

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

**DİZ OSTEOARTRİTİNDE DİZLİK, ESNEK VE RİJİT BANTLAMA
KULLANIMININ ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Fzt. Tezel YILDIRIM

Protez- Ortez Biomekanik Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ANKARA

2013

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

**DİZ OSTEOARTRİTİNDE DİZLİK, ESNEK VE RİJİT BANTLAMA
KULLANIMININ ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Fzt. Tezel YILDIRIM

Protez- Ortez Biomekanik Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Fatih ERBAHÇECİ**

ANKARA

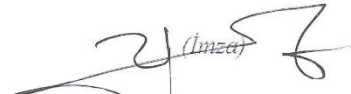




2013

ONAY SAYFASI

Anabilim Dalı :Fizyoterapi ve Rehabilitasyon
 Program :Protez Ortez Biyomekanik
 Tez Başlığı : Dizlik, Esnek Ve Rijit Bantlama
 Kullanımının Etkilerinin
 Karşılaştırılması
 Öğrenci Adı-Soyadı :Tezel Yıldırım
 Savunma Sınavı Tarihi :26.08.2013

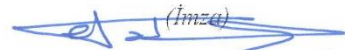
Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: **Prof. Dr.Yavuz Yakut**
 (Hacettepe Üniversitesi)
 Tez danışmanı: **Prof. Dr. Fatih Erbahçeci**
 (Hacettepe Üniversitesi)
 Üye: **Prof. Dr. Gül Baltacı**
 (Hacettepe Üniversitesi)
 Üye: **Prof. Dr. Gül Şener**
 (Hacettepe Üniversitesi)
 Üye: **Prof. Dr. Arzu Daşkapan**
 (Kırıkkale Üniversitesi)

(İmza)

 (İmza)

 (İmza)

 (İmza)

 (İmza)


ONAY

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

(İmza)

 Prof.Dr. Ersin FADILLIOĞLU
 Müdür

TEŞEKKÜR

Yazar, bu çalışmanın gerçekleşmesine katkılarından dolayı, aşağıda adı geçen kişi ve kuruluşlara içtenlikle teşekkür eder.

Sayın Prof. Dr. YAVUZ YAKUT, tezin içeriğinin düzenlenmesinde, tez sonuçlarının yorumlanmasında görüş ve önerilerini esirgememişlerdir.

Sayın Prof. Dr. FATİH ERBAHÇECİ, tezin danışmanı olarak, tezin konusunun belirlenmesinde, içeriğinin düzenlenmesinde, tez sonuçlarının yorumlanmasında bilgi, deneyim ve manevi desteklerini esirgememişlerdir.

Sayın Prof. Dr. GÜL BALTACI, tez konusunun belirlenmesinde, tezin planlanmasında ve tamamlanmasında görüş ve önerileri ile desteklerini esirgememişlerdir.

Sayın Prof. Dr. ALP ÇETİN, tezin Hacettepe Üniversitesi Erişkin Hastanesi Fiziksel Tıp Ana Bilim Dalı Yürüyüş Analizi Laboratuvarında yapılmasına izin vermişlerdir.

Sayın Öğr. Görevlisi Dr. Fzt. AYDIN MERİÇ tezin geliştirilmesi ve tamamlanması açısından mesleki ve istatistik konusunda engin bilgilerini esirgememişlerdir.

Sayın Uzm. Fzt. Sinem Güneri tüm bireylerin 3 Boyutlu Yürüme Analizlerinin yapılması ve sonuçlarının rapor edilmesinde çok değerli katkıları olmuştur.

Değerli arkadaşım Fzt. Emel Calp tezin gerçekleşmesinde, tamamlanmasında ve bireylerin yürüme analizi sonuçlarının yorumlanmasında çok değerli katkıları olmuştur.

Değerli arkadaşlarım Uzm. Fzt. Serkan Taş, Uzm. Fzt. Fatma Palazoğlu ve Fzt. Banu Karahan tezin gerçekleşmesi, tamamlanmasında akademik bilgi, deneyim ve manevi desteklerini esirgememişlerdir.

Hacettepe Üniversitesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Ana Bilim Dalı'nda çalışan Dr. Bledijan Çuni bireylerin temininde ve bu kurumda çalışan fizyoterapist meslektaşlarım tezin gerçekleşmesinde, tamamlanmasında, birey temininde desteklerini esirgememişlerdir.

Değerli annem ve kardeşim, tezin her aşamasında yanımda olmuş, varlıklarıyla manevi desteğini esirgememişlerdir.

ÖZET

Yıldırım, T., Diz Osteoartritinde Dizlik, Esnek Ve Rijit Bantlama Kullanımının Etkilerinin Karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez-Ortez Biyomekanik Programı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2013. Bu çalışma diz osteoartritli (OA) bireylerde dizlik, esnek ve rijit bant kullanımının yürüyüş üzerindeki direkt etkileri ile fonksiyonellik ,kas kuvveti ,eklem hareket açıklığı ve ağrı gibi parametreler üzerine etkilerini karşılaştırmak amacıyla yapılmıştır. Çalışmaya 40-65 yaş arası, klinik ve radyolojik incelemeler sonucunda Amerika Romatoloji Birliği (ACR) kriterlerine göre bilateral diz OA tanısı konmuş 21 kadın birey dahil edilmiştir. Bu çalışmada diz OA'lı bireylere esnek, rijit bantlama ve dizlik uygulaması yapılmıştır. Uygulamalar sırasında herhangi bir sıra gözetilmemiştir. Bireylere uygulamalardan önce ve sonra değerlendirmeler yapılmıştır. Bireyler eklem hareket açıklığı, kas kuvveti, kas kısalıkları ve yürüyüş parametreleri açısından değerlendirilmiş; ayrıca ağrı Vizüel Analog Skalası (VAS) ile, fonksiyonellik WOMAC ile değerlendirilmiştir Bireylerin ağrı, eklem hareket açıklıklarında, sağ hamstring kas kuvveti, sol M.Quadriceps Femoris kas kuvvetinde, kas kısalıklarında, WOMAC İndeksi ve maksimum-minimum adduktor moment ortalama değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Her üç uygulama sonuçlarının ilk değerlendirme sonuçlarından daha iyi sonuçlar ortaya çıkardığı saptanmıştır. Farklılığı yaratanın ilk değerlendirme sonuçları olduğu görülmüştür ($p<0,05$).Yürüyüş parametrelerinde, maksimum-minimum sol-sağ diz fleksiyon açılarında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$). Bu çalışmanın sonuçları her 3 uygulamanın da ağrıyı azalttığını, kas kuvvetini arttırdığını, eklem hareket genişliklerini arttırdığını, kas kısalıklarını azalttığını, fonksiyonelliği arttırdığını, maksimum- minimum adduktor momenti azalttığını göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Diz Osteoartriti, Esnek Bantlama, Rijit Bantlama, Dizlik

ABSTRACT

Yıldırım, T., Comparison between the effects of using elastic taping , Rigid Taping And Brace In Knee Osteoarthritis. Health Science Institute, Prosthetics-Orthotics and Biomechanics Program Master Thesis, Hacettepe University, Ankara 2013. The aim of this study was to compare immediate effects on functionality, muscular strength, range of motion and pain among elastic taping, rigid taping and brace during walking people who have knee osteoarthritis. The subjects were 21 women patients with an age range of 40-65 who were diagnosed as having bilateral knee OA according to the American College of Rheumatology (ACR) criteria and radiological results. In this study subjects with knee OA were applied elastic, rigid taping and brace. The queue of applications weren't tended. Individuals were evaluated before and after practice. Individuals were evaluated in terms of range of motion, muscle strength, muscle shortness and gait parameters; also the pain was evaluated with visual analog scale (VAS), the functionality was evaluated with WOMAC. Pain, range of motion, muscle strength, right hamstring, left M.Quadriceps Femoris muscle strength, muscle shortness, WOMAC Index and average values of the maximum-minimum adductor moment of individuals was a statistically significant difference between assessments. It was found that assessments of all 3 application were better than initial assesment. The difference is found that the results of the initial assesments ($p < 0,05$). Walking parameters, the maximum-minimum knee flexion angles of the left-right difference was not statistically significant ($p > 0,05$). The results of this study indicate that reduced pain, increased muscle strength, increased range of motion, reduced muscle shortness, increased functionality, reduced the maximum-minimum adductor moment in all three applications.

Key Words: Knee Osteoarthritis, Elastic Taping, Rigid Taping, Brace

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	x
TABLolar DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. OSTEOARTRİT	3
2.1.1. Diz Osteoartriti.....	3
2.1.2. Radyolojik Bulgular	5
2.1.3. Sınıflandırma.....	5
2.2. DİZ EKLEMİ ANATOMİSİ.....	5
2.2.1. Kemik yapılar.....	6
2.2.2. Patella ve Fonksiyonu	6
2.2.3. Diz Eklemi Yumuşak Dokuları	6
2.2.4. Menisküsler	9
2.3. Diz Eklemi Biyomekaniği.....	10
2.3.1. Diz Eklemine Kinematığı	10
2.3.2. Dizin Kinetik Analizi	11
2.4.1. Medikal Tedaviler	12
2.4.2.Cerrahi Tedaviler	12
2.4.3. Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Uygulamaları.....	12
2.5. Yürüyüş.....	17
2.5.1.Yürüyüş Siklusu (Gait Cycle).....	17
2.5.2. Yürüyüş Siklusunun Bölümleri.....	17
2.5.3. Yürüyüşün Zaman-Mesafe (Temporo- Spatial) Özellikleri.....	18
2.5.4. Yürüyüş Fazları.....	19

2.5.4.1. Faz 1-İlk Temas (Initial Contact).....	20
2.5.4.2. Faz 2- Yükleme Cevabı (Loading Response)	20
2.5.4.3. Faz 3-Orta Duruş Fazı (Midstance)	20
2.5.4.4. Faz 4 –Duruş Fazının Son Bölümü (Terminal Stance).....	20
2.5.4.5. Faz 5 – Sallanma Öncesi (Preswing).....	20
2.5.4.6. Faz 6 – Sallanma Başlangıcı (Initial Swing)	20
2.5.4.7. Faz 7- Orta Sallanma (Mid-swing)	21
2.5.4.8. Faz 8 – Sallanma Fazının Son Bölümü (Terminal Swing).....	21
2.5.5. Ayakta Durma Stabilitesi	21
2.5.7. Vektör Analizi.....	23
2.5.8. Eklem Momentleri	23
2.5.9. Adım Analizleri.....	24
2.5.10.1. Görsel Yürüyüş Analizi.....	26
2.5.10.2. Hareket Analizi	27
2.6. Diz Osteoartritinde Görülen Yürüyüş Bozuklukları	27
2.6.1 Kinetik Değişiklikler	28
2.6.2.Kinematik Değişiklikler	29
3. BİREYLER ve YÖNTEM	30
3.1. Bireyler.....	30
3.2. Yöntem.....	30
3.2.1.Değerlendirmeler.....	31
3.2.1.1. Ağrı DeğerlendirmesiVizüel Analog Skalası (VAS)	31
3.2.1.2. Eklem Hareket Genişliği Ölçümü	31
3.2.1.3. Manuel Kas Testi	31
3.2.1.4. Kas Kısıklık Değerlendirmesi.....	32
3.2.1.5. Western Ontario and McMaster Universities Osteoartrit İndeksi WOMAC)	33
3.2.1.6. Yürüyüş Değerlendirmesi	33
3.2.1.7. 3 Boyutlu Marker Sistemi	33
3.2.1.8. Kinetik Analizler	34
3.2.1.9. Kinematik Analizler.....	34
3.2.1.10. Yürüyüş Parametreleri.....	35

3.2.2. Uygulamalar	35
3.2.2.1. Rijit Bantlama	35
3.2.2.2. Esnek Bantlama	36
3.2.2.3. Dizlik	36
3.2.2.4. Yürüyüş Analiz Laboratuvarı	37
3.2.2.5. İstatistiksel Analizler	37
4. BULGULAR	38
5. TARTIŞMA	44
6. SONUÇLAR	56
KAYNAKLAR	59
EKLER	70
Ek 1. Etik Kurul Karar Formu	70

SİMGELER VE KISALTMALAR

ACR	: Amerika Romatoloji Birliği
Add	: Adduktör
Cm /s	: Santimetre / Saniye
dk	: Dakika
Lig	: Ligaman
M	: Muskulus
M /dk	: Metre / Dakika
M /s	: Metre / Saniye
Maks	: Maksimum
Min	: Minimum
°	: Derece
OA	: Osteoartrit
°C	:Santigrad Derece
Ort	: Ortalama
SS	: Standart Sapma
T.F.L.	: Tensor Fasya Lata
VAS	: Vizüel Analog Skalası
VKİ	: Vücut Kitle İndeksi
WOMAC	: Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis İndeksi
X	: Aritmetik Ortalama
YS	: Yürüyüş Siklusu
%	: Yüzde

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1.2.1. Kellgren ve Lawrence'in Radyolojik Sınıflandırması.....	5
Tablo 4.1. Bireylerin Demografik Verileri.....	38
Tablo 4.2. Bireylerin Radyolojik Sınıflandırmasına Göre Dağılımı.....	38
Tablo 4.3. Bireylerin Ortalama VAS Değerleri (n=21) (cm).....	39
Tablo 4.4. Bireylerin Diz Eklemleri Hareket Açıklıkları(n=21).....	39
Tablo 4.5. Bireylerin Ortalama Kas Kuvvet Değerleri(n=21).....	40
Tablo 4.6. Bireylerin Kas Kısılıklarının Dağılımı(n=21).....	40
Tablo 4.7. Bireylerin WOMAC OA İndeksi Ortalama Değerleri(n=21).....	41
Tablo 4.8. Bireylerin Adduktor Moment Ortalama Değerleri(n=21)(N/kg).....	42
Tablo 4.9. Bireylerin Yürüyüş Sırasındaki Maksimum ve Minimum Diz Fleksiyon Açıları Ortalama Değerleri (n=21) (Derece).....	43
Tablo 4.10. Bireylerin Yürüyüş Parametreleri Ortalama Değerleri.....	43

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.2.3.1. Diz Eklemi Bağları ve Kemiksel Yapıları	8
Şekil 2.2.3.2. Diz Eklemi Kasları.....	9
Şekil 2.2.4.1. Dizin Menisküs ve İç Bağları	10
Şekil 2.5.3.1.Çift adım uzunluğu, Adım uzunluğu	19
Şekil 3.2.1.7.1. Marker Yerleşimi(a-Yandan Görünüm, b- Önden Görünümü, c-Arkadan Görünüm)	34
Şekil 3.2.2.1.1. Rijit Bantlama	35
Şekil 3.2.2.2.1. Esnek Bantlama	36
Şekil 3.2.2.3.2. Dizlik (a-yandan görünümü b-önden görünümü)	36
Şekil 3.2.2.4.1. Yürüyüş Analizi Laboratuvarı (a-yürüyüş analizi laboratuvarı	37
b-esnek bant uygulaması ile yürüyüş analizi)	37

1.GİRİŞ

Osteoartrit(OA) eklem bütünlüğü, genetik faktörler, lokal inflamasyon, mekanik yükler ve hücresel / biyokimyasal süreçler gibi çok sayıda faktörün birleşimi ile oluşan ve eklem hasarıyla sonuçlanan kompleks bir rahatsızlıktır. En çok tutulan eklemler diz, kalça ve el eklemleridir (1-6).

OA ağrı, eklem sertliği, şişlik, eklem instabilitesi ve kas güçsüzlüğü ile tüm bunların sonucunda azalmış fiziksel fonksiyon ve azalmış yaşam kalitesine neden olabilmektedir. Dünyanın çeşitli bölgelerinde yapılan epidemiyolojik çalışmalarda 65 yaş üzerindeki kişilerin % 10-30'unda semptomatik diz OA bildirilmiştir. Sadece Amerika'da 20 milyon yetişkini olumsuz etkileyen daha çok ileri yaşla karakterize bir rahatsızlıktır (1-6).

Diz, semptomatik olarak en sık tutulan eklemdir. Diz OA' sında en sık tutulum medio tibio-femoral kompartmanda görülmektedir. Hem el hem diz OA' sında kadınlarda erkeklere göre daha sık görülmektedir (6-8).

Diz OA'li birey tedaviden önce değerlendirilirken ağrı, eklem hareket açıklığı, kas gücü, yürüyüş ve fonksiyonellik gibi parametreler üzerine yoğunlaşarak günlük yaşamda hastalığın belirtilerine odaklanılmalıdır. Bireyleri değerlendirirken yapılan yürüyüş analizleri yürüyüşteki anormalliklerin saptanmasında, tedavi programının yönlendirilmesinde, tedavinin etkinliğinin ortaya çıkarılmasında ve uygun ortez seçiminde kolaylıklar sağlamaktadır (1-5,9).

Diz OA tedavisinde amaç ağrıyı azaltmak, eklem hareket kısıtlılığını ve sekonder gelişen fonksiyonel kayıpları gidermektir. Bu amaçla OA tedavisinde konservatif tedaviler, farmakolojik tedaviler ve cerrahi tedaviler uygulanmaktadır (6,8).

Diz OA tedavisinde önemli yere sahip olan alan fizyoterapi ve rehabilitasyon uygulamaları egzersiz, bantlama, ortez kullanımı ve manuel terapi uygulamaları kullanılmaktadır. Günümüzde bantlamanın da farklı türleri uygulanmaktadır. Ortez kullanımı (dizlik kullanımı), esnek ve rijit bantlamanın farklı farklı etkinlikleri literatürde çeşitli araştırmalarla desteklenmiştir. Ağrının azalması, eklem hareket açıklığı ve kas kuvvetinde artma meydana gelmesi, fonksiyonel olarak aktivitelerde gelişmeler olması ayrıca diz OA sonrası sekonder olarak etkilenen yürüyüşte

normale yakın değişikliklerin görölmesi uygulamalardan sonra ortaya çıkan olumlu gelişmeler olarak açıklanmıştır (10-14).

Bu çalışmanın amacı; diz OA' lı bireylerde dizlik, esnek ve rijit bant kullanımının yürüyüş üzerindeki direkt etkileri ile fonksiyonellik, kas kuvveti, eklem hareket açıklığı ve ağrı gibi parametreler üzerine anlık etkilerini karşılaştırmaktır.

Bu çalışmada diz OA' lı bireylere esnek, rijit bantlama ve dizlik uygulaması yapılmıştır. Uygulamalar sırasında herhangi bir sıra gözetilmemiştir. Bireylere uygulamalardan önce ve sonra değerlendirmeler yapılmıştır. Bireyler ağrı, eklem hareket açıklığı, kas kuvveti, kas kısalıkları, fonksiyonellik ve yürüyüş açısından değerlendirilmiştir.

Hipotezler:

1. Hipotez: H0: Diz OA' lı bireylerde esnek bant, rijit bant veya dizlik uygulamalarının yürüyüş, ağrı, eklem hareket açıklığı, fonksiyonellik, kas kuvveti parametreleri üzerine etkileri yoktur.

2. Hipotez H1: Diz OA' lı bireylerde yürüyüş, ağrı, eklem hareket açıklığı, fonksiyonellik, kas kuvveti parametreleri açısından; esnek bant, rijit bant veya dizlik kullanımı arasında fark vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. OSTEOARTRİT

OA, bireylerde diğer artrit türlerinden daha çok problemler ortaya çıkaran, gün geçtikçe artan oranlarda daha çok kişiyi etkileyen, farklı patolojiler sonucu değişik klinik tablolar ile ortaya çıkabilen, genellikle dizi etkileyen, kronik ve dejeneratif bir eklem hastalığıdır (1-4).

OA' daki esas patoloji eklem kıkırdağında hasar ve subkondral kemikte reaktif hipertrofi şeklindedir. Ancak bazen özellikle alevlenme döneminde sinovit gelişebilir (6).

Eskiden OA'nın yaşlanmanın doğal sonucu oluşan dejeneratif eklem hastalığı olduğu düşünülürdü. Ancak günümüzde eklem bütünlüğü, genetik faktörler, lokal inflamasyon, mekanik yükler ve hücresel/biyokimyasal süreçler gibi çok sayıda faktörün birleşimi ile oluşan kompleks bir hastalık olduğu ortaya çıkarılmıştır (8,15).

2.1.1. Diz Osteoartriti

Diz eklemi, yoğunluk ve eklem kıkırdak yüzeyi açısından en büyük eklemdir. OA bir diz ekleminde ağrı ve günlük yaşamdaki azalmış fonksiyon ile karakterize olup genellikle yaşam kalitesini de olumsuz yönde etkilemektedir (1-3,12).

Diz eklemi medial-lateral tibiofemoral ve patellofemoral eklemden oluşur. En sık tutulan komponent medial tibiofemoral (%75), ikinci sıklıkta tutulan patellafemoral (%50) komponenttir. Tek başına lateral tibiofemoral komponent tutulumu ise oldukça nadirdir. Daha sık görülen ise medial tibiofemoral ve patellafemoral OA'in birlikte bulunmasıdır (4,8,13).

Patogenez

OA patogenezi hakkındaki görüşler her geçen gün değişmektedir. Patogenetik mekanizmanın” aşınma ve yırtılma “ olduğu düşünülürken günümüzde çeşitli biyokimyasal ve mekanik etkenlerle tetiklenen yıkım ve onarımın birarada bulunduğu metabolik olarak aktif, dinamik bir süreç olarak düşünülmektedir (6).

OA'de kıkırdağın kaybına aynı zamanda kıkırdaktaki onarım çabaları, subkondral kemiğin sklerozu ve remodelingi ile çoğu olguda subkondral kistler ve osteofitler

eşlik eder. OA ellerde, ayaklarda, dizlerde, kalçalarda ve omurgada görülse de her sinoviyal eklemi tutabilir (15).

OA genelde nedeni bilinmeden başlar (primer veya idiyopatik). Travma, enfeksiyon, genetik, gelişimsel, metabolik ve nörolojik hastalıklar sonucu sekonder olarak gelişir. Sekonder OA yaşı herhangi bir yaş olabilir. Çocuklarda, gençlerde ve yaşlılarda görülebilir. Primer OA ise ilerleyen yaşlarda daha çok görülür (15).

OA sinovial eklemi oluşturan kıkırdak, subkondral kemik, sinovial doku, ligamentler, kapsül ve kasları tutmasına rağmen, primer olarak eklem kıkırdağının kaybı, subkondral kemiğin remodelingi ve osteofit gelişimi gözlemlenmektedir (6).

OA' nın gözle görülebilen en erken belirtisi eklem kıkırdağının yüzeyinde oluşan lokalize fibrilasyon ve ayrılmalarıdır. OA evresi ilerledikçe eklem yüzeyinin büyük bölümü düzensizleşmekte sonrasında da fibrilasyon subkondral kemiğe ulaşır. Kıkırdaktaki çatlak ve yarıklar ilerledikçe, kıkırdağın yüzey uçları yırtılmakta ve eklem boşluğunda serbest dolaşan parçalar kopmakta ve böylece kıkırdak kalınlığı azalmaktadır (16).

Kemik değişiklikleri: Yerleşmiş OA' de radyografilerde subkondral kemik değişiklikleri gözlenir. Obezite ve/veya tekrarlayan mikrofraktürler sonrasında subkondral kemik sertleşmesine ve kemiğin şok absorban özelliğini kaybetmesine neden olmaktadır (16).

İnflamasyonun rolü: OA'de inflamatuvar bir komponent en azından hastaların bazılarında ve/veya bir dönemde olabilir. Örneğin belirgin bir sinoviyal hiperplazi ve RA' den farksız yoğun mono nükleer hücre infiltratı görülebilir. Böyle bir tablo daha çok fokaldır ve kıkırdağa komşu sinoviyal dokuda görülür. Eklem boşluğuna düşen parçacıklar inflamatuvar bir siklusun başlamasına ve sinoviyanın ve sitokinlerin aktivasyonuna neden olabilirler (16).

Sistemik Hormonlar: Postmenapozal OA'lı hastalarda, akromegalili hastalarda saptanan aşırı büyüme hormonu kıkırdak kalınlığındaki artışa neden olmakta bununla birlikte kemik kalınlaşması, ROM kaybı ve sekonder aşınmaya neden olmaktadır (16).

Kadınlar postmenapozal dönemde erkeklerden daha fazla risk taşımaktadır. Hormon replasman tedavileri de kişiyi olumsuz yönde etkilemektedir (16).

Genetik Faktörler: Heberden nodülleriyle karakterize yaygın OA'nın son yıllarda genetik komponenti belirlenmiştir. Tip 2 kollajen genindeki mutasyonların hafif kondroplazisiyle birlikte erken başlangıçlı poliartiküler OA' e neden olduğu belirtilmiştir (8,15).

2.1.2. Radyolojik Bulgular

OA'nın tanımlanmasında radyolojik görüntüler önemli bir yer tutmaktadır. OA'da eklem aralığında daralma, osteofit, subkondral skleroz, kist formasyonu ve kemik anormallikleri sık karşılaşılan radyolojik görüntülerdir. Radyolojik olarak ilk sınıflandırma Kellegren ve Lawrence tarafından kullanılmıştır. Bu sisteme göre OA' lı eklemler 0-4 arasında 5 derecede değerlendirilir (17,18).

Tablo 2.1.2.1. Kellgren ve Lawrence'in Radyolojik Sınıflandırması.

Derece	Sınıflandırma	Tanımlama
0	Normal	OA tablosu yok.
1	Şüpheli	Ufak osteofit için şüpheli görünüm.
2	Minimal	Osteofit vardır, eklem aralığı bozulmamıştır.
3	Orta	Eklem aralığında orta derecede daralma.
4	Şiddetli	Eklem aralığı büyük oranda bozulmuş ve subkondral kemikte skleroz artışı var.

2.1.3. Sınıflandırma

OA sınıflandırmaları tutulan ekleme göre, etyolojiye göre ve bazı özel sınıflandırmalar yapılarak tanımlanmıştır (8,15).

2.2. DİZ EKLEMİ ANATOMİSİ

Diz eklemi, üst kısmında femur, alt kısmında tibia'nın medial ve lateral kondilleri, menisküsler ve önde femurun alt ucuyla eklem yapan patella arasında yer alan vücudun en karışık eklemidir (6).

2.2.1. Kemik yapılar

Diz ekleminin konveks yüzü femurun kondillerine, konkav yüzü de tibianın üst ucuna aittir. Üçüncü kemik olarak önde patella da ekleme katılır. Tibio-femoral ve patella-femoral eklemlerden oluşan diz eklemi, insan vücudundaki en uzun kaldıraç kollarından biridir. Bu nedenle, çok fazla yük taşıyabilmesinin yanı sıra travmalara açık bir eklemdir (6).

2.2.2. Patella ve Fonksiyonu

Triangüler sesamoid bir kemiktir, apeksi inferiora doğru uzanır ve M. Quadriceps Femoris tendonuna gömülüdür. Posterior yüzü patellar olukta femurla eklem yapabilmek için kartilajla kaplıdır. Böylece femura aktarılan kompresyon streslerinin geniş bir alana yayılmasını sağlar. Patella diz ekstansiyonu sırasında Quadriceps Femoris tendonunun çekiş açısını etkileyerek güç kazandırır. Diz eklemi için kaldıraç sisteminin destek noktasıdır. M. Quadriceps Femoris kasının kuvvetli olmasını sağlar (6).

2.2.3. Diz Eklemi Yumuşak Dokuları

Eklem kartilajı, menisküsler, bağlar ve kaslar eklem yumuşak dokularını oluşturmaktadır (6).

Eklem kartilajı sürtünmeyi azaltan, etkili yük dağılımını sağlayan özelleşmiş bir yapıdır. Kondrositler ve kollajen lifler ile proteoglikanları içeren sıvı içeriği fazla, organize hücrelerarası maddeden oluşmuştur. Bu özelleşmiş yapı kıkırdak dokusunun etkili fonksiyonu için gereken viskoelastik ve mekanik özellikleri sağlar. Doku tamiri zayıftır yalnızca fibrokartilaj doku ile oluşur(6).

Yaşlanma ile eklem kartilajında önemli değişiklikler meydana gelir. Hücre sayısı azalır ve eklem kartilajın kimyasal yapısı değişir, su içeriği ve proteoglikanlar azalır. Kollajen fibriller de yaşla incelik. Bu değişiklikler sonucunda kartilajın yapısı bozulur ve yüzeyinde fibrilasyon denen yarıma ve yıpranmalar oluşur böylece gerilim kuvveti azalır (6,8).

Bağlar

Patellar Ligament: M.Quadriceps Femoris femoris tendonunun devamıdır. Proksimalde patellanın alt kenarına, distalde tuberositas tibia 'ya tutunur. Ön tarafta

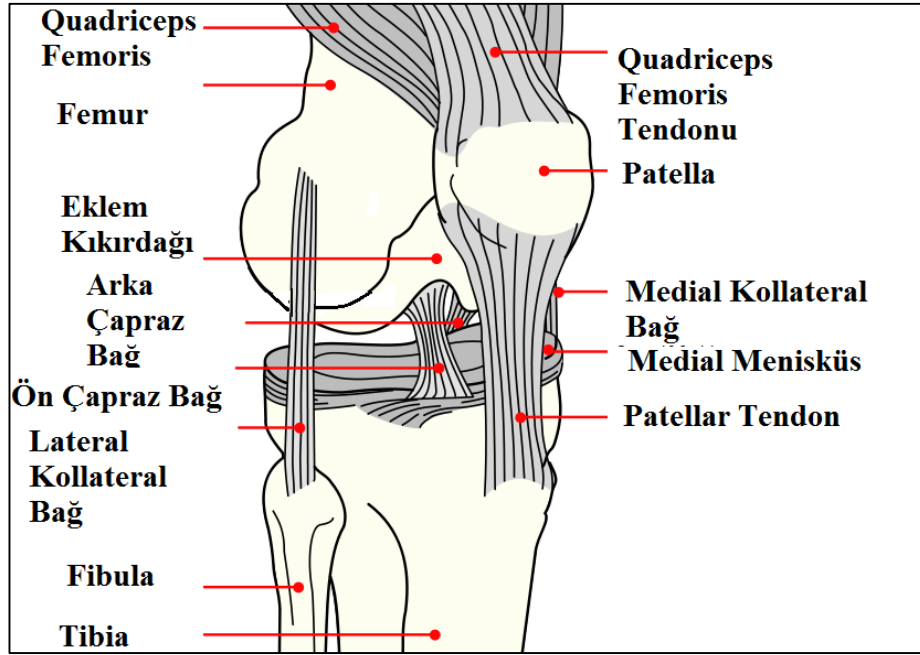
bu tendonun genişliği 2-3 cm, kalınlığı 0.5cm, uzunluğu yaklaşık 8 cm kadardır. Eklem stabilitesinde en önemli rolü bu tendon oynar(6).

Medial Kollateral Ligament: (Tibiale) Yassı bir bant şeklindedir. Proksimalde femurun medial kondiline, distalde korpus tibianın medial yüzüne yapışır. Yaklaşık 10 cm boyunda ve 1,5 cm genişliğindedir. Medial menisküsle bağlantılı olduğundan ligamentin yaralanması genellikle menisküsün de yaralanmasına neden olmaktadır.0-40 derece diz fleksiyonunda valgus yönündeki zorlanmalara birinci engeli oluşturur (6) (Şekil 2.2.3. 1.).

Lateral Kollateral Ligament: (Fibulare) Kordon şeklindedir. Proksimalde femurun lateral kondiline ve distalde fibula başına tutunur. Popliteus kasının tendonu bu bağı lateral menisküsten ayırır. Tüm diz fleksiyon açılarında varus yönündeki zorlanmalara engel olur(6) (Şekil 2.2.3.1.).

Ön çapraz bağ (Lig. Cruciata Anterior): Femur dış kondilinin iç yüzünden başlar. Yukarıdan aşağıya, dıştan içe ve arkadan öne doğru uzanarak interkondiler tibial fossaya yapışır (Bkz. Şekil 2.2.3.1.). Diz fleksiyonda iken gevşek, tam ekstansiyonda gergindir. Tibianın femur üzerinde öne doğru hareketini engeller, dizi ekstansiyonda stabilize eder ve iç-dış rotasyonları kontrol eder (6).

Arka çapraz bağ (Lig. Cruciata Posterior): İç femur kondilinin iç yüzünden başlar. Yukarıdan aşağıya, içten dışa ve önden arkaya doğru uzanarak arka interkondiler çentiğe yapışır (Şekil 2.2.3.1.). Bağın ön lifleri dizin ekstansiyonunda gevşek, fleksiyonda gergindir. Arka lifleri ise ekstansiyonda gerilir. Posterior stabiliteyi sağlar ve dizin fleksiyonuna yardım eder. Ön ve arka çapraz bağlar mekanik stabilizasyonu sağlamanın yanı sıra yapılarında bulunan mekanoreseptörler sayesinde proprioepsiyon duyusunun sağlanmasında da önemli rol almaktadır. Çok sayıda çalışma bu bağlardaki hasarlanmanın proprioseptif duyu üzerine olumsuz etki gösterdiğine işaret etmektedir (8,15).



Şekil 2.2.3.1. Diz Eklemi Bağları ve Kemiksel Yapıları

Kaslar

Hamstring kas grubu: İskiyal tuberositadan başlayan ve uyluğun arkasında bulunan semitendinosus, semimembranosus ve biceps femoris kaslarına iskiyokrural kaslar veya hamstring kas grubu denir. Bu kaslar 2 adet eklem katettikleri için kalça ekstansiyonu ve diz fleksiyonu hareketlerini gerçekleştirirler (6).

M. Sartorius daha çok kalça eklemine görev üstlenmekle birlikte diz eklemine fleksiyon ve az miktarda gerçekleşen iç rotasyon hareketine yardımcı olur (6) (Bkz. Şekil 2.2.3.2.).

M. Popliteus tibia arka bölümünde bulunup, tibianın femur üzerinde kaymasını sağlar böylece diz fleksiyonuna yardımcıdır (6).

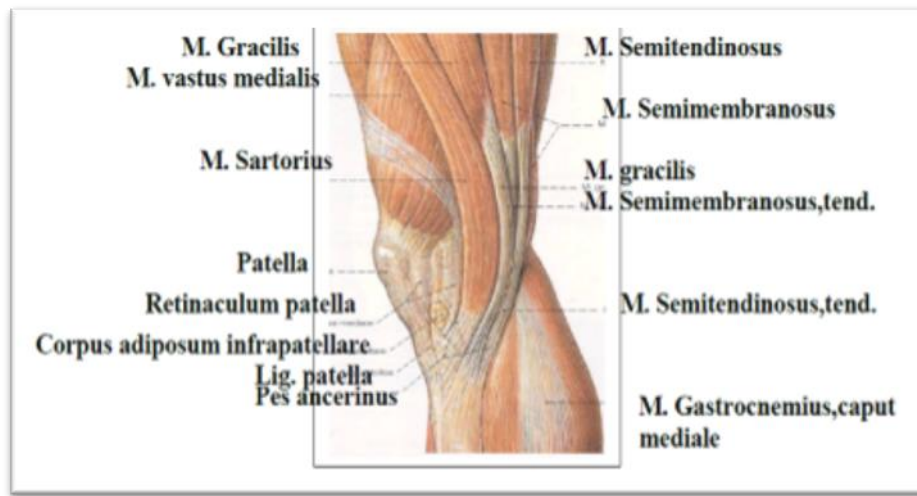
M. Gastro-soleus femur arka yüzünden başlar ve böylece diz fleksiyonuna yardımcıdır (Bkz. Şekil 2.2.3.2.).

M. Quadriceps Femoris: M. Vastus Medialis (VMO), M. Vastus İntermedius, M. Vastus Lateralis ve M. Rectus Femoris 4 farklı başı olan dizin primer ekstansörüdür. İlk 30 derecelik diz ekstansiyonundan M. Rectus Femoris ve Vastus İntermedius parçaları sorumludur. Geriye kalan kısımdan ise M. Vastus Medialis ve Lateralis sorumludur. M. Vastus Medialisin 2 görevi vardır. Dizin tam

ekstansiyonunu sağlamak ve ekstansiyonda oluşan rotasyonel kuvvet ile patellanın patellar oluktan dışarı çıkmasını engellemektir (6).

İnternal rotasyon hareketini yaptıran kaslar M. Semimembranosus, M. Semitendinosus ve M. Gracilis' tir (Şekil 2.2.3.2.). Diz fleksiyon ve ekstansiyon hareketine kıyasla çok küçük hareket açıklığına sahiptir. Yaklaşık 5-10° kadardır (15).

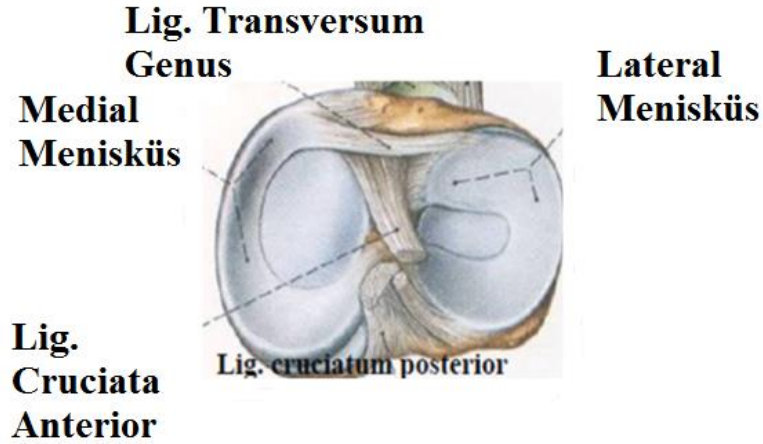
Eksternal rotasyon hareketini yaptıran kaslar ise M. Biseps Femoris, M. Popliteus ve M. Gastrocnemius'tur (15).



Şekil 2.2.3.2. Diz Eklemi Kasları

2.2.4. Menisküsler

İki adet yarım ay (c şeklinde) şeklinde fibröz kıkırdaktan yapılmış oluşumlara menisküs denir (Şekil 2.2.4.1.). Her menisküsün kalın ve konveks olan periferik kenarları eklem kapsülüne tutunur. Tibia ile femur arasındaki basıncı dağıtmaya, eklem elastisitesini arttırmaya, lumbrikasyona ve şok emici olarak görev yaparlar. Her iki menisküs önden transvers ligament (lig.) sayesinde birbirlerine bağlanırlar (Şekil 2.2.4.1.). Bu bağlantı sayesinde femurun tibia üzerinde kayması sırasında birlikte hareket ederler. Çoğunlukla damar, sinir ve lenfatik içermezler ancak kemiğe yapıştıkları yerde damarlanırlar. Bu nedenle eklem kıkırdağının aksine hasara uğradıklarında bir ölçüde kendi kendilerini tamir edebilirler (15).



Şekil 2.2.4.1. Dizin Menisküs ve İç Bağları

2.3. Diz Eklemi Biyomekaniği

Biyomekanik analiz kinetik ve kinematik olmak üzere 2 ana başlıktan oluşur(16).

2.3.1. Diz Ekleminin Kinematığı

Kinematik analiz; frontal, sagittal ve transvers olmak üzere üç düzlemde incelenir. Eklem hareketleri tibio-femoral ve patella-femoral eklem yüzlerinde gerçekleşir. Normal tibio-femoral eklemden sagittal düzlemde yaklaşık 140° fleksiyon hareket açıklığı vardır. Sağlıklı bir kişide fleksiyon-ekstansiyon hareketinin toplam miktarı 5-10° hiperekstansiyondan 140-150° fleksiyona gidiştir (6,8,15).

Normal yürüme için 0-75° ve koşma hareketi için 0-90° hareket açıklığı yeterlidir. Bazı çalışmalar tarafından bu değerler normal yürüme için 63°, merdiven çıkmak için 83°, merdiven inmek için 90° ve sandalyeden doğrulabilmek için 93° olarak açıklanmıştır (6,15).

Transvers düzlemde oluşan iç ve dış rotasyon hareketi, sagittal düzlemde etkilenerek ortaya çıkar. Rotasyon hareketi tam ekstansiyondan başlayıp 90° fleksiyona giderken oluşur (16).

Yürümede topuk vuruşu ile orta duruş fazında, topuk vuruşu öncesi diz ekstansiyondadır. Topuk vuruşundan hemen sonra diz eklemi fleksiyon yönünde hareket eder. Taban temasında 15-20° fleksiyona ve orta duruş fazında 10-15°

fleksiyona gelir. Orta duruş fazı ile parmak kalkışı arasında; orta duruş fazında diz 10-15° fleksiyonda, topuk kalkışında tam ekstansiyonda ve parmak kalkışı sırasında ise 40° fleksiyondadır. Sallanma fazında parmak kalkışını takiben fleksiyona devam eder. Orta sallanma fazında 65°'lik maksimum değerine ulaşır. Tibianın anatomik eksenini ve femurun anatomik ekseninin kesişmesi sonucunda açıklığı laterale bakan 171°'lik valjite açısı oluşur. Femurun anatomik eksenini ile dizin transvers eksenini arasında 81°'lik, tibianın anatomik eksenini ile dizin transvers eksenini arasında ise 90°'lik açılama görülür (16).

2.3.2. Dizin Kinetik Analizi

Vücudu etkileyen kuvvetler; internal ve eksternal olmak üzere iki gruptur. Eksternal kuvvetler yer reaksiyon kuvvetidir. Vücut ağırlığına eşit ama zıt yöndedir. Internal kuvvetler ise kas ve bağların oluşturdukları kuvvetlerdir (19).

Bir yürüyüş periyodunda diz eklemine baktığımızda, topuk vuruşunda eksternal kuvvet tibio-femoral eklemün önünden geçer. Bu durumda Quadriceps Femoris kası inaktif olur ve aynı zamanda Hamstring kas gruplarında aktivite minimum olur. Topuk vuruşundan hemen sonra, duruş fazının başlangıcında eksternal kuvvet eklem merkezine doğru yönelir, ilerleyen zamanlarda daha da arkaya kayar ve dizde bir dönme, fleksiyona gitme momenti gözlenir. Bu durumda Hamstring kas grubu inaktif olurken, Quadriceps Femoris dizdeki bükme için aktif hale geçer (19).

Topuk vuruşundan hemen sonra eklem reaksiyon kuvveti vücut ağırlığının yaklaşık 3 misli olur. Hamstring kas grubu kontraksiyon değeri de hemen hemen aynıdır. Duruş fazında diz fleksiyonda olduğu sürece eklem reaksiyon kuvveti vücut ağırlığının 2 katıdır. Bu kuvvete Quadriceps Femoris kasının kontraksiyonu eşlik eder. Parmak kalkışına doğru gidildikçe, eksternal kuvvet daha da arkaya kayar, diz 40°'lik fleksiyon hareketine ulaştığında Quadriceps Femoris kasının aktivitesi iyice artarak, eklem reaksiyon kuvveti, parmak kalkışı fazından hemen önce maksimum değere ulaşır. Bu eklem reaksiyon kuvveti vücut ağırlığının 2-4 katı kadar olup, buna Gastrocnemius kası eşlik eder(20).

Sallanma fazında toplam diz fleksiyonu 65-70 dereceye kadar ulaşır. Sallanma fazının ortalarından sonra Hamstring kaslarında aktivite başlar. Bu anda

eklem reaksiyon kuvveti yaklaşık olarak vücut ağırlığına eşit olur. Sallanma fazında bacağın öne doğru fırlatılması ve topuğun belirli sınırlarda yukarı kaldırılmasını Quadriceps Femoris kası sağlar (20).

Normal yürüyüş sırasında diz fleksiyon miktarı küçüktür. Buna bağlı olarak patella-femoral eklem reaksiyon kuvveti de azalır. Bu kuvvet fleksiyonun artmış olduğu duruş fazının ortalarında maksimum olur ve vücut ağırlığının yarısı veya tamamına ulaşır. Dizin daha fazla fleksiyona gelmesi gerektiren aktivitelerde patella-femoral eklem reaksiyon kuvveti artar (merdiven çıkma gibi). Aktiviteler sırasında patella-femoral eklem yük binmesi için dizin fleksiyona gelmesi gerekmektedir (18).

2.4. Osteoartritin Tedavi Yöntemleri

Diz OA tedavileri genel olarak 3 başlık altında toplanır. Bunlar medikal, operatif tedaviler ile fizik tedavi ve rehabilitasyon uygulamalarıdır.

2.4.1. Medikal Tedaviler

OA'yı önleyen herhangi bir ilaç olmamasına rağmen eklem kartilaj hasarını ve buna bağlı sekonder gelişen olayları yavaşlatacak medikal tedaviler geliştirilmektedir. Medikal tedavi genellikle non-steroid anti inflamatuvar ilaçlar, intra- artiküler steroid enjeksiyonları ve analjezikleri içermektedir (21).

2.4.2.Cerrahi Tedaviler

Hastalık ilerleyici seyir ve varus yönünde yapısal bozukluk gösterdiği için, dizin medial kısmında aşırı yüklenmeye neden olmaktadır ve medial kompartmanda diz OA' sı olan birçok hasta sonunda da operatif tedaviye ihtiyaç duymaktadır. Artroskopik lavaj ve debridmandan başlayan total diz artroplastisine kadar uzanan geniş bir aralıkta yer alan prosedürler uygulanmaktadır. Bu prosedürlerden hangisinin uygulanacağı kişinin yaşı, hastalığının evresi, kişinin aktivite düzeyi, etkilenen yapıların türü gibi birçok faktör değerlendirilerek karar verilmektedir (12,13,19).

2.4.3. Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Uygulamaları

Egzersizler: OA'de ağrıyı takiben fonksiyonel yetersizlik oluşur. Egzersiz eğitiminde öncelik M.Quadriceps Femoris kasına verilmelidir. Önerilen egzersizler

fonksiyonel düzeyi arttırır, eklemi daha fazla hasardan korur ve yaşam kalitesini arttırır (10,21). Quadriceps Femoris, hamstring, gastroknemius kas gruplarına germe egzersizleri, bisiklet ergometresi, açık-kapalı zincir egzersizleri, kalça, diz ayak bileği çevresi kasları kuvvetlendirme son yıllarda yayınlanan çalışmalarda diz OA' sında etkili bulunmuştur(12).

İzometrik, izotonik ve izokinetik egzersizler tercih edilmektedir. İzometrik egzersizler kas atrofisi gelişimini önler, kas tonusunu arttırır, statik güçlenme ve eklem yük taşıma aktivitesinin arttırılmasını sağlarlar. İzometrik egzersizler, fonksiyonu arttırmada da etkilidir. İzometrik ve izotonik egzersizler ev programı olarak önerilmektedir(7,23).

Aerobik Egzersizler: Aerobik egzersizlerin yararları arasında aerobik kapasitede artış, kardiovasküler perfomansta iyileşme, kas gücü ve egzersiz dayanıklılığı, belli bir iş yükünde daha az yorulma ve kilo kaybı sayılabilir. Kişinin günlük yaşamı ve işi ile ilgili yapılacak değişiklikler, öneriler önem taşımaktadır. Obezite bilinen önemli risk faktörlerden biridir bu yüzden kilo kaybının hastalığın seyrinin yavaşlamasında önem taşımaktadır (19,20, 21).

Tavsiye edilebilecek sporlar yürüme, bisiklete binme, yüzme ve aerobik su içi egzersizlerdir. Eğer yürüme semptomları arttırırsa hasta aktivite düzeyini azaltmalı ve farklı bir egzersiz şekline geçmelidir. Etkili olan izotonik ve izokinetik egzersizler izlenmelidir (12,13,20).

Bantlama: Diz OA' sında bazı fizyoterapistler tarafından uygulanmaktadır (14, 22-24).

Esnek Bantlama

Esnek bant deriye yapışarak deriye benzer özellik gösterir. Esnek bant teknikleri temel ve düzeltici uygulamalar olarak düşünölmelidir. Esnek bant dokuya gerilmeden uygulandığında bile %55-60'lık bir gerilim uygulayacak şekilde dizayn edilmiştir. Esnek bant yatay olarak bir esneklik göstermez. Esnek bant bir kağıt üzerine %25'lik gerilim ile yapıştırılmış olarak satılmaktadır. Esnek bantın elastik kalitesi elastik polimerleri azalana kadar 3-5 gün içinde devam eder (25).

Esnek bantın kalınlığı yaklaşık olarak derinin epidermis kalınlığı kadardır. Bu özellik, vücudun ağırlık olarak algılamaması ve fazla uyarıcı olmasını önlemek

içindedir. Hastaya uygulandıktan yaklaşık 10 dk sonra hasta cildinde bant olduğunu algılamamaktadır (26).

Esnek bant %100 pamuk ipliklerle sarılı polimer elastik ipliklerden oluşmaktadır. Bant yapısı terlemeye ve çabuk kurumaya olanak sağlar. Bant içinde latex bulunmamaktadır. Yapışkan madde % 100 akriliktir ve sıcakla aktive olur (26).

Uygulama öncesi uygulama yapılacak alan yağ ve nemden temizlenmelidir. Bantlama ne kadar uzun yapılırsa yapışkanlık artar. Bantın yapışkan dokusu parmak izi gibi, dalgalı bir doku özelliği gösterir. Bu özellik bant çıkarılırken zorluk gösterse de, dokunun havalanmasına ve terin buharlaşmasına olanak sağlar. Bantlama uygulaması çıkarılırken uygulama yapılan sahada yapışkan kalmaz. Ancak eğer hastanın cildi hassassa, bantlama uygulaması cilt irritasyonlarına neden olabilir. Bu yüzden uygulama yapılmadan önce küçük bir bant parçası hastaya uygulanarak alerjik reaksiyon gösterip göstermediği test edilebilir (26).

Bantlama uygulaması yapılmadan önce 2 faktör değerlendirilmelidir. Birincisi; hastanın cildinin bantlamaya uygun olup olmadığı, ikincisi ise hangi tekniğin kullanılacağıdır. Bu 2 faktörde doğru şekilde değerlendirilirse uygulamadan en uygun sonuçlar elde edilmektedir(26).

Bantlama yapılacak deri parçası yağ, ter ve kremlerden arındırılmış olmalıdır. Aşırı tüylü olan bölgeler ise bantlama öncesi tıraşlanmalıdır (26).

Bant uygulamasından önce bant kağıdından çıkarılırken dik olarak tutulmalı ve baş parmağımız ile en üst kısımdan bantın yapışkan kısmına temas edilmemelidir (26).

Esnek bant I,Y,X, yelpaze, örümcek ağı, yuvarlak şekillerde uygulanmaktadır. Hangi uygulamanın yapılacağı uygulama yapılacak kasa ve planlanan tedavi şekline bağlıdır (26).

Y bantlama en çok kullanılan tedavi şeklidir. Genellikle kası fasilite etmek ya da kas uyarılarını baskılamak için kullanılır. I bantlama Y bantlamanın yerine akut kas yaralanmalarında tercih edilir. X bantlama eklem hareketi sırasında kasın başlangıç ve bitiş noktalarının değiştiği (ör: rhomboid kası) durumlarda kullanılır. Yelpaze bant ise lenfatik drenaj sağlamak için kullanılmaktadır. Örümcek ağı bantlama ise yelpaze bantlamanın modifiye şeklidir. Yuvarlak bantlama ise lokalize ödem için kullanılmaktadır (26,27).

Esnek bant uygulaması ağrıyı azaltmakta, esnekliği artırmakta, ödemi azaltmakta, kas kuvvetini artırmakta, eklem hareket açıklığını artırmaktadır. Tüm bunları uyarıcı olarak, tam hareket açıklığında, kas yapısı aracılığıyla kendiliğinden iyileşme gücünü aktif hale getirerek sağlar. Vücutta dolaşım ile ilgili herhangi bir soruna yol açmaz. Yapılan birkaç çalışmada esnek bantlamanın kas tonusunu ayarlayarak, ağrıyı azaltarak, doğru pozisyonu sağlayarak ve deri reseptörlerine uyarıcı etki oluşturarak proprioseptif duyuyu artırdığı belirtilmiştir (23,27).

Rijit bantlama

McConnell tarafından geliştirilmiştir. Rijit bantlamanın amacı; patella pozisyonunu düzeltmek ve yumuşak dokular üzerine binen yükü azaltmaktır ve patellanın trochlea ile olan bağını geliştirmektir. Mekaniktir. Fonksiyonel immobilizasyon sağlar. Kas yapısını korur, destekler, yükünü azaltır. Ayrıca bu kasın kas kontraksiyonunu artırarak ağrıyı azaltmak amaçlanır (2,13,28).

Patellar bantlamanın amaçlanan etkileri arasında VMO'nun amplitüdü veya tamamlanmasını ya da her ikisini artırarak patellofemoral eklemdaki nöromusküler kontrolü artırmak yer alır (29). McConnell çalışmasında bu tekniğin patella pozisyonunu değiştirdiğini, VMO kas kontraksiyonunu artırdığını ve bunun sonucu olarak da ağrıyı azalttığını bildirmiştir (9).

Bazı araştırmalar bantlama bantlama tekniklerinin Quadriseps Femoris'te nöral inhibisyon sağlayarak A-B afferentlerin proprioseptif feedbackleri sonucunda ağrıyı azaltıp aynı zamanda Quadriseps Femoris'in kuvvetinde artışa neden olduğunu ileri sürmektedir (11).

Uygulanan yonteme göre bazı yöntemler eklem hareket açıklığında kısıtlılığa yol açabilmektedir. Bantlamanın farklı teknikleri bulunmaktadır. Farklı patolojiler durumlarında farklı teknikler uygulanmaktadır (29).

Diz için önemli olan faktör; patella pozisyonudur. Diz OA' sında hangi eklemlerin etkilendiği ve patellanın pozisyonu bantlama tekniğini belirlemede önemli ölçütlerdendir (13, 29,30).

Ortez kullanımı

Literatürde çok farklı ortez kullanımlarını içeren araştırmalar yer almaktadır. Dize varus ve/veya valgus yönünde kuvvet uygulayan dizlik kullanımları, lateral

topuk kamaları, nötral topuk kamaları, medial topuk kamaları bunlardan bazılarıdır (31,32).

Uluslararası Osteoartrit Araştırma Komitesi (OARSI) yayınladıkları bildiri de kalça ve diz OA'lı bireylerde kişiye özel ayakkabı ve ortez destekleri kullanımı dizdeki yüklenmeleri azalttığını belirtmişlerdir (33,34).

Richards ve diğ. (35) yaptıkları çalışmada 2 farklı dizliğin medial kompartman diz OA etkilerini karşılaştırmışlardır. Basit eklemli dizlik ile valgus düzenleyici dizlik kullanılmış ve sonuç olarak da ağrı, fonksiyonellik ve diz adduktor momentlerinde olumlu yönde gelişmeler, valgus düzenleyici dizlikte daha fazla elde edilmiştir.

Pollo ve diğ. (36) yaptıkları çalışmada medial kompartman diz OA'sı bulunan bireylerin konservatif bir tedavi yöntemi olan valgus dizliği uygulamasının dizdeki artan adduktor momenti ve ağrıyı azalttığını ortaya koymuşlardır.

Sıcak uygulamalar

Sıcak paketler (hotpack) , parafin banyosu, fluidoterapi, whirlpool, infraruj başlıca yüzeysel ajanlardandır. Sıcak paketler ısı aktarımını iletim (konduksiyon) yoluyla gerçekleştirirler. Hissedilen sıcaklık 40-42°C arasında sıcaklıklar olup 15-30 dk arasında uygulama yapılmaktadır. Derin sıcaklık ajanlarında kullanılan enerji şekli kısa dalga diyatermi de yüksek frekanslı akım, mikrodalga yada radar diyatermi de elektromanyetik dalga, ultrason de ise yüksek frekanslı ses dalgalarıdır (20,36). Derin ısıtıcılar, deri ve deri altı dokularda minimal ısınma sağlarken kas, tendon, bağlar, kemikler gibi derin dokularda maksimal ısınma meydana getirirler (20).

Soğuk uygulamalar

Soğuk paketler, soğuk havlular, buz torbaları, daldırma – batırma tekniği, basınçlı cryoterapi uygulamalarından oluşur.0-18°C sıcaklıkta olup 5-10 dk arasında uygulanmaktadır. Uzun süreli soğuk uygulamalar kronik ağrıda daha çok tercih edilmektedir. İnflamasyona bağlı gelişen kas spazmı ve ödemi azaltmak, vazokonstrüksiyon sağlamak, ağrıyı azaltmak amacıyla uygulanmaktadır (20).

Elektroterapi uygulamaları; kas kuvvetini arttırmak, kası egzersize hazırlamak, ağrıyı azaltmak, kasın atrofiye gidişini önlemek, ödemin azalmasını sağlamak amacıyla yüksek, orta ve alçak frekanslı akımlar kullanılmaktadır (36,37).

Manuel tedaviler ise en yaygın teknikleri eklem mobilizasyonları ve manipulasyon olan birçok teknikleri içermektedir. Mobilizasyon yavaş hızda ve değişken şiddette hareketin oluşturduğu tekrarlayan pasif hareketi kullanan manuel tekniktir. Eklem hareket açıklığının farklı açılarında da uygulanır. Hızlı ve ani hareket genellikle eklem hareket açıklığının son noktasında uygulanır. Çok yaygın uygulama olmasına rağmen literatürde diz OA' sında etkinliğini kanıtlayacak fazla çalışmaya rastlanılmamıştır (20, 23) .

Aktivite modifikasyonu örneğin koşmak yerine yürüyüş, alternatif aktiviteler kişinin günlük hayatına daha fonksiyonel ve ağrısız olarak devam edebilmesi ve hastalığının seyrini değiştirecek ölçüde önem taşımaktadır (20, 22).

M. Quadriceps Femoris kuvvetinde, fiziksel performansta, nöromuskuler kontrolde, eklem hareket açıklığında, eklem stabilitesinde artış ve vücut yapısında gelişme gözlenir, ayrıca ağrıda azalma meydana gelir (1,22).

2.5. Yürüyüş

Yürüyüş yerçekimi merkezinin öne doğru yer değiştirmesi ile birlikte gövdenin ve ekstremitelerin ritmik alternatif hareketleri olarak tanımlanmaktadır (39).

Birçok yürüyüş anormallikleri hasta tarafından belirlenen problemler için geliştirilmiş kompanseasyonlardır ve bunlar faydalı olabilmektedir. Bu yüzden normal yürüyüşü anlamak ve onu tanımlamak için kullanılan terminolojiyi bilmek çok önemlidir (16).

2.5.1.Yürüyüş Siklusu (Gait Cycle)

Kişi hedefine ulaşana kadar her ekstremitte resiprokal olarak hareket serilerini tekrarlar. Bu fonksiyonların bir ekstremitte tarafından tekrarına yürüyüş siklusu (YS) denir (39).

2.5.2. Yürüyüş Siklusunun Bölümleri

Her yürüyüş siklusu 2 bölüme ayrılır. Bunlar; duruş ve sallanma fazlarıdır. Genellikle yürüyüş fazları olarak adlandırılır. Duruş terimi ayak yerde iken süregelen olayları ifade eder. Duruş fazı başlangıcı ilk temas ile başlar. Sallanma terimi ayak havada öne doğru ilerlerken geçen süreyi ifade eder. Sallanma fazı ayak yerden

kalkınca başlar. Duruş fazı ardışık her 2 ayak tarafından yerle temas halinde iken ve tek ayak yerle temas halinde iken olmak üzere 3 aralığa ayrılır (39).

Başlangıçta da, bitişte de her 2 ayağın yerle temas halinde olduğu süre (çift destek periyodu), duruş fazının orta kısmında ise tek ayak temasını (tek destek periyodu) içerir. Çift destek periyodunda vücut ağırlığı her 2 ekstremiteye eşit olarak dağılır. Tek destek periyodu, 2 ayaktan birinin yerle temasının kesildiği an başlar. Bir ayağın yerle temasının fonksiyonel önemini anlatmak için destek terimi kullanılmıştır. Tek destek periyodunda tüm vücut ağırlığı bir ekstremita üzerine aktarılır(16).

Sallanma ve duruş fazları ele alındığında genel bir ifade ile sırasıyla %40 ve % 60 olarak ayrılmıştır. Duruş fazı için zamanları da %10 'unu her 2 çift destek periyodu , % 40'ını tek destek periyodu oluşturur(16).

Yürüyüş periyodlarının sürekliliği yürüyüş hızı ile ciddi bir ilişki gösterir. Yürüyüş hızı arttıkça, toplam duruş ve sallanma fazlarının süresi kısalmıştır(39).

Hız azaldıkça, duruş ve sallanma fazlarındaki sürelerdeki değişiklik ilerleyici olarak artar. Duruş fazının alt grupları arasında farklı bir ilişki vardır. Hızlı yürümede orantılı olarak tek destek periyodunu uzatır, çift destek periyodlarını kısaltır. Hız azaldıkça tersi de geçerlidir. Destek rollerini değiştirmek için her 2 ayağın yerle temas halinde olduğu aralıklar yürüyüşün temel özelliklerindedir. Çift destek periyodunun atlandığı durumlar, kişinin koştuğu zamanlardır(39).

2.5.3. Yürüyüşün Zaman-Mesafe (Temporo- Spatial) Özellikleri

Adım Uzunluğu (Step Length) ve Çift Adım Uzunluğu (Stride Length)

Çift adım uzunluğu tek ekstremita hareketlerinden temel alır. Aynı ekstremita tarafından ardarda yerle temas arasındaki aralıktır (Örneğin: Sağ topuk vuruşu ile sonraki sağ topuk vuruşu arasındaki mesafe) (39) (Şekil 2.5.3.1.).

Adım uzunluğu ise her 2 ekstremita arasındaki mesafeyi tanımlar(Şekil 2.5.3.1.). Çift adım uzunluğu (yürüyüş siklusu) adım uzunluğunun 2 katıdır. Çift adım uzunluğunun orta noktasında diğer ayak yerle temas eder ve duruş fazı başlar (39).

Adım genişliği (Stride Width) her iki ayağın topuk orta noktaları arasındaki mesafe ölçülerek bulunur. Ayak açısı (Foot Angle) gidilen yön ile ayağın ortasından geçen çizgi arasındaki açıdır (39).



Şekil 2.5.3.1.Çift adım uzunluğu, Adım uzunluğu

Yürüme hızı ve dakikadaki adım sayısı

Yürüme hızı çift adım uzunluğunun dakikadaki adım sayısı (kadays) ile çarpılıp ikiye bölünmesi ile bulunur. Çift adım uzunluğunun ikiye bölünmesinin nedeni bazı durumlarda sağ ve sol adım uzunluklarının aynı olmamasıdır. Yürüme hızının birimi m/s, cm/s veya m/dk'dır. Rahat yürüme hızı (customary walking speed) kişinin gündelik hayatta yürüdüğü hızdır. $Hız = \text{çift adım uzunluğu} \times \text{kadays} / 2$ formülü ile hesaplanır (40).

2.5.4. Yürüyüş Fazları

Yürüyüşte temel fonksiyonların sağlanması için yürüyüş sırasında gövde ve ekstremiteler arasında sürekli değişen durumların sağlanması gerekir. Bu durumlar kalça, diz ve ayak bileği tarafından gerçekleştirilen hareket serileri ile oluşur. Her yürüyüşün 8 fonksiyonel paterni içerdiği kanıtlanmıştır. Teknik olarak bu alt fazlar duruş ve sallanma fazları olan 2 ana fazın parçalarıdır (41).

2.5.4.1. Faz 1-İlk Temas (Initial Contact)

Yürüyüş siklusunun %0-2'sini oluşturur. Bu faz ayak yere temas eder etmez oluşur. Hedef, topuk vuruşuna eklem pozisyonlamasıdır (41).

2.5.4.2. Faz 2- Yüklenme Cevabı (Loading Response)

Yürüyüş siklusunun %0-10'unu oluşturur. Çift ekstremitte duruş periyodudur. Bu faz başlangıç topuk vuruşu ile başlar ve diğer ayak sallanma için yerden kalkana kadar devam eder. Hedef; şok absorpsiyonu, ağırlık taşımada denge ve ilerlemenin gösterimidir (41).

2.5.4.3. Faz 3-Orta Duruş Fazı (Midstance)

Yürüyüş siklusunun % 10-30 'unu oluşturur. Tek ekstremitte ile destek sağlanması ilk yarısını oluşturur. Bu faz diğer ayak yerden kalkınca başlar ve vücut ağırlığı ön ayağa ilerleyinceye kadar devam eder. Hedef; ayağın ön kısmına doğru ilerlemek ile ekstremitte ve gövde stabilitesini sağlamaktır (41).

2.5.4.4. Faz 4 –Duruş Fazının Son Bölümü (Terminal Stance)

Yürüyüş siklusunun % 30-50'sini oluşturur. Tek ekstremitte ile destek sağlanması sonuna kadar sürer. Topuk vuruşu ile başlar diğer ayak topuk vuruşuna kadar devam eder. Bu fazda vücut ağırlığı ön ayağa doğru ilerler. Hedef; destek sağlayan ayak üzerinde gövdenin öne doğru ilerlemesidir (42).

2.5.4.5. Faz 5 – Sallanma Öncesi (Preswing)

Yürüyüş siklusunun %50-60'ını içerir. Duruşun son fazı yürüyüş siklusunun ikinci son duruş aralığıdır. Bu faz diğer ayağın topuk vuruşu ile başlar ve diğer ayağın parmak kalkışı ile sonlanır. Hedef ekstremitteyi sallanma için pozisyonlamaktır (41).

2.5.4.6. Faz 6 – Sallanma Başlangıcı (Initial Swing)

Yürüyüş siklusunun %60-73'ünü oluşturur. Bu faz yaklaşık olarak sallanma fazının 1/3 'ü kadardır. Ayağın yerden kalkması ile başlar ve sallanmadaki ayak duruştaki ayağın karşısına gelene kadar devam eder. Hedefler ayağın yerden kalkması ve ekstremitenin sonraki pozisyona ilerlemesidir (41).

2.5.4.7. Faz 7- Orta Sallanma (Mid-swing)

Yürüme siklusunun %73-87'sini oluşturur. Sallanma fazındaki ayak duruş fazındaki ayağın karşısına geldiği zaman başlar. Sallanmadaki ayak öne ve tibia vertikale geldiği zaman (örneğin; kalça, diz fleksiyonu eşit olduğu zaman) sonlanır. Beklenen ekstremitenin ilerlemesi ve ayağın yerden tamamen kalkmasıdır (42).

2.5.4.8. Faz 8 – Sallanma Fazının Son Bölümü (Terminal Swing)

Yürüme siklusunun %87-100'ünü oluşturur. Sallanma fazının son kısmı tibia vertikalizasyonu ile başlar ve ayak yere temas edene kadar devam eder. Ekstremitenin ilerlemesi ilk temas ile tamamlanır. Amaç ekstremiten ilerleyişini tamamlamak ve ekstremiten duruş fazına hazırlamaktır (39,41).

2.5.5. Ayakta Durma Stabilitesi

Ayakta durma stabilitesi her eklemden gövde duruşu ile kas aktivitesi arasında fonksiyonel denge olarak tanımlanır. Her gövde segmenti öne doğru eğilmediği sürece yere karşı gelen bir küttedir. Her segment içinde ağırlık merkezi olarak adlandırılan yer çekimi merkezi olan bir nokta vardır. Üst ekstremitelerin yer çekimi merkezi destek noktası üzerinde ise pasif bir stabilite vardır. Bu pozisyonun devamlılığı destek yüzey kalitesi ve dış kuvvetlerin varlığına bağlıdır (42).

Vücutta 3 anatomik durum ayakta duruş stabilitesini sağlar. İlki gövde ve alt ekstremitelerin ilişkisidir (41).

İkinci ise destek sağlayan ekstremitelerin çok eklemlenmiş olmasıdır. Üçüncü faktör ise alt ekstremitelerin eklem yüzeyleridir. Vücut ağırlığının duruşu dominant faktördür. Yürürken ve ayakta dururken vücut ağırlığının etkisi yer reaksiyon kuvvet vektörü (GRFV) ya da vücut vektörü olarak tanımlanır. Bu vücut ağırlığı yere dik olarak dururken, bu yerde eşit büyüklükte fakat ters yönde bir kuvvet oluşturur. Vücut vektörünün ilgili eklem merkezleriyle ilişkili olarak stabilitenin yönü ve büyüklüğü tanımlanabilir. Bu kas ve bağların dengeyi sağlamak için oluşturduğu kuvveti göstermektedir (42).

Bağlar stabiliteden daha çok hareket için oluşturulmuştur. Kemikler uzundur ve eklem yüzeyleri yuvarlaktır. Bu yüzden kontrol etmek için kuvvete ihtiyaç vardır. Eğer ekstremiten segmentleri küp şeklinde olsaydı, kuvvet ihtiyacı minimal ve ağırlık merkezi daha aşağıda olurdu (41).

2.5.6.Yer Reaksiyon Kuvveti

Vücut ağırlığı yere dik bir kuvvet oluşturur ve bu vertikal, horizontal ve rotasyonel kuvvetlerin ortaya çıkmasına neden olur. Bu yer reaksiyon kuvvetleri, ağırlık aktaran ayak tarafından uygulanan kuvvete eşit büyüklükte ve zıt yöndedir. Bu bilgiler ışığında eklemler üzerinde uygulanan yükler ve gerekli kassal kontrol tanımlanmaktadır (42).

Force Plate yürüyüş analizinde yaygın olarak kullanılan araçlardandır. Bunlar piezoelektrik ve göstergeler içeren rijit platformlardır. Her biri 3 sensör içeren destekli köşeleri antero-posterior, vertikal ve medio-lateral doğru açıları ölçmektedir. Ayrıca bunlara ek olarak rotator momentler, ağırlık merkezi ve yer reaksiyon kuvveti vektörleri belirlenmektedir. Eklem merkezleri doğru olarak belirlendiğinde yer reaksiyon kuvvet momentleri de hesaplanabilmektedir (41).

Force plateler yürüyüş sırasında ayaklar tarafından yere uygulanan toplam kuvveti verir ancak kuvvetin farklı bölgelere dağılımını vermez.(Topuk veya ön ayak gibi) Bazı force plateler kuvvetin sadece 1 komponentini verir (genellikle dikey) ancak birçoğu yer reaksiyon kuvvet vektörünün her 3 yöne olan dağılımını verir. Elektriksel çıkış sinyalleri ile kuvvetin 3 komponentini üretmek için (vertikal, lateral, antero-posterior) ağırlık merkezinin 2 koordinatları ve vertikal eksenin momentleri değerlendirilebilir (41).

Yer çekim merkezi gerçekte sayısız küçük kuvvet vektörlerinden oluşmasına rağmen tek bir bileşke kuvvetten oluşan bir noktadır. 3 yönlü bir vektördür (41).

Kuvvetin lateral komponenti genellikle çok küçüktür; sağ ayağın duruş fazında özellikle yer reaksiyon kuvveti yer çekim merkezini vücudun sol yarısına karşılık hızlandırır. Sol ayağın duruş fazı sırasında hızlanma vücudun sağ tarafına karşılık olur. Antero-posterior komponent sağ ayaktan duruş fazının ilk yarısında ‘ yavaşlama’, ikinci yarısında ‘itici güç’ özelliği gösterir. Sol ayak aynı paterni gösterir ancak ters lateral kuvvet yönündedir (41).

Yer çekim merkezinin grafiğini yorumlamak ve ayrı komponentlerin göz önünde tutularak yorumlanması 3 boyutlu grafiğe göre daha zordur. Kelebek diyagram 2 kuvvet komponentlerini (antero-posterior ve vertikal) yer çekim merkezleri ile gösterir. Tüm çizgiler kuvvet vektörünü düzenli aralıklarla gösterirse bu şekil aynı zamanda ‘zamanlama’(Timing) hakkında bilgi verir (43).

Force platelerden elde edilen bir diğer bilgi de her 2 ayak üzerinde yerde basınç dağılım merkezinin yeridir. Bu bize anormal topuk vuruşu, parmak kalkışı ve/veya ayak açılarını belirlemek için bilgi verir. Adım uzunluğu ve yürüyüş mesafesi buradan elde edilen bilgilerdendir (46).

Topuk temasının paternleri daha az ilgi çekici olmakla birlikte ayak çizgisinde basınç dağılım merkezleri hakkındaki veriler daha çok tercih edilir ve bu bilgiler pudralı zeminde yürüme ile elde edilemez (39,41).

İnsanlar arasında başlangıç vuruşu sırasında yere uygulanan basınçlar arasında önemli farklılıklar bulunmaktadır. Bazı insanlar ayaklarının üzerinde kayarak ilerler, bazıları ise sanki yeri kazmaktadırlar (17). 1987 yılında Radin ve ark yaptığı çalışmada başlangıç vuruşu ile oluşan geçici kuvvetlerin eklemlerde dejeneratif artritlere neden olduğu ileri sürülmüştür. Topuk vuruşunda oluşan geçici kuvvetler hareket halindeki bacadan yere uygulanan moment transferi ile çok kısa zamanda oluşmaktadır 10-20 ms sürer ve cevap süresi yeterince hızlı ekipmanlar kullanılarak ölçülebilir (37,39,40).

Vertikal yöndeki momentler nadiren rapor edilir. Daha önce yapılan çalışmalarda anlamlı istatistiksel veriler elde edilememiştir(44).

2.5.7. Vektör Analizi

Kişinin force plate'in üzerine basması önemlidir. Doğru veriye ulaşmak için kişinin ayağının tümünün bir force plate üzerine temas etmesi bu sırada da diğer ayağın diğer force plate üzerinde olması gerekmektedir. Bunu kolaylaştırmak için 4 force plate kullanımı geliştirilmiştir(41).

Tüm bu force platelerden elde edilen çok sayıda ölçümlere göre kliniksel ilişki değişebilmektedir. Bunların içinde en çok uygulanabilir olanlar vertikal yük, horizontal yerden binen yük, vektör paternleri, eklem momentleri ve ağırlık dağılım merkezleridir(37,45).

2.5.8. Eklem Momentleri

Duruş fazı sırasında kasların primer fonksiyonu destek sağlanan ayak tarafından vücut ağırlığının öne ilerlemesi sırasında eklemleri stabilize etmektir. Eklemlerin her birinin pozisyonları ve gövde ağırlığı eklem stabilitesini etkilemektedir. Vücut kısımlarının ağırlık merkezi eklemler üzerinde dikey konumda

olmazsa eklemlerin hareketini etkileyen rotasyonel kuvvet oluşturur. Buna moment ya da tork adı verilir. Duruş fazı sırasında bu pasif hareket kassal hareket dışında postüral çöküş anlamına gelir. Genellikle ilerleyici kalitede yürüyüş sağlamak için, kassal yanıt, stabilite (ya da şok emilimi) için yavaşlatıcı hareket için kontraksiyon şeklindedir. Kas hareketlerinin miktarı vücut ağırlık vektörü ve eklem merkezi arasındaki ilişki tarafından belirlenir (46).

Momenti tanımlamak için 2 farklı yaklaşım kullanılır. Temel olarak vücut ağırlığı ve ekstremiteler duruşları tarafından oluşturulan moment tanımlanır. İndirek olarak da oluşan uygun kas aktivitesini anlatmak için kullanılan momenttir. Böylece ihtiyaç ve cevap olan moment tanımlanmış olmaktadır. Patolojik durumlarda biraz karışıklık oluşmaktadır. Patolojiler anormal duruşlara neden olmaktadır. Örneğin; taban teması sırasında vücut ağırlık merkezi fleksiyondaki dizin arkasına düşer. Bu vektörün dizin arkasına düşmesine neden olur. Dizi stabilize etmek için ekstansör cevaba ihtiyaç duyulur. Bu da M.Quadriceps Femoris aktivitesi demektir. Yetersiz quadriseps kuvveti için bir ortez geliştirilirse, fleksör moment ihtiyacının bilgisi ortotik sistem üzerinde oluşturulan gerilimi tanımlar. Eklemler üzerinde yapılan araştırmalarda eksternal (dış)ve internal (iç) moment terimleri sırasıyla ihtiyaç ve cevap durumlarını tanımlamak için kullanılır (46).

Moment, kuvvet ve kaldıraç kolunun çarpımı sonucu tanımlanır. Vücut duruşu ile oluşan eklem momenti için kaldıraç, hareket vektörü ile eklem merkezi arasındaki dik mesafedir. Vertikal yer reaksiyon duruştaki kuvveti tanımlar. Hareket ve vektör verilerini birleştirerek adım boyunca oluşan moment hesaplanabilir. Sagittal düzlemdeki veriler fleksör ve ekstansör momentleri, forontal düzlemdeki veriler abduktor ve adduktor momentleri ve transverse düzlemdeki veriler ön-arka ve medio-lateral momentleri verir (39,41,43).

2.5.9. Adım Analizleri

Eklem hareketleri, kas kuvveti, nöral kontrol ve enerji kişiye özel hız, adım uzunluğu ve adım oranına neden olmaktadır. Bunlar zaman ve mesafe faktörleri sallanma ve duruş fazı ile kombinasyonu sonucu kişinin adım karakteristiklerini oluşturmaktadır. Bunlar kişinin temel yürüyüş kapasitesini göstermektedir (47,48).

Hız (yürüyüş hızı) yürüyüş ölçümlerinde temeldir. Yürüme hızı, belirli mesafeyi katetmek için gerekli zamanı tanımlayarak kişinin oranını verir. Teknik olarak, hız terimi alınan mesafenin bir faktör olduğu açıklayıcı bir ölçümden fazlasıdır. Hız terimi, yönden bağımsız olarak sayısal bir veridir (47).

Birimi m/sn olarak belirlense de birçok araştırmacı daha anlaşılır terim olan kadans (dakikadaki adım sayısı) ile uyumlu olması için m/dk kullanmaktadır. İnsanlar yürüme hızını ihtiyaca göre değiştirebilmektedirler. Normalde kullandıkları yürüme hızı ‘ rahat ya da kişisel yürüme hızı’ olarak adlandırılır. Ortalama 82 adım(m/dk) olarak belirlenmiştir. Erkekler kadınlardan %5 oranında daha hızlıdır. Erkekler 86, kadınlar 77 olarak belirlenmiştir (47).

Adım uzunluğu normal bir kişi için ortalama 1,41metredir. Erkeklerin ortalama adım uzunluğu 1,46 m, kadınların ise ortalama 1,28 metre olarak belirlenmiştir. Çocuklarda ise 11 yaşına kadar artan adım uzunlukları belirlenmiştir. Bundan sonra değişimler daha azdır (47).

Kadınların kadansı (dakikadaki adım sayısı ortalama 117), erkeklerinkine göre (111adım/dk) daha hızlıdır. Bu neredeyse kadınların kısa adım uzunluğunun oluşturduğu açığı kapatmaktadır. Ortalama yetişkin (kadın ve erkek) kadansı 113 adım/ dk'dır. Çocukların ise yaşla birlikte azalmaktadır (49).

Yaş, ekstremiteler uzunluğu, istemli durumlar yürüyüş hızını ve kadansı etkilemektedir (50).

Yürüyüşün karakteristik özelliklerini ölçen direk ve indirek teknikler bulunmaktadır. İndirek teknikler hareket analizleri ile yapılan ölçümlerdir. Direk teknikler ayağın yerle temas paternlerini içeren tekniklerdir. Şeffaf bir force plate ayağın farklı kısımlarının temas zamanlarını, derinin renk değişikliğini ve ağırlık aktarımı ile şekil değişikliğini göstermektedir (39).

2.5.10. Yürüyüş Analizi Metodları

Yürüyüş analizi genel olarak 4 farklı amaç için kullanılmaktadır:

- Hastalıklar arasından doğru hastalık teşhisini koyabilmek için,
- Hastalık ya da yaralanmanın gidişatını, oluşumunu ve şiddetini değerlendirmek için,
- Uygulamanın öncesi ve sonrası ilerleyişini veri olarak kaydetmek için,
- Uygulamaların sonuçlarını tahmin edebilmek içindir (51).

Yürüyüş analizi çalışmaları yürüme ve klinik araştırmalar alt gruplarında kullanılır. Tek başına bir analiz metodunun geniş alanlarda kullanımı uygun değildir ve birçok sayıda yöntemler geliştirilmiştir. Yürüyüş analizi için kullanılan yöntemler göz önüne alındığında görüntü ve süreklilik anlamında değerlendirilmelidir. Herhangi bir araç kullanmadan ya da karmaşık, pahalı sistemler kullanarak da yapılabilir. Genel bir kural olarak ne kadar ayrıntılı ve detaylı bir sistem, o kadar pahalı maliyet ancak daha iyi kalitede objektif veri demektir. Bununla birlikte bu bize basit yöntemlerin kullanımı uygun değildir demek değildir. Klinik çalışmalarda ileri teknoloji yöntemlerle yürüyüş analizi yapılması maliyet, zaman ve alan anlamında daha yüksek rakamlar demektir ve bazı durumlarda daha basit yöntemlerle analizler yapılabilir (47,52).

Temel olarak 5 ölçüm sistemi vardır. Bunlardan 3 tanesi yürüme eylemine odaklanmaktadır. Hareket analizi kişinin eklem hareketlerinin büyüklüğü ve zamanlamasını tanımlar. Dinamik elektromiyografi kas fonksiyonunun yoğunluk ilişkisi ve süresini tanımlar. Force plate kayıtları ağırlık aktarımı sırasında gerekli fonksiyonel ihtiyaçları gösterir (41,42).

Kalan 2 yürüyüş analiz teknikleri kişinin yürüyüş mekaniklerini özetler. Yürüme kapasitesine karar vermek için, biri kişinin adım karakteristiklerini ölçer bu sırada enerji tüketim ölçümleri ortaya çıkarılır (53).

Bu 5 temel ölçüm sistemleri içerisinde birçok teknik kullanılabilir. Bunlar ücret, kolaylık ve elde edilen verilerin bakımından farklılık gösterebilir. Temelde tek bir uygun sistem yoktur. En uygun sistem istenen verilere göre değişir (53).

2.5.10.1. Görsel Yürüyüş Analizi

Klinisyenler birçok yürüyüş analizinde alt ekstremitelerin kontrolünü temel almaktadırlar. En kolay yaklaşım kişinin yürüyüşündeki belirgin anormallikleri not almaktır. Gözlemci genellikle uygun etkenleri göz önüne alır (52).

Görsel yürüme analizi 2 kısımdan oluşur. İlk kısım hareketlerin akışına genel bir bakış sağlamaktır. Her eklemdaki hareketlere ayrı ayrı odaklanmaktansa bir bütün olarak görebilmektir. Sonrasında ise klinik deneyimi fazla olan kişiler genellikle önce ayaktan bakmaya başlarlar ve yukarı doğru ilerlerler. Her eklemdaki hareketin yönü ve büyüklüğünü yürüyüşün her fazında ayrı ayrı incelerler ve akıllarında

tutarlar. Böylece hareketlerin normal fonksiyonundan farklılığına göre patolojiyi tanımlarlar (52).

2.5.10.2. Hareket Analizi

Yürüyüş, hareket paternlerinden oluştuğu için hastanın problemlerinin teşhisi her eklemden oluşan hareketin, oluştuğu anda belirlenmesine bağlıdır. Geleneksel yaklaşımlar hastanın yürüyüşünü gözlemlemeyi ve uygun sonuçları bulmayı temel almaktadır. Ancak sistematik durumlardaki gözlemler gözlemciler arasında farklılıklarla sonuçlanmıştır. Her 2 alt ekstremiten oluşan bir dizi seri hareketleri yalnızca çok az kişi ayırt edebilmektedir. Bir alternatif yaklaşım olarak kişinin performansını kayıtları sürekli tutan güvenilir ekipmanlar geliştirilmiştir. Kişisel değerlendirme farklılıkları önlenmiştir. Hızlı ve hemen göze çarpmayan olaylar yakalanmıştır. Kişinin hareketini kaydeden veriler EMG, adım ve kuvvet verileri için referans oluşturur (39,41).

Hareketi 3 düzlemde inceleyebilmek için elektrogonyometreler, 3 yönlü paralelogram gonyometreler, kameralar, film fotoğraflama, video kaydı, force plate ve simülasyonlu hareket analiz sistemleri kullanılmaktadır (39,41).

2.6. Diz Osteoartritinde Görülen Yürüyüş Bozuklukları

Yürüme, 3 boyutlu bir hareket olup tüm alt ekstremiteler her 3 düzlemde birlikte hareket etmektedir. Tüm alt ekstremiten eklemleri sorunlu olan dizi korumak için her 3 düzlemde değişiklikler göstermektedir (6,9,14).

OA'nın yürüyüşün kinetik, kinematik ve zaman-mesafe özelliklerini önemli derecede etkilediği gösterilmiştir (44,53). Birçok araştırmacı ilerlemiş OA şiddetinin yürüyüşün zaman-mesafe özelliklerini olumsuz etkilediğini açıklamışlardır (43,51). Bazı araştırmacılar da diz OA'lı kişilerde yürüyüş hızının etkilendiğini ortaya koymuşlardır (40,46,52).

Diz OA'lı hastaların yürüyüşündeki anormallikler; patolojinin şiddetine, cinsiyete ve vücut kitle indeksindeki değişikliklere göre farklılık göstermektedir (20, 45,47).

2.6.1 Kinetik Değişiklikler

Diz ekleminde fleksör ve adduktor yönde oluşan momentin nedeni; yer reaksiyon kuvvet vektörünün diz ekleminin arkasından ve medialinden geçmesidir (11,19).

Frontal düzlemdeki biyomekanik değişiklikler diz OA'sında görülen varus nedeniyle önemlidir (8,11). Adduktor moment medial kompartmana olan yüklenmenin büyüklüğünü gösterir. Maksimum adduktor moment OA'nın şiddeti, radyografik diz OA gelişimi ve ağrının şiddeti ile doğru orantılıdır (5, 29,50).

Son yıllarda yapılan bazı çalışmalar da; kontrollü yürüme hızında artmanın ve diz adduksiyon momentinin görülmesinin OA varlığına ve yüksek oranda diz OA olduğuna işaret ettiği açıklanmıştır (45,47).

Yürüyüş hızı, yer reaksiyon kuvveti ve segmental hızlanmanın büyüklüğünü artan eklem momentleri daha hızlı yürüme ile ortaya çıkarmaktadır (49,52,54). Artan eklem momentlerinin, artan eklem yükleri ile ilişkili olduğu ve özellikle hastalığın son evrelerinde arttığı açıklanmıştır (55,56).

Yürüme hızındaki yavaşlama medial kompartman diz OA olan bireylerde dizdeki yüklenmeyi azaltmak için yeni bir metod olarak önerilmiştir(42). Bununla birlikte çalışmalar bireylerin kendi yürüyüş hızlarında yapılmıştır. Belirli bir yürüme hızında yapılan çalışmalara literatürde rastlanmamıştır (42,55). Eklem momentlerindeki değişiklikler eklem yüklenmeleri ile ilişkilendirilmiştir. İlerlemiş OA olan bireylerin artmış yürüme hızlarında bu değişkenlerdeki değişiklikleri sınırlayabileceği belirtilerek eklem momentlerinde orantısız olarak artış meydana gelebileceği açıklanmıştır (42).

Diz OA'sında diğer eklemleri de ilgilendiren kinetik değişiklikler olduğu belirtilmiştir (14,22,29). Topuk vuruşu fazında maksimum kalça adduktor momentinde (22,41), duruş fazının sonunda ise kalça internal rotasyonu momentinde (20,29), ayak inversiyon momentinde (20,29,42) ve ayak fleksiyon momentinde azalma (29,42) olduğu bazı çalışmalarda gösterilmiştir. Bu değişikliklerin diz OA' lı bireylerde, vücut ağırlık merkezinde ve diz eklem merkezinde medio-lateral yer değişikliği miktarını azaltarak, duruş fazının sonlarında diz adduktor momentini azaltmaya yönelik kompensatuar mekanizma oluşturduğu düşünülmektedir (20).

2.6.2.Kinematik Değişiklikler

Yapılan çalışmalar diz OA'lı bireylerde yürüyüş sırasında kinematik değişikliklerin ortaya çıktığını göstermiştir (15,16, 20). Diz stabilitesi, tibia ve dizde iç rotasyonu başlatan subtalar pronasyon tarafından duruş fazında değişiklik gösterir. Obez kişilerde artmış subtalar pronasyon, artmış iç rotasyon ile sonuçlanır (20).

Ayakkabı ile çıplak ayak yürüme analizleri kıyaslandığında adım uzunluğu, kadans ve parmak kalkışı sırasındaki açısal değerlerde önemli değişiklikler elde edilmiştir (57).

Artmış yürüme hızı, adım uzunluğu ve genişliğinin; sallanma ve duruş fazlarında artmış maksimum diz fleksiyonuna neden olduğu belirtilmektedir (9, 20).

Cinsiyet farklılığının da yürüyüşün kinematik değerleri ve yürüyüşün Zaman-Mesafe Özelliklerini Değiştirdiği açıklanmıştır (5).

Araştırmalarda, topuk teması fazında diz ekstansiyonunda azalma (6, 15,18), duruş fazında diz fleksiyonunda azalma (8), aksiyal tibial rotasyonda artma (18) ve sallanma fazında diz fleksiyonunda azalma (15, 18, 43) meydana geldiği rapor edilmiştir. Ayrıca OA'nın şiddeti arttıkça diz fleksiyonundaki azalmanın arttığı belirtilmiştir (6,8,15).

Diz OA'lı bireylerin yürüyüşünde gövde kinematik parametrelerinde farklılıklar bulunmuştur. Münderman ve arkadaşları yaptıkları çalışmada diz OA'lı bireylerde yürüyüş sırasında gövde lateral salınımının arttığını ortaya koymuşlardır. Ancak bu durumun şiddetli diz OA olan bireylerin duruş fazında kalça adduktor momentinin azalmasına bağlı olarak gövde stabilitesini korumak için ortaya çıktığı ve kalça abduktor kuvvetinin yeterli olmamasından kaynaklandığı belirtilmiştir (20,29).

Diz OA'lı bireylerde yürüyüşün zaman-mesafe özelliklerinde de bazı değişiklikler gözlenmektedir. Diz OA'sının şiddeti arttıkça, yürüme hızındaki azaldığı bulunmuştur (6,40). Yürüme hızındaki azalma diz adduktor momentindeki artışla ilişkilendirilmiştir. Diz OA'lı bireylerde duruş fazı uzunluğundaki artmanın yürüme hızındaki azalmayla ilişkili olduğu saptanmıştır (6,58). Diz OA'lı bireylerde adım uzunluğunun azaldığı belirtilmiştir. Diz OA'lı bireyler sağlıklı gruplar ile karşılaştırıldığında, adım uzunluğunda azalma olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (6,43,58).

3. BİREYLER ve YÖNTEM

Çalışmaya başlamadan önce, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu'na başvurulmuş, çalışmanın yapılmasında etik açıdan bir sakınca olmadığına dair 21.02.2013 tarih ve 03-05 (KA-120110) karar numaralı izin alınarak çalışmalara başlanmıştır.

3.1. Bireyler

Çalışmaya Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Polikliniğine diz ağrısı şikâyeti ile başvuran, doktor tarafından diz OA tanısı konmuş, güç analizi ile %90 güçle belirlenmiş 21 birey dahil edilmiştir. Kellgren & Lawrence sınıflandırma kriterlerine göre Evre 2 seviyesinde diz OA olan gönüllüler dahil edilmiştir. Bireyler son 1 yıl içerisinde diz bölgesinden tedavi almamıştır.

Çalışmaya dahil edilme kriterleri: Çalışmaya doktor tarafından bilateral diz OA tanısı konan, 40-65 yaş aralığında olan, test ve değerlendirmeleri anlayabilecek kooperasyona sahip olan, radyolojik evresel farklılıkları ortadan kaldırmak için Evre 2 OA'sı olan bireyler alınmıştır. Alt ekstremitte travma veya cerrahi öyküsü olan, minimal, orta veya şiddetli OA evresine sahip olan, yürüme paternini etkileyecek ortopedik veya nörolojik probleme sahip olan, yapılan bantlama uygulamalar sonrası alerjik reaksiyon gösteren ve bağımsız yürüyemeyen bireyler çalışmaya dahil edilmemiştir.

Çalışmamıza dahil edilen 21 birey öncelikle herhangi bir uygulama yapılmadan değerleri ölçülüp kaydedilmiştir. Basit rasgele örnekleme yöntemi kullanılarak, yapılacak 3 farklı uygulamanın öncelik sırası belirlenmiştir. Her bireye yapılan 3 farklı uygulama herhangi bir sıra izlenmeden yapılmıştır. Her bireye esnek, rijit bantlama ve dizlik uygulamaları sıra gözetilmeden yapılmıştır.

Uygulamalar arasında en az 1 gün herhangi bir uygulama yapılmadan, bir uygulamanın diğerini etkilememesi için süre bırakılmıştır.

3.2. Yöntem

Tüm bireyler çalışmaya başlamadan önce içerik hakkında bilgilendirilmiştir ve bilgilendirilmiş gönüllü onam formlarını imzaladıktan sonra çalışmaya dahil edilmişlerdir.

Değerlendirmelerden önce bireylerin yaş, boy, vücut ağırlığı, vücut kitle indeksi, özgeçmişleri, soy geçmişleri, hikâyeleri, radyolojik evreleri kaydedilmiştir.

3.2.1. Değerlendirmeler

3.2.1.1. Ağrı Değerlendirmesi Vizüel Analog Skalası (VAS)

Bireylerde diz ekleminde hissettikleri ağrı şiddetini belirlemek amacıyla VAS kullanılmıştır. Bireylerden 10 santimetrelilik (cm) yatay bir çizgi üzerinde hissettikleri ağrı şiddetini işaretlemeleri istenmiştir. Çizgi üzerinde işaretlenen nokta cetvel ile ölçülerek VAS değeri olarak cm cinsinden kaydedilmiştir. İlk değerlendirme, esnek bantlama, rijit bantlama, dizlik uygulamaları olmak üzere 4 ayrı VAS değeri elde edilmiştir.

3.2.1.2. Eklem Hareket Genişliği Ölçümü

Eklem hareket genişliği aktif ve pasif olarak değerlendirilebilir. Değerlendirmek için gonyometre kullanılmaktadır. 180°'lik veya 360°'lik kadranı ile iki kolu bulunmaktadır. Kolları, ölçülen eklemin büyüklüğüne göre farklı boyutlarda olabilir. Gonyometre genellikle eklemin lateraline yerleştirilir. Diz fleksiyonu normalde 140°'lik hareket açıklığı vardır (18).

Ölçüm sırasında birey yüzüstü yatar. Pivot nokta femur lateral kondiline yerleştirilir. Sabit kol femur lateral orta çizgisine paralel tutulur. Hareketli kol fibulayı takip eder (18).

Diz fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri aktif ve pasif olarak ölçülmüştür. Değerlendirmeler için universal gonyometre kullanılmıştır (18,59).

3.2.1.3. Manuel Kas Testi

Bireylerin Quadriceps Femoris ve Hamstring kaslarına sağ ve sol dizler olmak üzere Dr. Lovett'in geliştirdiği manuel kas testi uygulanmıştır. Değerlendirmeler aynı fizyoterapist tarafından yapılmıştır (59). İlk değerlendirme, esnek bantlama, rijit bantlama ve dizlik uygulamaları sonrası 4 ayrı zamanda yapılmıştır.

Hamstring kas kuvveti testi için; birey yüzükoyun yatırılır. Pelvis hareket sırasında kalçanın kalkmasına izin vermeyecek şekilde tespit edilir. 90°'lik bir diz

fleksiyonu 3 değeri için yeterlidir. Ayak bileği ekleminden ekstansiyon yönünde direnç uygulandığında, direnç almıyorsa 3, uygulanan dirence göre 4 veya 5 değerleri verilmektedir (59).

Quadriceps Femoris kas kuvvet testi için; birey bacaklar yatak kenarından sarkıtılarak oturması istenir. Diz eklemine altına rulo yapılmış bir havlu yerleştirilir. Uyluk tespit edilerek, diz tamamen kilitleninceye kadar ekstansiyon hareketi istenir. Direnç, bilek eklemine hemen üzerinden uygulanır. Birey direnç almıyorsa 3, aldığı dirence göre de 4 veya 5 değerleri verilir (18).

3.2.1.4. Kas Kısıklık Değerlendirmesi

Hamstring, kalça fleksörleri, Quadriceps Femoris, gastro-soleus ve tensor fascia lata (T.F.L.) kaslarına kas kısıklık testleri uygulanmıştır. Kısıklık değerlendirmeleri var veya yok şeklinde değerlendirilmiştir (59).

Hamstring kısıklık testi (Düz Bacak Kaldırma Testi): Hasta kollar ters T, bacaklar ekstansiyonda sırtüstü yatar. Fizyoterapist, bir eli ile test edilecek bacağı tutarken, diğer eli ile dizin ekstansiyon pozisyonunu koruyarak, bacağı kalçadan fleksiyona getirir. Test sırasında diğer bacağın yataktan kalkmaması gerekir. Kısıklık 'yok' diyebilmek için; gençlerde kalçanın 85-90°, yaşlılarda ise 70° fleksiyona gelmesi yeterlidir (18).

Kalça Fleksörleri Kısıklık Testi: Birey bacakları masadan sarkacak şekilde veya kalça ve dizler ekstansiyonda sırtüstü yatar. Bir bacak fizyoterapist tarafından diz fleksiyonda göğse doğru itildiğinde, test edilen bacağın yataktan kalkmaması ve kalçanın ekstansiyonunu koruması gerekir (18).

Quadriceps Femoris Kısıklık Testi: Birey, sert bir yerde sırtüstü yatar. Test edilecek bacağın dizi fleksiyona getirilerek topuğun uyluğa yaklaşma mesafesine göre karar verilir (18).

Gastro-soleus Kısıklık Testi: Birey, kalça ve dizler ekstansiyonda sırtüstü yatar. Fizyoterapist, bir eli ile test edilecek bacağın dizini ekstansiyonda tespit ederken, diğer eli ile topuktan kavrayıp, ön kolunu ayağın plantar yüzüne yerleştirir ve ön kolu ile ayağı dorsi fleksiyona iter. Ayağın 90°'ye gelmesi gerekir, eğer gelmiyorsa kas kısadır (18).

TFL Kısalık Testi: Birey, test edilecek bacağı üstte kalacak şekilde, yatağın kenarına yan pozisyonda yatırılır. Altta kalan bacak hafif fleksiyondadır. Fizyoterapist, bir eli pelvisi stabilize ederken, diğer eli test edilecek bacağın yerçekiminin etkisi ile aşağıya düşüp düşmemesine göre kısalığa karar verilir. Test edilen bacak aşağı düşmezse, kısalık var denir (18).

3.2.1.5. Western Ontario and McMaster Universities Osteoartrit İndeksi (WOMAC)

Diz ağrısı, sertlik ve fiziksel fonksiyon ölçümünde, WOMAC kullanılmıştır. Skala 24 soruyu içermektedir, ağrı, sertlik ve fiziksel fonksiyon olmak üzere üç alt grubu vardır. Çalışmada WOMAC LK 3,1'nin Türkçe versiyonu kullanılmıştır. LK skalada 0=yok, 1=hafif, 2=orta, 3= şiddetli, 4=çok şiddetli şeklindedir. Her bir bölüm kendi içinde hesaplanır ve sonuçta tek bir skor daha elde edilir. Düşük puan daha iyi sağlık durumunu gösterir (60).

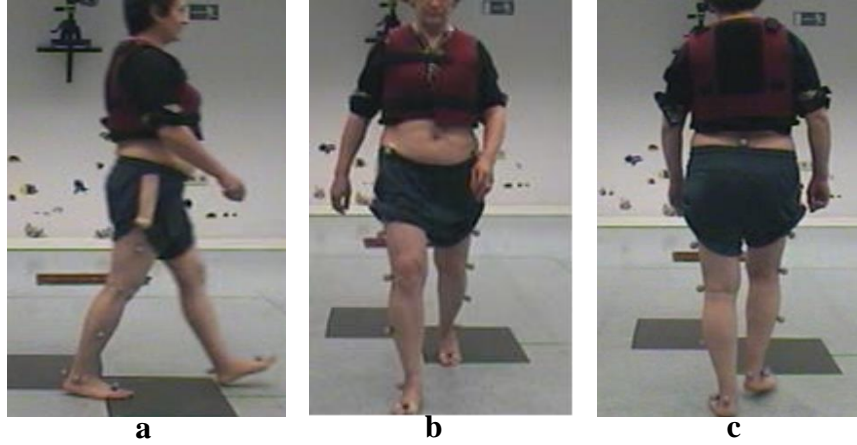
3.2.1.6. Yürüyüş Değerlendirmesi

Uygulama yapılmış veya ilk değerlendirmede hastanın vücuduna yerleştirilen markerlar, standardize edilmiş Helen Hayes Marker Sistemi ile yapılmıştır. Marker yerleştirilen birey, force plate'in üzerine basarak yürümelidir. Bireyin normal hayatında yürüdüğü şekilde yürümesi istenir. Doğru veriye ulaşmak için kişinin ayağının tümünün bir force plate üzerine temas etmesi bu sırada da diğer ayağın diğer force plate üzerinde olması gerekmektedir.

Bir hastanın yürüyüşü normalden farklılıklar gösterse bile farklılıklar değerlendirme öncesi hastaya anlatılmamalıdır çünkü kişi çaba göstererek normal yürüyüşe dönüştürebilir.

3.2.1.7. 3 Boyutlu Marker Sistemi

Kalça, diz, ayak bileği ve birçok yüzeyde kullanılan markerlar sagittal, frontal ve transvers düzlemde gelişen simultane hareketleri incelemek için kullanılmaktadır.



Şekil 3.2.1.7.1. Marker Yerleşimi(a-Yandan Görünüm, b- Önden Görünümü, c- Arkadan Görünüm)

Pelvis için anterior superior iliak çıkıntılar ve posterior iliak çıkıntılarının orta noktası kriter alınır. Yürüyüş kayıtları için trokanter major ile lateral femoral epikondil orta noktası, diz eklem yüzeyi lateralde, lateral malleol, 2 metatars başı, aşil tendonu üzerine olmak üzere toplam 15 marker kullanılmaktadır (16) (Şekil 3.2.1.7.1).

Farklı markerlar ve standardize edilmiş farklı marker yerleşimleri de kullanılmaktadır. Kişinin yürüyüşü öncesinde markerlar bilgisayarda tanımlanır. Böylece hangi marker hangi ekleme gelmektedir belirlenir ve markerların hareketleri kaydedilir. Ayrıca yürüyüş sırasındaki eklem hareket açıları belirlenirken de bu markerlardan yararlanılır (41,61).

3.2.1.8. Kinetik Analizler

Yürüyüşün tüm fazlarında bireyin gerçekleştirmiş olduğu yer reaksiyon kuvveti, diz eklemindeki adduktor ve abduktor momentler belirlenmiştir. İlk değerlendirme, rijit bantlama, esnek bantlama ve dizlik uygulamaları sonrası gerçekleşen değişiklikler belirlenmiştir.

3.2.1.9. Kinematik Analizler

Yürüyüşün tüm fazlarında bireyin gerçekleştirdiği diz fleksiyon, ekstansiyon açısal değerleri belirlenmiştir. İlk değerlendirme, rijit bantlama, esnek bantlama ve dizlik uygulamaları sonrası gerçekleşen değişiklikler belirlenmiştir.

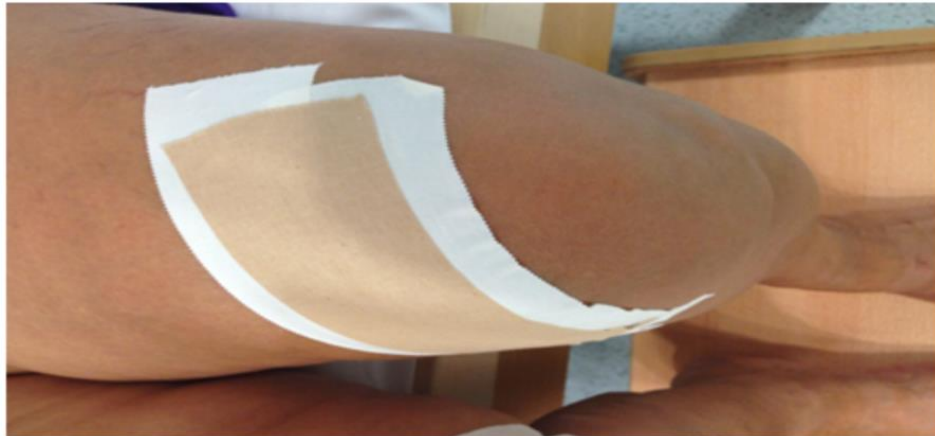
3.2.1.10. Yürüyüş Parametreleri

Bireyin ilk değerlendirme, rijit bantlama, esnek bantlama, dizlik uygulamaları sonrası çift destek periyodu, tek destek periyodu, yürüme hızları, çift adım uzunluğu, adım uzunluğu, adım genişliği ve temposundaki değişiklikler 3 boyutlu yürüme analizi sistemi ile belirlenmiştir.

3.2.2. Uygulamalar

3.2.2.1. Rijit Bantlama

Tüm bantlama uygulamaları aynı fizyoterapist tarafından yapılmıştır. Cilt irritasyonlarını önlemek için profix bant uygulaması yapılmıştır. Bireyin durumuna göre patellanın lateral, superior, antero-posterior tiltini düzeltmek amacıyla medial gliding yapılarak yani McCONNELL tekniği ile uygulama yapılmıştır (Şekil 3.2.2.1.1.).



Şekil 3.2.2.1.1. Rijit Bantlama

3.2.2.2. Esnek Bantlama

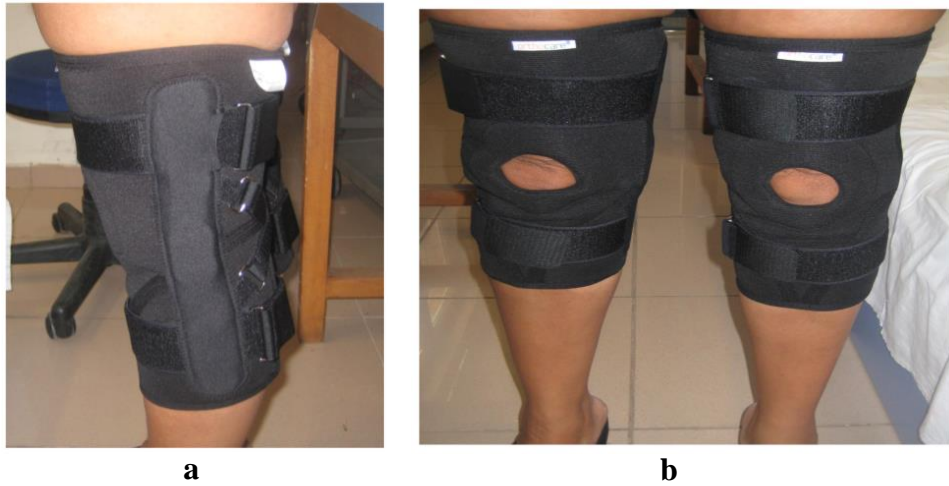
Quadriceps Femoris kasına yönelik, Y şekilli bantlama uygulanmıştır (Şekil 3.2.2.2.1.).



Şekil 3.2.2.2.1. Esnek Bantlama

3.2.2.3. Dizlik

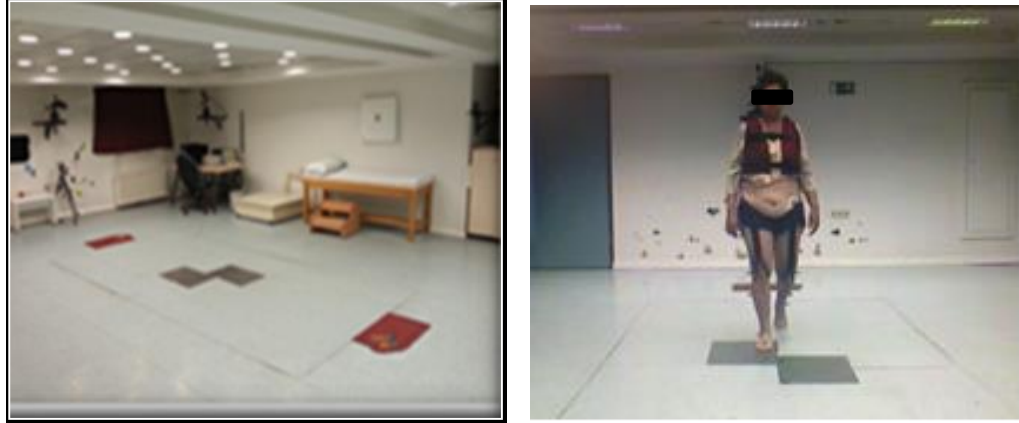
Her bireyin diz kalınlıklarına göre farklı ebatlarda, fakat aynı türde (GENUCARE AIRX) dizlik ile bireyler değerlendirmeye alınmıştır (Şekil 3.2.2.3.1.).



Şekil 3.2.2.3.2. Dizlik (a-yandan görünümü b-önden görünümü)

3.2.2.4. Yürüyüş Analiz Laboratuvarı

Her birey için uygulama öncesi ve uygulama yapıldıktan sonra 3 boyutlu, 6 infrared kameralı, 2 forceplateli Vicon yürüme analizi sistemi ile değerlendirme yapılmıştır(Şekil 3.2.2.4.1.).



Şekil 3.2.2.4.1. Yürüyüş Analiz Laboratuvarı (a-yürüyüş analizi laboratuvarı b-esnek bant uygulaması ile yürüyüş analizi)

3.2.2.5. İstatistiksel Analizler

Bu çalışmanın istatistikleri Windows tabanlı SPSS 18.0 paket programı ile yapılmıştır. Değerlendirme sonuçları Friedman Varyans Analizi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Fark bulunduğu yaratan grubu bulabilmek için Wilcoxon Testi kullanılmıştır. Tüm sonuçlarda p değeri 0,05 olarak seçilmiştir

4.BULGULAR

Çalışmamız Hacettepe Üniversitesi Erişkin Hastanesi, Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Ana Bilim Dalı'na başvuran, uzman doktor tarafından klinik ve radyolojik incelemeler sonucu ACR kriterlerine göre bilateral diz OA'sı tanısı konmuş 21 bireye uygulanmıştır.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş aralığı 40-65 olup, yaş ortalamaları 53.81 ± 1.35 yıldır. Bireylerin yaş, boy, kilo ve vücut kitle indeksi (VKİ) ile ilgili değerleri Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Bireylerin Demografik Verileri.

Demografik Veriler	X±SS
Yaş(yıl)	53.81±6.20
Boy(cm)	158.90±7.02
Kilo(kg)	75.47±12.89
Vücut Kitle İndeksi (kg/m ²)	29.94±5.27

Bireyler Kellgren ve Lawrence radyolojik olarak sınıflandırmasına göre evre 2 olan diz OA tanısı konmuş bireyler çalışmaya dahil edilmiştir.(Tablo 4.2.)

Tablo 4.2. Bireylerin Radyolojik Sınıflandırmasına Göre Dağılımı.

Diz	Evre	n(%)
OA Sol Diz	Evre2%	21(100)
OA Sağ Diz	Evre2%	21(100)

Bireylerin VAS ortalama değerleri istatistiksel olarak gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur.($\chi^2=16.47/p=0.001$) ($p<0.05$) Farklılığı yaratanın ilk değerlendirme sonuçları olduğu görülmüştür. ($p<0.05$).

Tablo 4.3. Bireylerin Ortalama VAS Değerleri (n=21) (cm).

VAS	İlk Değerlendirme	Esnek	Rijit	Dizlik	Friedman Testi (χ^2/p)
Ortalama Değerleri \pm SS	5.66 \pm 2.22*	4.04 \pm 2.61	4.23 \pm 2.40	3.90 \pm 2.87	16.47 / 0.001

* = farklılığı yaratan grup $p<0.05$

Bireylerin diz fleksiyon açılarının, aktif ve pasif olarak, uygulamalardan önce ve sonra yapılan ölçümleri Tablo 4.4.'de gösterilmiştir

Tablo 4.4. Bireylerin Diz Eklemi Hareket Açıklıkları(n=21).

Uygulamalar	Sağ Aktif Diz Fleksiyonu \pm SS	Sağ Pasif Diz Fleksiyonu \pm SS	Sol Aktif Diz Fleksiyonu \pm SS	Sol Pasif Diz Fleksiyonu \pm SS
İlk değerlendirme	118.80 \pm 11.05*	123.33 \pm 9.66*	122.38 \pm 9.95*	127.61 \pm 8.30*
Esnek	123.09 \pm 11.45	127.38 \pm 9.56	125.00 \pm 9.61	129.76 \pm 7.98
Rijit	125.23 \pm 8.72	128.57 \pm 7.09	127.61 \pm 6.44	131.66 \pm 5.08
Dizlik	126.66 \pm 9.26	130.23 \pm 7.32	129.04 \pm 6.24	132.38 \pm 4.36
Friedman χ^2/p	23.83/ <0.001	29.49/ <0.001	22.01/ <0.001	23.59/ <0.001

*=farklılığı yaratan grup $p<0.05$

Bireylerin 4 farklı durumda ortalama sağ ve sol hamstring ile sağ ve sol M. Quadriceps Femoris kas kuvvetlerinin ortalama değerleri Tablo 4.5.'de verilmiştir. Sağ hamstring kas kuvveti ($\chi^2 =16.68/ p=0.001$)($p<0.05$)ve sol M.Quadriceps Femoris kas kuvvetinde($\chi^2 =7.38/p= 0.061$) ($p<0.05$) uygulamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Farklılığı yaratan ölçümler, ilk değerlendirme sırasında yapılan ölçümlerdir. ($p<0.05$).

Tablo 4.5. Bireylerin Ortalama Kas Kuvvet Değerleri(n=21).

Uygulamalar	Hamstring		Quadriceps Femoris	
	Sağ ± SS	Sol ±SS	Sağ ±SS	Sol ±SS
İlk Değerlendirme	3.94±0.49*	4.07±0.56	4.03±0.64	4.04±0.46*
Esnek	4.05±0.39	4.05±0.39	4.06±0.62	4.17±0.51
Rijit	4.20±0.45	4.03±0.42	4.15±0.48	4.28±0.43
Dizlik	4.20±0.45	4.07±0.23	4.15±0.48	4.33±0.45
Friedman (χ^2/p)	16.68/ 0.001	0.36 /0.94	7.38/ 0.061	16.40/0.001

*=farklılığı yaratan grup $p<0.05$

Bireyler, kas kısalıkları açısından incelenmiştir. Sağ hamstring kısalığında rijit bant uygulamasının, sağ kalça fleksörleri kısalığında rijit bant uygulamasının ve sol hamstring kısalığında dizlik uygulamasının istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Bireylerin Kas Kısalıklarının Dağılımı(n=21).

Kısalık	İlk Değerlendirme		Esnek		Rijit		Dizlik	
	Var (%)	Yok (%)	Var (%)	Yok (%)	Var (%)	Yok (%)	Var (%)	Yok (%)
Sağ Hamstring	61.9	38.1	57.1	42.9	42.9	57.1	52.4	47.6
Sağ Quadriceps Femoris	28.6	71.4	28.6	71.4	28.6	71.4	28.6	71.4
Sağ Tfl	4.8	95.2	4.8	95.2	4.8	95.2	4.8	95.2
Sağ Gastrosoleus	14.3	85.7	9.5	90.5	9.5	90.5	4.8	95.2
Sağ Kalça Fleksörleri	76.2	23.8	71.4	28.6	57.1	42.9	61.9	38.1
Sol Hamstring	42.9	57.1	47.6	52.4	38.1	61.9	33.3	66.7
Sol Quadriceps Femoris	28.6	71.4	23.8	76.2	23.8	76.2	23.8	76.2
Sol Tfl	4.8	95.2	4.8	95.2	4.8	95.2	4.8	95.2
Sol Gastrosoleus	14.3	85.7	9.5	90.5	9.5	90.5	4.8	95.2
Sol Kalça Fleksörleri	76.2	23.8	71.4	28.6	57.1	42.9	57.1	42.9

Tablo 4.7. Bireylerin WOMAC OA İndeksi Ortalama Değerleri(n=21).

Womac	Ağrı ±SS	Sertlik±SS	Fiziksel Fonksiyon±SS	Toplam±SS
İlk Değerlendirme	6.95±4.72*	3.04±2.43*	29.19±12.79*	39.47±17.85*
Esnek	5.19±4.27	2.47±2.42	24.76±11.23	33.52±16.97
Rijit	4.90±4.07	2.52±2.35	25.90±10.10	33.80±14.34
Dizlik	4.47±3.99	2.42±2.20	26.09±9.78	33.00±13.59
Friedman (χ^2/p)	9.66/ 0.02	10.25/ 0.01	8.19/ 0.04	7.87/ 0.04

*=farklılığı yaratan grup $p<0.05$

Bireylerin maksimum ve minimum diz adduktor moment dağılımları Tablo 4.8.'de görülmektedir. Bireylerin sağ diz maksimum adduktor moment ortalama değerleri 4 farklı durumda değerlendirilmiştir. Uygulamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($\chi^2 =9.98/p=0.019$)($p<0.05$). Farklılığı yaratan uygulama, dizlik uygulamasıdır ($p<0.05$).

Bireylerin sağ diz minimum adduktor moment ortalama değerleri 4 farklı durumda değerlendirilmiştir. Uygulamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($\chi^2 =12.12/p=0.007$)($p<0.05$). Farklılığı yaratan uygulama, rijit bant uygulamasıdır ($p<0.05$).

Bireylerin sol diz minimum adduktor moment ortalama değerleri 4 farklı durumda değerlendirilmiştir. Uygulamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($\chi^2 =8.77/p=0.003$)($p<0.05$). Farklılığı yaratan uygulama, dizlik uygulamasıdır ($p<0.05$).

Tablo 4.8. Bireylerin Adduktor Moment Ortalama Değerleri(n=21)(N/kg).

Uygulamalar	Maks Add Moment	Maks Add Moment	Min Add Moment	Min Add Moment
	Sağ Diz ±SS	Sol Diz±SS	Sağ Diz±SS	Sol Diz±SS
İlk Değerlendirme	0.39±0.12	0.34±0.16	0.003±0.032	-0.002±0.040
Esnek	0.36±0.06	0.40±0.13	0.008±0.030	-0.003±0.036
Rijit	0.39±0.13	0.35±0.14	-0.011±0.026*	0.038±0.223
Dizlik	0.43±0.11*	0.35±0.12	0.011±0.019	-0.02±0.034*
Friedman (χ^2/p)	9.98/ 0.019	4.08/ 0.25	12.12/ 0.007	8.77/ 0.003

*=farklılığı yaratan grup $p<0.05$

Bireylerin yürüyüşleri sırasındaki maksimum ve minimum diz fleksiyon açıları ortalamaları Tablo 4.9.'da görülmektedir. Bireylerin sağ diz maksimum fleksiyon açıları ortalama değerleri($\chi^2=0.62/p=0.89$)($p>0.05$). Bireylerin sol diz maksimum fleksiyon açıları ortalama değerleri($\chi^2=1.05/p=0.78$) ($p>0.05$). Bireylerin sağ diz minimum fleksiyon açıları ortalama değerleri ($\chi^2=3.70/p=0.29$) ($p>0.05$) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

Bireylerin sol diz minimum fleksiyon açıları ortalama değerleri 4 farklı durumda değerlendirilmiştir. Uygulamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($\chi^2=11.27/p=0.01$)($p<0.05$).

Tablo 4.9. Bireylerin Yürüyüş Sırasındaki Maksimum ve Minimum Diz Fleksiyon Açılımları Ortalama Değerleri (n=21) (Derece).

Uygulamalar	Maksimum Fleksiyon Açısı		Minimum Fleksiyon Açısı	
	Sağ Diz±SS	Sol Diz±SS	Sağ Diz±SS	Sol Diz±SS
İlk Değerlendirme	36.23±15.39	34.38±13.07	1.57±6.10	0.71±5.31
Esnek	37.09±13.03	37.33±11.00	2.80±6.25	-0.28±5.80
Rijit	41.00±15.54	36.19±12.42	3.14±6.80	0.57±5.77
Dizlik	40.19±10.95	37.00±13.68	5.52±1.37	4.04±5.02*
Friedman (χ^2/p)	0.62/ 0.89	1.05/ 0.78	3.70/ 0.29	11.27/ 0.01

*=farklılığı yaratan grup $p<0.05$

Bireylerin 4 farklı durumdaki yürüyüş parametreleri Tablo 4.10.'da gösterilmiştir. Bireylerin 4 farklı durumdaki ortalama yürüyüş parametreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4.10. Bireylerin Yürüyüş Parametreleri Ortalama Değerleri.

Yürüyüş Parametreleri	İlk Değerlendirme±SS	Esnek±SS	Rijit±SS	Dizlik±SS	Friedman (χ^2/p)
Çift Destek Periyodu(sn)	0.31±0.08	0.31±0.06	0.31±0.08	0.30±0.07	3.84/ 0.27
Tek Destek Periyodu (sn)	0.42±0.03	0.42±0.03	0.43±0.03	0.43±0.03	0.82/ 0.84
Çift Adım Uzunluğu (m)	1.07±0.12	1.08±0.13	1.06±0.11	1.04±0.12	4.05/ 0.26
Adım Uzunluğu (Sağ) (m)	0.54±0.05	0.54±0.06	0.54±0.05	0.53±0.06	0.81/ 0.84
Yürüme Hızı (m/sn)	0.95±0.20	0.95±0.20	0.95±0.19	0.92±0.17	2.32/ 0.50
Adım Genişliği (m)	0.17±0.02	0.18±0.03	0.18±0.03	0.18±0.03	2.42/ 0.48
Tempo (adım/dk)	104.88±12.81	103.76±11.37	105.20±13.14	103.82±11.03	3.59/ 0.30

$p>0.05$

5.TARTIŞMA

Diz OA'lı hastalarda esnek bant, rijit bant veya dizlik uygulamalarının yürüyüş, ağrı, eklem hareket açıklığı, fonksiyonellik, kas kuvveti parametreleri üzerine en az birinin etkisi vardır hipotezimiz doğrulanmıştır.

Diz OA'sı bulunan hastalarda yürüyüş, ağrı, eklem hareket açıklığı, fonksiyonellik parametreleri açısından; esnek bant, rijit bant veya dizlik kullanımı arasında fark vardır hipotezimizin doğruluğu gösterilmiştir.

Diz OA tedavisinde, fizyoterapi ve rehabilitasyon uygulamaları önemli bir yere sahiptir. Yüzeysel ve derin sıcak uygulamaları, elektroterapi, egzersiz, bantlama, ortez kullanımı ve manuel terapi uygulamaları yer almaktadır. Son zamanlarda bantlama ve ortez kullanımlarının ön plana çıktığı görülmektedir (23,24,62). Bantlama ve ortez kullanımlarının ayrı ayrı ağrıda azalma, eklem hareket genişliğinde artma, kas kuvvetinde artma, fonksiyonel olarak aktivitelerde gelişme ve yürüyüşte olumlu değişiklikler sağladığı açıklanmıştır (14,20, 22).

Literatür incelendiğinde diz OA'lı bireylerde ağrı, eklem hareket açıklığı, kas kuvveti, kas kısalıkları, fonksiyonel düzey ve yürüyüşü inceleyen birçok çalışma bulunmaktadır (20,22,29). Diz OA'lı bireylerde farklı uygulamaların kullanıldığı ve etkinliklerinin incelendiği araştırmaların olduğu görülmüştür (20,61,64). Literatür gözden geçirildiğinde dizlik, esnek ve rijit bant uygulamalarının karşılaştırılmalı olarak uygulandığı ve anlık etkilerinin değerlendirildiği çalışmaya rastlanmamıştır.

Demografik Özellikler

OA'da klinik bulguların ortaya çıkması ileri yaşla birlikte karakterizedir. ACR ölçütlerine göre diz OA' sının genelde 40 yaşından sonra başladığı yaş ilerledikçe görülme sıklığının arttığı açıklanmıştır (8,15). Bu nedenle yapılan çalışmalar 40 yaş üzerindeki bireylerden oluşmaktadır.

Bu çalışmada dahil edilen 21 kadın bireyin yaş ortalaması 53.81 ± 1.35 yıldır. Bu konuda yapılan literatür çalışmaları değerlendirildiğinde, bireylerin yaş ortalamalarının çalışmanın yaş ortalamasıyla benzerlik gösterdiği bulunmuştur (27,65,66). Bu çalışmada yaş ortalamasına bakıldığında OA ile bağlantılı bulguların ortaya çıkma yaş sınırları içerisinde olduğu görülmüştür.

OA'nın özellikle kadınlarda erkeklere oranla daha fazla görüldüğü açıklanmıştır. Literatür incelendiğinde bu çalışmada olduğu gibi kadın bireylerin alındığı çalışmaların fazla sayıda oluşu bu çalışmayı desteklemektedir (61,64,67). Her iki cinsiyetteki bireylerin dahil edildiği çalışmalarda ise yine kadın birey sayısının daha fazla oranda yer aldığı görülmektedir (68-70).

Ko ve diğ. yaptıkları çalışmalarında diz OA olan bireylerde cinsiyete bağlı olarak yürüyüş paterni farklılıklarının olduğunu göstermişlerdir. Ko ve diğ. yavaş yürüme hızı ve frontal düzlem diz kinematiklerinde artışı sadece kadınlar için bulmuşlardır. Yürüyüş parametrelerinde diz OA'lı kadın ve erkeklerde yaş ve cinsiyete göre farklılıklar ortaya çıktığı açıklanmıştır (5).

Vücut Kitle İndeksi

Diz OA gelişiminde obezitenin önemli bir etken olduğu birçok çalışmada araştırılmıştır. Messier ve diğ. (21) yaptıkları çalışmada obezite ve diz OA arasında önemli ilişki bulmuşlardır. Kilo kaybı ile diz eklemdeki yüklenmenin azalması arasındaki en önemli ilişki yüklenmenin azalmasının kilo azalmasından daha büyük olmasıdır. Ancak kilo kaybının OA gelişimini azalttığını gösteren uzun süreli çalışmalar bulunmamaktadır (71).

Felson ve diğ. (61) yaptıkları uzun süreli araştırmalarında 11,2 poundluk kilo kaybının 10 yıldan fazla süreyle OA gelişimini olumlu yönde azalttığını belirtmişlerdir.

Russell ve diğ. (31) obezitenin diz OA risk faktörlerinden biri olduğunu açıklamışlardır. Obez ve normal VKİ sahip bireylerin dizdeki adduktor momentlerini azaltmak için, lateral kamalı tabanlık ile yürüyüş analizleri yapılarak obez ve normal VKİ sahip bireyler karşılaştırılmıştır. Her 2 grupta da dizde adduktor momentin azaldığı saptanmıştır.

Bu çalışmada bireylerin ortalamalarının fazla kilolu sınırında olduğu ve obeze yaklaştığı tespit edilmiştir. Bulduğumuz VKİ ortalamalarının OA'lı bireyler için bir risk faktörü ve OA bulgularının ortaya çıkmasını sağlayan etkenlerden biri olduğu düşünülmektedir. Bu konuda yapılan literatür çalışmaları değerlendirildiğinde bu çalışmadaki bulgularla benzerlik gösterdiği bulunmuştur (12,45,64).

Radyolojik Evre

OA ile ilgili çalışmalarda radyolojik olarak diz incelendiğinde Kellgren ve Lawrence'e göre daha çok Evre 2 ve üzeri olan bireylerin çalışmalara dahil edildiği görülmektedir (45,72,73).

Hunt ve diğ. (73) yaptıkları çalışmada yürüyüşteki kompensasyonları değerlendirmişlerdir. Şiddetli OA' sını olan bireylerde gövde lateral fleksiyonun arttığı ve ağrının daha fazla olduğu açıklanmıştır.

Huang ve diğ. (9) medial kompartman diz OA varlığında frontal düzlemdeki yürüyüş değişikliklerinin OA şiddeti ile ilişkili olduğunu göstermişlerdir.

Münderman ve diğ. (4) yaptıkları çalışmada OA şiddeti yüksek olan bireylerde maksimum diz adduktor momentinin daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Bunun sonucunda artan adduktor momentler OA seyrinin hızlanmasına neden olmaktadır. Bununla birlikte OA şiddeti ile diz eklem morfolojik olarak varusa gidişi arasında pozitif bir ilişki olduğu gösterilmiştir (11,45,59). Ayrıca OA şiddeti arttıkça, bireyin günlük yaşam aktivitelerindeki yürüme hızının azaldığını gösteren çalışmalar literatürde yer almaktadır (45,59,72).

Evre 1 şüpheli OA olarak sınıflandırılırken, Evre 4 eklem aralığı büyük oranda bozulmuş ve subkondral kemikte skleroz artışı şeklinde şiddetli OA olarak tanımlanmaktadır. Bu çalışma sonuçlarının bu yönüyle yapılan diğer çalışmalarla benzerlik gösterdiği saptanmıştır (55,59,72).

Ağrı

Klinikte ağrı ile mücadelede pek çok farklı uygulamanın yapıldığı görülmektedir (13,73,74).

Patellar bantlama, Quadriseps Femoris kasının kuvvetlendirme egzersizleri, fonksiyonel egzersizler ve aktivite modifikasyonlarının karşılaştırıldığı çalışmada ağrıda anlamlı farklılıkların ortaya çıktığı belirtilmiştir (62).

Cushangan ve diğ. (10) yaptıkları çalışmada patellaya 3 farklı rijit bant uygulaması yapmışlar ve VAS ile değerlendirdiklerinde %25 oranında ağrıda azalma meydana geldiğini rapor etmişlerdir.

Crossley ve diğ. (2) yaptıkları çalışmada rijit bantlama uygulaması ile bantlama yapılmayan 2 grubu karşılaştırmışlar ve squat yapılarak ağrıyı değerlendirdiklerinde ağrının ortalama $1,53 \pm 3,03$ cm azaldığını bulmuşlardır.

Lim ve diğ. (75) yaptıkları çalışmada Quadriseps Femoris kasını kuvvetlendirmenin, patellasında varus yönünde dizilim bozukluğu bulunan ve nötralde olan diz OA'lı bireylerde adduktor moment üzerinde anlamlı etkinliği olmadığını göstermişlerdir. Quadriseps Femoris kasını kuvvetlendirmenin ağrı üzerindeki etkinliği nötral dizilimde olan diz OA'lı bireylerde kanıtlanmıştır. Dizdeki yerleşim bozukluğunun bölgesel bir mekanik faktör olduğu ve egzersizlerin sonuçlarının daha çok ağrı üzerine olumlu etkiler ortaya çıkardığını göstermişlerdir (75).

Bu çalışmada bireylerin ağrılarına VAS ölçeğiyle bakılmıştır. Uygulamalar arasında istatistiksel olarak gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur (Bkz. Tablo 4.3). Esnek, rijit bantlama ve dizlik uygulamalarının diz OA'da iyileşme meydana getirdiği ve bireyleri olumlu yönde etkilediği görülmüştür. Bu çalışma sonuçları bu konuda yapılan çalışmaların sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir (38,64,94).

Eklem Hareket Açıklığı

EHA'daki limitasyon, hareket bozukluğu ve fiziksel yetersizliğin önemli bir nedenidir. Hareket kısıtlılığının ortaya konması için normal diz eklemi aktif hareket açıklığının belirlenmesi gerekmektedir. Diz fleksiyon gonyometrik ölçümleri Kendall McCreary'a göre 0 ile 140° arasındadır (59).

Pasif eklem hareketi esnasında direnç öncesinde ortaya çıkan ağrı aktif inflamasyonlu lezyona, dirençten sonraki ise inflamasyonsuz lezyona işaret eder. Ayrıca, pasif hareket sınırının ve yönünün değerlendirilmesi, kısıtlılığın kapsüller veya nonkapsüller kaynaklı olup olmadığını ortaya koyabilir. OA'da esas olarak eklem kıkırdağı tutulmuş olsa bile, hastalık ortaya çıktığında ve ilerlediğinde eklemi çevreleyen kapsül ve öteki yapıların önceden anlaşılacak şekilde tutulduğu ve pasif hareket kısıtlılığının kapsüller kaynaklı olduğu yönünde görüşler vardır (76).

Azalmış eklem hareket açıklığı, diz OA varlığında görülen klinik belirti ve bulgulardan bir tanesidir (70,77).

Holla ve diğ. (77) yaptıkları çalışmada azalmış diz fleksiyon açısı (<132°) diz OA tanısı koymada radyolojik incelemelerden önce erken dönemde semptomatik olarak tanı koymada yardımcı olacak kriterlerden biri olduğunu belirtmişlerdir. Diz fleksiyon derecesi 120°'den küçükse ilerlemiş OA varlığında tanı koymada yardımcı kriter olduğunu göstermişlerdir.

Diz fleksiyon ve ekstansiyon açılarında yapılan uygulamalar neticesi artma meydana geldiği bu sonucun ağrının azalması, fonksiyonel kapasitenin ve kas kuvvetinin artmasıyla ortaya çıktığı düşünülmektedir. Ayrıca yürüyüşün parametrelerini olumlu yönde etkilediği görülmüştür.

Kas Kuvvet ve Kısıtlıkları

Bu çalışmada her uygulama öncesi ve sonrası bireylerin sağ-sol Hamstring ve Quadriceps Femoris kas kuvvetlerine manuel olarak bakılmıştır (Bkz.Tablo 4.5). Sağ Hamstring kas kuvveti ve sol Quadriceps Femoris kas kuvvetlerinde uygulamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Farklılığı yaratan ölçümler, ilk değerlendirme sırasında yapılan ölçümlerdir.

Literatürde yapılan araştırmalarda bireylerin kas kuvvetlerinin de OA gelişimi ve ilerleyişini etkilediği gösterilmiştir (68,70). Lim ve diğ.(52) yaptıkları çalışmada OA'lı bireylerin Quadriceps Femoris kas kuvvetinin yürüme sırasında maksimum adduktor moment üzerinde etkili olduğunu göstermişlerdir.

Knoop ve diğ. (38) yaptıkları çalışmada OA'lı bireylerde alt ekstremitte kaslarındaki güçsüzlük ile dizdeki propriosepsiyon kaybı ve instabilitenin ilişkili olduğunu göstermişlerdir. Ancak bunun tersine Schmit ve diğ. (78) yaptıkları çalışmada 10 tane sağlıklı, 10 tane diz OA olan birey arasında kas kuvveti ile instabilite arasında anlamlı ilişki bulamamışlardır.

Fink ve diğ. (76) yaptıkları çalışmada şiddetli OA'lı bireylerde Quadriceps Femoris kasının medial parçasında Tip 2 fibrillerinin atrofiye gittiklerini göstermişlerdir. Tip 2 fibrillerinin çapı bireyin egzersiz yapmasına bağlıdır. Bu çalışmadaki atrofiye gidiş, kişinin ağrıya bağlı olarak OA'lı dizi immobilizasyona almasından kaynaklanmaktadır. Bunun da direkt olarak OA ile ilişkili olduğu açıklanmıştır.

Ramirez ve diğ. (69) yaptıkları çalışmada diz OA'lı bireylerde postüral kontrolün zayıf olma sebebinin azalmış kas kuvveti, propriosepsiyon kaybı ve aktivite limitasyonları nedeniyle ilişkili olduğunu göstermişlerdir.

Esch ve diğ. (79) yaptıkları çalışmada kas kuvvet kaybının fonksiyonel yetersizlikle ilişkisinin, propriosepsiyon kaybı ile fonksiyonel yetersizlikle ilişkisinden daha güçlü olduğunu kanıtlamışlardır.

Literatürde kas kuvvetinin diz OA'lı bireyler üzerinde etkilerini gösteren çalışmaların çokluğu dikkat çekicidir. Bu yönüyle bu çalışma diz OA'lı bireylerde kas kuvveti üzerinde olumlu etkiler gerçekleştiren uygulamalarla paralellik göstermektedir. Bu yönüyle sonuçlar çalışmamızı destekler niteliktedir (32-34). Kas kuvvetinin artmasıyla birlikte eklem stabilitesinin arttığı ve aktiviteden doğan ağrının azaldığı görülmüştür.

Diz OA'sında meydana gelen dejeneratif değişiklikler sonucu yük dağılımındaki eşitsizlikler ve ağrı; vücut mekaniğini bozarak postür bozukluklarına yol açmaktadır. Postür bozukluklarının en önemlilerinden birisi de kas kısalıklarındır (77). Keseci 'nin (37) diz OA'lı bireylerde yaptığı çalışmasında Hamstring kısalığının ilk sırada olduğu kaydedilmiştir.

Necipoglu (38) diz eklemine OA olan bireylerde yaptığı çalışmasında kalça fleksörleri ve Hamstring kısalığının ilk sırada yer aldığını açıklamıştır.

Bu konuda yapılan diğer çalışmalarda olduğu gibi bu çalışmada da Hamstring ve kalça fleksör kas gruplarının kısalığının varlığı tespit edilmiştir (37,38) (Bkz. Tablo 4.6). Bu durumun OA' nın diz eklemine meydana getirdiği biyomekaniksel değişikliklerden ve genel belirtilerinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Fonksiyonellik

WOMAC İndeksi, diz OA'lı bireyler için kullanılan Türkçe versiyonu olan ağrı, sertlik ve fonksiyonelliği değerlendiren özel bir testtir (60).Yapılan çalışmalar OA'ya sahip olan bireylerde fonksiyonellik, ağrı ve sertlik açısından değerlendirildiğinde genellikle WOMAC İndeksi kullanılmıştır (69,79,80).

Astephan ve diğ. (34) yaptıkları çalışmada OA klinik belirti ve bulguları göstermeyen kontrol grubu, az şiddetli OA olan bireyler ve şiddetli OA bulguları olan bireyler WOMAC İndeksi ile karşılaştırılmışlardır. Ağrı, sertlik, fonksiyon alt başlıklarında ve toplam WOMAC İndeksi sonuç değerlerinde anlamlı farklılık bulunmuştur. Şiddetli OA' ya sahip bireyler diğer gruplardan, az şiddetli OA' sı olan bireyler kontrol grubundan daha yüksek skorlara sahip olarak bulunmuştur.

Esch ve diğ. (79) yaptıkları çalışmada azalmış proprioseptif duyunun bireylerin fonksiyonel yetersizliğine neden olduğunu rapor etmişlerdir. Azalmış kas gücü de diz OA'lı bireylerde fonksiyonel yetersizliğe neden olmaktadır. Ancak kas kuvveti yetersizliğinin proprioseptif duyuya kıyasla fonksiyonel yetersizlik üzerinde

daha güçlü bir etkiye sahip olduğunu açıklamışlardır. Bu fonksiyonel yetersizlik seviyesini WOMAC İndeksi'ni kullanarak göstermişlerdir.

Bu çalışmada da WOMAC İndeksi ortalama sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (Bkz.4.7). İlk değerlendirme ortalama sonuçları diğer değerlendirmelere kıyasla yüksek bulunmuştur. Diğer 3 uygulamanın genel olarak WOMAC İndeksi sonuçlarında azalmaya neden olduğu saptanmıştır. Bu 3 uygulamanın; kas kuvveti, ağrı, eklem hareket açıklığı ve kas kısalıkları üzerine olumlu etkilerinin bu sonucu ortaya çıkardığı sonucuna varılmıştır. Bu 3 uygulamanın da OA tedavisi içerisinde yer alabilecek uygulamalar olabileceği düşünülmektedir.

Yürüyüşün Kinetik ve Kinematik Özellikleri

Literatür incelendiğinde diz OA olan kişilerde genellikle dizdeki artan yüklenmeler üzerinde durulmuş ve adduktor moment büyüklükleri dikkate alınmıştır (43,65,75).

Münderman ve diğ. (4) yaptıkları çalışmada OA şiddeti yüksek olan bireylerde maksimum diz adduktor momentinin daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Bunun sonucunda artan adduktor momentlerin OA seyrinin hızlanmasına neden olduğunu ortaya koymuşlardır.

Lewek ve diğ. (48) yaptıkları çalışmada diz OA'lı bireylerde ilave olarak medial laksite de varsa bireylerin yürüyüş parametrelerinin değiştiğini ortaya koymuşlardır. Artan medial ko-kontraksiyon ve diz adduktor momentleri uzun dönemlerde eklem kıkırdağının bütünlüğünün bozulmasına neden olmaktadır.

Foroughi ve diğ. (81) yaptıkları çalışmada diz OA'lı bireylerde biyomekanik değişiklikler ile diz adduktor momentleri arasında ilişki olup olmadığını araştırmışlardır. Patellanın varusa gidişi gibi biyomekanik değişikliklerin dizdeki adduktor moment ile arasında anlamlı ilişkili olduğunu ve hastalığın prognozunu etkilediğini göstermişlerdir.

Miyazaki ve diğ. (56) yaptıkları çalışmada diz OA'lı bireylerde medial kompartmandaki artmış adduktor momentin 6 yıl sonrasında medial kompartmanda radyolojik olarak diz OA gelişimine zemin hazırlayabileceğini ortaya koymuşlardır.

Pollo ve diğ. (35) yapmış oldukları çalışmada diz OA'lı bireylerde artan adduktor moment üzerinde ayarlanabilir bir dizlik kullanımının etkinliğini

araştırmışlar ve etkinliğin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu açıklamışlardır. Ayrıca ayarlanabilir dizliğin ağrı ve fonksiyonellik üzerinde de olumlu etkileri olduğuna dikkat çekmişlerdir.

Hurwitz ve diğ. (11) yaptıkları araştırmada ise diz OA şiddeti ile diz eklemi mekanik aksı ve diz adduktor momenti arasında pozitif yönde bir ilişki bulmuşlardır.

Literatür incelendiğinde genellikle diz OA'lı bireylerde diz ekleminde özellikle medial kompartmanda artan adduktor moment olduğu vurgulanmıştır Diz OA'da mekanik aksın varus yönündeki gidişinin, OA şiddetinin artışına bu durumda dizdeki adduktor momentin artışına neden olduğu açıklanmıştır (81-83).

Bu çalışmada adduktor moment değerlerinin esnek bant uygulamasında azaldığı, dizlik uygulamasında ise arttığı saptanmıştır. Dizlik uygulamasında adduktor momentin artmasının biyomekanik prensiplerin göz önüne alınarak ayarlanabilir dizlik kullanılmamasından ve bireylerin fazla kilolu sınırında bulunmalarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bireylerin mevcut eklem hareket açıklıkları kadar, yürüyüş sırasında bu eklem hareket açıklıklarının ne kadarını kullandıkları önemlidir. Yürümede minimum fleksiyon açısı topuk vuruşu ile orta duruş fazında tam ekstansiyon ya da 5° fleksiyondadır. Maksimum diz fleksiyon açısı ise 65° fleksiyondadır. Diz OA'da görülen problemlerden biri de yürüyüş sırasında eklem hareket açıklıklarının azalmasıdır.

Deluzio ve diğ. (43) yaptıkları araştırmada diz OA bulanan bireylerin bulunmayanlara kıyasla daha az miktardaki fleksiyon açısında yürüdüklerini ortaya koymuşlardır.

Bu çalışmada ilk değerlendirmede diz OA'lı bireylerde yürüyüş sırasında maksimum ve minimum fleksiyon açıklıklarının normale göre azaldığı görülmüştür (Bkz. Tablo 4.9). Uygulamalar sonrası maksimum ve minimum fleksiyon açılarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamasına rağmen olumlu yönde değişiklik gösterdikleri saptanmıştır.

Matsuno ve diğ. (84) yaptıkları çalışmada yeni geliştirilen bir diz ortezi olan G2 dizliğinin medial kompartman ileri evre diz OA'sı bulunan bireylerde klinik etkinliğini araştırmayı amaçlamışlardır. Bireylerin 1 yıl süreyle G2 dizliğini kullanımı sonucunda, ileri evre diz OA tedavisinde faydalı olduğunu bulmuşlardır.

Pollo ve diğ. (38) yaptıkları çalışmada medial kompartman diz OA'sı bulunan bireylerin konservatif bir tedavi yöntemi olan valgus dizliği uygulamasının dizdeki artan adduktor momenti ve ağrıyı azalttığını ortaya koymuşlardır.

Richards ve diğ. (35) yaptıkları çalışmada 2 farklı dizliğin medial kompartman diz OA etkilerini karşılaştırmışlardır. Basit eklemli dizlik ile valgus düzenleyici dizlik kullanılmış ve sonuç olarak da ağrı, fonksiyonellik ve diz adduktor momentlerinde olumlu yönde gelişmeler, valgus düzenleyici dizlikte daha fazla elde edilmiştir.

Literatür incelendiğinde farklı ortez yaklaşımlarının (dizlik, lateral kama, valgus dizliği, esnek ve topuksuz ayakkabı, geniş topuklu ayakkabı,) diz OA' lı bireylerde uygulandığı görülmüştür. Farklı ortez yaklaşımlarının olumlu sonuçlar ortaya çıkardığı çeşitli kaynaklarda açıklanmıştır (30,85,86).

Yürüyüş laboratuvarlarında force plateler kullanılarak yapılan 3 boyutlu yürüme analizinin, gelişen teknoloji ile birlikte gün geçtikçe kullanımı yaygınlaşmaktadır (40,49,87).

Yürüyüşün Zaman-Mesafe Özellikleri

Literatüre bakıldığında yapılan çalışmalarda diz OA varlığının kişilerin yürüyüş zaman-mesafe özellikleri üzerine etkilerinin olduğu gösterilmiştir (58,74,87).

Huang ve diğ. (9) OA'li grup ile sağlıklı grup arasında yürüme hızlarında farklılık bulamamışlardır. Alt ekstremitte momentlerinin yürüme hızı ile ilişkili olmadığını göstermişlerdir.

Münderman ve diğ. (29) yaptıkları çalışmada yürüme hızı ile diz adduktor momenti arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit etmişlerdir. Günlük yaşam aktiviteleri esnasında artan adduktor momenti azaltmak için yürüme hızlarını azaltmaktadırlar. Daha az şiddetli OA sahip bireylerin yürüme parametreleri hem kontrol grubundan hem de şiddetli OA sahip bireylerden farklılık göstermektedirler. Bu yürüyüş parametreleri daha az yürüme hızında ve medial kompartmandaki artan yüklenmeyi azaltmaya yönelik olacak şekildedir.

Landry ve diğ. (87) yaptıkları çalışmada sağlıklı grup ile OA'lı grup arasında yürüyüşte farklılıklar olup olmadığına ve yürüme hızının artması ile yürüyüşte

farklılıklar olup olmadığına bakmışlardır. Sağlıklı grup ile OA'lı grup arasında yürüyüş parametreleri açısından anlamlı fark bulamamışlardır.

Uygulamalar sonrası yürüyüş parametrelerinde fark bulunmamasının bireylerin radyolojik evre olarak ileri evrede bulunmamalarından, uygulamalarda anlık etkilerin değerlendirilmesinden ve herhangi bir tedavi programının uygulanmamasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Yapılan bazı çalışmaların sonuçlarımızı desteklediği görülmüştür (58,74,87).

Literatür incelendiğinde diz OA'lı bireylerde ağrı, eklem hareket açıklığı, kas kuvveti, kas kısalıkları, fonksiyonel düzeyi ve yürüyüşünü inceleyen birçok çalışma bulunmaktadır (23,86,88). Ancak farklı uygulamalar kullanılarak diz OA'lı bireylerde etkinlikleri araştırılmıştır. Bu çalışmayı, bu yönüyle diğer çalışmalardan ayıran en önemli noktanın dizlik, esnek ve rijit bant uygulamalarının karşılaştırılması olarak uygulanması ve anlık etkilerinin değerlendirilmesidir.

Esnek bantlama ile yapılan çalışmalar incelendiğinde, esnek bantlamanın ağrıyı azalttığı, esnekliği artırdığı, ödemi azalttığı, kas kuvvetini artırdığı ve EHA'yı artırdığı gözlenmiştir. Yapılan çalışmalarda kas tonusunu ayarlayarak, ağrıyı azaltarak, doğru pozisyon sağlayarak ve deri reseptörlerini uyarıcı etki oluşturarak proprioseptif duyuyu artırdığı vurgulanmıştır (23,89).

Literatürde rijit bantlama uygulaması içeren çalışmalarda patellanın pozisyonunu düzelterek yumuşak dokular üzerine binen yükü azalttığı sonucuna varılmıştır. Ayrıca immobilizasyon sağlayarak kas dokusunu desteklediği ve VMO kas kontraksiyonu artırarak ağrıyı azalttığı vurgulanmıştır (9,90).

Literatür incelendiğinde çok farklı ortez yaklaşımlarını içeren çalışmalar bulunmaktadır. Dize varus ve/veya valgus yönünde kuvvet uygulayan dizlik kullanımları, lateral- medial topuk kamaları bunlardan bazılarıdır (30,32).Dizlik kullanımı ile ağrı, fonksiyonellik, adduktor moment dağılımları üzerinde olumlu sonuçlar elde edildiği belirtilmiştir (33-36).

Çalışmamız sonuçları fizik tedavi ve rehabilitasyon uygulamalarına ek olarak esnek, rijit bantlama veya dizlik uygulamalarının da kullanılabileceğini bir kez daha ortaya koymuştur. Bu uygulamaların ağrı, eklem hareket açıklığı, kas kuvveti, kas kısalıkları, fonksiyonellik ve yürüyüş üzerinde olumlu anlık etkilerinin olduğunu göstermiştir. Bu nedenle her 3 uygulamanın da diz OA'lı bireylerde kullanılabileceği belirlenmiştir.

Çalışmanın limitasyonları:

- Çalışmaya dahil edilen bireylerin radyolojik olarak ileri evre OA olması uygulamaların bireyler üzerindeki etkinliğini daha net görmemize yol açabilirdi.
- Uygulamalar içerisinde kullanılan dizliğin biyomekanik prensipler göz önüne alınarak, ayarlanabilir dizlik olması daha objektif verilerin elde edilmesini sağlayabilirdi.

Fizyoterapistin bantlama uygulamalarını yapabilmesi için bu konuda bir donanıma sahip olmasının önemli olduğu görülmüştür. Dizlik uygulamasında ise bireylere özel biyomekanik prensiplerin göz önüne alınarak dizayn edildiği dizlik kullanımının daha etkili sonuçlar ortaya çıkaracağı düşünülmektedir. Bu bireylerin ileriye yönelik takiplerinin yapılarak tedavilerinin sonuçlarının ve ortaya çıkabilecek olumlu veya olumsuz değişikliklerin tespit edilmesi ayrıca farklı yöntemlerle tedavi protokollerinin oluşturulması gerektiği sonucuna varılmıştır. Bu yönüyle bu konuda farklı çalışmaların yapılması gerektiği önemli görülmüştür. Ayrıca bu çalışmadan elde edilen sonuçların ileride yapılacak çalışmalara yön vereceği ve bu alanda çalışanlara yol gösterici özellik taşıması açısından olumlu katkılar yapacağı bu çalışmadan beklenen en temel yararlarıdır.

Çalışmamızı literatürdeki diğer çalışmalardan ayıran en önemli noktanın klasik fizik tedavi ve rehabilitasyon uygulamalarına ek olarak ağrı, eklem hareket açıklığı, kas kuvveti, kas kısalığı, fonksiyonellik ve yürüyüş üzerine esnek, rijit bantlama ve dizlik uygulamalarının anlık etkilerinin birlikte değerlendirilmesidir.

Bu çalışmanın sonuçları dizlik, esnek ve rijit bantlama uygulamasının ağrı, eklem hareket açıklığı, kas kısalıkları, kas kuvveti, fonksiyonellik, adduktor moment ve yürüyüşte dizdeki maksimum ve minimum fleksiyon açıları açısından anlık etkilerinin önemini bir kez daha ortaya koymuştur. Bu uygulamaların diz OA

tedavisinde kullanılabileceği görülmüştür. Fizyoterapist bu uygulamaları ayrı ayrı yapabileceği gibi tedavi programının bir parçası olarak da uygulayabilir. Bu uygulamalardan hangisini kullanacağına fizyoterapist mesleki tecrübesiyle ve bulunduğu çalışma koşullarını değerlendirerek kendisi karar vermelidir.

6.SONUÇLAR

Bu çalışma, diz OA'lı bireylerde dizlik, esnek ve rijit bant kullanımının yürüyüş üzerindeki direkt etkileri ile fonksiyonellik, kas kuvveti, eklem hareket açıklığı ve ağrı gibi parametreler üzerine anlık etkilerini karşılaştırmak amacıyla gerçekleştirilmiştir. Çalışmamız, Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Ana Bilim Dalı polikliniğine başvuran, doktor tarafından klinik ve radyolojik incelemeler sonucu ACR kriterlerine göre bilateral diz OA tanısı konmuş 21 birey ile yapılmıştır.

Çalışmamıza dahil edilen 21 birey öncelikle herhangi bir uygulama yapılmadan ilk değerlendirme sonuçları kaydedilmiştir. Bireyler basit rasgele örnekleme yöntemi ile yapılarak 3 farklı uygulamanın öncelik sırası belirlenmiştir. Her bireye yapılan 3 farklı uygulama herhangi bir sıra izlenmeden yapılmıştır. Her bireye yapılan esnek, rijit bantlama ve dizlik uygulamaları sıra gözetilmeden yapılmıştır. Uygulamalar arasında en az 1 gün herhangi bir uygulama yapılmadan, bir uygulamanın diğerini etkilememesi için süre bırakılmıştır.

Yapılan değerlendirmeler sonucu elde edilen veriler uygun istatistiksel yöntemlerle analiz edilmiş ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1- Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş aralığı 40-65 olup, yaş ortalamaları $53,81 \pm 1,35$ yıldır. OA'da belirtilerin ortaya çıkma yaşı genellikle 45 yaşın üzerinde görülmektedir. Literatürde birçok çalışmada 45 yaş üzeri bireylerin çalışmaya dahil edilmesi çalışmamıza benzerlik göstermektedir. VKİ değerlerinin fazla kilolu sınırı içinde fakat obeziteye yakın olduğu belirlenmiştir. Bulduğumuz değerlerin OA'lı bireyler için bir risk faktörü olduğu ve OA bulgularının ortaya çıkmasını sağlayan önemli faktörlerden biri olduğu düşünülmektedir.

2- Bu çalışmada bireylerin ağrılarına VAS ölçeğiyle bakılmıştır. Esnek, rijit bantlama ve dizlik uygulamalarının diz OA' da iyileşme meydana getirdiği ve bireyleri olumlu yönde etkilediği görülmüştür. Bu çalışma sonuçlarını, bu konuda yapılan çalışmaların desteklediği görülmüştür. Bu azalmanın çalışmanın diğer parametrelerini olumlu etkilediği, her 3 uygulamanın olumlu etkiler sağlamasına neden olduğu belirlenmiştir.

3- Diz fleksiyon ve ekstansiyon açılarında yapılan uygulamalar neticesi artma meydana geldiği bu sonucun ağrının azalması, fonksiyonel kapasitenin ve kas kuvvetinin artmasıyla ortaya çıktığı düşünülmektedir. Ayrıca yürüyüşün parametrelerini olumlu yönde etkilediği görülmüştür.

4- Literatürde kas kuvvetinin diz OA'lı bireyler üzerinde etkilerini gösteren çalışmaların çokluğu dikkat çekicidir. Bu yönüyle bu çalışmanın diz OA'lı bireylerde kas kuvveti üzerinde olumlu etkiler gerçekleştiren uygulamalarla paralellik göstermektedir. Bu konudaki sonuçlar bu çalışmayı destekler niteliktedir. Kas kuvvetinin artmasıyla birlikte eklem stabilitesinin arttığı ve aktiviteden doğan ağrının azaldığı görülmüştür.

5- En sık görülen kas kısalıklarının hamstring ve kalça fleksörleri kısalığı olduğu saptanmıştır. Diz OA'ında meydana gelen dejeneratif değişiklikler sonucu yük dağılımındaki eşitsizlikler ve ağrı; vücut mekaniğini bozarak kas kısalıklarına yol açması beklenen sonuçlar olarak görülmektedir.

6- Bu çalışmada bireylerin fonksiyonellik durumları WOMAC İndeksi ile değerlendirilmiştir. İlk değerlendirme ortalama sonuçları diğer değerlendirmelere kıyasla yüksek bulunmuştur. Diğer 3 uygulamanın genel olarak WOMAC İndeksi sonuçlarında azalmaya neden olduğu belirlenmiştir. Bu 3 uygulamanın; kas kuvveti, ağrı, eklem hareket açıklığı ve kas kısalıkları üzerine olumlu etkilerinin bu sonucu ortaya çıkardığı sonucuna varılmıştır. Bu 3 uygulamanın da OA tedavisi içerisinde yer alabilecek uygulamalar olabileceği düşünülmektedir.

7- Bireylerin maksimum ve minimum diz adduktor moment dağılımları değerlendirilmiştir. Bu çalışmada adduktor moment değerlerinin esnek bant uygulamasında azaldığı, dizlik uygulamasında ise arttığı saptanmıştır. Dizlik uygulamasında adduktor momentin artmasının biyomekanik prensiplerin göz önüne alınarak ayarlanabilir dizlik kullanılmamasından ve bireylerin fazla kilolu sınırında bulunmalarından etkilenecek ortaya çıktığı düşünülmektedir.

8- Bu çalışmada ilk değerlendirmede diz OA'lı bireylerde yürüyüş sırasında maksimum ve minimum fleksiyon açıklıklarının normale göre azaldığı görülmüştür. Uygulamalar sonrası maksimum ve minimum fleksiyon açılarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamasına rağmen olumlu yönde değişiklikler gösterdikleri saptanmıştır.

9- Bireylerin 4 farklı durumdaki yürüyüş parametreleri araştırılmıştır. Bireylerin 4 farklı durumdaki ortalama yürüyüş parametreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Uygulamalar sonrası yürüyüş parametrelerinde fark bulunmamasının bireylerin radyolojik evre olarak ileri evrede bulunmalarından, uygulamalarda anlık etkilerin değerlendirilmesinden ve herhangi bir tedavi programının uygulanmamasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Page, C.J., Hinman, R.S., Bennel, K.L.(2011). Physiotherapy management of knee osteoarthritis. *Int Journal of Rheumatic Disease*,14,145-151.
2. Crossley, K.M. Marino, G.P. Macilquham, M.D. Schache, A.G. Hinman, R.S. (2009). Can patellar tape reduce the patellar malalignment and pain associated with patellofemoral osteoarthritis? *Arthritis & Rheumatism (Arthritis Care & Research)*. 61(12), 1719 –1725.
3. Hinman, R.S. Bennel, K.M. Crossley, K.M. Mcconnel, J.(2003). Immediate effects of adhesive tape on pain and disability in individuals with knee osteoarthritis. *British Society For Rheumatology*,42, 865-869.
4. Mündermann, A. Dyrby, C.O. Andriacchi, T.P.(2005). Secondary Gait Changes in Patients With Medial Compartment Knee Osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism*, 52, 2835-2844.
5. Ko, S., Simonsick, E.M., Husson, L.M., Ferrucci, L.(2011). Sex-Specific Gait Patterns of Older Adults With Knee Osteoarthritis: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Current Gerontology and Geriatrics Research*, Article ID 175763, 7 pages
6. Snell, R.S., Cumhuri, M.(2003). Klinik Anatomi. *Palme yayıncılık*, 152-154.
7. Fransen, M., Crosbie,J., Edmonds, J.,(2001) Physical Therapy Is Effective for Patients with Osteoarthritis of the Knee: A Randomized Controlled Clinical Trial. *The Journal of Rheumatology*.28(1)156-164.
8. Saridoğan, M.(2007).Tanıdan Tedaviye Osteoartrit. *Nobel Tıp Kitabevi*.1-17,21-34,51-87, 149-161.
9. Huang, S.C., Wei, I.P., Chien, H.L., Wang ,T.M., Liu, Y.H., Chen, H.L., Lu, T.W., Lin, J.G.(2008) Effects of severity of degeneration on gait patterns in patients with medial knee osteoarthritis. *Medical Engineering & Physics* (30) 997-1003
10. Cushnaghan, J., McCarthy, C., Dieppe, P.(1994) Taping The Patella Medially: A new Treatment for osteoarthritis of The Knee Joint. *British Medical Journal*.(308),753-735

11. Hurwitz, D.,E, Ryals,A., B.,,Case, J., P., Block, J.,A., Andriacchi, T.,P.(2002) .The Knee Adduction Moment During Gait In Subjects With Knee Osteoarthritis Is More Closely Correlated With Static Alignment Than Radiographic Disease Severity, Toe Out Angle and Pain. *Journal of Orthopaedic Research* .(20),101-107.
12. Richmond, J., Hunter, D., Irrang, J.(2009) Treatment of Osteoarthritis Of The Knee (Nonarthroplasty). *Journal of American Academy Orthopedic Surgery*, 17(9), 591-600.
13. Jonbergen, H.,P., Poolman, R., W., Kampen, A.(2011). Isolated Patellofemoral Osteoarthritis. *Acta Orthopadica*. 81(2),199-205.
14. Warden, S.J. , Hinman, R., S., Watson, M.A., Avin, K., G., Bialocerkowski, A., E., Crossley, K.,M.(2008). Patellar Taping and Bracing For The Treatment of Chronic Knee Pain: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Arthritis & Rheumatism*. 59,73-83.
15. Karaaslan, Y.(2000) *Osteoartrit* MD Yayıncılık. 1-44, 102-158,194-215.
16. Nordin, M., Frankel, V., H.(2001) Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. *Lippincott Williams & Wilkins*.176-221,438-457.
17. Cooper,C., Cushnaghan,J., Kirwan,J.R., Dieppe, P.A., Rogers,J., McAlindon, T. , McCrae ,F. (1992). Radiographic assessment of the knee joint in osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*. 51,80-82.
18. Otman, S., Köse, N.(2006). Egzersiz Tedavisinde Temel Prensipler ve Yöntemler. *Meteksan A. Ş.* 21-51.
19. Johnson, F., Leitzl, S., Waugh, W.(1980) The Distribution of Load Across The Knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 62: 3; 346-349.
20. Messier, S., P.,Guterkunts,D., J., Davis, C., Devita, P.(2005) Weight Loss Reduces Knee Joint Loads In Overweight and Obese Older Adults With Knee *Osteoarthritis*. *Arthritis & Rhematism*. 52; 7; 2026-2032.
21. Tütün Ş., Altın F., Özgönenel L.,Çetin E. (2010) Diz Osteoartriti Olan Hastalarda Demografik Özellikler ile Yaş, Ağrı, Cinsiyet ve Obezite Arasındaki İlişki. *Klinik Çalışma, İstanbul Tıp Dergisi*, 11(3),109-112.

22. Slupik, A., Dwornik, M., Bialoszewski, D.(2007). Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Orthop Traumatol Rehabil*.9 : 644-651.
23. Önal, B.(2006). *Diz Osteoartrit Tedavisinde İntraartiküler Hyaluronik Asit ve Fizik Tedavi Etkinlik ve Güvenilirliklerinin Karşılaştırılması*, Yüksek Lisans Tezi, Haydarpaşa Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Ana Bilim Dalı, İstanbul.
24. Jansen, M.J., Viechtbauer W., Lenssen A. F., Hendriks .Bie1,R.A.(2011). Strength training alone, exercise therapy alone, and exercise therapy with passive manual mobilisation each reduce pain and disability in people with knee osteoarthritis: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*. 57, 11–20.
25. Kuroyanagi, Y., Nagura, T.,Matsumoto, H.,Otani, T.,Suda, Y.,Nakamura, T ., ve Toyama, T.(2007).The lateral wedged insole with subtalar strapping significantly reduces dynamic knee load in the medial compartment. *OsteoArthritis and Cartilage*.15.
26. Darlene, H., Randolph, M.(2004) Review of Functional Anatomy Basic Rehabilitation of the Knee Biomechanics of the Femorotibial Common Lesions Joint Passive Treatment Techniques. *The Knee*.320.
27. A., Dyrby, C.,O.,Hurwitz, D.,E.,, Sharma, L.,, Andriacchi, T.,P.(2004).Potensial Strategies To Reduce Medial Compartment Loading In Patients With Knee Osteoarthritis Of Varying Severity. *Arthritis & Rheumatism*. 50,4,1172-1178.
28. Hinman, R.S., Crossley, .K.M., McConnell, J. Bennel, K.L.(2003) Efficacy of knee tape in the management of osteoarthritis of the knee: blinded randomised controlled trial. *British Medical Journey*.327, 2-6.
29. McConnell J.(1986). The management of chondromalacia patellae: a long time solution. *Australian Journal of Physiotherapy*.32:215-223.
30. Campolo, M., Babu, J., Dmochowska, K., Scariah, S., Varughese, S.(2013).A Comparison of Two Taping Techniques Kinesio and Mcconnell and Their Effecton Anterior Knee Pain During Functional Activities. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. 8,(2)105-109.

31. Russell, E.M., Miller, R.H., Umberger, R.H., Hamill, J.(2013) Lateral Wedges Alter Mediolateral Load Distributions at the Knee Joint in Obese Individuals, *Journal of Orthopaedic Research* .1-7.
32. Kerrigan, D.C., Johansson, J.L., Bryant, M.G., Boxer ,J.A., Della, C.U., Riley, P.O.(2005).Moderate-heeled shoes and knee joint torques relevant to the development and progression of knee osteoarthritis. *Archives Physical Medical Rehabilitation*.86,871–875.
33. Shakoor, N., Sengupta, M., Foucher, K.C., Wimmer, M.A., Fogg, L.F., Block, J.A.(2010) The effects of common footwear on joint loading in osteoarthritis of the knee. *Arthritis Care Res (Hoboken)*.62,917–923.
34. Kerrigan, D.C, Lelas, J.L., Karvosky, M.E.(2001). Women’s shoes and knee osteoarthritis. *Lancet*. 357,1097–1098.
35. Richards J. D., Sanchez-Ballester J., Jones, R. K., Darke, Livingstone, B.N.(2005). A comparison of knee braces during walking for the treatment of osteoarthritis of the medial compartment of the knee. *Journal of Bone Joint Surgery*. 87,7.
36. Pollo, F.E., Otis, J. C., Backus S.I., Warren, R. F.ve Wickiewicz, T.L.(2002). Reduction of Medial Compartment Loads with Valgus Bracing of the Osteoarthritic Knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 30, 32.
37. Keseci, E.H.(1994). ***Diz ekleminde Osteoartriti bulunan kişilerde Kesikli Kısa Dalga Diatermi İle Enterferansiyel Akım Uygulamalarının Karşılaştırılması***, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı Bilim Uzmanlığı Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
38. Necipoğlu, D. (1994). ***Diz Ekleminde Osteoartriti Olan Kişilerde Transkutanöz Elektriksel Sinir Stimülasyonu ile İyontoforezis Uygulamalarının Karşılaştırılması***. FTR Bilim Uzmanlığı Tezi, H.Ü. , Ankara.
39. Whittle, M.W.(2007) *Gait Analysis*. Elsevier.47-98, 137-174.
40. Shakoor, N., Block, J.A.(2006) Walking Barefoot Decreases Loading On The Lower Extremity Joints In Knee Osteoarthritis.54: 9; 2923-2927.

41. Vercelli, S., Sartorio, F. Foti, C., Colletto, L., Virton, D., Ronconi, G., Ferriero, G.(2012). Immediate Effects of Kinesiotaping on Quadriceps Muscle Strength: A Single-Blind, Placebo-Controlled Crossover Trial *Clinical Journal of Sport Medicine*. 22 (4), 319–326.
42. Broström, E. W., Esbjörnsson, A. C., Heideken, J., Iversen. (2012) .Gait deviations in individuals with inflammatory joint diseases and osteoarthritis and the usage of threedimensional gait analysis, *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*. 26, 409–422.
43. Jenkyna,T. R., Hunta, M.A., Jonesa, I C., Giffina, J. R., Birmingham T. B.(2008) Toe-out gait in patients with knee osteoarthritis partially transforms external knee adduction moment into flexion moment during early stance phase of gait: A tri-planar kinetic mechanism. *Journal of Biomechanics* 41, 276–283.
44. Astephen, J.L. Deluzio, K.J.(2005) Changes in frontal plane dynamics and the loading response phaseof the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique . *Clinical Biomechanics*, 20, 209–217.
45. Stevermer, C.A. (2010) ***Functional Movement Assessment For IndividualsWith Knee Osteoarthritis.*** , Doktora Tezi, Kinesiology (Biological Basis of Physical Activity) Iowa State University, Iowa
46. Taş, S.(2013). ***Diz Osteoartritli Hastalarda 3-Boyutlu Bilgisayarlı Yürüme Analizi ile Gözlemsel Yürüme Analizi Sonuçlarının Karşılaştırılması.*** Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimler Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
47. Lewek, M. D., Rudolph, K. S., Snyder,L. M.(2004). Control of Frontal Plane Knee Laxity during Gait in Patients with Medial Compartment Knee Osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 12,(9), 745–751.
48. Bejek, Z., Paróczai, R., Illyés A., Kocsis, L., Kiss, R. M.(2006) Gait Parameters of Patients With Osteoarthritis of The Knee Joint. *Physical Education and Sport*. 4, (1) 9 – 16.

49. Wada, M., Maezawa, Y., Baba, H., Shimada, S., Sasaki, S., Nose, Y. (2001) Relationship Among Bone Mineral Densities , Static Alignment and Dynamic Load In Patients With Medial Compartment Knee Osteoarthritis. *British Society For Rheumatology*. 40; 499-505.
50. Lim, B. W. , Kemp, G. , Metcalf, B. , TIM V. Wrigley T.V. , Bennell K.L., Crossley K.M., Hinman R. S. (2009). The Association of Quadriceps Strength With the Knee Adduction Moment in Medial Knee Osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism (Arthritis Care & Research)*. 61,(4) ,451–458.
51. Zeni, J.A., Higginson, J.S. (2009). Differences In Gait Parameters Between Healthy Subjects and Persons With Moderate and Severe Knee Osteoarthritis: A Result of Altered Walking Speed. *Clinical Biomechanical*. 24(4); 372-378
52. Chang, A, Hayes, K., Dunlop, D., Hurwitz, D., Song, J., Cahue, S., Genge, R. Ve Sharma L. (2004). Thrust During Ambulation and the Progression of Knee Osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism*. 50,12, 3897–3903.
53. Messier, S.P., DeVita, P., Cowan, R.E., Seay, J., Young, H. C., Marsh, A. P. (2009) Do Older Adults With Knee Osteoarthritis Place Greater Loads on the Knee During Gait? A Preliminary Study. *Archives Physical Medical Rehabilitation*. 21,3, 159-170.
54. Childs, J.D., Sparto, J.P., Fitzgerald, G.K., Bizzini, M. , Irrgang, J.J. (2004) Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 19, 44-49.
55. Miyazaki, T., Wada, M., Kawahara, H., Sato, M., Baba, H., Shimada S. (2002). Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Annual Rheumatology Diseases*. 61, 617–622.
56. Brunnekreef, J.J., Uden C. J., Moorsel, S., and Jan, G.M. (2005). Reliability of videotaped observational gait analysis in patients with orthopedic impairments. *BioMedCentral Musculoskeletal Disorders Disorders*. 6,(17), 1471-2474-6-17.

57. Fransen M, Crosbie J, Edmonds J. (1997). Reliability Of Gait Measurements In People With Osteoarthritis of the Knee. *Physical Therapy*. 77(9)994-953.
58. Astephena, J.L., Deluziob, K.J., Caldwellc, G.E., Dunbard, M.J., Hubley, C.L. (2008). Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. *Journal of Biomechanics*. 41, 868–876.
59. Perry J.(1992). *Gait Analysis Normal and Pathological Function*.1-19, 49-149,349-443
60. Otman, S. Köse, N. (2008). *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri*. Yücel Ofset Matbaacılık, 62-112,120-192, 36-39.
61. Graverand, M.P., Brandt, K., Mazzuca, S.A., Raunig, D., Vignon, E.(2009) Progressive increase in body mass index is not associated with a progressive increase in joint space narrowing in obese women with osteoarthritis of the knee. *Annual Rheumatology Diseases*.68(11),1734-1738.
62. Quilty, B., Tucker, M., Campell, R., Dieppe, P.(2003). Physiotherapy, Including Quadriceps Exercises and Patellar Taping, For Knee Ostaoarthritiswith Predominant Patello-Femoral Joint Involvement: Randomized Controlled Trial. *The journal of Rheumatology*.30,6.
63. Felson, D.T., Zhang, Y., Anthony, J.M., Naimark ,A., Anderson, J.J. (1992) Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women: The Framingham Study. *Annual International Medicine*.116,535–539.
64. Thorstensson, C.A.,Henriksson, M., Porat A.M., Sjo C.E, Roos M.(2007). The effect of eight weeks of exercise on knee adduction moment in early knee osteoarthritis e a pilot study. *OsteoArthritis and Cartilage*. 15, 1132-1136.
65. Önal, B.(2006). *Diz Osteoartrit Tedavisinde İntraartiküler Hyaluronik Asit ve Fizik Tedavi Etkinlik ve Güvenilirliklerinin Karşılaştırılması*, Yüksek Lisans Tezi, Haydarpaşa Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Ana Bilim Dalı, İstanbul.

66. Fitzgerald, G.K., Piva, S.R., Irrang, J., Bouzubar F. ve Starz T. W. (2004). Quadriceps Activation Failure as a Moderator of the Relationship Between Quadriceps Strength and Physical Function in Individuals With Knee Osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism (Arthritis Care & Research)*. 51, 40–48.
67. Shakoor, N., Lidtke, R. H., Sengupta M., Fogg, L. F. ve Block J.A. (2008). Effects of Specialized Footwear on Joint Loads in Osteoarthritis of the Knee. *Arthritis & Rheumatology*. 50(9): 1214–1220.
68. Teichtahl, A.J., Wluka, A.E., Morris, M.E., Davis, S.R., Cicuttini, F.M. (2006). The relationship between the knee adduction moment and knee pain in middle-aged women without radiographic osteoarthritis. *Journal of Rheumatology*.; 33(9), 1845-8. Melbourne, Australia.
69. Sanchez-Ramirez, D. C., Leeden, M., Knol, D.L., Esch, M., Roorda, L.D., Verschueren S., Dieën, J., Willem F., Lems, W.F., Dekker, J. (2013) Association of postural control with muscle strength, proprioception, self-reported knee instability and activity limitations in patients with knee osteoarthritis. *Journal Compilation Foundation of Rehabilitation Information*, 45, 192–197.
70. Dursun, E. (2007). *Diz Ekleminde Osteoartriti Olan Hastalarda Egzersiz Programının Etkinliği*, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimler Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- Fitzgerald G. K., Piva S.R. ve Irrang J. J. (2004). Reports of Joint Instability in Knee Osteoarthritis: Its Prevalence and Relationship to Physical Function, *Arthritis & Rheumatism (Arthritis Care & Research)* 51, 6, 941–946.
71. Kiss, R. M. (2011) Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 695–703.
72. Hunt, M.A., Wrigley, T. V., Hinman, R. S. Ve Bennell M. L. (2010). Individuals With Severe Knee Osteoarthritis Exhibit Altered Proximal Walking Mechanics Compared With Individuals With Less

- Severe OA and Those Without Knee Pain. *Arthritis Care & Research*. 62,(10),1426–1432.
73. Esch, M., Steultjens, M.P.M., Harlaar, J., Noort J.C., Dirk L Knol, D.L., Dekker J. (2011) Lateral Trunk Motion and Knee Pain in Osteoarthritis of the Knee: a cross-sectional study. *BioMedCentral Musculoskeletal Disorders*, 12,141.
74. Lim, B. W., Hinman R. S., Wrigley, T. V., Sharma L. ve Bennell K. L. (2008) Does Knee Malalignment Mediate the Effects of Quadriceps Strengthening on Knee Adduction Moment, Pain, and Function in Medial Knee Osteoarthritis? A Randomized Controlled Trial. *Arthritis & Rheumatism (Arthritis Care & Research)*, 59, 943–951.
75. Hayes K. W., Petersen, C. Ve Falconer J. (1994). An examination of Cyriax's Passive Motion Test With Patients Having Osteoarthritis Of The Knee. *Physical Therapy*; 74 (8),697-707.
76. Fink, B., Egl, M., Singer, J., Fuerst M., Bubenheim M., Jacob E.N. (2007) Morphologic Changes in the Vastus Medialis Muscle in Patients With Osteoarthritis of the Knee. *Arthritis Care & Research*, 56,(11), 3626–3633.
77. Holla, J., F., Leeden, M., Roorda, L.D., Bierma-Zeinstra, S. M.A., Damen, J., Dekker, J., Steultjens, M., P., M. (2012). Diagnostic Accuracy of Range of Motion Measurements in Early Symptomatic Hip and/or Knee Osteoarthritis. *Arthritis Care & Research*, 64,(1), 59 – 65.
78. Schmitt LC, Rudolph KS. (2008) Muscle stabilization strategies in people with medial knee osteoarthritis: the effect of instability. *Journal of Orthopaedic Research*. 26,1180–1185.
79. Esch, M., Steultjens, M., Harlaar, J., Knol J., Lems, W. Ve Dekker J. (2007). Joint Proprioception, Muscle Strength, and Functional Ability in Patients With Osteoarthritis of the Knee. *Arthritis & Rheumatism (Arthritis Care & Research)*. 57, (5), 787–793.
80. Tüzün, E. H., Eker, L., Aytar, A., Daşkapan A. Ve Bayramoğlu, M. (2005) .A Acceptability, Reliability, Validity and Responsiveness of The Turkish Version of Osteoarthritis Index. *Osteoarthritis and Cartilage*, 13, 28-33.

81. Astephen, J.L., Deluzio, K.J., Dunbar, M.J., Caldwell, G.E., Hubley, C.L.(2011). The association between knee joint biomechanics and neuromuscular control and moderate knee osteoarthritis radiographic and pain severity . *Osteoarthritis and Cartilage* 19, 186-193.
82. Evcik, D., Kuru, İ.,Maralcan, G., Evcik, E.(2006).Osteoartritli Hastalarda Diz Eklemninin Mekanik ve Anatomik Akslarının ve Yönelim Açılarının Fonksiyonel Kapasiteyle İlişkisi. *Acta Orthopeda Traumatology Turcica*.40(1),38-43.Baker, R.(2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3-4,1-10.
83. Hunt, M.A. ,Hinman, R.S.,Metcalf, B.R., Lim B.W., Wrigley, T. V., Bowles, K. A., Kemp, G., Bennell, K.L.(2010). Quadriceps strength is not related to gait impact loading in knee osteoarthritis. *The Knee* 17 296–302.
84. Foroughi, N., Smith, R., Vanwanseele, B.(2009). The association of external knee adduction moment with biomechanical variables in osteoarthritis: A systematic review. *The Knee*.16, 303–309.
85. Matsuno, H., Kadowaki, K. M., Tsuji, H.(1997).Generation II Knee Bracing for Severe MedialCompartment Osteoarthritis of the Knee. *Physical Medical Rehabilitation*.(15),78-79.
86. Raaij, T.M., Reijman M., Brouwer, R. W., Bierma S. A. , Verhaar A. N.(2010). Medial Knee Osteoarthritis Treated by Insoles or Braces A Randomized Trial. *Clinical Orthopedia Related Research*.468,1926–1932.
87. Deluzio, K.J., Astephen, J.L.(2007).Biomechanical Features Of Gait Waveform Data Associated With Knee Osteoarthritis An Application Of Principal Component Analysis. *Gait & Posture*.(25); 86-93.
88. Esch M.A., Steultjens, M. , Harlaar J., Wolterbeek, N., Knol L.ve Dekker J.(2008).Knee varus valgus motion during gait e a measure of joint stability in patients with osteoarthritis? *Osteoarthritis and Cartilage*.16, 522-525.

89. Kerrigan, D. C., Lelas, J.L Goggins, J., Merriman, G. J., Kaplan, R. J., Felson,D. T.(2002). Effectiveness of a Lateral-Wedge Insole on Knee Varus Torque in Patients With Knee Osteoarthritis. *Archives of Physical Medical Rehabilitation*.83,889-893.
90. Kase, K., Wallis, Kase T.(2003)*Clinical Therapeutic Applications Of The Kinesiotaping*.Ken Ikai Co.Second Edition.12-19.

EKLER

Ek 1. Etik Kurul Karar Formu

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	01.02.2013	01	Türkçe		
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	01.02.2013	01	Türkçe		
	OLGU RAPOR FORMU	---	---	Türkçe		
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ	---	---	Türkçe		
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama				
	TÜRKÇE ETİKET ÖRNEĞİ	---				
	SİGORTA	---				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	01.02.2013	---			
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	---				
	HASTA KARTI/GÜNLÜKLERİ	---				
	ILAN	---				
	YILLIK BİLDİRİM	---				
	SONUÇ RAPORU	---				
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	---				
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 03-05 (KA-120110)	Tarih: 21.02.2013				
	<p>Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu öğretim üyelerinden Prof.Dr. Fatih Erbahçeci'nin sorumlu araştırmacısı olduğu, Fizyoterapist Tezel Yıldırım'ın uzmanlık tezi olan "Diz osteoartritinde dizlik, esnek ve rijit bantlama kullanımının etkilerinin karşılaştırılması" başlıklı proje önerisi; araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuştur.</p> <p>19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı Resmi Gazete'de yayınlanarak yürürlüğe giren "Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik" gereğince dosyanın 'Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'na sunulması gerekmektedir.</p>					
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU						
ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu					
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof.Dr. HAKAN S. ORER (Vekili Prof.Dr.Zafer ÇEHRELİ)					
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkisi	Katılım*	İmza
Prof. Dr. Hakan S. Orer, Başkan	Farmakoloji	Hacettepe Ü. Tıp F.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	İZİNLİ
Prof. Dr. Zafer Çehrelî, Başkan Yrd (Başkan Vekili)	Pedodonti	Hacettepe Ü. Dişhek. F.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç Dr. Mutlu Hayran, Raportör	Epidemiyoloji	Hacettepe Ü. Tıp F.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Osman Abbasoğlu	Gen. Cerrahi	Hacettepe Ü. Tıp F.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Nurten Akarsu	Genetik	Hacettepe Ü. Tıp F.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Av. Ç. Ziya Akçağlayan	Hukuk	Emekli (sivil üye)	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Nüket Örnek Buken	Tıp Tarihi ve Etik	Hacettepe Ü. Tıp F.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Türkan Eldem	Far. Biyoteknoloji	Hacettepe Ü. Ezc. F.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	YURTDIŞINDA GÖREVLİ
Doç Dr. Erdem Karabulut	Biyostatistik	Hacettepe Ü. Tıp F.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ayşe Küçükdeveci	Fizik Tedavi ve Reh.	Ankara Ü. Tıp F.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Av. Meltem Onurlu	Hukuk	Hacettepe Ü. Hukuk Müşavirliği	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Nilgün Sayınalp	İç Hst. Hematoloji	Hacettepe Ü. Tıp F.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Alev Türker	İç Hst. Onkoloji	Hacettepe Ü. Tıp F.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mehmet Uğur	Biyofizik	Ankara Ü. Tıp F.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Murat Yurdakök	Çocuk Hst. Neonatoloji	Hacettepe Ü. Tıp F.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	

* :Toplantıda Bulunma

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Diz osteoartritte dizlik, esnek ve rijit bantlama kullanımının etkilerinin karşılaştırılması			
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof.Dr. Fatih ERBAHÇECİ			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu 06100 Sıhhiye – Altındağ / ANKARA			
	DESTEKLEYİCİ	YOK			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	YOK			
	ARAŞTIRMANIN FAZI	FAZ 1	FAZ 2	FAZ 3	FAZ 4
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Yeni Endikasyon	Yüksek Doz Araştırması	Diğer (belirtiniz): Açık Etiketli	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ X	ÇOK MERKEZ <input type="checkbox"/>	ULUSAL	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>