik meydana gelmektedir Yapılan çalışmalarda yürüme hızındaki değişikliklerin yürüme döngüsü süresi, uzunluğu ve dolayısıyla orta duruş ve salınım fazında değişikliklere sebep olduğu ve yürüme hızı arttıkça kas aktivasyonunda ve eklem ekstansiyon ve fleksiyonunda değişiklikler meydana geldiği saptanmıştır (187, 188, 189). Bu bulgu, çalışmamızda TEYH'nın %30 fazlasında yapılan yürümelerde enerji tüketiminin hasta grupta anlamlı olarak yüksek olduğunu açıklamaya yardımcı olabilir. Ayrıca, çalışmamızda ayakta duruş sırasında hasta ve kontrol grubu arasında oksijen tüketimi açısından anlamlı bir fark yoktu. Bu durum, ayakta durma esnasında herhangi bir diz eklemi hareketi olmamasından ve

kas aktivasyonunda bir değişiklik meydana gelmemesinden kaynaklanmış olabilir. Fakat TEYH'nda yapılan yürümede eklem ve kas aktivasyonun oluştuğu durumda hasta grubun oksijen tüketimlerinde farklılık olabilmektedir. İstatistiksel olarak anlamlı fark olmaması TEYH'nda yapılan yürümelere PFAS'lı hastaların yürüme sırasında oksijen tüketimini etkilemediğini ortaya koymaktadır. Çalışmamızda net oksijen tüketimini kullanarak enerji tüketimi bakımından cinsiyetler arası farklılıklardan doğabilecek sonuçları engellemeyi amaçladık. TEYH'nda meydana gelen eklem hareketi ve kas aktivasyonu net oksijen tüketimine yansımamakla birlikte TEYH'nın %30 fazlasında yapılan yürümelere net oksijen tüketiminde anlamlı bir fark ortaya çıkmaktadır. Bu da TEYH'nın artmasıyla meydana gelen değişikliklerin hasta grupta oksijen tüketimine yansıdığını ve kompensatuar mekanizmaların tam olarak enerji tüketimini normalize edemediğini gösterebilir.

Çalışmamızda RQ ortalama değerleri her iki grupta da hem TEYH'ında hem de bu hızların %30 fazlasında yürüme sırasında 1,1'in üzerine çıkmamıştır. Bu durum, bu hızlarda yapılan yürümelere submaksimal bir şiddetle yapıldığını göstermektedir. Algılanan zorluk derecesi her iki yürüme hızında da anlamlı olarak hasta grubunda daha yüksek bulundu fakat hafif düzeyi geçmedi. Bu yükseklik TEYH'nda yürürken enerji tüketimine yansımazken, %30 fazlasında yürüme sırasında gruplar arasındaki enerji tüketimini de artırmaktadır.

5.4. Plantar Basınç Dağılımı

Plantar basınç dağılımını ölçmek amacıyla yapılan dinamik pedobarografi sırasında diğer çalışmalarda olduğu gibi tüm bireylerden TEYH'nda yürümelerini istedik (41, 88, 190, 191). Çünkü TEYH'nın belirlenmesi lokomotor faaliyetleri ve genel olarak yürüyüş performansını değerlendiren iyi bir yöntemdir (118). Ayrıca bireyler en rahat ettikleri TEYH'nda yürürken, yürüme hızlarını en az enerji tüketecek şekilde ayarlarlar (122). Bununla birlikte literatürde yürüme hızının plantar basınç dağılımını etkilediği yönünde çalışmalar mevcuttur (95, 97, 99). Segal ve ark. (95) 2004 yılında yaptıkları bir çalışmada 23-57 yaşları arasındaki bireyleri koşu bandı üzerinde 2 farklı hızda (0,75-2,0 m/s) yürütüp, yürüme hızının pik plantar basınç üzerine etkisini araştırmıştır. Hızın artmasıyla birlikte başparmak ve topuk

lateralindeki pik basıncın hızdaki artışla lineer olarak arttığını, ön ayak sentralinde ve medialinde ilk olarak hızla birlikte yükseldiğini fakat daha sonra plato yaptığını fakat ön ayak lateralinde hızın artmasıyla birlikte basıncın azaldığını rapor etmişlerdir. Chung ve ark. (98) yürüme hızının plantar basınca etkisini inceledikleri çalışmada TEYH ve bu hızın %80, %120, %140'ı olmak üzere 4 farklı yürüme hızı kullanmışlardır. Çalışmanın bulguları yürüme hızındaki artışla birlikte başparmak, ön ayak mediali ve topuk laterali bölgelerindeki pik basınçta anlamlı artışlar olduğunu göstermiştir. Benzer sonuçlar Burnfield ve ark.'nın (97) iki farklı hızda (0,95-1,62 m/sn) yürüttükleri çalışmasında da gözlenmiştir. Hızdaki artışla birlikte topuk, sentral ve medial metatarslar ve parmaklarda pik basınçta artış bulmuşlardır. Yürüme hızının artmasıyla birlikte muhtemelen arka ayaktaki eversiyon da artmakta ve bu hareket sıklıkla güçlü bir pronasyonla kombine olarak meydana gelmektedir (96, 192). Bu çalışmalarda ön ayak mediali ve topuk bölgesindeki pik basınç artış bulguları bu bilgiyi destekler niteliktedir.

Yürüme hızındaki değişikliklerin plantar basınç üzerine olan bu etkilerini göz önünde bulundurduğumuz zaman çalışmamızda bireylerin TEYH'nı kullanmakla plantar basınç üzerine yürüme hızının bu etkilerini ortadan kaldırdığımızı düşünmekteyiz. Ayrıca çalışmamızda hasta ve kontrol grubunu oluşturan sporcuların TEYH'ları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır.

Planlanan çalışmanın amacına göre ayak tabanı istenilen alt bölgelere ayrılabilir (96, 105, 106). Hennig ve ark. (193) çocuk ve gençlerde ayak yüklenmelerindeki farklılıkları tanımlamak için ayağı 7 bölgeye ayırmışlardır. Luo ve ark. (194) ayağı 7, Bryant ve ark. (108) ise 10 bölgeye ayırarak genç popülasyonda yürüme sırasında pik basınç ve impals verileri için referans değerler oluşturmuşlardır. Bek ve ark.'nın (41) PFAS olan hastalarda bantlamanın etkisini inceledikleri çalışmada ise ayak tabanını ön, orta ve arka ayak olarak 3 bölgeye ayırmışlardır Normal yürüme ve merdiven inme sırasında PFAS'nun plantar basınç dağılımına etkisinin incelendiği çalışmalarda ise 6 alt bölge kullanılmıştır (35, 42). Biz ise çalışmamızda PFAS'nun basınç dağılımı bakımından plantar bölgenin lateral ya da medial kolunda herhangi bir değişikliğe neden olup olmadığını araştırmak amacıyla ayak tabanını 6 alt bölgeye (ön ayak mediali, ön ayak sentrali, ön ayak laterali, orta ayak, topuk mediali ve topuk laterali) ayırdık (88, 98, 152, 153).

Literatürlerden de anlaşılacağı üzere pedobarografi ile ilgili çalışmalarda ayak tabanını bölgelere ayırma konusu çalışmanın amacına göre değişmekle birlikte kişisel kararlara bağlı olarak belirlenmektedir (88). Bu kararın subjektif olmasını önlemek ve belirli bir standart oluşturulması amacıyla bu konuda daha fazla çalışmaya gereksinim vardır.

Çalışmamızda hasta ve kontrol grubumuzu oluşturan sporcuların hiçbirinin alt ekstremiteye ait herhangi bir kas iskelet sistemi problemi ve/veya denge bozukluğuna neden olacak nörolojik hastalığı yoktu. Statik pedobarografi bulgularımıza göre hasta ve kontrol grubunun ve aynı zamanda hasta grupta etkilenen ve sağlam olan diğer ekstremiteye olan yük dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Yürümenin duruş fazında elde edilen dinamik pedobarografi sonuçları ise yüzey alanı, pik basınç ve impuls değerleri bakımından etkilenen ve diğer ekstremiteler arasında fark olmadığını göstermiştir. Benzer şekilde hasta ve kontrol grupları arasında dinamik pedobarografi bulguları da farklılık göstermemektedir. PFAS olan bireylerde plantar basınç dağılımını inceleyen çok sayıda çalışma bulunmamaktadır. Arka ayak aşırı pronasyonunun ön diz ağrısı ile ilişkili olduğunu gösteren çalışmalar literatürde mevcuttur (51, 195). TEYH'nda yürüme esnasında PFAS'nun plantar basınç üzerine etkisinin incelendiği bir çalışmada ayak tabanını arka ayak mediali, sentrali ve laterali, orta ayak, ön ayak mediali ve laterali olarak 6 alt bölgelere ayrılmıştır (35). Duruş fazında ön ayak mediali ve lateralinde diğer bölgelere göre daha yüksek temas alanı tespit etmişler fakat pik basınç bakımından hasta ve kontrol grupları arasında fark bulmamışlardır. Duruş fazında medial ve lateral ön ayak bölgelerinde daha büyük temas alanlarının olması PFAS olan bireylerin bu bölgelerinde ayağın daha büyük bir değişiminin olduğunu düşündürmektedir (35). Aliberti ve ark.'nın (42) 2010 yılında yaptığı bir çalışmada merdiven inerken PFAS olan ve olmayan bireylerin plantar basınç dağılımları incelenmiştir. Buna göre PFAS olan bireyler arka ayak medialinde ve orta ayakta daha yüksek temas alanı sergilerken ayak tabanının bütün alt bölümlerinde daha düşük pik basınç değerleri elde edilmiştir. Arka ayak mediali ve orta ayakta daha büyük temas alanı değerleri olması yer teması sırasında arka ayağın daha çok eversiyon yapmasına katkıda bulunabilir. Yine bu çalışmada merdiven inme sırasında PFAS olan bireylerin kontrol grubu bireyelerine

göre daha düşük pik basınç değerlerinin olması bu hastaların asemptomatik olanlara göre bu motor görevi yaparken daha çok dikkat ettiklerini, o ekstremiteye yük vermekten sakındıklarını ve bu nedenle daha az yük verdiklerini göstermektedir (42). Bu bulgu Powers ve ark.'nın (196) PFAS'lu hastaların yürüme esnasında daha düşük yer reaksiyon kuvvetine maruz kaldıklarını belirttikleri ve Brechter ve Powers'ın (197) PFAS'lu hastaların merdiven inme esnasında daha düşük diz ekstansör momenti olduğunu gözlemledikleri çalışmaları ile desteklenmektedir. Bu yazarlara göre semptomatik dize daha az yük vererek patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti azaltılabilir bu da diz ağrısının azalması ile sonuçlanabilmektedir. Fakat Bek ve ark.'nın (41) araştırmasında plantar basınç parametreleri bakımından gruplar arasında fark tespit etmemişler ve bu bulgularını, alt ekstremitte dizilim bozukluğu olan ya da PFAS olan ekstremitenin, semptomatik olmayan, sağlam olan diğer ekstremitte mekaniğini de olumsuz yönde etkiliyor olabileceği şeklinde açıklamışlardır. Bu bilgi, çalışmamızda etkilenen ve etkilenmeyen ekstremiteler arasında plantar basınç verilerinde fark olmayışını destekler niteliktedir.

Thijs ve ark.'nın (5) yaptığı prospektif çalışmada sağlıklı 36 kişiye 6 hafta boyunca yoğun bir antrenman programı uygulanmış ve bu süre sonunda PFAS oluşumu incelenmiştir. Bu sürenin sonunda PFAS gelişen bireylerde yürümenin topuk vuruşu fazında ayağın daha az pronasyon yaptığı ve basma sürecinin daha çok laterale kaydığı, ek olarak plantar bölgenin medialinde daha yüksek pik basınçlar olduğu tespit edilmiştir (5). Patellofemoral eklem üzerine olan normal fizyolojik yüklenme aşırı kullanma ve yoğun antrenmanlara bağlı olarak arttığı zaman aşırı pronasyonda olduğu gibi yetersiz pronasyon sebebiyle de patellofemoral disfonksiyona dolayısıyla ağrı ve şikayetlere neden olabilir (5). Bizim bulgularımız PFAS olan bireylerde plantar basıncın daha çok medial ya da lateral dağılım gösterdiği bu çalışmalarla uyuşmamakla birlikte hasta ve kontrol grupları arasında plantar basınç dağılımları bakımından ayağın hiçbir bölümünde farklılık bulunmamaktaydı. Çalışmamızda kas kuvveti değerlendirmesi yapılmamıştır. Fakat ekstremiteler arasında çevre ölçümü bakımından fark olmadığı, dolayısıyla PFAS'lu ekstremitede atrofi gelişmemesi, hasta grubu içerisinde iki ekstremiteye olan yük dağılımı ve plantar basınç verilerinin farklı olmamasını açıklamaya yardımcı olmaktadır.

5.5. Ağrı

PFAS'nun en sık karşılaşılan semptomları ağrı, boşalma hissi, takılma hissi, krepitasyon, sertlik ve şişmedir. Dizler fleksiyonda uzun süreli oturma sonrası ağrı PFAS'nun en karakteristik bulgusudur. Bununla birlikte merdiven ve yokuş çıkma, çömelme ve egzersiz gibi patellofemoral eklemün yüklenmesine neden olan aktiviteler hastalar için ağrılı olabilmektedir (15, 16, 20, 21). Çalışmamızda, ağrı değerlendirmesi VAS ile yapılmıştır. Crossley ve ark. (154) PFAS için VAS'ın geçerli, güvenilir ve duyarlı olduğunu belirtmişlerdir. Bennel ve ark.'nın (198) yaptığı bir çalışmada, VAS'ın tedavi öncesinde ve sonrasında yapılan değerlendirmelerde, istatistiksel olarak anlamlı değişiklikleri PFAS'lı küçük hasta gruplarında da tespit edebildiği gösterilmiştir. Ağrıya neden olan aktiviteler incelendiğinde VAS skalası sonuçlarına göre çalışmamızda hastaların en çok dizler 90° fleksiyonda uzun süreli otururken ağrı hissettikleri kaydedilmiştir. Bunu takiben sırayla çömelme, merdiven inme-çıkma ve yürüme sırasında ağrı hissettikleri kaydedilmiştir. En az ağrı istirahat sırasında kaydedilmiştir. Bu durum patellofemoral eklem reaksiyon güçlerinin dizler fleksiyonda uzun süreli oturma, merdiven inip-çıkma, yokuş inip-çıkma veya çömelme gibi diz fleksiyonunun arttığı durumlarda vücut ağırlığının etkisi ile artarak, patellofemoral eklem aşırı yük bindirmesi ile açıklanabilir (4, 16).

Hastadaki ağrının tam lokalizasyonunu öğrenmek önemlidir. Çünkü bu, fiziksel muayeneye rehberlik edecek ve semptomlarını ortaya çıkaran yapıları tanımlamaya yardım edecektir. Lateral ağrı, lateral retinakular sinir hasarı ya da lateral patellar sıkıştırma sendromunu işaret etmektedir. Inferior ağrı ise yağ pedi irritasyonunu ya da patellar tendinitini, medial ağrı ise, medial retinakulumun esnemesi ya da semptomatik medial bükümü gösterir (4). Çalışmamızdaki hastaların patella etrafında hissettikleri ağrı lokalizasyonları incelendiğinde, hastaların hepsinin yaygın ve tek bir noktaya odaklanmayan ağrıları olduğu belirlenmiştir. Bazı çalışmalarda PFAS'lı hastaların dizlerinde hissettikleri ağrının tek bir noktaya lokalize olmadığı, diz çevresine yayıldığı belirtilmiştir (199, 200).

5.6. Kujala Patellofemoral Skorlaması

PFAS olan hastaların fiziksel yetersizliğini, fonksiyonel düzeylerini değerlendirmek amacıyla pek çok anket kullanılmaktadır (20, 21, 201). Fakat bunlar arasında en geçerli olanının Kujala Patellofemoral Skorlaması olduğu bildirilmiştir (21, 155). PFAS olan hastalarda ağrı, kas kuvveti, endurans, koordinasyon ve propriyosepsiyonun araştırıldığı bir çalışmada hastaların Kujala patellofemoral skorlarından elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri $58,17 \pm 16,55$ olarak bildirilmiştir (201). Kettunen ve ark. (202) kronik PFAS olan 56 hasta ile yaptığı bir araştırmada Kujala skorlarının $69,0 \pm 10,7$ olduğunu belirtmişlerdir. Kuru ve ark. (155) bantlama ve elektrik stimülasyonunun, PFAS olan bireylerde ağrı ve fonksiyon üzerindeki etkinliğini karşılaştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada Kujala skorunu $76,80 \pm 8,68$ bulmuşlardır. Bizim çalışmamızın hasta grubunu oluşturan 35 hastanın Kujala patellofemoral skorlarından elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri $76,00 \pm 7,41$ 'tir. İstirahat, çömelme, merdiven inme-çıkma, dizler fleksiyonda uzun süreli oturma ve yürüme sırasındaki ağrı şiddetleri ile Kujala skorunun ilişkisi incelendiğinde tüm bu farklı durumlar sırasında hissedilen ağrı şiddeti ile Kujala skoru arasında negatif yönde bir ilişki bulunmuştur. Yüksek ağrı şiddetine sahip PFAS olan hastaların fonksiyonel seviyeleri düşük olmaktadır. Bu sonuçlar, ağrı şiddetinin kişilerin fonksiyonel işlevselliğini olumsuz yönde etkilediğini göstermektedir. PFAS tedavisinde ve rehabilitasyonunda ağrı ve kas inhibisyonu ilişkisinin kırılmasının, kişilerin fonksiyonel işlevselliğinin geliştirilmesinde çok önemli olduğu belirtilmiştir (201).

5.7. Fiziksel Aktivite

Gençlerde, atletlerde, askerlerde ve fiziksel olarak aktif bireyler arasında sık karşılaşılan bir diz problemi olan PFAS patellofemoral ekleme yük bindiren tırmanma, yürüme, koşma ve çömelme gibi aktivelerle ilişkili olup, bu durum günlük yaşamı birçok yönden etkilemektedir. Özellikle, bireylerin koşma ve yürüme gerektiren düzenli spor aktivitelerine katılmasını engellemektedir. Patellofemoral ağrı semptomları bireyi rekreasyonel aktivitelerinden uzaklaştırmanın yanısıra

bireylerin düzenli aktiviteden sağlayacağı sağlıkla ilgili yararları da kısıtlamaktadır (17).

UFAA'nın uzun versiyonu fiziksel aktivite seviyesini ölçmek için kullanılan aynı yaş grubu için geçerli ve güvenli bir ölçme aracıdır (130). PFAS olan bireylerin yürüme kinematiğinin incelendiği çalışmada Barton ve ark. (203) fiziksel aktivite seviyeleri bakımından hasta ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir (5801 ve 4761 MET-dk/hafta, $p = 0,370$). Çalışmamızda ise hasta ve kontrol grubunu oluşturan sporcuların fiziksel aktivite düzeylerini belirlemek amacıyla kullanılan UFAA sonuçlarına göre her iki grubun fiziksel aktivite düzeyinin yeterli olduğunu (>3000 MET-dk/hafta), ancak kontrol grubundaki sporcuların fiziksel aktivite düzeyinin (8953 MET-dk/hafta) hasta gruptaki sporculara göre (7613 MET-dk/hafta) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğunu tespit ettik. Piva ve ark.'nın (70) çalışmasında ise PFAS ve kontrol grubunun fiziksel aktivite seviyeleri bireysel değerlendirme formu ile değerlendirilmiş ve yüksek seviyede fiziksel aktivite yapan PFAS'lu grup ile kontrol grubu arasında fiziksel aktivite seviyesi bakımından anlamlı fark bulunmuştur. PFAS grubundaki hastaların fiziksel aktivite seviyesinin kontrol grubundakilerden daha yüksek olduğu belirtilmiştir.

PFAS patellofemoral ekleme yük bindiren merdiven inme-çıkma, koşma ve çömelme gibi aktivitelerle ilişkili olduğu için bu durum egzersiz yapabilme ve işle ilgili aktiviteleri ağrısız olarak yerine getirebilme gibi günlük yaşamı birçok yönden etkilemektedir (16, 70). Bulgularımız PFAS olan bireylerin yürüme, çömelme, tırmanma ve koşma gibi fiziksel aktivitelerinin kısıtladığını doğrular niteliktedir (17). SF-36 ölçeği sonuçları da hasta grubunda fiziksel fonksiyon ve fiziksel rol kısıtlılığı olduğunu ortaya koymuştur. Bu nedenle PFAS grubundaki sporcuların fiziksel aktivite seviyelerinin kontrol grubundaki sporculardan daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

5.8. Yaşam Kalitesi

Birçok kas iskelet sistemi hastalıklarında olduğu gibi PFAS'da da hastalarda fiziksel semptomlar, özellikle ağrı sebebiyle fiziksel kapasitede, günlük yaşam

aktivitelerinde ve sosyal aktivitelerinde kısıtlanma olmakta ve sonuç olarak yaşam kaliteleri önemli ölçüde bozulabilmektedir (17, 18). Spor aktivitelerinde meydana gelen kısıtlamalar ve sağlıkla ilgili hayat kalitesindeki azalma bireylerin spor hekimlerine başvurmalarının nedeni olabilmektedir (17).

Çalışmamızda hastaların yaşam kalitesini değerlendirmek amacı ile SF-36 ölçeği kullanıldı. SF-36 literatürde sıklıkla kullanılan geniş kapsamlı bir yaşam kalitesi ölçeğidir ve sağlığı fiziksel ve mental açıdan değerlendirmeyi sağlar (133, 134).

Assa ve ark. (204), 2013 yılında yayınladıkları çalışmalarında ortalama yaşları $30,3 \pm 5,0$ olan 157 PFAS'lu bireyin SF-36 anketinin tüm alt skor puanlarının kontrollere göre anlamlı derecede düşük olduğunu göstermişlerdir. Çalışmamızda ise sonuçlar incelendiğinde SF-36 ölçeğinin duygusal rol dışında, fiziksel fonksiyon, ağrı, fiziksel rol, genel sağlık ve sosyal fonksiyon alt grup skorları hasta grupta kontrol gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu. Fiziksel fonksiyon, fiziksel rol, ağrı ve genel sağlık alt skorları toplam fiziksel sağlığı oluştururken, zindelik, sosyal fonksiyon, duygusal rol ve ruhsal sağlık toplam ruhsal sağlığı oluşturmaktadır (134). Farklı iki egzersiz protokolünün uygulandığı bir çalışmada PFAS olan hastalarda fiziksel sağlığın ruhsal sağlığa göre daha çabuk bozulduğu ve tedavi sonrası gelişmenin de fiziksel fonksiyonda daha fazla olduğu belirtilmiştir (205).

5.9. Çalışmamızın Limitasyonları

Çalışmamızda çevre ölçümü yaparak atrofi varlığını test ettik. Fakat bu verimiz hem hasta grupta etkilenen ve sağlam tarafa, hem de hasta ve kontrol grubuna kas kuvvet değerlendirmesi yaparak kas kuvveti bakımından güçlendirilebilirdi. Bununla birlikte dinamik pedobarografi ölçümleri kişilerin TEYH ile birlikte, enerji tüketimi ölçümlerinde olduğu gibi, TEYH'nın %30 fazlasında da yürüterek değerlendirilebilirdi. Fakat laboratuvarımızda TEYH'nın %30 fazlasındaki yürüme hızını ayarlayabilmek için gerekli ekipmanın olmaması sebebiyle bu değerlendirmeyi gerçekleştiremedik.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgulara göre şu sonuçlar ve öneriler çıkarılabilir.

1. İstirahat, ayakta durma ve TEYH’nda yürüme sırasında hasta ve kontrol grubu arasında oksijen tüketimi bakımından anlamlı bir fark yoktur. TEYH’nın %30 fazlasında yürüme sırasında hasta grubun oksijen tüketimi kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksekti. Bu durumun, kişilerin TEYH’nda yürürken alt ekstremitte biyomekaniğinde aşırı bir değişiklik oluşmadığı ve denge mekanizmalarının oksijen tüketimini optimal düzeyde tutabildiğinden kaynaklandığı sonucuna varılmıştır. Fakat hız artırıldığında bu mekanizmalarda değişiklik meydana gelmektedir.

2. Diz fleksiyonunun normal eklem hareket açıklığının semptomatik dizde etkilenmeyen diğer dize göre daha düşük olduğu, hasta ve kontrol grubu değerleri karşılaştırıldığında ise hasta grubunun diz ve ayak bileği normal eklem hareket açıklıklarının kontrol grubundan daha düşük değerlere sahip olduğu tespit edilmiştir. Bu durum, TEYH’nın %30 fazlasında yürüme sırasında ağrı nedeniyle diz fleksiyonunun tam gerçekleşmediğini, ayak bileğinin normal yürüme düzeninde kullanılmadığını ve bu nedenle hasta grubundaki bireylerin enerji tüketimlerinin kontrol grubuna göre daha fazla olduğunu göstermektedir. Bu sonuçlar ışığında, hareket kısıtlılığı olan eklemlere ve kısalık tespit edilen kas gruplarına yönelik bireye özel, uygun egzersiz ve rehabilitasyon programları planlanarak bu eksikliklerin giderilebileceğini düşünmekteyiz.

3. Statik ve TEYH’da yürürken gerçekleştirilen dinamik pedobarografi bulguları bakımından hasta ve kontrol grupları arasında bir farklılık bulunmadı. Bu değerlendirmenin yalnızca bireyler için en konforlu hız olan ve günlük yaşama en uygun olan TEYH’nın yanında bu hızların daha fazlasında da gerçekleştirilmesi önemlidir.

4. Hastaların en çok dizler 90° fleksiyonda uzun süreli otururken ağrı çektikleri ve bunu çömelme sırasındaki ağrının takip ettiğini kaydettik. Elde edilen ağrı şiddeti bulguları doğrultusunda, ağırlı hastaların tedavi programında

patellofemoral reaksiyon kuvvetini artıran aktivitelerden kaçınılması gerektiği sonucuna varılmıştır.

5. Hasta grubunda yaşam kalitesi ve fonksiyonel durum olumsuz yönde etkilenmiştir. PFAS rehabilitasyonunda ağrı-kas inhibisyonu ilişkisinin kırılarak fonksiyonel seviyenin artırılması oldukça önemlidir.

6. Çalışmamızın hasta ve kontrol grubunu sporcu gençler oluşturmaktaydı. Böyle bir çalışma dizaynı ile PFAS'nun sedanter bireyler üzerindeki etkileri, yaş grubu bakımından ileri yaş grubu da dahil edilerek orta yaş ve üstü populasyonda PFAS'nun plantar basınç dağılımı, fonksiyonel kapasite, fiziksel aktivite ve yaşam kalitesi üzerine etkileri incelenebilir.

Sonuç olarak PFAS olan sporcuların, yaşam kalitesi, fonksiyonel durumları, efor sırasında algıladıkları zorluk derecesi ve TEYH'nın %30 fazlasındaki yürüme sırasındaki enerjii tüketimi olumsuz yönde etkilense de fizyolojik adaptasyon mekanizmalarının TEYH'da yürüme sırasındaki enerji tüketimi ve plantar basınç dağılımı bulgularını kompanse ettiğini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1. **Schepesis AA, Busconi BD.** *Orthopaedic Surgery Essentials: Sports Medicine.* 1st Ed. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins **2006**;333-337.
2. **Wilk KE, Davies GJ, Mangine RE, Malone TR.** Patellofemoral disorders: a classification system and clinical guidelines for non operative rehabilitation. *JOSPT*, **1998**;28(5):307–322.
3. **Orlin MN, McPoil TG.** Plantar pressure assessment. *Phys Ther*, **2000**;80(4):399–409.
4. **LaBella C.** Patellofemoral pain syndrome: evaluation and treatment. *Prim Care*, **2004**;31(4):977–1003.
5. **Thijs Y, Van Tiggelen D, Roosen P, De Clercq D, Witvrouw E.** A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain. *Clin J Sport Med*, **2007**;17(6):437-445.
6. **Powers CM.** Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: a critical review. *JOSPT*, **1998**;28(5):345–354.
7. **Powers C.** The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*, **2003**;33(11): 639–646.
8. **Dixit S, DiFiori JP, Burton M, Mines B.** Management of patellofemoral pain syndrome. *AFP*, **2007**;75(2):194-202.
9. **Wilson JD, Davis IS.** Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech*, **2008**;23(2):203–211.
10. **Dye SF.** The pathophysiology of patellofemoral pain. *Clin Orthop*, **1997**;436:100–110.
11. **Heintjes E, Berger MY, Bierma-Zeinstra SMA, Bernsen RMD, Verhaar JAN, Koes BW.** Exercise therapy for patellofemoral pain syndrome. *Cochrane Database Syst Rev*, **2003**;4:1-34.
12. **Prins MR, van der Wurff P.** Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Australian Journal of Physiotherapy*, **2009**;55(1):9-15.
13. **Cibulka MT, Threlkeld-Watkins J.** Patellofemoral pain and asymmetrical hip rotation. *Phys Ther*, **2005**;85(11):1201-1207.

14. **Tang SF, Chen Chih-Kuang, Hsu Robert, Chou Shih-Wei, Hong Wei-Hsien, Lew Henry L.** Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*, **2001**;82(10):1441-1445.
15. **Fulkerson JP.** Diagnosis and Treatment of Patients with Patellofemoral Pain, *Am J Sports Med*, **2002**;30(3):447-456.
16. **Witvrouw E, Lysens R, Bellemans J, Cambier D, Vanderstraeten G.** Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population: a two-year prospective study. *Am J Sports Med*, **2000**;28(4):480-489.
17. **Crossley KM, Bennel KL, Green S, Cowan S, McConnell J.** Physical Therapy for patellofemoral pain. *Am J Sports Med*, **2002**;30(6):857-865.
18. **Green ST.** Patellofemoral Syndrome. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, **2005**;9:16-26.
19. **Franco J, De Laet C, Peeters A, Jonker J, Mackenbach J, Nusselder W.** Effects of physical activity on life expectancy with cardiovascular disease. *Arch Intern Med*, **2005**;165(20):2355-2360.
20. **Jensen R, Hystad T, Bareheim A.** Knee function and pain related to psychological variables in patients with long-term patellofemoral pain syndrome. *JOSPT*, **2005**;35(9):594-600.
21. **Kujala UM, Jaakkola LH, Koskinen SK, Taimela S, Hurme M, Nelimarkka O.** Scoring of patellofemoral disorders. *Arthroscopy*, **1993**;9(2):159-163.
22. **Loudon JK, Wiesner D, Goist-Foley HL, Asjes C, Loudon KL.** Intrarater Reliability of Functional Performance Test With Patellofemoral Pain Syndrome. *J Athl Train*, **2002**;37(3):256-261.
23. **Yıldız Y, Aydın T, Sekir U, Cetin C, Ors F, Alp Kalyon T.** Relation between isokinetic muscle strength and functional capacity in recreational athletes with chondromalacia patellae. *Br J Sports Med*, **2003**;37(6):475-479.
24. **Traballesi M, Porcacchia P, Averna T, Brunelli S.** Energy cost of walking measurements in subjects with lower limb amputations: a comparison study between floor and treadmill test. *Gait Posture*, **2008**;27(1):70-75.
25. **Göktepe AS, Cakir, Yilmaz B, Yazızoğlu K.** Energy expenditure of walking with prostheses: Comparison of three amputation levels. *Prosthet Orthot Int*, **2010**;34(1):31-64.
26. **Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R.** Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait Posture*, **2002**;16(3):255-263.

27. **Van den Hecke A, Malghem C, Renders A, Detrembleur C, Palumbo S, Lejeune TM.** Mechanical work, energetic cost, and gait efficiency in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop*, **2007**;27(6):643-647.
28. **Kavlak Y, Uygur F, Korkmaz C, Bek N.** Outcome of orthoses intervention in the rheumatoid foot. *Foot Ankle Int*, **2003**;24(6):494-499.
29. **Can F.** *Diz Rehabilitasyonu. "Diz cerrahisi"* (Ed. Tandogan R.N., Alpaslan M.A.) Haberal Egitim Vakfi, Ankara, **1999**:489-506.
30. **Aminaka N, Gribble PA.** Patellar taping, patellofemoral pain syndrome, lower extremity kinematics and dynamic postural control. *Journal of Athletic Training*, **2008**;43 (1):21-28.
31. **Johnston LB, Gross MT.** Effects of foot orthoses on quality of life for individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*, **2004**;34(8):440-448.
32. **Saxena A, Haddad J.** The effect of foot orthoses on patellofemoral pain syndrome. *J Am Pediatr Med Assoc*, **2003**;93(4):264-271.
33. **Powers CM, Maffucci R, Hampton S.** Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, **1995**;22(4):155-160.
34. **D'hontdt NE, Struijs PA, Kerhoffs GM, Verheul C, Lusens R, Aufdemkampe G, Von Dirjk CN.** Orthotic devices for treating patellofemoral pain syndrome. *Cochrane Database Syst Rev*, **2002**;2:CD002267.
35. **Aliberti S, Costa Mde S, Passaro Ade C, Arnone AC, Hirata R, Sacco IC.** Influence of patellofemoral pain syndrome on plantar pressure in the foot rollover process during gait. *Clinics*, **2011**;66(3):367-372.
36. **Chen CPC, Chen MJL, Pei YC.** Sagittal plane loading response during in different age groups and in people with knee osteoarthritis. *Am J Phys Med Rehabil*, **2003**;82(4):307-312.
37. **Grieve DW, Rashdi T.** Pressures under normal feet in standing and walking as measured by foil pedobarography. *Ann Rheum Dis*, **1984**;43(6):816-818.
38. **Hee HT, Lee EH, Lee G.** Gait and pedobarographic patterns of surgically treated clubfeet. *J Foot Ankle Surg*, **2001**;40(5):287-294.
39. **Mueller MJ, Hastings MK, Commean PK, Smith KE, Pilgram TK, Robertson D, Johnson J.** Forefoot structural predictors of plantar pressures during walking in people with diabetes and peripheral neuropathy. *J Biomech*, **2003**;36(7):1009-1017.

40. **Orlin MN, Stetson KL, Skowronski J.** Foot pressure distribution: Methodology and clinical application for children with ankle rheumatoid arthritis. Abstracts of the Fifth EMED User Meeting 1996. *Clin Biomech (Bristol, Avon,)* **1997**; 12: 17.
41. **Bek N, Kinikli Gİ, Callaghan MJ, Atay OA.** Foot biomechanics and initial effects of infrapatellar strap on gait parameters in patients with unilateral patellofemoral pain syndrome. *The Foot*, **2011**; 21(3): 114– 118.
42. **Aliberti S, Costa MS, Passaro AC, Arnone AC, Sacco IC.** Medial contact and smaller plantar loads characterize individuals with Patellofemoral Pain Syndrome during stair descent. *Phys Ther Sport*, **2010**; 11(1): 3034.
43. **Boling M, Padua D, Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A.** Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scand J Med Sci Sports*, **2010**;20(5):725–730.
44. **Milgrom C, Finestone A, Shlamkovitch N, Giladi, Radin E.** Anterior knee pain caused by overactivity: a long term prospective followup. *Clin Orthop*, **1996**; 331: 256–260.
45. **Levinger P, Gilleard W.** An evaluation of the rarefoot posture in individuals with patellofemoral pain syndrome. *JSSM*, **2004**;1(3):8-14.
46. **Witvrouw E, Danneels L, Van Tiggelen D, Willems TM, Cambier D.** Open versus closed kinetic chain exercises in patellofemoral pain. A 5-year prospective randomized study. *Am J Sports Med*, **2004**;32(5):1122-1130.
47. **Dehaven KE, Linter DM.** Athletic injuries: comparison by age, sport and gender. *Am J Sports med*, **1986**; 4(3):218-224.
48. **Miller D, Tumia N, Maffuli N.** Anterior knee pain. *Trauma*, **2005**;7(1):11-15.
49. **Juhn M.** Patellofemoral pain syndrome: a review and guidelines for treatment. *AAFP*, **1999**;60(7):2012-2022.
50. **Slupik A, Dwornik M, Bialoszewski D, Zych E.** Effect of kinesio taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*, **2007**;9(6):644-651.
51. **Cheung RTH, Ng GYF, Chen BFC.** Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. *Sports Med*, **2006**;36(3):199–205.
52. **Duffey MJ, Martin DF, Cannon DW, Craven T, Messier SP.** Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Med Sci Sports Exerc*, **2000**;32(11):1825–1832.

53. **Salsich GB, Perman WH.** Patellofemoral joint contact area is influenced by tibiofemoral rotation alignment in individuals who have patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, **2007**;37(9):521–528.
54. **Tiberio D.** The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *JOSPT*, **1987**;9(4):161–165.
55. **Gross MT, Foxworth JL.** The role of foot orthoses as an intervention for patellofemoral pain. *JOSPT*, **2003**;33(11):661–670.
56. **Van Linschoten R, van Middelkoop M, Berger MY, Heintjes EM, Koopmanschap MA, Verhaar Jan AN, Koes BW, Bierma-Zeinstra MA.** The PEX study—Exercise therapy for patellofemoral pain syndrome: design of a randomized clinical trial in general practice and sports medicine *BMC Musculoskeletal Disorders*, **2006**;7:31.
57. **Baltacı G, Tunay VB, Tuncer A, Ergun N.** *Spor Yaralanmalarında Egzersiz Tedavisi*, Alp Yayınevi, Ankara, **2003**;208-215.
58. **Jeffrey Halbrecht.** Patellar Problems in Athletes. In Johnson DH, Pedowitz RA, editors: *Practical Orthopaedic Sports Medicine & Arthroscopy*, Lippincott Williams & Wilkins, Pennsylvania, **2007**:681–709.
59. **Wiberg G.** Roentgenographic and anatomic studies on the patellofemoral joint with special reference to chondromalacia patellae. *Acta Orthop Scand*, **1941**;12:319–410.
60. **Bellemans J.** Biomechanics of anterior knee pain. *The Knee*, **2003**;10(2):123-126.
61. **Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M.** Patello-femoral joint mechanics and pathology. 1. Functional anatomy of the patello-femoral joint. *J Bone Joint Surg Br*, **1976**;58(3):287–290.
62. **Thomee R, Renstrom P, Karlsson J, Grimby G.** Patellofemoral pain syndrome in young women. I. A clinical analysis of alignment, pain parameters, common symptoms and functional activity level. *Scand J Med Sci Sports*, **1995**;5(4):237–244.
63. **Sakai N, Luo ZP, Rand JA, An KN.** The influence of weakness in the vastus medialis oblique muscle on the patellofemoral joint: an in vitro biomechanical study. *Clin Biomech*, **2000**;15(5):335–339.
64. **Yılmaz B, Alaca R, Göktepe S, Mühür H, Kalyon TA.** Patellofemoral ağrı sendromunda izometrik egzersiz programının fonksiyonel kapasite ve ağrı üzerindeki etkisi. *Türk Fiz Tıp Rehab Derg*, **2001**;47:5-11.
65. **Yercan HS, Taşkiran E.** Patellofemoral eklem patolojisi ile alt ekstremitte torsiyonel deformitelerinin ilişkisi. *Artroplastik Artroskopik Cerrahi*, **2004**;15(2):71-75.

66. **Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS.** Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *J Orthop Sports Phys Ther*, **2008**;38(8):448-456.
67. **Muneta T, Yamamoto H, Ishibashi T, Asahina S, Furuya K.** Computerized tomographic analysis of tibial tubercle position in the painful female patellofemoral joint. *Am J Sports Med*, **1994**;22(1):67-71.
68. **Patel V, Hall K, Ries M, Lindsey C, Ozhinsky E, Lu Y, Majumdar S.** Magnetic resonance imaging of patellofemoral kinematics with weight bearing. *J Bone Joint Surg Am*, **2003**;85(12):2419-2424.
69. **Myer GD, Ford KR, Foss KDB, Goodman A, Ceasar A, Rauth MJ, Divine JG, Hewitt TE:** The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clin Biomech*, **2010**;25(7):700-707.
70. **Piva SR, Goodnite EA, Childs JD.** Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*, **2005**;35(12):793-801.
71. **Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A.** A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med*, **2009**;37(11):2108-2116.
72. **Bergstrom K, Brandseth K, Fretheim S, Tvilde K, Ekeland A.** Activity-related knee injuries and pain in athletic adolescents. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, **2001**;9(3):146-150.
73. **Collado H, Fredericson M.** Patellofemoral pain syndrome. *Clin Sports Med*, **2010**;29(3):379-398.
74. **Haim A, Yaniv M, Dekel S.** Patellofemoral pain syndrome: validity of clinical and radiological features. *Clin Orthop Relat Res*, **2006**;451:223-228.
75. **Murray TF, Dupont JY, Fulkerson JP.** Axial and lateral radiographs in evaluating patellofemoral malalignment. *Am J Sports Med*, **1999**;27(5):580-584.
76. **Seil R, Muller B, Georg T, Kohn D, Rupp S.** Reliability and interobserver variability in radiological patellar height ratios. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc*, **2000**;8(4):231-236.
77. **Caton JH, Dejour D.** Tibial tubercle osteotomy in patello-femoral instability and in patellar height abnormality. *Int Orthop*, **2010**;34(2):305-309.
78. **Keller JM, Levine WN.** Evaluation and imaging of the patellofemoral joint. *Oper Tech Orthop*, **2007**;17(4):204-210.

79. **Davies AP, Costa ML, Shepstone L, Glasgow MM, Donell S.** The sulcus angle and malalignment of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Br*, **2000**;82(8):1162-1166.
80. **Aglietti P, Insall JN, Cerulli G.** Patellar pain and incongruence. I: Measurements of incongruence. *Clin Orthop Relat Res*, **1983**;176:217-224.
81. **Callaghan MJ, Selfe J, Bagley PJ, Oldham JA.** The effects of patellar taping on knee joint proprioception. *J Athl Train*, **2002**;37(1):19-24.
82. **Crossley K, Bennell K, Gren S, McConnell J.** A Systemic review of physical interventions for patellofemoral pain syndrome. *Clinical Journal of Sports Medicine*, **2001**;11(2):103-110.
83. **Umberger BR.** Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *Journal of Biomechanics*, **2008**;41(11):2575–2580.
84. **Vaughan CL, Davis BL, O' Connor JC.** *Dynamics of Human Gait*. 2nd Ed. Kiboho Publishers, **1999**.
85. **Berker N, Yaşçın S.** *Yürüme Analizi*. 1. baskı. **2001**.
86. **Whittle MW.** *An Introduction to Gait Analysis*. 4th Ed. Butterworth-Heinemann, **2006**.
87. **Kanath U, Yetkin H, Songür M, Öztürk, Bölükbaşı S.** Yürüme Analizinin Ortopedik Uygulamaları. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, **2006**;5(1-2):53-59.
88. **Rosenbaum D, Becker HP.** Plantar pressure distribution measurements: technical background and clinical applications. *Foot Ankle Sur.*, **1997**;3(1):1–14.
89. **Anneleen De Cock.** The use and interpretation of plantar pressure measurements during running. Belgium: Department of Movement and Sport Sciences, Watersportlaan, Gent, **2006**;41.
90. **Farley CT, Ferris DP.** Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exerc Sport Sci Rev*, **1998**;26:253–285.
91. **Kirtley C.** *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. 1st Ed. Churchill, Livingstone, **2006**.
92. **Cavanagh PR, Ulbrecht JS.** Clinical plantar pressure measurement in diabetes: rationale and methodology. *The Foot*, **1994**;4(3):123-135.
93. **Giacomozzi C, Martelli F.** Peak pressure curve: an effective parameter for early detection of foot functional impairments in diabetic patients. *Gait Post*, **2006**;23(4):464-470.

94. **Morag E, Cavanagh PR.** Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *J Biomech*, **1999**;32(4):359–370.
95. **Segal A, Rohr E, Orendurff M, Shofer J, o'Brien M, Sangeorzan B.** The effect of walking speed on peak plantar pressure. *Foot Ankle Int*, **2004**;25(12):926–933.
96. **Hennig E M.** Pedobarograph Assessment in Gait Analysis. *Physical medicine and rehabilitation*, **2002**;16(2): 215-229.
97. **Burnfield JM, Few CD, Mohamed OS, Perry J.** The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clin Biomech*, **2004**;19(1):78–84.
98. **Chung MJ, Wang MJ.** Gender and walking speed Effects on plantar pressure distribution for adults aged 20–60 years. *Ergonomics*, **2011**;55(2):194–200.
99. **Ferber R, Davis IM, Williams DS.** Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, **2003**;18(4):350-357.
100. **Cavanagh PR, Morag E, Boulton AJM, Young MJ, Deffner KT, Pammer SE.** The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biomech*, **1997**;30(3):243–250.
101. **Razeghi M, Batt ME.** Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Post*, **2002**;15(3):282- 291.
102. **Burns J, Crosbie J, Hunt A, Ouvrier R.** The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure. *Clin Biomech*, **2005**;20(9):877–882.
103. **Levinger P, Gilleard W.** The heel strike transient during walking in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther in Sport*, **2005**;6(2):83-88.
104. **Birtane M, Tuna H.** The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clin Biomech*, **2004**;19(10):1055–1059.
105. **Titianova EB, Mateev PS, Tarkka IM.** Footprint analysis of gait using a pressure sensor system. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **2004**;14(2):275–281.
106. **MacWilliams BA, Cowley M, Nicholson DE.** Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait Post*, **2003**;17(3):214–224.
107. **Willems TM, De Clercq D, Delbaere K, Vanderstraetena G, De Cock A, Witvrouw E.** A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. *Gait Post*, **2006**;23(1):91–98.

108. **Bryant A, Tinley P, Singer K.** Normal values of plantar pressure measurements determined using the Emed-SF system. *J Am Podiatr Med Assoc*, **2000**;90(6): 95–299.
109. **Levinger P, Gilleard W.** Tibia and rearfoot motion and ground reaction forces in subjects with patellofemoral pain syndrome during walking. *Gait Post*, **2007**;25(1):2-8.
110. **Powers CM, Chen PY, Reischl SF, Perry J.** Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot Ankle Int*, **2002**;23(7):634-640.
111. **Levine JA.** Measurement of energy expenditure. *Public Health Nutrition*, **2005**;8(7A):1123–1132.
112. **Robergs RA, Roberts SO.** *Exercise Physiology: Exercise, Performance, and Clinical Applications*, New York; William C Brown Pub, **1997**.
113. **McArdle WD, Katch VI, Katch VL.** *Exercise Physiology: Energy, Nutrition, and Human Performance*, 6th Ed. Lippincott Williams & Wilkins, **2006**.
114. **Waters RL, Mulroy S.** The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Post*, **1999**;9(3):207–231.
115. **Sutbeyaz ST, Sezer N, Koseoglu BF, Ibrahimoglu F, Tekin D.** Influence of knee osteoarthritis on exercise capacity and quality of life in obese adults. *Obesity*, **2007**;15(8):2071–2076.
116. **Waters R, Perry J, Conaty P, Lunsford B, O'Meara P.** The energy cost of walking with arthritis of the hip and knee. *Clin Orthop*, **1987**;214:278-284.
117. **Callaghan MJ, Oldham JA.** Quadriceps atrophy: to what extent does it exist in patellofemoral pain syndrome? *Br J Sports Med*, **2004**;38(3):295-299.
118. **Dal U, Erdogan T, Cüreoglu A, Resitoglu B, Helvacı İ, Beydagi H.** Antropometrik Özelliklerin Tercih Edilen Yürüme Hızı ve Yürüme Sırasında Harcanan Enerji Miktarına Etkileri: Oksijen Maliyeti-Oksijen Tüketimi. *Mersin Üniv Sağlık Bilim Derg*, **2011**;3(1):9-14.
119. **Stevens SL, Fuller DK, Morgan DW.** Leg Strength, Preferred Walking Speed, and Daily Step Activity in Adults With Incomplete Spinal Cord Injuries. *Spinal Cord Inj Rehabil*, **2013**;19(1):47–53.
120. **Janssen I, Heymsfield SB, Wang ZM, Ross R.** Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr. *Journal of Applied Physiology*, **2000**;89(1):81–88.
121. **Jordan K, Challis JH, Newell KM.** Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Post*, **2007**;26(1):128–134.

122. **Browning RC, Kram R.** Energetic Cost and Preferred Speed of Walking in Obese vs. Normal Weight Women. *Obesity Research*, **2005**;13(5):891–899.
123. **Robertson RJ, Moyna NM, Sward KL, Millich NB, Goss FL, Thompson PD.** Gender comparison of RPE at absolute and relative physiological criteria. *Med Sci Sports Exerc*, **2000**;32(12):2120-2129.
124. **Borg GA.** Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **1982**;14(5):377-381.
125. **Salvadeo D, Lazer S, Busti C.** Gas exchange kinetics in obese adolescents. Inferences on exercise tolerance and prescription. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, **2010**;299(5):1298-1305.
126. **Ward SA.** Discriminating features of responses in cardiopulmonary exercise testing. *Clinical Exercise Testing*, **2010**;10(1):36-68.
127. **Thomas EE.** Speed training with body weight unloading improves walking energy cost and maximal speed in 75- to 85-year-old healthy women. *J Appl Physiol*, **2007**;103(5):1598-1600.
128. **Hallal PC, Victora CG, Wells JCK, Lima RC.** Physical inactivity: prevalence and associated variables in Brazilian adults. *Med Sci Sports Exerc*, **2003**;35(11):1894-1900.
129. **Treut MS, Sherwood NE, Butte NF, Mcclanahan B, Obarzanek E, Zhou A, Ayers C, Adolph A, Jordan J, Jacobs DR, Rochon J.** Validity and reliability of activity measures in African-American girls for GEMS. *Med Sci Sports Exerc*, **2003**;35(3):532-539.
130. **Craig CL, Marshall AL, Sjöström M, Bauman AE, Booth ML, Ainsworth BE, Pratt M, Ekelund U, Yngve A, Sallis JF, Oja P.** International Physical Activity Questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc*, **2003**;35(8):1381-1395.
131. **Öztürk M.** Üniversitede eğitim-öğretim gören öğrencilerde Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketinin geçerliliği ve güvenilirliği ve fiziksel aktivite düzeylerinin belirlenmesi. Bilim Uzmanlığı Tezi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. **2005**.
132. IPAQ research committee Guidelines for data processing and analysis of International Physical Activity Questionnaire (online), <http://www.ipaq.ki.se>, **2004**.
133. **Aydemir Ö.** Konsültasyon-Liyazon Psikiyatrisinde Yaşam Kalitesi Ölçümü: Kısa Form-36 (SF-36). *Psikiyatri Psikoloji Psikofarmakoloji Dergisi*, **1999**;7:14-22.
134. **Koçyiğit H, Aydemir Ö, Fisek G, Ölmez N, Memis A.** Kısa form-36 (SF-36)'nın Türkçe versiyonunun güvenilirliği ve geçerliliği (Reliability and validity of Turkish version of SF-36). *İlaç ve Tedavi Dergisi*, **1999**;12:102-106.

135. Carr AJ, Thompson PW, Kirwan JR. Quality of life measures. *J Rheumatol*, **1996**;35(3):7681.
136. Thomas S, Reading J, Shephard RJ. Revision of the Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q). *Can J Sport Sci*, **1992**;17(4):338-345.
137. Beighton P, Solomon L, Soskolne CL. Articular mobility in an African population. *Ann Rheum Dis*, **1973**;32(5):413-418.
138. Ficat RP, Philippe J, Hungerford DS. Chondromalacia patellae: a system of classification. *Clin Orthop Relat Res*, **1979**;144:55-62.
139. Demirhan M, Kömürcü M. *Tekrarlayan Çıkıklar*. Campbell's Operative Orthopaedics Türkçe Baskısı. Çeviri ed. Akgün I. Hayat Tıp Kitapçılık. **2007**;45. bölüm: 2377-2447.
140. Eskandari MM, Duce MN, Kuyurtar F. A simple positioning device for radiographic imaging of the patellofemoral joint: a technical note. *Acta Orthop Traumatol Turc*, **2004**;38(4):298-300.
141. Deurenberg P, Yap M, Van-Staveren WA. Body mass index and percent body fat: a meta analysis among different ethnic groups. *Int J Obes*, **1998**;22(12):1164-1171.
142. Otman S, Demirel H, Sade A. *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri*, Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu Yayınları, Ankara. **1995**.
143. Dal U, Cimen OB, Incel NA, Adim M, Dag F, Erdogan AT, Beydagi H. Fibromyalgia syndrome patients optimize the oxygen cost of walking by preferring a lower walking speed. *J Musculoskelet Pain*, **2011**;19(4):212-217.
144. Matarese LE. Indirect calorimetry: technical aspects. *J Am Diet Assoc*, **1997**;97(2):154-160.
145. Ford MP, Wagenaar RC, Newell KM. Arm constraint and walking in healthy adults. *Gait Post*, **2007**;26(1):135-141.
146. Erdoğan A T. Üst ekstremitte salınımının kısıtlanmasının sporcu ve sedanterlerde yürüme enerji tüketimine ve yürümeden koşuya geçişe etkisinin araştırılması, Doktora Tezi. Mersin: Mersin Üniversitesi Eğitim Bilimleri Enstitüsü, **2011**.
147. Dal U, Erdogan T, Resitoglu B, Beydagi H. Determination of preferred walking speed on treadmill may lead to high oxygen cost on treadmill walking. *Gait Posture*. **2010**;31(3):366-369.
148. Özyener F, Rossiter HB, Ward SA, Whipp BJ. Influence of exercise intensity on the on- and off-transient kinetics of pulmonary oxygen uptake in humans. *J Physiol*, **2001**;533(3):891-902.

149. **Lowe JC, Yellin J, Honeyman-Lowe G.** Female fibromyalgia patients: lower resting metabolic rates than matched healthy controls. *Med Sci Monit*, **2006**;12(7):282–289.
150. RsScan International User Manuel. Footscan entry level USB2 system specifications. Page 32.
151. **de Cock A, de Clercq D, Willems T, Witvrouw E.** Temporal characteristics of foot roll-over during barefoot jogging: reference data for young adults. *Gait Post*, **2005**;21(4):432–439.
152. **Speksnijder C, Munckhof R, Moonen S, Walenkamp G.** The higher the heel the higher the forefoot-pressure in ten healthy women. *The Foot*, **2005**;15(1):17–21.
153. **Russo S, Chipchase L.** The effect of low dye taping on peak plantar pressures of normal feet during gait. *Australian Journal of Physiotherapy*, **2001**;47(4):239-244.
154. **Crossley KM, Bennel KL, Cowan SM, Green S.** Analysis of outcome measures for patient with patellofemoral pain: which are reliable and valid? *Arch Phys Med Rehabil*, **2004**;85(5):815-822.
155. **Kuru T, Dereli EE, Yalman A.** Validity of the Turkish version of the Kujala patellofemoral score in patellofemoral pain syndrome. *Acta Orthop Traumatol Turc*, **2010**;44(2):152-156.
156. **Kannus P, Natri A, Paakkala T, Järvinen M.** An outcome study of chronic patellofemoral pain syndrome. *J Bone Joint Surg Am*, **1999**;81(3):355-363.
157. **Nijs J, van Geel C, van der Auwera C, Van de Velde B.** Diagnostic value of five clinical tests in patellofemoral pain syndrome. *Man Ther*, **2006**;11(1):69–77.
158. **Puniello MS.** Iliotibial band tightness and medial patellar glide in patients with patellofemoral dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther*, **1993**;17(3):144–148.
159. **Eckhoff DG, Brown AW, Kilcoyne RF, Stamm ER.** Knee version associated with anterior knee pain. *Clin Orthop Relat Res*, **1997**;339:152–155.
160. **Lowry CD, Cleland JA, Dyke K.** Management of patients with patellofemoral pain syndrome using a multimodal approach: A case series. *J Orthop Sports Phys Ther*, **2008**;38(11):691-702.
161. **Elias DA, White LM.** Imaging of patellofemoral disorders. *Clin Rad*, **2004**;59(7):543-557.
162. **Wong Y, Ng GYF.** The relationships between the geometrical features of the patellofemoral joint and patellar mobility in able-bodied subjects. *Am J Phys Med Rehabil*, **2008**;87(2):134-138.
163. **Laprade J, Culham E.** Radiographic measures in subjects who are asymptomatic and subjects with patellofemoral pain syndrome. *Clin Orthop Relat Res*, **2003**;414:172-182.

164. **Fredericson M, Powers CM.** Practical management of patellofemoral pain. *Clin J Sport Med*, **2002**;12(1):36–38.
165. **Akarcalı İ, Tuğay N, Erden Z.** Patellofemoral ağrı sendromunda kas kuvveti ve yumuşak doku gerginliklerinin incelenmesi. *Acta Orthop Traumatol Turc*, **2000**;34(1):23-27.
166. **Bayrakçı Tunay V, Ergun N, Baltacı G, Tunay S, Binnet MS, Bek N.** Patellofemoral eklem dizilim bozukluğunda rehabilitasyonun etkinliği. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, **2002**;13(2):65-71.
167. **Nadeau S, Gravel D, Hebert LJ, Arsenault AB, Lepage Y.** Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait Post*, **1997**;5(1):21-27.
168. **Smith TO, Davies L, Driscoll ML, Donel ST.** An evaluation the clinical tests and outcome measures used to assess patellar instability. *The Knee*, **2008**;15(4):255-262.
169. **Waryasz GR, McDermott AY.** Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. *Dynamic Medicine*, **2008**;7:9.
170. **Herrington L, Nester C.** Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medio-lateral position of the patella. *Clin Biomech*, **2004**;19(10):1070-1073.
171. **Worrell T, Ingersoll CD, Bockrath-Pugliese K, Minis P.** Effect of patellar taping and bracing on patellar position as determined by MRI in patients with patellofemoral pain. *J Athl Train*, **1998**;33(1):16-20.
172. **al-Rawi Z, Nessian AH.** Joint hypermobility in patients with chondromalacia patellae. *Br J Rheumatol*, **1997**;36(12):1324-1327.
173. **Eng J J, Pierrynowski M R.** Evaluation of Soft Foot Orthotics in the Treatment of Patellofemoral Pain Syndrome. *Phys Ther*, **1993**;73(2):62-68.
174. **Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SM, van Middelkoop M.** Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, **2013**;47(4):193–206.
175. **Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD.** The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg*, **1953**;35(3):543 – 557.
176. **Kerrigan DC, Viramontes BE, Corcoran PJ, LaRaia PJ.** Measured versus predicted vertical displacement of the sacrum during gait as a tool to measure biomechanical gait performance. *Am J Phys Med Rehabil*, **1995**;74(1):3 – 8.
177. **Saini M, Kerrigan DC, Thirunarayan MA, Duff-Raffaele M.** The vertical displacement of the centre of mass during walking: a comparison of four measurement methods. *J Biomech Engineering*, **1998**;120(1):133-139.

178. **Ortega JD, Fehلمان LA, Farley CT.** Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *Journal of Biomechanics*, **2008**;41(16):3303–3308.
179. **Gutierrez-Farewik EM, Bartonek A, Saraste H.** Comparison and evaluation of two common methods to measure center of mass displacement in three dimensions during gait. *Hum Mov Sci*, **2006**;25(2):238-256.
180. **Waters RL, Barnes G, Husserel T, Silver L, Liss R.** Energy expenditure following hip and ankle arthrodesis. *J Bone Joint Surg*, **1988**;70A:1032 – 1037.
181. **Tarnita D, Catană M, Tarniță DN.** Experimental measurement of flexion-extension movement in normal and osteoarthritic human knee. *Rom J Morphol Embryol*, **2013**;54(2):309-313.
182. **Gurney B, Mermier C, Robergs R, Gibson A, Rivero D.** Effects of limb-length discrepancy on gait economy and lower-extremity muscle activity in older adults. *J Bone Joint Surg Am*, **2001**; 83(6):907–915.
183. **Gurney B.** Leg length discrepancy. *Gait Post*, **2002**;15(2):195-206.
184. **Kaufman KR, Miller LS, Sutherland DH.** Gait asymmetry in patients with limb length inequality. *J Pediatr Orthop*, **1996**;16(2):144-150.
185. **Bhave A, Paley D, Herzenberg JE.** Improvement in gait parameters after lengthening for the treatment of limb-length discrepancy. *J Bone and Joint Surg*, **1999**;81(4):529–534.
186. **Phelps JA, Novacheck TA, Dahl MT.** Consequences of leg length inequality in young adults. *Read at the Annual East Coast Clinical Gait Laboratory Conference*. Rochester, MN. **1993**;6.
187. **den Otter AR, Geurts AC, Mulder T, Duysens J.** Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait Post*, **2004**;19(3):270–278.
188. **Prilutsky B I, Gregor R J.** Swing- and support related muscles differentially trigger human walk-run and run-walk transitions. *J Exp Biol*, **2001**;204(13):2277-2287.
189. **Martin PE, Rothstein DE, Larish DD.** Effects of age and physical activity status on the speed–aerobic demand relationship of walking. *J Appl Physiol*, **1992**;73(1):200–206.
190. **Murphy DF, Beynnon BD, Michelson JD, Vacek PM.** Efficacy of plantar loading parameters during gait in terms of reliability, variability, effect of gender and relationship between contact area and plantar pressure. *Foot Ankle Int*, **2005**;26(2):171–179.
191. **Foss KD, Ford KR, Myer GD, Hewett TE.** Generalized joint laxity associated with increased medial foot loading in female athletes. *J Athl Train*, **2009**;44(4):356–362.

192. **Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE.** Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, **1990**;70(6):340–347.
193. **Hennig EM, Staats A, Rosenbaum D.** Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot Ankle*, **1994**;15(1):35-40.
194. **Luo Y, Mei QC, Graham MR, Gu YD.** Plantar pressures character of diabetic patients with the fifth toe deformity. *Journal of Chemical and Pharmaceutical Research*, **2014**;6(1):645-649.
195. **Callaghan MJ, Baltzopoulos V.** Gait analysis in patients with anterior knee pain. *Clin Biomech*, **1994**;9(2):79–84.
196. **Powers CM, Heino JG, Rao S, Perry J.** The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clin Biomech*, **1999**;14(10):722–728.
197. **Heino Brechter J, Powers CM.** Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc*, **2002**;34(10):1582-1593.
198. **Bennell K, Bartam S, Crossley K, Green S.** Outcome measures in patellofemoral pain syndrome: test retest reliability and interrelationships. *Physical Therapy in Sport*, **2002**;1(2):32–41.
199. **Brinkley JM, Stratford PW, Lott SA, Riddle DL.** The Lower Extremity Functional Scale (LEFS): scale development, measurement properties, and clinical application. North American Orthopaedic Rehabilitation Research Network. *Phys Ther*, **1999**;79(4):371-383.
200. **Brody LT, Thein JM.** Nonoperative treatment for patellofemoral pain. *JOSPT*, **1998**;28(5):336-334.
201. **Kaya D, Yüksel İ, Çıtaker S, Huri G, Güney H, Bilge O, Dönmez G, Atay ÖA, Doral MN.** Patellofemoral ağrı sendromunda eksentrik koordinasyon, işlevsel dayanıklılık ve kas kuvvetinin değerlendirilmesi. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, **2010**;21(3):108-116.
202. **Kettunen J, Harilainen A, Sandelin J, Schlenzka D, Hietaniemi K, Seitsalo S, Malmivaara A, Kujala U.** Knee arthroscopy and exercise versus exercise only for chronic patellofemoral pain syndrome: a randomised controlled trial. *BMC Medicine*, **2007**;5:38.
203. **Barton CJ, Levinger P, Webster KE, Menz HB.** Walking kinematics in individuals with patellofemoral pain syndrome: a case control study. *Gait Post*, **2011**;33(2):286-291.
204. **Assa T, Elbaz A, Mor A, Chechik O, Morag G, Salai M, Segal G, Haim A.** Gait metric profile of 157 patients suffering from anterior knee pain. A controlled study. *The Knee*, **2013**;20(1):40–44.

205. **Syme G, Rowe P, Martin D, Daly G.** Disability in patients with chronic patellofemoral pain syndrome: a randomised controlled trial of VMO selective training versus general quadriceps strengthening. *Man Ther*, **2009**;14(3):252–263.

EK 1.

Kujala Patellofemoral Skorlaması		Puan
1. Aksama		
a) Yok	5	
b) Hafif veya periyodik	3	
c) Sürekli	0	
2. Yük verme		
a) Ağrısız tam yük verme	5	
b) Ağrılı	3	
c) Yük verme imkansız	0	
3. Yürüme		
a) Sınırsız	5	
b) 2 km'den fazla	3	
c) 1-2 km	2	
d) İmkansız	0	
4. Merdivenler		
a) Zorluk çekmeden	10	
b) İnişte hafif ağrı	8	
c) İnişte ve çıkışta ağrı	5	
d) İmkansız	0	
5. Çömelme		
a) Zorluk çekmeden	5	
b) Tekrarlayan çömelmeler ağrılı	4	
c) Her seferinde ağrı	3	
d) Haif yük verme ile mümkün	2	
e) İmkansız	0	
6. Koşma		
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	
8. Dizler bükülü uzun süreli oturma		
a) Zorluk yok		10
b) Dizler büküldükten sonra ağrılı		8
c) Sürekli ağrı		6
d) Dizleri düzeltirken kısa süreli ağrı		4
e) İmkansız		0
9. Ağrı		
a) Yok		10
b) Haif ve zaman zaman		8
c) Uyku sırasında ağrı		6
d) Ender olarak şiddetli		3
e) Sürekli ve şiddetli		0
10. Şişme		
a) Yok		10
b) Ciddi zorlanmadan sonra		8
c) Günlük aktivitelerden sonra		6
d) Her akşam		4
e) Sürekli		0
11. Anormal ve ağrılı diz kapağı hareketi		
a) Yok		10
b) Ender olarak sportif aktiviteler sırasında		6
c) Ender olarak günlük aktiviteler sırasında		4
d) En az bir kez diz çıkığı		2
e) İki'den fazla diz çıkığı		0
12. Uyluk kaslarının erimesi		
a) Yok		5
b) Hafif		3
c) Şiddetli		0
13. Diz bükmede yetersizlik		
a) Yok		5
b) Hafif		3
c) Şiddetli		0
Toplam skor:		
*En yüksek puan= 100.		

EK 2.

ULUSLARARASI FİZİKSEL AKTİVİTE ANKETİ

İnsanların günlük hayatlarının bir parçası olarak yaptıkları fiziksel aktivite tiplerini bulmaya ilgilieniyoruz. Sorular son 7 gün içerisinde fiziksel olarak harcanan zamanla ilgili olarak sorulacaktır. Lütfen yaptığımız aktiviteleri düşünün; işte, evde, bir yerden bir yere giderken, boş zamanlarınızda yaptığımız spor, egzersiz veya eğlence aktiviteleri.

Son 7 günde yaptığımız şiddetli ve orta dereceli aktiviteleri düşünün. Şiddetli fiziksel aktiviteler zor fiziksel efor yapıldığını ve nefes almanın normalden çok daha zor olduğu aktiviteleri ifade eder. Orta dereceli aktivitelerde orta dereceli fiziksel efor yer alır ve nefes almada normalden biraz daha zor olduğu aktiviteleri ifade eder.

BÖLÜM 1: İŞLE İLGİLİ FİZİKSEL AKTİVİTE

İlk bölüm işinizle ilgilidir. İş tanımı ücretli işleri, tarım, gönüllü işler, akademik işler ve evinizin dışında yaptığımız ücretsiz diğer işleri kapsamaktadır. Ancak evinizin çevresinde yapmakta olduğunuz ev işleri, bahçe işleri, genel bakım ve ailenizle ilgilenme gibi ücretsiz işler bu kapsamda yer almamaktadır. Onlara ilişkin sorular 3. Bölümde bulunmaktadır.

1. Şu an bir işiniz var mı ya da evinizin dışında ücret karşılığı olmayan (gönüllü) herhangi bir iş yapıyor musunuz?

evet

hayır → (Bölüm 2: Ulaşım'a gidin.)

Aşağıdaki sorular geçen 7 günde ücretli ya da ücretsiz işinizin parçası olarak yaptığımız tüm fiziksel aktivitelerle ilgilidir. İşe gidiş gelişiniz ise bu kapsamda yer almamaktadır.

2. Geçen 7 gün içerisinde işinizin bir parçası olarak ağır kaldırma, kazma, ağır inşaat veya merdiven çıkma gibi şiddetli fiziksel aktiviteler yaptığımız gün sayısı kaçtır?

Haftada ----gün

İşle ilgili şiddetli fiziksel aktivite yapmadım. → (4.soruya gidin.)

3. Bu günlerden birinde işinizin parçası olarak şiddetli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Günde ___ saat

Günde ___ dakika

4. Yalnız bir seferde en az 10 dakika boyunca yaptığımız fiziksel aktiviteleri düşünün. Geçen 7 gün içerisinde hafif yük taşıma gibi orta derecede fiziksel aktiviteleri yaptığımız gün sayısı kaçtır? Lütfen yürüme hariç tutunuz.

Haftada----gün

İşle ilgili orta derecede fiziksel aktivite yapmadım. → (6.soruya gidin.)

5. Bu günlerden birinde işinizin parçası olarak orta derecede fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Günde ___ saat
Günde ___ dakika

6. Geçen 7 gün içerisinde işinizin parçası olarak bir seferde en az 10 dakika yürüdüğünüz gün sayısı kaçtır?

___Haftada---- gün
___ İşle ilgili yürümedim. → (Bölüm 2:Ulaşım'a gidin.)

7. Bu günlerden birinde işinizin parçası olarak genellikle ne kadar yürüdünüz?

Günde ___ saat
Günde ___ dakika

BÖLÜM 2:ULAŞIM

Bu bölümdeki sorular iş, mağaza, sinema gibi yerler dahil olmak üzere bir yerden bir yere nasıl yolculuk ettiğinizle ilgilidir.

8. Geçen 7 gün içerisinde tren, otobüs, araba gibi motorlu bir taşıtta yolculuk yaptığınız gün sayısı kaçtır?

___Haftada----gün
___ Motorlu taşıtta yolculuk yapmadım. → (10.soruya gidin.)

9. Bu günlerden birinde tren, otobüs, araba veya diğer çeşit bir motorlu taşıtta yolculuk yaparak genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Günde ___ saat
Günde ___ dakika

Şimdi işe gidip gelirken, gündelik işlerinizi yaparken veya bir yerden bir yere gidip gelirken sadece bisiklete bindiğiniz ve yürüdüğünüz zamanları düşünün.

10. Geçen 7 gün içerisinde,bir yerden bir yere gitmek için bir seferde en az 10 dakika bisiklete bindiğiniz gün sayısı kaçtır?

___Haftada ----gün
___Bir yerden bir yere bisikletle gitmedim. → (12.soruya gidin.)

11. Bu günlerden birinde bir yerden bir yere bisikletle giderken genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Günde ___ saat
Günde ___ dakika

12. Geçen 7 gün içerisinde,bir yerden bir yere gitmek için bir seferde en az 10 dakika yürüdüğünüz gün sayısı kaçtır?

___Haftada----gün
___Bir yerden bir yere giderken yürümedim. → (Bölüm 3: Ev işleri, Evin Bakımı ve Ailenin Bakımı'na gidin.)

13. Bu günlerden birinde bir yerden bir yere yürüyerek giderken genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Günde ___ saat

Günde ___ dakika

BÖLÜM 3: EV İŞLERİ, EVİN BAKIMI VE AİLENİN BAKIMI

Bu bölüm geçen 7 gün içerisinde ev işi, bahçe işleri, genel bakım, onarım işleri ve ailenin bakımı gibi evin içerisinde ve çevresinde yapmış olabileceğiniz fiziksel aktivitelerle ilgilidir.

14. Yalnız bir seferde en az 10 dakika boyunca yaptığınız fiziksel aktiviteleri düşünün. Geçen 7 gün içerisinde, ağır kaldırma, odun kesme, kar küreme veya bahçede çukur kazma gibi şiddetli fiziksel aktivite yaptığınız gün sayısı kaçtır?

___Haftada----gün

___Bahçede şiddetli aktivite yapmadım. → (16.soruya gidin)

15. Bu günlerden birinde bahçede şiddetli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Günde ___ saat

Günde ___ dakika

16. Yalnız bir seferde en az 10 dakika boyunca yaptığınız fiziksel aktiviteleri tekrar düşünün.geçen 7 gün içerisinde, hafif yük taşıma, süpürme, pencereleri silme veya bahçeyi tırmıklamak gibi bahçede orta derecede fiziksel aktivite yaptığınız gün sayısı kaçtır?

___Haftada----gün

___Bahçede orta dereceli fiziksel aktivite yapmadım. → (18.soruya gidin.)

17. Bu günlerden birinde bahçede orta dereceli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Günde ___ saat

Günde ___ dakika

18. Yalnız bir seferde en az 10 dakika boyunca yaptığınız fiziksel aktiviteleri bir kez daha düşünün. Geçen 7 gün içerisinde, hafif yük taşıma, pencereleri silme, yerleri sürtme veya süpürme gibi evin içinde orta dereceli fiziksel aktiviteleri yaptığınız gün sayısı kaçtır?

___Haftada----gün

___Evde orta dereceli fiziksel aktivite yapmadım. → (Bölüm 4: Dinlenme, Spor ve Boş Zaman Fiziksel Aktiviteleri'ne gidin)

19. Bu günlerden birinde evde orta dereceli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Günde ___ saat

Günde ___ dakika

BÖLÜM 4: DİNLENME, SPOR VE BOŞ ZAMAN FİZİKSEL AKTİVİTELERİ

Bu bölümdeki sorular sadece geçen 7 gün içerisinde yaptığınız dinlenme,spor ve boş zaman fiziksel aktiviteleri ile ilgilidir.Lütfen daha önce bahsettiğiniz aktiviteleri hariç tutunuz.

20. Daha önce bahsetmiş olduğunuz yürüyüşleri dahil etmeden, geçen 7 gün içerisinde, boş zamanınızda bir seferde en az 10 dakika yürüdüğünüz gün sayısı kaçtır?

___Haftada----gün

___Boş zamanımda yürümedim. → (22.soruya gidin.)

21. Bu günlerden birinde boş zamanınızda yürüyerek genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Günde__ saat
Günde__ dakika

22. Yalnız bir seferde en az 10 dakika boyunca yaptığınız fiziksel aktiviteleri düşünün. Geçen 7 gün içerisinde, boş zamanlarınızda basketbol, futbol, aerobik, koşu, hızlı bisiklet çevirme veya hızlı yüzme gibi şiddetli fiziksel aktiviteleri yaptığınız gün sayısı kaçtır?

__Haftada---gün
__Boş zamanımda şiddetli aktivite yapmadım. → (24.soruya gidin.)

23. Bu günlerden birinde boş zamanınızda şiddetli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Günde__ saat
Günde__ dakika

24. Yalnız bir seferde en az 10 dakika boyunca yaptığınız fiziksel aktiviteleri düşünün. Geçen 7 gün içerisinde, boş zamanlarınızda dans, halk oyunları, masa tenisi, bowling, düzenli tempoda bisiklet çevirme ve düzenli tempoda yüzme gibi orta dereceli fiziksel aktiviteleri yaptığınız gün sayısı kaçtır?

__Haftada---gün
__Boş zamanımda orta dereceli fiziksel aktivite yapmadım. → (Bölüm 5: Oturarak Geçen Zaman'a gidin)

25. Bu günlerden birinde boş zamanınızda orta dereceli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Günde__ saat
Günde__ dakika

BÖLÜM 5: OTURARAK GEÇEN ZAMAN

Bu bölüm işte, evde, ders çalışırken ve boş zamanlarınızda oturarak geçirdiğiniz zamanla ilgilidir. Bu masada oturarak, bir arkadaşı ziyaret ederken, okurken veya televizyon seyrederek otururken veya yatarken ki oturularak geçirilen zamanları kapsar. Ancak daha önce bahsetmiş olduğunuz bir motorlu taşıt içerisinde oturulan zamanlar buna dahil değildir.

26. Geçen 7 gün içerisinde, hafta içinde oturarak ne kadar zaman harcadınız?

Günde__ saat
Günde__ dakika

27. Geçen 7 gün içerisinde, hafta sonunda oturarak ne kadar zaman harcadınız?

Günde__ saat
Günde__ dakika

EK 3.

SF 36

1. Genel olarak sağlığınız için aşağıdakilerden hangisini söyleyebilirsiniz?

- a) Mükemmel b) Çok iyi c) İyi d) Orta e) Kötü

2. Bir yıl öncesiyile karşılaştığınızda, şimdi genel olarak sağlığınızı nasıl değerlendirirsiniz?

- a) Bir yıl öncesine göre çok daha iyi
b) Bir yıl öncesine göre biraz daha iyi
c) Bir yıl öncesiyile hemen hemen aynı
d) Bir yıl öncesine göre biraz daha kötü
e) Bir yıl öncesinden çok daha kötü

3. Aşağıdaki maddeler gün boyunca yaptığınız etkinliklerle ilgilidir. Sağlığınız şimdi bu etkinlikleri kısıtlıyor mu? Kısıtlıyorsa ne kadar?

	Evet, oldukça kısıtlıyor	Evet, biraz kısıtlıyor	Hayır, hiç kısıtlamıyor
Koşmak, ağır kaldırmak, ağır sporlara katılmak gibi ağır etkinlikler			
Bir masayı çekmek, elektrik süpürmesini itmek ve ağır olmayan sporları yapmak gibi orta dereceli etkinlikler			
Günlük alışverişte alınanları kaldırma veya taşıma			
Merdivenle çok sayıda kat çıkma			
Merdivenle bir kat çıkma			
Eğilme veya diz çökme			
Bir iki kilometre yürüme			
Birkaç sokak öteye yürüme			
Bir sokak öteye yürüme			
Kendi kendine banyo yapma veya giyinme			

4. Son 4 hafta boyunca bedensel sağlığınızın sonucu olarak, işiniz veya diğer günlük etkinliklerinizde, aşağıdaki sorunlardan biriyle karşılaştınız mı?

	Evet	Hayır
İş veya diğer etkinlikler için harcadığınız zamanı azalttınız mı?		
Hedeflediğinizden daha azını mı başardınız?		
İş veya diğer etkinliklerinizde kısıtlanma oldu mu?		
İş veya diğer etkinlikleri yaparken güçlük çektiniz mi? (örneğin daha fazla çaba gerektirmesi)		

5. Son 4 hafta boyunca, duygusal sorunlarınızın (örneğin çökkünlük veya kaygı) sonucu olarak işiniz veya diğer günlük etkinliklerinizle ilgili aşağıdaki sorunlarla karşılaştınız mı?

	Evet	Hayır
İş veya diğer etkinlikler için harcadığınız zamanı azalttınız mı?		
Hedeflediğinizden daha azını mı başardınız?		
İşinizi veya diğer etkinliklerinizi her zamanki kadar dikkatli yapamıyor muydunuz?		

6. Son 4 hafta boyunca bedensel sağlığınız veya duygusal sorunlarınız, aileniz, arkadaş veya komşularınızla olan olağan sosyal etkinliklerinizi ne kadar etkiledi?

- a) Hiç etkilemedi

- b) Biraz etkiledi
- c) Orta derecede etkiledi
- d) Oldukça etkiledi
- e) Aşırı etkiledi

7. Son 4 hafta boyunca ne kadar ağrınız oldu?

- a) Hiç b) Çok hafif c) Hafif d) Orta e) Şiddetli f) Çok şiddetli.

8. Son 4 hafta boyunca ağrınız, normal işinizi (hem evişlerinizi hem ev dışı işinizi düşününüz) ne kadar etkiledi?

- a) Hiç etkilemedi
- b) Biraz etkiledi
- c) Orta derecede etkiledi
- d) Oldukça etkiledi
- e) Aşırı etkiledi

9. Aşağıdaki sorular sizin son 4 hafta boyunca neler hissettiğinizle ilgilidir. Her soru için sizin duygularınızı en iyi karşılayan yanıtı, son 4 haftadaki sıklığını gözönüne alarak, seçiniz.

	Her zaman	Çoğu zaman	Oldukça	Bazen	Nadiren	Hiçbir zaman
Kendinizi yaşam dolu hissettiniz mi?						
Çok sinirli bir insan oldunuz mu?						
Sizi hiçbir şeyin neşelendiremeyeceği kadar kendinizi üzgün hissettiniz mi?						
Kendinizi sakin ve uyumlu hissettiniz mi?						
Kendinizi enerjik hissettiniz mi?						
Kendinizi kederli ve hüzünlü hissettiniz mi?						
Kendinizi tükenmiş hissettiniz mi?						
Kendinizi mutlu hissettiniz mi?						
Kendinizi yorgun hissettiniz mi?						

10. Son 4 hafta boyunca bedensel sağlığınız veya duygusal sorunlarınız sosyal etkinliklerinizi (arkadaş veya akrabalarınızı ziyaret etmek gibi) ne sıklıkta etkiledi?

- a) Her zaman b) Çoğu zaman c) Bazen d) Nadiren e) Hiçbir zaman

11. Aşağıdaki her bir ifade sizin için ne kadar doğru veya yanlıştır? Her bir ifade için en uygun olanını işaretleyiniz.

	Kesinlikle doğru	Çoğunlukla doğru	Bilmiyorum	Çoğunlukla yanlış	Kesinlikle yanlış
Diğer insanlardan biraz daha kolay hastalanıyor					
Tanıdığım diğer insanlar kadar sağlıklıyım.					
Sağlığımın kötüye gideceğini düşünüyorum.					
Sağlığım mükemmel.					

ÖZGEÇMİŞ

02 Temmuz 1980 yılında Tarsus'ta doğdu. İlkokulu Tarsus Yeşiltepe İlkokulu'nda, ortaokulu Tarsus Kasım Ekenler İlköğretim Okulu'nda ve lise eğitimini Tarsus Cumhuriyet Süper Lisesi'nde tamamladı. 1999–2003 yılları arasında Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulunda lisans eğitimini tamamladı. 2004 yılında Mersin Üniversitesi Sağlık bilimleri Enstitüsü Fizyoloji Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans eğitimine başladı. 2007 yılında yüksek lisans programından mezun olup aynı yıl Mersin Üniversitesi Sağlık bilimleri Enstitüsü Fizyoloji Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı.

Halen Mersin Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoloji Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine devam etmektedir. Yabancı dili İngilizcedir. Evli ve iki çocuk annesidir.