

**T.C.
BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ**

**MULLIGAN DİZ BANTLAMA TEKNİĞİNİN DİNAMİK
DİZ VALGUSU ÜZERİNE ETKİSİ**

Yüksek Lisans Tezi

GİZEM DEMİR

İSTANBUL, 2018

**T.C.
BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ**

**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

**MULLIGAN DİZ BANTLAMA TEKNİĞİNİN
DİNAMİK DİZ VALGUSU ÜZERİNE ETKİSİ**

Yüksek Lisans Tezi

GİZEM DEMİR

Tez Danışmanı: Dr.Öğr.Üyesi Dilber KARAGÖZOĞLU COŞKUNSU

İSTANBUL, 2018

T.C.
BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

Tezin Adı: Mulligan Diz Bantlama Tekniğinin Dinamik Diz Valgusu Üzerine Etkisi
Öğrencinin Adı Soyadı: Gizem DEMİR
Tez Savunma Tarihi: 03.08.2018

Bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak gerekli şartları yerine getirmiş olduğu Sağlık Bilimleri Enstitüsü tarafından onaylanmıştır.

Dr. Öğr. Üyesi Hasan Kerem ALPTEKİN
Enstitü Müdürü
İmza

Bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak gerekli şartları yerine getirmiş olduğunu onaylarım.

Dr. Öğr. Üyesi Hasan Kerem ALPTEKİN
Program Koordinatörü
İmza

Bu Tez tarafımızca okunmuş, nitelik ve içerik açısından bir Yüksek Lisans tezi olarak yeterli görülmüş ve kabul edilmiştir.

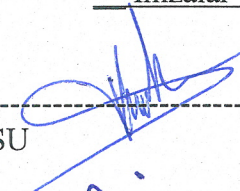
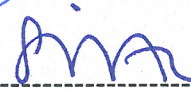
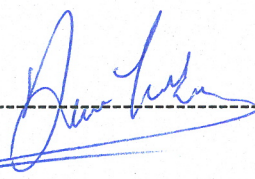
Jüri Üyeleri

İmzalar

Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Dilber KARAGÖZOĞLU COŞKUNSU

Üye
Prof. Dr. Habibe Serap İNAL

Üye
Dr. Öğr. Üyesi Demet TEKİN

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca yol gösteren, her aşamada destek olan, göstermiş olduğu sabır ve ilgiden dolayı tez danışmanım Dr.Öğr.Üyesi Dilber KARAGÖZOĞLU COŞKUNSU'ya;

Hayatım boyunca hep yanımda olup sevgilerini ve desteklerini hep üzerimde hissettiğim annem Habibe DEMİR'e, babam Sezayi DEMİR'e, ablalarım Gülşen DEMİR'e, Banu DEMİR ÖZDEMİR'e, Funda DEMİR AYNACI'ya, kardeşim Uğur DEMİR'e;

Hayatımda en az ailem kadar beni destekleyen ve bugüne kadar gelmemde üzerimde emeği ailem kadar olan rahmetli amcam Zeki DEMİR'e;

Tez yazım süresince hep yanımda olan, yardımlarını esirgemeyen, çalışmalarımnda bana destek olan Görkem UZUN'a;

Tez aşamasında deneyimlerini benimle paylaşan ve rehberlik eden Bahçeşehir Üniversitesi Sağlık Meslek Yüksekokulu öğretim üyesi Uzm.Fzt. Mirsad ALKAN'a;

Tez dönemindeki manevi destekleri için arkadaşlarım Ezgi ULUDAĞ, Fzt. Beste ŞEN, Fzt. Özge ÖKÇÜ'ye

Sonsuz Teşekkür Ederim

ÖZET

MULLIGAN DİZ BANTLAMA TEKNİĞİNİN DİNAMİK DİZ VALGUSU ÜZERİNE ETKİSİ

Gizem Demir

FİZYOTERAPİ ve REHABİLİTASYON YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

Tez Danışmanı: Dr.Öğr. Üyesi Dilber Karagözoğlu Coşkunsu

Ağustos 2018, 57 sayfa

Yük verme sırasında kalçanın internal rotasyona ve aşırı addüksiyona gelmesi, dizin merkezinin de mediale kaçmasına dinamik diz valgusu denir. Dinamik diz valgusu yaralanma riskini ciddi anlamda arttıran, genellikle kadınlarda görülen anormal bir hareket paternidir. Daha önceden yapılan çalışmalarda Mulligan diz bantlama tekniğinin hareket restorasyonu sağladığı ve yaralanma riskini azalttığı tespit edilmiştir. Yapılmış olan bu tez çalışmasında da Mulligan diz bantlama tekniğinin dinamik diz valgusu üzerine etkisi incelenmiştir. Tek bacak squat testine göre dinamik diz valgusu olan 20-28 yaş arasında 20 sağlıklı kadın ve kontrol grubu olarak 19-28 yaş aralığında 20 dinamik diz valgusu olmayan sağlıklı kadın çalışmaya katılmıştır. Dinamik diz valgusu olan katılımcılara rijit bant ile Mulligan diz bantlama tekniği uygulanarak drop jump testi uygulandı ve daha sonra bantsız şekilde drop jump testi tekrarlandı. Yorgunluk etkisinin önüne geçebilmek için testler arasında katılımcılara dinlenme süresi verildi. Bireylerin kas gücü MicroFET2® dijital el dinamometresi kullanılarak test edildi. Katılımcılara ek olarak alt ekstremitte kaslarına kısıklık testi uygulandı. Kontrol grubuna kas kuvvetinin dinamik diz valgusuna etkisini değerlendirmek için kas kuvvet testi ve drop jump testi uygulandı ve alt ekstremitte kas kısıklıkları değerlendirildi. Drop jump testi, OptoJump Next cihazı ile ölçüldü ve frontal plana yerleştirilen drop jump testiyle eş zamanlı kayıt yapan kamera ile düşme anındaki maksimum diz fleksiyonu esnasındaki diz valgusu açısı değerlendirildi. Opto Jump Next® cihazı ile katılımcıların drop jump testi esnasında uçuş süreleri, yerle temas süreleri, hız ve güçleri de bantlama öncesi ve sonrası değerlendirme fırsatı bulundu. Çalışma sonunda Mulligan diz bantlama tekniğinin dinamik diz valgusu açısını azalttığı ($P \leq 0,05$) bulundu. Bantlama

tekniğinin, sıçrama yüksekliğini, sıçrama uçuş süresini, yerle temas süresini, gücü ve hızı anlamlı bir şekilde etkilemediği gözlemlenmiştir ($P \geq 0,05$). Çalışmada dinamik diz valgusu olan bireylerle, dinamik diz valgusu olmayan bireylerin kas gücü karşılaştırıldığında, iki grubun kas kuvvetleri arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. Bu iki grubun uçuş süresi, yerle temas süresi, uçuş yüksekliği, güç ve hız değerleri karşılaştırıldığında ise uçuş süresi, sıçrama yüksekliği ve güç değerleri kontrol grubunda anlamlı bir şekilde daha yüksek olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Dinamik Diz Valgusu, Mulligan Diz Bantlama Tekniği, Drop Jump Testi



ABSTRACT

THE EFFECT OF MULLIGAN KNEE BANDING TECHNIQUE ON DYNAMIC KNEE VALGUS

Gizem Demir

PHYSIOTHERAPY AND REHABILITATION POSTGRADUATE PROGRAM

Thesis Supervisor: Asst. Assoc. Dr. Dilber Karagözoğlu Coşkunsu

August 2018, 57 pages

Internal rotation of the hip and excessive adduction during weight loading, medial displacement of the knee center is called dynamic knee valgus. A dynamic knee valgus is an abnormal motion pattern that is usually seen in women, which seriously increases the risk of injury. Previous studies have shown that the mulligan knee banding technique provides restoration of movement and reduces the risk of injury. In this thesis study, the effect of mulligan knee banding technique on the dynamic knee valgus was examined. 20 healthy women between 20-28 years with a dynamic knee valgus according to the SLS test and 20 healthy woman between 19-28 years old knees without a dynamic knee valgus as a control group participated in the study. The participant with a dynamic knee valgus was subjected to a drop jump test using a rigid band a Mulligan knee banding technique and then the test was repeated without a tape. Participants were given rest periods between tests to avoid fatigue. Individuals were tested using muscle strength MicroFET2 digital hand dynamometer. For the control group, only muscle testing was performed to evaluate the effect of muscle strength on dynamic knee valgus. For the control group, a muscle force jump test was performed to evaluate the effect of muscle strength on dynamic knee valgus, lower extremity muscular muscles were evaluated. The drop jump test was measured with Opto Jump Next device, and the simultaneous recording with drop jump test placed on the frontal plane and the knee valgus angle during maximum knee flexion at the fall time were evaluated. With the Opto Jump Next device, attendees were able to evaluate their flight times, ground contact times, speed and strengths before and after taping during the drop jump test. At

the end of the study, mulligan decreased the dynamic knee valgus angle of the knee banding technique ($P \leq 0,05$). It was observed that the banding technique did not significantly affect jump height, jump flight time, ground contact time, power and speed ($P \geq 0,05$). There was no significant difference between the muscular strengths of the two groups when individual with dynamic knee valgus in the study. These two groups seemed to be significantly higher in-flight control group than in flight time, duration of contact, flight altitude, power and speed values. Flight time, skidding height and power values.

Key Words: Dynamic Knee Valgus, Mulligan Knee Taping Technic, Drop Jump Test



İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	viii
TABLOLAR	x
ŞEKİLLER	xii
KISALTMALAR	xiii
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. DİZ VE KALÇA EKLEM YAPISI	3
2.1.1. Diz Eklemi Anatomisi ve Kemik Yapılar.....	3
2.1.2. Diz Eklem Biyomekaniği	9
2.1.3. Kalça Eklemi ve Biyomekaniği.....	22
2.2. DİNAMİK DİZ VALGUSU	26
2.3. MULLİGAN DİZ BANTLAMA TEKNİĞİ.....	29
2.3.1. Mulligan Konseptinin Temel İlkeleri	30
2.3.2. Mulligan Tekniğinin Endikasyonları ve Kontrendikasyonları	32
3.1.BİREYLER	34
3.1.1. Demografik Bilgiler	34
3.1.2.Tek Bacak Squat Testi.....	35
3.2. ÇALIŞMA MODELİ.....	35
3.3.VERİ TOPLAMA YÖNTEMLERİ.....	35
3.3.1.Drop Jump Testi	35
3.3.1.1. Diz Valgus Açısının Hesaplanması.....	36
3.3.2. Kas Kuvveti Ölçümü	38
3.3.3. Kas Kısalık Testi.....	41
3.3.4.Mulligan Diz Bantlama Tekniği-Rijit Bant Uygulaması	44
4.BULGULAR	45
4.1. Görüntü Analizleri	47
4.2. Drop Jump Testi.....	47
4.3. Kas Kuvvet Ölçümü.....	48
4.4. Kas Kısalık Testi.....	49
5. TARTIŞMA	51
5.1. Limitasyonlar	56
6. SONUÇ	57

KAYNAKÇA	58
EKLER.....	70



TABLolar

Tablo 3.1: Dinamik Diz Valguslu Gubun Dahil Etme ve Dışlama Kriterleri.....	34
Tablo 3.2: Kontrol Grubunun Dahil Etme ve Dışlama Kriterleri	34
Tablo 3.3: Drop Jump Testi Optojump Verileri.....	36
Tablo 4.1: Demografik Bilgiler.....	46
Tablo 4.2: Dominant Taraf Bilgisi.....	47
Tablo 4.3: Bantlama Öncesi ve Sonrası Açık Değerleri.....	47
Tablo 4.4: Bantlama Öncesi ve Sonrası Drop Jump Testi Optojump Verileri.....	48
Tablo 4.5: Dinamik Diz Valguslu Grup ve Kontrol Grubu Drop Jump Testi Optojump Verileri.....	48
Tablo 4.6:Kas Kuvvet Testi Sonuçları.....	49

ŞEKİLLER

Şekil 2.1 : Diz Eklemi.....	3
Şekil 2.2 : Diz Eklemi Anatomisi.....	4
Şekil 2.3 : Femoral Kondiller.....	5
Şekil 2.4 : Femur Kondilleri.....	5
Şekil 2.5 : Medial ve Lateral Menisküs.....	6
Şekil 2.6 : Tibia.....	7
Şekil 2.7 : Tibia Platosunda Çapraz Bağlar ve Menisküsler.....	7
Şekil 2.8 : Patella.....	8
Şekil 2.9 : Diz Eklemine Hareketleri.....	10
Şekil 2.10 : Diz Eklemine Hareketleri.....	10
Şekil 2.11 : Dizin Anlık Dönme Merkezleri ve J Şekli.....	11
Şekil 2.12 : Femoral Kayma ve Yuvarlanma Hareketi.....	13
Şekil 2.13 : Patellofemoral Eklem.....	15
Şekil 2.14 : Patellar Morfoloji Sınıflaması.....	16
Şekil 2.15 : Patellofemoral Temas Basıncı, Temas Alanı ve Kartilaj Kalınlığı.....	17
Şekil 2.16 : Patellofemoral Eklem Reaksiyon Kuvvetinin Şematik Gösterimi.....	18
Şekil 2.17 : Diz Fleksiyon Artışıyla Vücut Ağırlığının Fleksör Kolu Arttırması.....	19
Şekil 2.18 : Patellayı Çevreleyen Kas Yapıları.....	20
Şekil 2.19 : Q Açısı.....	21
Şekil 2.20 : Os Koksa/Ox Coxae.....	22
Şekil 2.21 : Kalça Eklemine Önden Görünüşü.....	23
Şekil 2.22 : Kalça Görüntüsü.....	24
Şekil 2.23 : Valgus.....	26
Şekil 2.24 : Genu Valgum.....	26
Şekil 2.25 : Diz Valgusu.....	27
Şekil 2.26 : Dinamik diz valgusu (iki boyutlu)	28
Şekil 3.1 : Optojump Biyomekanik Analiz.....	37
Şekil 3.2 : Kamera Yerleşimi.....	37
Şekil 3.3 : Kalça Eksterna Rotatör Kas Kuvvet Ölçümü.....	38
Şekil 3.4 : Kalça Ekstansör Kas Kuvvet Ölçümü.....	39
Şekil 3.5 : Kalça Abdüktör Kas Kuvvet Testi.....	39
Şekil 3.6 : Diz Ekstansör Kas Kuvvet Testi.....	40
Şekil 3.7 : Diz Fleksör Kas Kuvvet Testi.....	40
Şekil 3.8: Modifiye Ober Testi.....	41

Şekil 3.9: Hamstring Kısalık Testi.....	42
Şekil 3.10:Kalça Fleksörleri Kısalık Testi.....	42
Şekil 3.11: Quadriceps Kısalık Testi.....	43
Şekil 3.12: Gastrocnemius Kısalık Testi.....	43
Şekil 3.13 : Mulligan Diz Bantlama Tekniği.....	44
Şekil 3.14: Akış Diyagramı.....	45



KISALTMALAR

ACL	:	Ön Çapraz Bağ
MWM	:	Mobilisations with Movement
NAGs	:	Natural Apophyseal Glides
PNF	:	Proprioseptif Nöromusküler Fasilitsayon
SİAS	:	Spina İliaka Anterior Superior
SNAGs	:	Sustained Natural Apophyseal Glides
PFAS	:	Patella Femoral Ağrı Sendromu
VAS	:	Visual Ağrı Skalası
DDV	:	Dinamik Diz Valgusu

1.GİRİŞ

Kalça eklemi alt ekstremitte kinematik zincirinin en proksimal eklemi olup diz eklemi ile ortak segmenti paylaşır. Femur proksimal ucunda kalça eklemine oluşturmak için pelvis asetabulumuyla eklemleşir. Kalça eklemi çok yönlü hareket sağlar ve hareketlilik açısından omuzdan sonra ikinci sıradadır. Distal ucunda femur karmaşık bir ligament sistemiyle (eklem kapsülü ve tendonlar) tibiaya sıkıca bağlanır. Kalçanın top-soket eklem yapısı yüksek seviyede kemik stabilitesi sağlarken, eklem hareketi oluşturmak ve dinamik kararlılık sağlamak için karmaşık bir kas grubuna bağımlıdır. Böylelikle, kalça kas performansı bozulmuş olursa, kalça eklemi tüm düzlemlerde işlev bozukluğuna duyarlı hale gelebilir. Femurun anormal hareketi, tibiofemoral eklem kinematığı üzerinde doğrudan bir etkiye sahip olabilir ve tibia femurun distal ucuna bağlayan yumuşak doku sınırlamalarını zorlar. Ağırlık yüklenmesi sırasında kalçanın internal rotasyona ve aşırı addüksiyona gelmesi, dizin merkezinin de mediale kaçmasına dinamik diz valgusu denir. Dizin aşırı mediale kaçması kas güçlerinde azalma ile ilişkili olduğu gösterilmiştir ve ön çapraz bağ (ACL) yaralanması ve patellofemoral eklem disfonksiyonu da dahil olmak üzere sayısız diz yaralanmalarına katkıda bulunulması ile ilişkilendirilmiştir. Aşırı kalça addüksiyonu dinamik diz valgusuna neden olur. Bu nedenle, aşırı kalça addüksiyonunun diz valgusunu sınırlayan yumuşak doku sınırlamalarını (yani, medial kollateral bağ, medial patellofemoral bağ ve ACL) zorlaması beklenir (Hickey 2016).

Mulligan konsepti 1980'lerde Yeni Zellandalı fizyoterapist Brian Mulligan tarafından geliştirilmiştir. Maitland, McKenzie, Kaltenborn yaklaşımlarından etkilenmiş ve bu pasif mobilizasyon teknikleriyle, pilates, proprioseptif nöromüsküler fasilitsayon (PNF) ve kinetik kontrol gibi aktif yöntemleri harmanlamıştır (McDowell 2014). Teknikler fonksiyonel pozisyonda uygulanır, böylece kazanımların günlük yaşam aktivitelerine yönelik uzun vadeli olmasını hedefler. Ağrısız ve güvenli bir yaklaşımdır (Vicenzino 2007). Yeni bir manuel terapi yaklaşımı olan Mulligan Konsepti ülkemizde 2005 yılından itibaren kullanılmaya başlanmıştır. Mulligan diz bantlama yönteminin amacı eklem biyomekaniğini yani eklemin hareket tarzını ve yapısını düzeltmektir. Teknik eklem kayma problemlerine veya pozisyonel hatalara yöneliktir. Genel prensibi; eklemi yeniden pozisyonlayarak hareket restorasyonu sağlamaktır. Klinik Rijit bant, eklem

problemlerinde fonksiyonu arttırmak, ağrıyı azaltmak, kas ve diğer yumuşak doku problemlerinde kası desteklemek ve iyileşmeyi hızlandırmak için kullanılan klinik bantlama yöntemidir. Hiçbir ilaç içermeyen özel bantlar manuel terapistler tarafından eklem ya da doku istenilen pozisyona getirildikten sonra o pozisyonun korunması ve tedavinin etkinliğinin sürdürülmesi amacıyla uygulanır. Bantlama teorik olarak, cildi yukarı kaldırıp deri ile kasların arasındaki boşluğu artırmak ve bölgede oluşan basıncı hafifletmektedir. Yaralanma bölgesinde azalan basınç kan dolaşımının artışı ile sonuçlanır ve böylece lenfatik drenaj oluşur. Dolaşım sisteminde yaratılan bu etki yaralanma bölgesindeki gerginlik ve hassasiyetin giderilmesinin yanında bölgede deri altında var olan ağrı reseptörlerinin uyarılmasını da önler, böylece ağrısız hareket etme imkânı sağlanmış olur.

Yapılan alışmada Mulligan diz bantlama tekniğinin amacı; kalçanın internal rotasyonunu ve dizin adduksiyonunu azaltarak (Hickey 2016) dinamik diz valgusunu azaltmaktır. Mulligan diz bantlama tekniği uygulanan dinamik diz valguslu katılımcının drop jump testi esnasında diz valgusunu azaltacağını savunuyoruz.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DİZ VE KALÇA EKLEM YAPISI

2.1.1. Diz Eklemi Anatomisi ve Kemik Yapılar

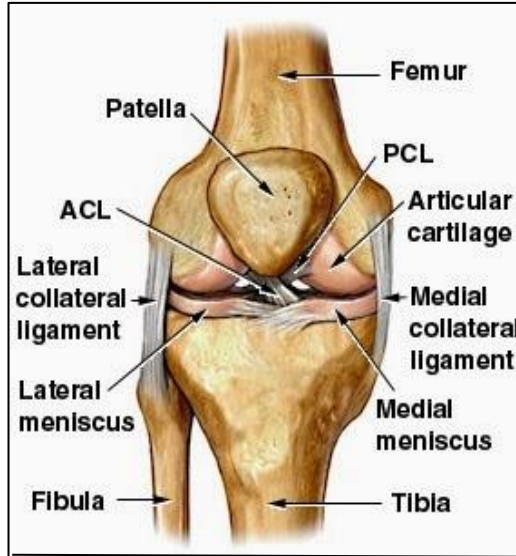
Diz eklemi vücudun en büyük sinovial eklemidir. Femur, tibia ve patella kemiklerinden oluşur. Aynı boşluk içerisinde femur ve tibia arasında iki kondiler tip ve patella ile femur arasında sellar tip olmak üzere üç ayrı eklem içerir (Ege 1998).

Diz eklemine üst sınırını femoral kondiller oluştururken altta ise tibia platosu yer alır. Her iki femoral kondil arasında yer alan troklear olukta da patella yer alır (Aydoğdu ve Sur 1998).

Femoral kondiller büyüklük ve şekil bakımından asimetriktir. Lateral kondilin uzun aksı mediale göre daha uzundur ve sagittal planda yerleşmiştir. Medial kondil aksı ise sagittal plan ile 22° lik bir açı yapmaktadır. Sagittal planda femoral kondillerin bu yerleşimi mil desteği mekanizmasını oluşturmakta ve ekstansiyonda kollateral bağların gerginliği artarken, fleksiyonda bu gerginlik azalır (Müezzinoğlu 2002).

Her iki femoral kondil arasında patellanın kaydığı bir oluk vardır. Buna troklea denir. Kondillerin arasında arkada interkondiler çentik vardır. Ön çapraz bağ ve arka çapraz bağ buraya yapışır (Aydoğdu ve Sur 1998).

Şekil 2.1: Diz Eklemi



Kaynak: Deniz, 2014

Diz eklemi gerçek anlamda iki eklem içeren, eklem yüzeylerinin şekline göre özellik gösteren menteşe tipi (ginglimus) eklemdir. Ginglimus tipi eklem olmasından dolayı femur kondillerinden geçen eksen etrafında fleksiyon ve ekstansiyon hareketi yaparken, koronal planda bir miktar abduksiyon ve adduksiyon, özellikle 30° fleksiyonda iç-dış rotasyon yapabilir. Patellofemoral eklem de sinovyal eklem olup hareket şekline göre art. plana grubu bir eklemdir. Tibiofibular eklem diz eklemine katılmaz. Dizin statik sınırlayıcılarını kemik yapılar, menisküs ve bağlar; dinamik sınırlayıcılarını ise muskulotendinöz yapılar sağlar (Snell 1997).

Dizde gerçek anlamda iki eklem vardır;

Patellofemoral eklem: Ekstansör kasların eklemidir. Bu eklemden kaynaklanan sorunlar genellikle yer çekimine karşı yapılan hareketler sonucu ortaya çıkar (oturma, kalkma, merdiven inip-çıkma gibi).

Tibiofemoral eklem ve menisküsler arası eklem: Fonksiyonel yük binen eklemdir. Bu eklemden kaynaklanan semptomlar genellikle yürümenin stance (yüklenme) fazında veya koşmada kendisini belli eder.

Diz ekleminde kemik yapıların uyumu stabiliteyi sağlamada tek başına yeterli değildir. Eklem stabilitesi iç ve dış yan bağlar, çapraz bağlar ve çevre kas dokusuyla birlikte sağlanır. Kemik yapı, bağlar ve menisküsler statik bir stabilite sağlarken, çevre kas dokular dinamik bir stabilite sağlar (Ege 1998).

Şekil 2.2: Diz Eklemi Anatomisi



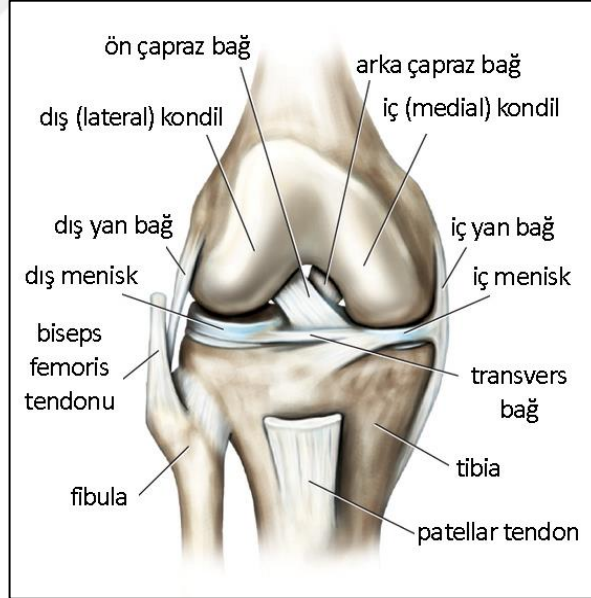
Kaynak: O'Connell 2016

Şekil 2.3: Femoral Kondiller



Kaynak: Ortopedi ve Travmatoloji (yy)

Şekil 2.4: Femur Kondilleri

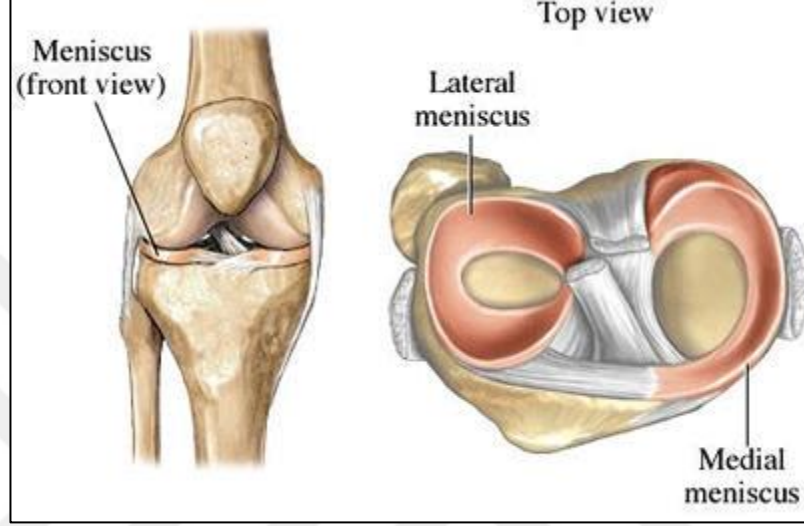


Kaynak: Centel (yy)

Diz eklemine oluşturan diğer bir kemiksel yapı olan tibia'nın proksimalini iki düz yüzey oluşturur. Tibial eklem yüzeyi, medial ve lateral tibia platosu ile bunları birbirinden ayıran eminensiya interkondilaristen oluşur. Medial ve lateral tibial platolarda birbirinden farklılıklar gösterir. Esas yük taşıyan bölüm olan medial plato laterale göre

daha büyük olup konkav yapıdadır. Lateral plato ise daha konvektir. Tibia platoları posterioara doğru yaklaşık 7–10° eğimlidirler. Medial plato daha geniş ve içbükey, lateral plato mediale göre daha küçük ve yüksektir. Femur kondilleri ile arasındaki uyumsuzluk menisküsler ile giderilir (Ege 1998).

Şekil 2.5: Medial ve Lateral Menisküs

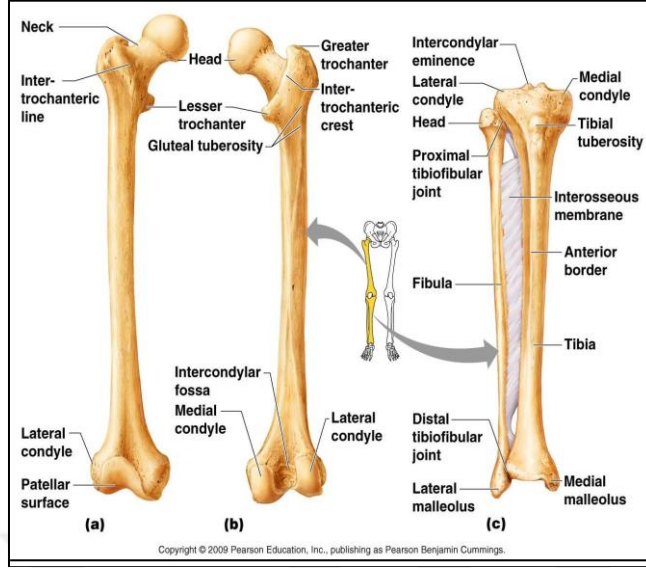


Kaynak: Caronia 2013

Eminensiya interkondilarisin önündeki fossada medial ve lateral menisküslerin ön boynuzları ile ön çapraz bağın yapışma yeri, arkasındaki fossada ise medial ve lateral menisküslerin arka boynuzları ile arka çapraz bağın yapışma yeri bulunur (Ege 1998; Müezzinoğlu 2002).

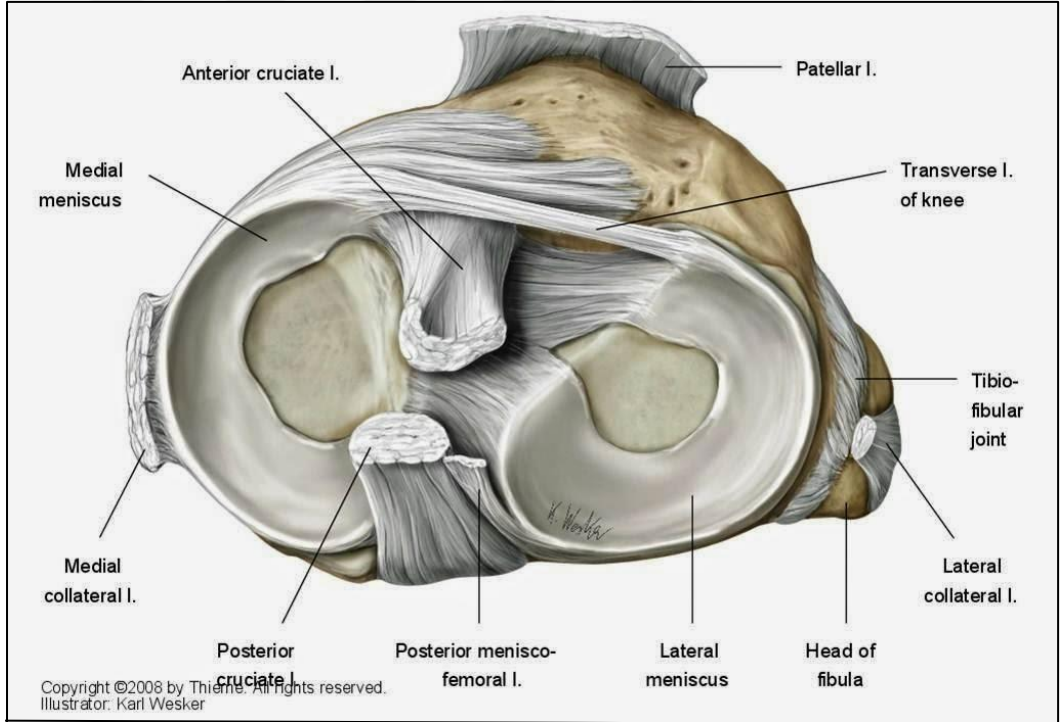
Tibia bacağın iki kemiğinden, medialde yer alanı ve daha sağlam olanıdır. Tibia, uzunluk ve genişlik açısından femurdan sonra ikinci sırada yer alır. Proksimalde femur ile eklemleşerek dizi, distalde fibula ve talus ile eklemleşerek ayak bileği eklemine oluşturur ve bu şekilde vücut ağırlığı femurdan ayağa iletilmiş olur.

Şekil 2.6: Tibia



Kaynak: Pinterest

Şekil 2.7: Tibia Platosunda Çapraz Bağlar ve Menisküsler



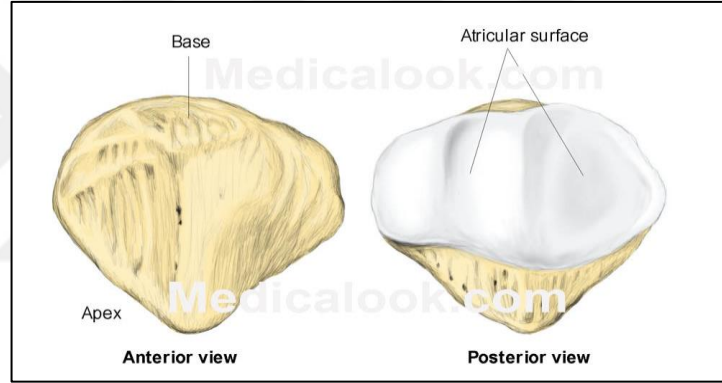
Kaynak: Doğan 2014

Fibula, tibiyanın lateralinde bulunan ince uzun bir kemiktir. Vücut ağırlığının taşınmasında önemi yoktur. Ancak distalde ayak bileğinin lateral kolonunu oluşturarak destek görevi görür. Geniş bir proksimal uç, gövde ve distal uçtan oluşur. Proksimal uç veya fibula başı lateral kondille eklem yapar. Diz eklem seviyesinin 2 cm kadar

aşağısında cilt altında palpe edilebilir. Fibula başının posterolateralinden peroneal sinir geçer. Fibula gövdesi uzun ve silindir yapıda olup üç kenar ve üç yüzeye sahiptir. Lateral yüzey, dış tarafta anterior ve posterior kenarlar arasında yer alıp peroneal kasları; medial yüzey, anterior ve interosseöz kenarlar arasında yer alıp ekstansör kasları; posterior yüzey ise, posterior ile interosseöz kenarlar arasında yer alıp fleksör kasları taşır. Fibula distalde tibiadan daha aşağıda ve biraz daha posteriora yer alarak lateral malleolü oluşturur. Lateral malleolün medialinde üçgen şeklinde talus ile eklem yapan eklem yüzü bulunur. Lateral kısmı cilt altında palpe edilebilir (Göncü 2000; Ege 1998).

Eklemin üçüncü ve en küçük kemiksel yapısını oluşturan patelladır. Patella vücudun en büyük sesamoid kemiğidir. Üçgen şeklinde, ön ve arka yüzleri olan yassı bir kemiktir.

Şekil 2.8: Patella



Kaynak: MedicaLook

Dizin ekstansör mekanizması içinde, kuadriseps tendonu ve patellar tendon arasında yer alır. Kuadriseps kasının kaldıraç kolunu uzatarak ekstansör mekanizmayı güçlendirir. Proksimali distale göre daha geniştir. Patellar eklem yüzeyi vertikal bir çıkıntıyla medial ve lateral fasetlere ayrılmıştır. Medial eklem yüzeyi daha küçük ve konvektir. Lateral yüzey patellanın 2/3 ünü oluşturur (Ege 1998).

Patella farklı kalınlıkta olabilir (en fazla 3 cm). Arka yüzün dörtte üçü troklea ile eklemlenirken, kalan dörtte biri bu ekleme katılmaz. Eklem yüzü hyalin kıkırdakla kaplıdır. Troklea ile eklem yapan yüzeyi, vertikal bir çıkıntı ile medial ve lateral fasetlere ayrılır. Medial faset, laterale göre daha küçük ve dışbükeydir. Lateral faset ise kemiğin yaklaşık üçte ikisini oluşturur; sagittal düzlemde dışbükey, koronal düzlemde içbükeydir. Aralarında 130 derecelik bir açı bulunur. Patella 90 dereceye kadar

fleksiyonda, femoral sulkusla medial ve lateral fasetler aracılığıyla eklemleşir. Femoral sulkusun lateral kenarı mediale göre daha geniş ve yüksektir. Patella ile femur arasındaki kontakt alan patellanın üçte birinden daha fazla olmamaktadır ve en fazla temas diz 45 derece fleksiyonda iken olmaktadır. Ekstansör mekanizmanın kaldıraç kolunu uzatıcı görevi olan patellanın, femoral eklem yüzeylerini direkt travmalardan koruyucu etkisi de vardır (Aydın 1999; Korkusuz ve Ege 1998).

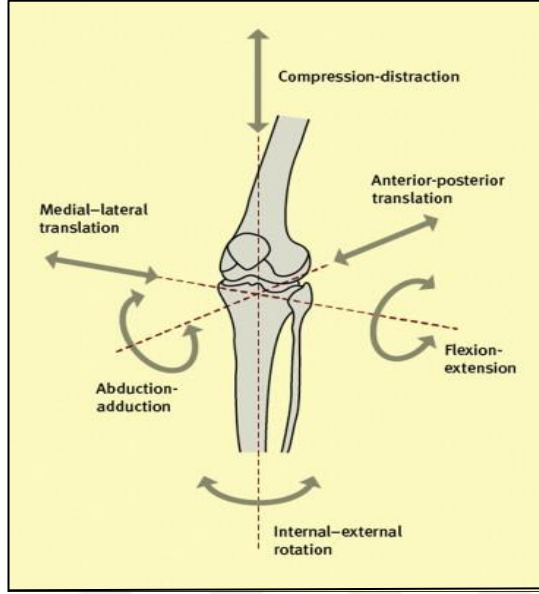
2.1.2. Diz Eklem Biyomekaniği

Diz, modifiye menteşe tipi bir eklem olup eklemi oluşturan kemiklerin yapısı itibariyle sınırlı bir stabiliteye sahiptir. Kemik yüzeyler arasındaki bu uyumsuzluk, mediallyateral, anterior-posterior ve proksimal-distal yönlerde translasyona, fleksiyon-ekstansiyon, internal-eksternal ve varus-valgus yönlerinde rotasyona izin verir. Dizin hareketleri ve stabilitesinde intraartiküler statik stabilizatörler (menisküsler ve çapraz bağlar) ile ekstraartiküler statik ve dinamik stabilizatörler (kollateral bağlar ve kaslar) görev alırlar (Berk 2008).

Dinamik görevler sırasında değişmiş frontal düzlem diz mekaniği sıklıkla alt ekstremitte yaralanmalarıyla ilişkilendirilmiştir. Genel olarak rehabilitasyon ve eğitim ortamlarında bu risk faktörlerini azaltmaya ve diz eklemi stabilitesini iyileştirmeye yönelik stratejiler uygulanır (Paz vd. 2017).

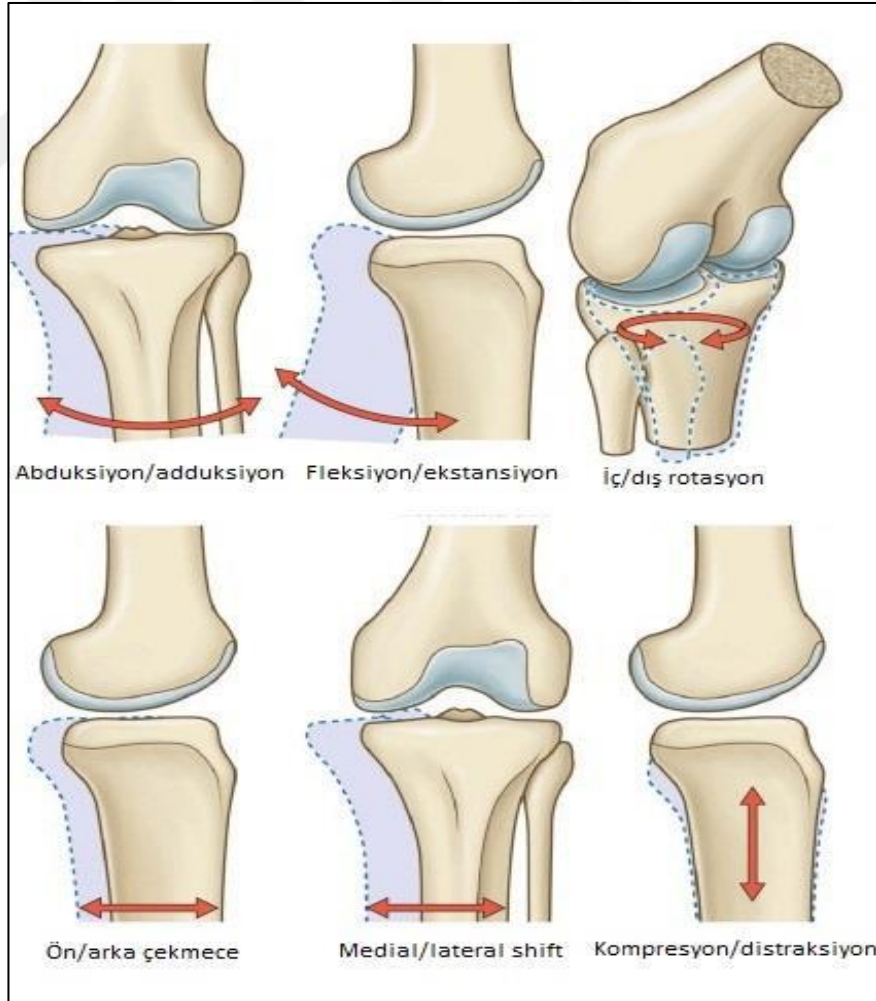
Diz eklemi biyomekaniğini iyi kavrayabilmek için anatomisi, eklemin hareket sınırları ve eklem aksı da iyi değerlendirilmelidir. Diz eklemi, menteşe türünden bir eklem olarak kabul görsede, sadece tek düzlemde fleksiyon-ekstansiyon hareketi yapmayıp, yürüme sürecinde her üç düzlemde ve değişen akslarda karmaşık hareket biçimlerini göstermektedir (Farrokhi vd. 2013).

Şekil 2.9: Diz Eklemine Hareketleri



Kaynak: Shenoy, Pastides ve Nathwani 2013

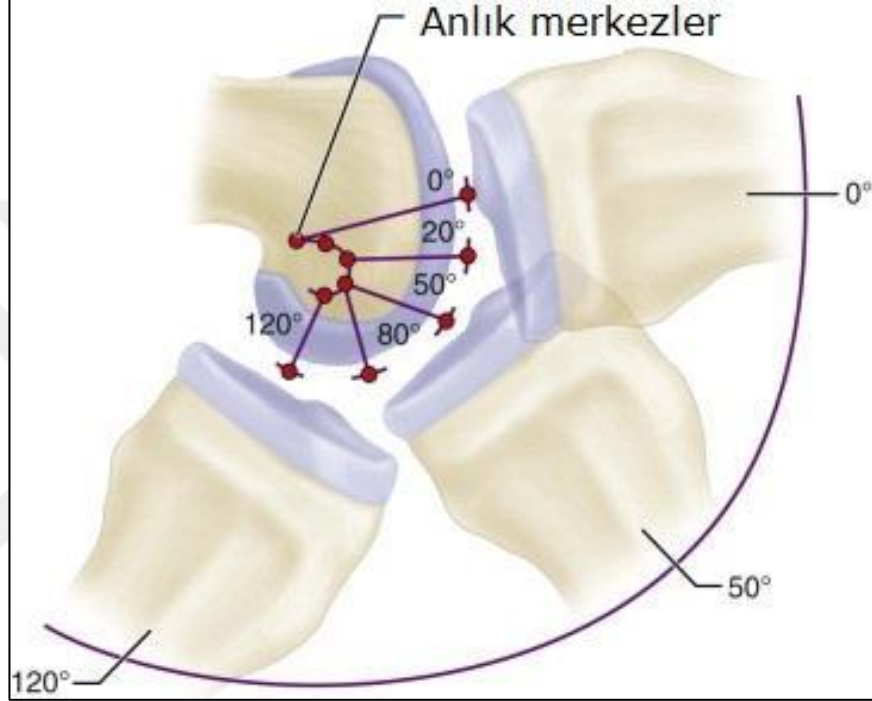
Şekil 2.10: Diz Eklemine Hareketleri



Kaynak: <https://pt.slideshare.net/rongon28us/knee-joint-rishi-pokhrel> slayt sayfası 27/41

Diz, sagittal bir düzlemde fleksiyon-ekstansiyon hareketini yapar. Bu hareket, sabit bir dönme merkezinde olmamakta, değişkenlik göstermektedir. Fleksiyon-ekstansiyonun her aşamasındaki bu değişken dönme merkezleri bir araya getirildiğinde “J” tarzında bir eğim görülür ki bu da anlık hareket merkezi (instant center) adını alır (Göncü 2000).

Şekil 2.11: Dizin Anlık Dönme Merkezleri ve J Şekli



Kaynak: Kumar 2013

Değişkenlik gösteren bu hareket dizde, femur ve tibia kondilleri arasında kayma ve yuvarlanma hareketleri şeklinde kendini gösterir. Diz aktif olarak 140° , pasif olarak 160° fleksiyon yapabilir. Kalça ekstansiyonda iken diz fleksiyonu 120° , kalça fleksiyonda iken 140° 'dir. Ayak sabit iken kalça fleksiyona getirilirse, diz fleksiyonu 160° kadardır. Diz ekleminde ekstansiyon $5-10^\circ$ hiperekstansiyon şeklindedir.

Değişken dönme merkezinden dolayı diz eklemine bindirilen yük her zaman dik olmakta ve bundan dolayı bağlar aşırı yüklenmemektedir. Dizin anlık merkezi dik olduğu durumdan kayarsa, diz anatomisinde varus-valgus değişiklikler oluştuğunda dengenin bozulmasına yol açacağından, diz eklemine mekanik destek sağlayan yumuşak dokulara daha fazla yük biner (Levine ve Bosco, 2007). Dizin anlık merkezinin belirlenmesinde tibio-femoral eklem temas noktasının pozisyonu yol göstericidir.

Temas noktalarının genişliği çapraz bağların gergin olmasıyla değişir. Yani çapraz bağlar dizin anlık merkezinin yerini belirli bir aralıkta sınırlar. Çapraz bağlar üzerinde uygulanan zayıf bir kuvvetle femur ve tibianın pozisyonlarında 1-2 mm'lik bir değişim olabilir. Bunu sağlayan çapraz bağların elastisitesidir (Noyes vd. 1980).

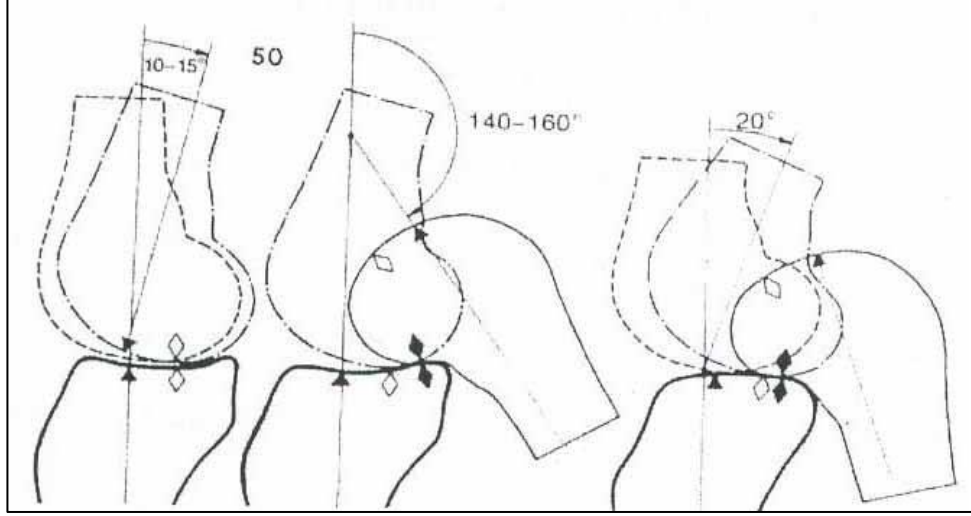
Değişkenliğe sahip bu hareket, diz eklemindeki femur ve tibia kondilleri arasında kayma ve yuvarlanma hareketleriyle görülmektedir (Çetkin 2009). Dizde bu hareket, eklem yüzleri arasındaki uzunluk farkından dolayı femur ve tibia kondilleri arasındaki kayma ve yuvarlanma hareketleri tarzında ortaya çıkar (Aydoğdu ve Çetin 1998). Aşırı ekstansiyon ve aşırı fleksiyon hareketleri arasındaki değişik pozisyonlarda, femur ve tibia kondillerinin kıkırdak yüzeylerinin temas noktaları incelenmiş ve femoral kondildeki temas noktaları arasındaki mesafenin, tibia kondillerinin arasındaki mesafeden yaklaşık iki kat daha uzun olduğu görülmüştür. Bu deney, fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasında, femur kondillerinin tibia kondilleri üzerinde kayma ve yuvarlanma hareketini aynı anda gerçekleştirdiğini göstermektedir. Bu harekete “femoral rollback” de denir (Aydın 1999).

Femoral rollback'tan birinci derecede arka çapraz bağ sorumludur. 90° fleksiyona gelene dek femoro-tibial temas noktası ortalama 14 mm. posteriora kayar. Çapraz bağlar ile geriye kayma esnasında femurun tibianın posterioruna düşmesi engellenir. Femur kondillerde sabit bir noktanın tibia platosu üzerindeki hareketi yuvarlanma olarak tanımlanırken femur kondillerinin tibia platosunda sabit bir nokta üzerindeki hareketi kayma olarak tanımlanır (Madeti vd. 2015).

Dizin ikinci önemli hareketi rotasyondur. Rotasyon, ancak diz fleksiyonda iken mümkün olabilmekte ve fleksiyon derecesine paralel olarak rotasyon kabiliyetide artmaktadır. 90° fleksiyonda rotasyon kabiliyeti maksimuma çıkmakta, 90° dereceden sonra yumuşak doku gerginliği nedeniyle rotasyon tekrar azalmaktadır. Tam ekstansiyonda; tibia tüberkülleri femur interkondiller oluğa oturduğundan rotasyon gözlenmez (Farrokhi vd. 2013).

Dizin diğer bir hareketi olan abdüksiyon ve addüksiyon 30° fleksiyonda maksimuma ulaşmakta ve 30° fleksiyondan sonra yumuşak doku gerginliği nedeniyle azalmaktadır. Tam ekstansiyonda, abdüksiyon ve addüksiyon gözlenmez. Normal yürüme esnasında maksimum abdüksiyon ve addüksiyon miktarı ortalama 11° kadardır.

Şekil 2.12: Femoral Kayma ve Yuvarlanma Hareketi



Kaynak: <http://www.ningenkaibou.link/2112728.html>

Dizin ekstansiyonda aksiyel dönme hareketini yapamamasının nedeni, dokuların gerginliği olduğu kadar, bundan daha önemlisi, tibia tüberküllerinin diz tam ekstansiyonda iken femur interkondiler oluğunun içine tam oturmasıdır. Bunun yanı sıra yatay bir kesitte, lateral tüberkülün dış kenarı ön-arka planda konveks olarak saptanırken (aynı lateral tibia kondili gibi) daha yüksek olan medial kondilin iç kenarının konkav olduğu gözlenir. Bu nedenle diz fleksiyona gelince, medial tüberkül, medial femur kondiline dayanır ancak lateral tüberkül serbesttir. İşte bu konumda medial tüberkül, bir mil görevi görerek dizin rotasyonel hareketler yapmasını sağlar (Schindler ve Scott 2011).

Sagittal düzlemde fleksiyon-ekstansiyon, horizontal planda ise iç-dış rotasyon hareketi yapan diz ayrıca frontal düzlemde de abdüksiyon-addüksiyon hareketini gerçekleştirmektedir. Ancak bu harekette diz ekstansiyonda iken yapılamaz. 30° fleksiyonda bu hareket en üst düzeyde görülürken daha sonraki fleksiyon derecelerinde tekrar azalır. Normal yürüme esnasında maksimum abdüksiyon ve addüksiyon hareketi 11 derecedir (Korkusuz ve Ege 1998; Tandoğan 1999).

Yürüme esnasında tibiofemoral ekleme iki yük biner. Bunlar yürümenin destek fazında yer reaksiyon kuvveti ve salınım fazında bacağı kendi yüküdür. Yürümenin fazına göre değişmekle birlikte, normal yürüme sırasında dize vücut ağırlığının iki ile beş katı yük biner. Bunlar koşma esnasında vücut ağırlığının 24 katına çıkabilir. Dize binen fonksiyonel yükün yön ve büyüklüğü, o anda dize etki eden kas kuvvetinin büyüklüğü ile beraber belirli bir yön ve büyüklükte eklem reaktif kuvveti oluşturur. Bu oluşan

eklem reaktif kuvveti eklem temas noktalarının eklem yüzeylerine dik olduğu durumda, çapraz ve yan bağlarda bir gerilme yaratmadan dengeyi sağlar. Dizin anlık merkezi dik olduğu durumdan dışarı düşerse eklemden mekanik desteği sağlayan bağlara gereğinden çok yük biner (Savio 2004).

Menisküsler kompresif yüklenmede eklem gerginliğini artırarak eklem yüzlerinin çökmesini engeller. Eklem içerisindeki uyumluluğu artırır, temas yüzeyini genişletmiş olurlar ve böylece eklem temas stresi azalmış olur (Flaundry ve Hommel 2011).

Patella destek kolunu uzatarak ve stres dağılımını sağlayarak ekstansiyona yardımcı olur. Vücuttaki en kalın kıkırdak bu eklemdir. Çünkü en büyük yüke karşı koyar. Merdiven inerken patella ve troklea arasındaki kompresif kuvvetler, vücut ağırlığının 2–3 katı olur.

Yer reaksiyon kuvvetlerinin lateral ve medial komponentleri dizde varus-valgus momentlerine yol açar. Yan bağlar pozisyonları itibariyle varus-valgus streslere başarıyla karşı koyarlar. Dize dışarıdan gelen fonksiyonel yüklenmeler ya fleksiyon ekstensiyon ya da varus-valgus yönde olur. Diz bu yüklere karşı iki açısız kuvvet oluşturur. Bu kuvvetler tibia üzerinde etkilidir. Fleksiyon-ekstansiyon yönündeki fonksiyonel yüklere karşı oluşan kuvvetler patellar tendon aracılığıyla iletilen kas kuvvetleri ve tibia kondilleri üzerindeki eklem tepkisidir. Bu iki kuvvetin kombine etkisi fonksiyonel yükü dengeler.

Diz eklemi ara bir eklem olarak, çeşitli derecelerde harekete izin verecek kadar mobil, vücut ağırlığı ile oluşan kuvvetleri, vücut ağırlığına karşı yapılan aktiviteleri ve lokomasyon esnasında artan yer reaksiyon kuvvetini karşılayabilecek kadar da stabil olmalıdır. Dizin stabilizasyonu, stabil kalça ve stabil ayak bileği eklemi arasında ve kalça hareketine bağlı olarak, kuvvetli kaslar ile sağlanır (Loudon 2011).

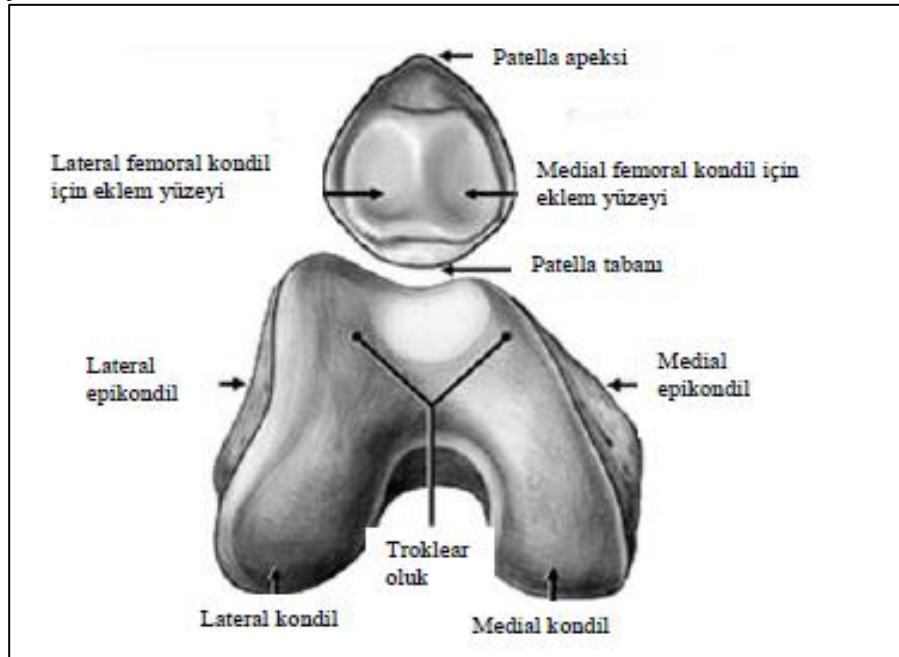
Patellanın dizde biyomekanik olarak iki önemli görevi vardır. Bütün m. kuadriceps femoris'in hareketi boyunca ekstansiyona yardımcıdır ve lig. patella ile femur arasındaki temas yüzünü genişletip sıkıştırıcı kuvvetlerin femur'a daha uygun yayılmasını sağlar. Patella m. kuadriceps femoris mekanizmasındaki dört ayrı bileşenin ayrı kuvvetlerini merkezleştirerek patella'nın tendonuna geçirir (Doğanay 2009).

Kaufer (1971) çalışmasında patellanın, m. kuadriceps femoris'in diz ekstansiyonundaki etkisini artırdığını göstermiştir. Araştırmasında, patellanın, m. kuadriceps femoris'in moment kolunu, özellikle de diz fleksiyonunun erken derecelerinde artırdığını ileri

sürmüştür. Bu artışın, 30° fleksiyonda %15 oranında, tam ekstansiyonda ise %30 oranında olduğunu belirtmiştir. Patella sıradan bir kaldıraçtan daha farklı bir yapıya sahiptir. Basit bir kaldıraçtan farklı olarak, diz fleksiyon ve ekstansiyonu sırasında ekstansör mekanizmanın destek noktası sıkça yer değiştirir. Yandan görünümde, patellanın temas alanı proksimo-distal yönden hareketin arkına doğru kayar (Grelsamer vd. 1994). Diz eklemine biyomekaniksel özelliği sayesinde, m. kuadriseps femoris'te minimal bir kasılma ile bile, büyük bir adım atılabilir. M. kuadriseps femoris tarafından oluşturulan güç, alt ekstremitenin ağırlığından daha büyüktür (Mow vd. 1992). Patellanın varlığı bu gücü kademeli olarak artırıp azaltabilir.

İnsan vücudundaki en büyük sesamoid kemik olan patella, troklear kıkırdağı korur ve kemiksel kalkan rolü görerek kondillere gelecek olan stresi önlemeye çalışır (Schepesis ve Busconi 2006). Patellofemoral eklem, patella, femoral troklea ve onların artiküler yüzeyleri ve çevre yapılardan oluşan sellar tipi bir eklemdir. Vücudun en büyük ve en karmaşık eklemi olan diz eklemine bir parçası olan patellofemoral eklem, tibiofemoral eklem ile birlikte çalışır. Bu eklem dizin ön bölgesini korur. Dizin ekstansör mekanizmasının önemli bir parçası olduğu için kuadriseps kasına mekanik olarak destek sağlar ve bu nedenle önemli fonksiyonu diz ekstansiyonunu kolaylaştırmaktır (LaBella 2004).

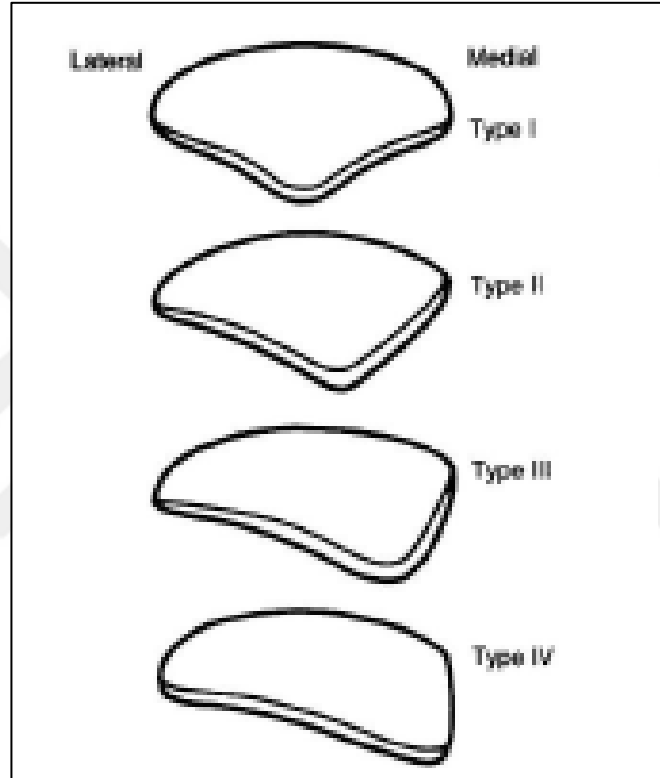
Şekil 2.13: Patellofemoral Eklem



Kaynak: Cuff 2013

1941 yılında Wiberg patellanın şeklinin troklear oluğa oturması açısından önemli olduğunu belirtmiştir. Bazı patella tiplerinin eklem açısı bölgesi daha dik bazılarının ise düz olabilmekte ve bu nedenle medial-lateral eklem uzunluk oranı değişiklik gösterebilmektedir. Buna göre Wiberg patellayı morfolojik yönden 4 tipe ayırmış ve en sık görülenin Tip II olduğunu belirtmiştir (Baltacı vd. 2003)

Şekil 2.14: Patellar Morfoloji Sınıflaması



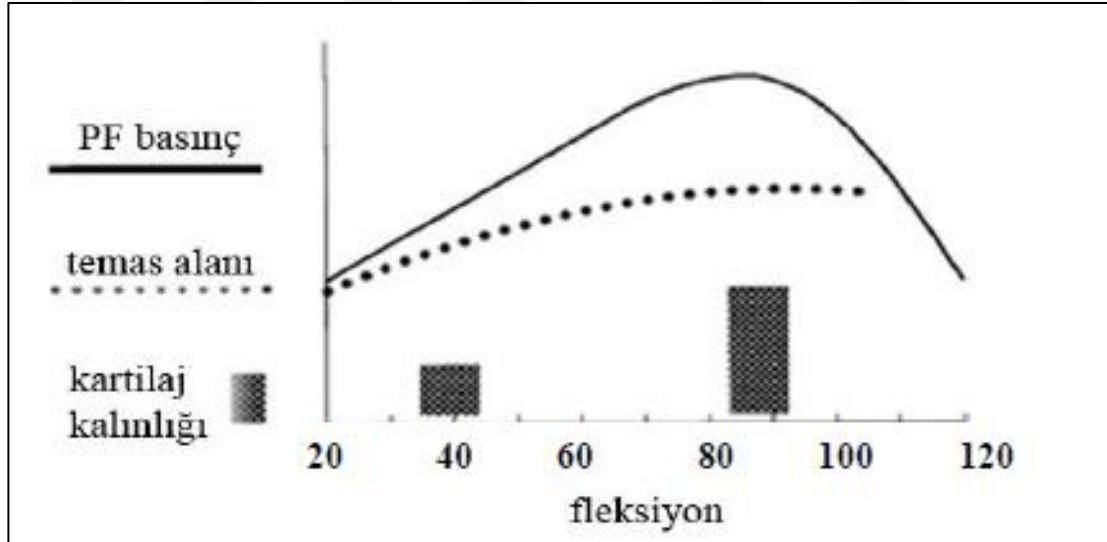
Kaynak: <https://www.slideshare.net/moramora555/patellofemoral-disorders-slayt-sayfasi-4/41>

Patella diz ekstansiyon kuvvetini yüzde 50 kadar artırır. Ayrıca patella, kuadrisepse etki eden kuvvetleri toplayarak, bu kuvveti patellar tendona ve kemiğe iletir. Aynı zamanda patellar tendonu femurdan uzaklaştırarak friksiyonunu engeller. Bunu vücudun en kalın kıkırdağı olan patellanın hiyalin kıkırdağı ile sağlamaktadır. Patellofemoral ekleme binen yüklerin veya güçlerin patella tarafından dağıtılabilmeye yeteneği, alt ekstremiteye ait anatomik sorunlar, sakatlıklar, aşırı yüklenme ve yaşlanma tarafından etkilenir (Bellemans 2003).

Eklem hareketi sırasında patellada rotasyon, mediale veya laterale kayma meydana gelir. Diz fleksiyonu sırasında patella troklea üzerinde S şeklinde bir kavis takip eder

(LaBella 2004). Tam diz ekstansiyonunda, patella trokleanın üzerine ve lateraline oturur. Fleksiyonun başlangıcında, patella troklea ile eklem yapmak için hafifçe mediale kayar. İlk temas 10-20 derece arası fleksiyonda meydana gelir. Bu durumda, patellofemoral eklem sabit değildir. 30-60 derece diz fleksiyonunda, patellanın eklem yüzeyinin orta kısmı trokleanın 1/3 orta kısmı ile temastadır. 60 derece diz fleksiyon açısından sonra eklem stabilitesi artmaya başlamaktadır. 90 derece fleksiyonda, patella troklea ile tam olarak temas halindedir ve patellar hareket primer olarak kemik yapılar ile patella ve troklea arasındaki kemik yüzeylerin uygunluğu ile kontrol edilir (Goodfellow vd. 1976). İlerleyen fleksiyon açılarında patellar temas noktası, kartilajın daha kalın olduğu proksimale doğru kayar. Bu nedenle kompresif yüklerin en yüksek olduğu hareket açıklığı içinde patellofemoral eklem maksimum temas alanı vardır ve bu noktada kartilaj kalınlığı en yüksek noktadadır (Bellemans 2003). Dizin fleksiyonu boyunca, patella mediale doğru hareket eder ve 130-135 derece fleksiyona kadar patella interkondiler çentik içindedir, ekstansiyonla birlikte tekrar laterale doğru hareket etmeye başlar. Tam ekstansiyonda patella trokleanın lateraline oturur (Halbrecht 2007).

Şekil 2.15: Patellofemoral Temas Basıncı, Temas Alanı ve Kartilaj Kalınlığı

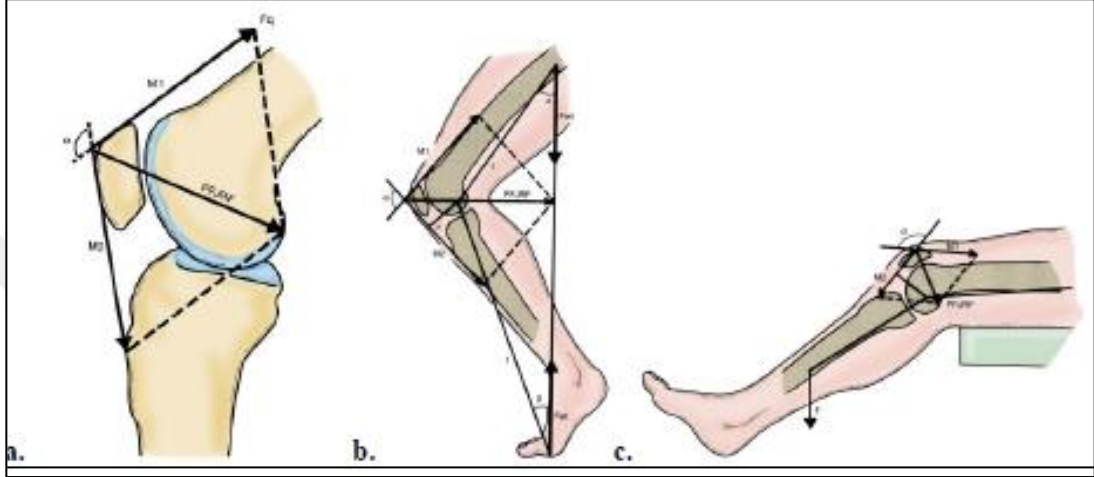


Kaynak: Gümüştay 2007, s. 4

Aktif diz fleksiyonu boyunca, kuadriseps kasında artan bir gerilim oluşur. Bu gerilim patella aracılığı ile patellar tendona aktarılırken, patellofemoral eklem yüzeylerine etki eden bir kompresif kuvvet oluşur. Bu kuvvet “patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti” olarak adlandırılır. Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti, kuadriseps tendonunun

gerilim kuvvetine ve patellar tendonun gerilim kuvvetine eşit ve zıt yönde bir vektör olup eklem yüzeyine dik bir açıyla etki eder. Dolayısıyla bu kuvvet, patellar tendon ile kuadriseps tendonu arasındaki açının artması veya diz fleksiyon açısının artması sonucunda artar (LaBella 2004).

Şekil 2.16: Patellofemoral Eklem Reaksiyon Kuvvetinin Şematik Gösterimi



Kaynak: Insall ve Scott

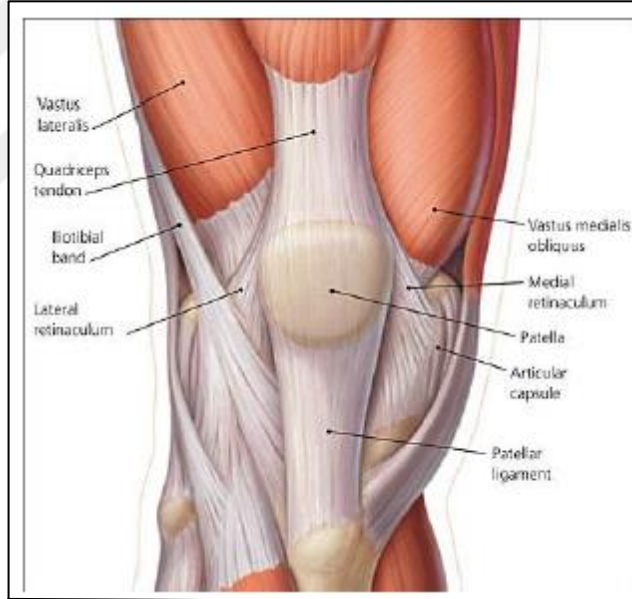
Patellofemoral eklem reaksiyon güçleri koşma, merdiven inip-çıkma, yokuş inipçıkma, çömelme veya 90° den büyük açılarda oturma gibi diz fleksiyonunun arttığı durumlarda vücut ağırlığının etkisi ile artarak, patellofemoral ekleme aşırı yük bindirir. Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti, yürüme esnasında vücut ağırlığının yarısı, merdiven inme ve çıkma sırasında vücut ağırlığının 3-4 katı, çömelme esnasında 7-8 katı, zıplama sırasında ise 20 katı olarak hesaplanır (Witvrouw vd. 2000).

Diz fleksiyonu esnasında patellofemoral temas alanı artar, artan patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti daha geniş bir alana yayılır, böylece patellofemoral eklem yüzeyine binen yük azalır. Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti ve patellofemoral eklem temas alanı, patellofemoral eklem yükünün belirleyici etkenleridir (basınç=kuvvet/yüzey alanı). Artmış patellofemoral eklem yükünün, subkondral kemik dejenerasyonu ve artikuler yüzeylerin aşınmasına neden olan mekanik uyarılardan olduğuna inanılmaktadır (LaBella 2004).

Patellar hareket, patella üzerine etki eden dinamik ve statik kuvvetler, patellofemoral eklem yüzeylerinin uygunluğu ve alt ekstremitenin dizilimi ve biyomekaniği ile belirlenir. Statik kuvvetler, medial ve lateral retinakulum ile trokleanın kemik yapısıdır.

Lateral retinakulum, medial retinakulumdan daha kuvvetlidir ve patellayı, femurun laterale tibia ve iliotibial banda doğru çekmeye çalışır. Patella üzerine etki eden primer dinamik kuvvet kuadriseps kasıdır. Patellofemoral ağrının en çok meydana geldiği diz ekstansiyonun son 20-30 derecesinde, vastus lateralis ve özellikle vastus medialis obliquus patella üzerine etki eden en önemli dinamik kuvvetlerdir. Vastus medialis obliquus patellayı mediale doğru çekerek laterale gitmesini engeller ve patellanın primer stabilizatörüdür. Bu nedenle bu durum klinik açıdan çok önemlidir (Sakai vd. 2000). Kuadriseps kasının diğer parçaları ile karşılaştırıldığında vastus medialis obliquus'un ağrı ve efüzyon durumunda daha kolay inhibe olduğu ve daha kolay atrofiye uğradığı öne sürülmüştür. Tensor fascia lata ve gluteal kasların iliotibial banda olan insersiyoları nedeni ile bu kasların da patella üzerindeki dinamik kuvvetlere katkısı vardır (LaBella 2004).

Şekil 2.17: Patellayı Çevreleyen Kas Yapıları

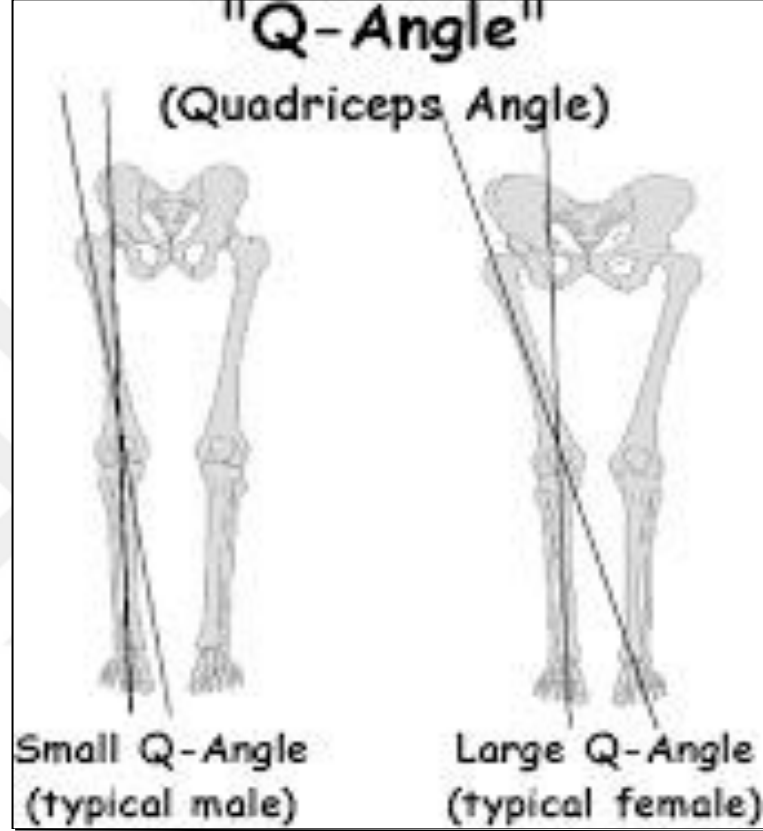


Kaynak: diz.gen.tr

Normal bir diz hafif valgus dizilimindedir bunun sonucunda son 30 derece fleksiyonda kuadriseps patellayı laterale çekme ve eğme eğilimindedir (Aminaka ve Gribble 2008). Buna “valgus kanunu” denir ve Q açısının ölçümü ile değerlendirilir. Kuadriseps femoris kasının çekiş açısı olarak da bilinen Q açısı, spina iliaca anterior superior ile patella orta noktasını birleştiren hat ile bu nokta ve tuberositas tibiayı birleştiren hat arasında kalan açıdır. Q açısı, femur boynu anteversiyonundan, troklear oluktaki patellar

pozisyondan ve tibial torsiyondan etkilenir. Q açısının normal değerleri, kadınlarda 10°-20°, erkeklerde ise 8° -10° olup 20°'nin üzerindeki değerler patolojik olarak değerlendirilir (Halbrecht 2007; Yercan ve Taşkiran 2004).

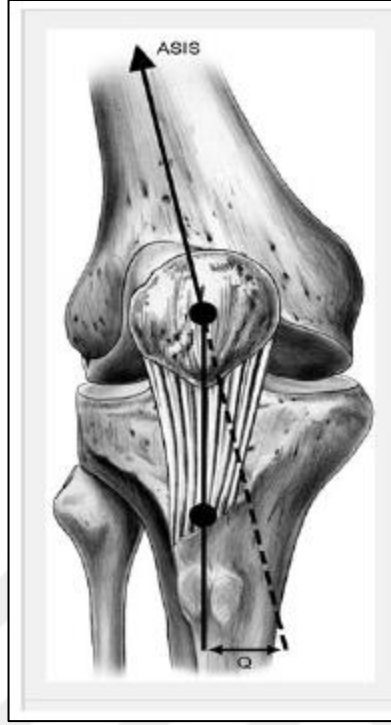
Şekil 2.18: Cinsiyetler Yönünden Q Açısı



Kaynak: Toprakhisar, 2017

Cinsiyetler arasındaki bu farklılık, patellofemoral ağrı sendromunun kadınlarda daha sık görülmesine neden olabilir. Q açısının artması patellar kaymaya neden olarak patellayı daha fazla laterale kaydırır (LaBella 2004). Yapılan çalışmalarda Q açısı sıklıkla patellofemoral ağrı sendromu ile ilişkilendirilse de aslında patellofemoral patolojilere her zaman eşlik eden primer bir etken değildir ve bu açının fonksiyonel önemi konusunda da herhangi bir görüş birliğine varılamamıştır (Aminaka ve Gribble 2008; Yercan ve Taşkiran 2004; Dierks vd. 2008).

Şekil 2.19: Q Açısı



Kaynak: Elvan 2013

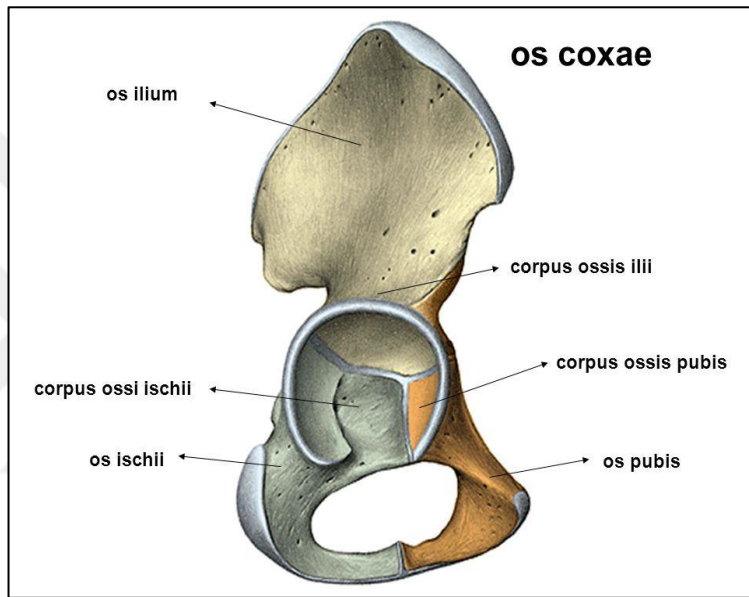
Patellofemoral eklemin ekseni Q açısı ile tayin edilir. Patellofemoral eklem, diz etrafında oluşan güçleri absorbe eder ve değiştirir. Femurdan gelen kompresif kuvvetler patella tarafından absorbe edilerek m. kuadriseps femoris ve lig.patellada gerilim kuvvetine dönüştürülür. Diz fleksiyon ve ekstansiyon yaptıkça patellafemoral eklem temas alanlarında ve eklem reaksiyon kuvvetlerinde değişiklikler olur. Dizin tam ekstansiyonunda, patellofemoral eklem reaksiyon kuvvetleri yaklaşık 0°'dir. Diz fleksiyona geldikçe reaksiyon kuvveti artar, diz ekstansiyona geldikçe reaksiyon kuvveti azalır. Bazı aktivitelerde patellofemoral ekleminde geçen kuvvetler artış gösterir (Baltacı vd. 2003).

Frontal planda, stabilitenin sağlanmasında Q açısı ile tibia ile femur arasındaki 7° valgus açısı önem kazanır. Kuadriseps kası da femur uzun aksisi boyunca uzanır. Kasıldığı zaman bu yerleşiminden dolayı patellayı spina iliaca anterior superiora doğru çeker. Patellar tendon da eşit kuvvette inferiora çeker. Bu düzlemde patellanın stabilizasyonu medial patellar retinakulum, medial kasların patellayı mediale çekmesi ve lateral femoral kondilin mediale göre daha geniş olması ile patellanın laterale hareketine izin vermemesi ile sağlanır (Farrokhi vd. 2013).

2.1.3. Kalça Eklemi ve Biyomekaniği

Kalça eklemi femur üst ucu ile kalça kemiği (*ox coxae*) arasındaki eksenlerde hareket edebilen multiaksiyonel bir eklemdir. Konkav eklem yüzeyi femur başına, konveks olan ise kalça kemiğinin dış yüzünde yer alan asetabulumu ait olmaktadır. *Os koxsa iliak, ishium ve pubik* kemik şeklinde üç ayrı kemikten oluşur (Wilmerding ve Krasnow 2011).

Şekil 2.20: Os Koxsa/Ox Coxae



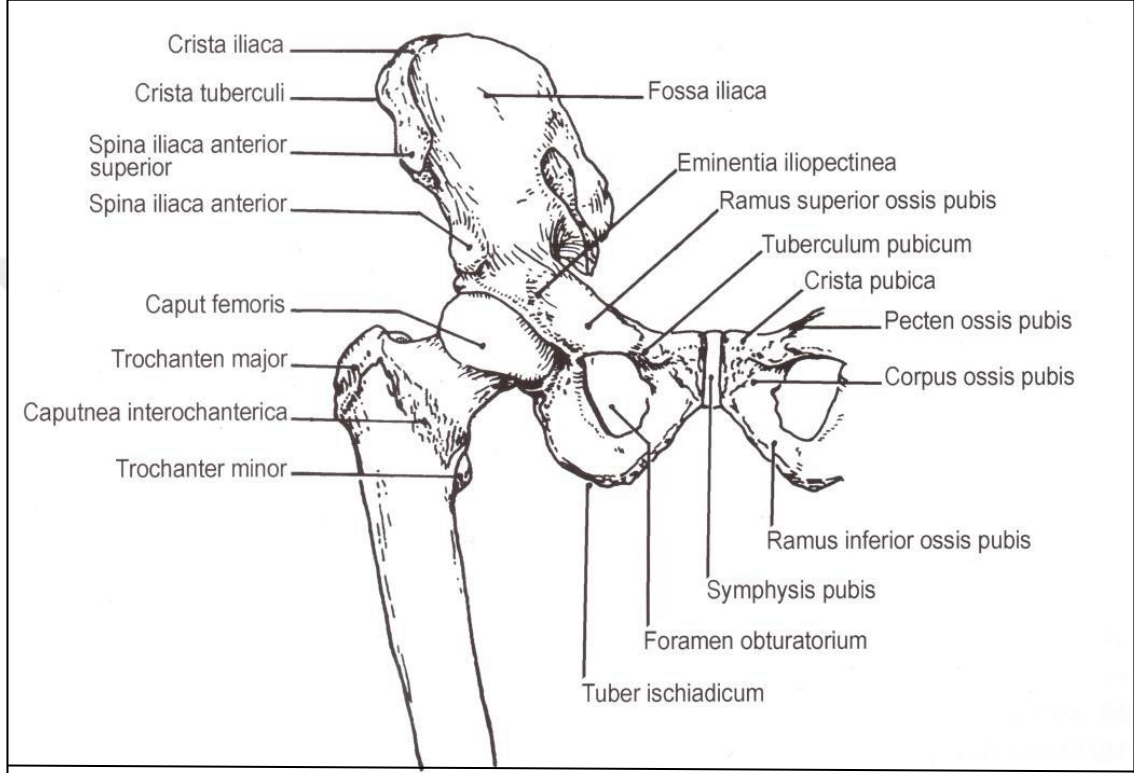
Kaynak: Also vegtag yy

Sabit bir eklem olması ve güçlü yapısı nedeni ile ayakta durma ve yürüme eylemlerini yaptırmakta, alt ve üst ekstremiteler arasında dengeyi sağlamaktadır. Simetrik yapısı, eklem üzerindeki kas etkilerini kolaylaştıran sabit eksenlerdeki rotasyona izin verir. Eklem kapsülü sayesinde kalça eklemi stabilitesi sağlanır (Byrne vd. 2010; Dere 2010).

Femur boynu yaklaşık 5 cm uzunluğundadır. Femur başının çapı ortalama 46 mm (dağılım 35-58 mm) yarım küre şeklindedir (Aksu ve Işıklar 2008). Anatomik pozisyonda femurun doğrultusu yukarıdan aşağıya ve dıştan içe doğrudur. Proksimalde asetabulum ile eklem yaparak kalça eklemi oluşturur, distalde patella ve tibia ile eklenerek diz eklemi oluşturur. Femurun proksimalinde caput femoris, collum femoris, trokanter majör ve trokanter minör bölümleri bulunur (Putz ve Pabst 2006).

Kalça kemiği (*os coxae*), her iki alt ekstremitte (*femur*) ile vertebral kolonun (*sakrum*) bağlantısını oluşturur. Her iki kalça eklemi önden simfisis pubis (*symphysis pubis*), arkadan sakrum ile eklenleşerek pelvisin büyük bir kısmını meydana getirirler (Ekşioğlu 2011; Dere 2010).

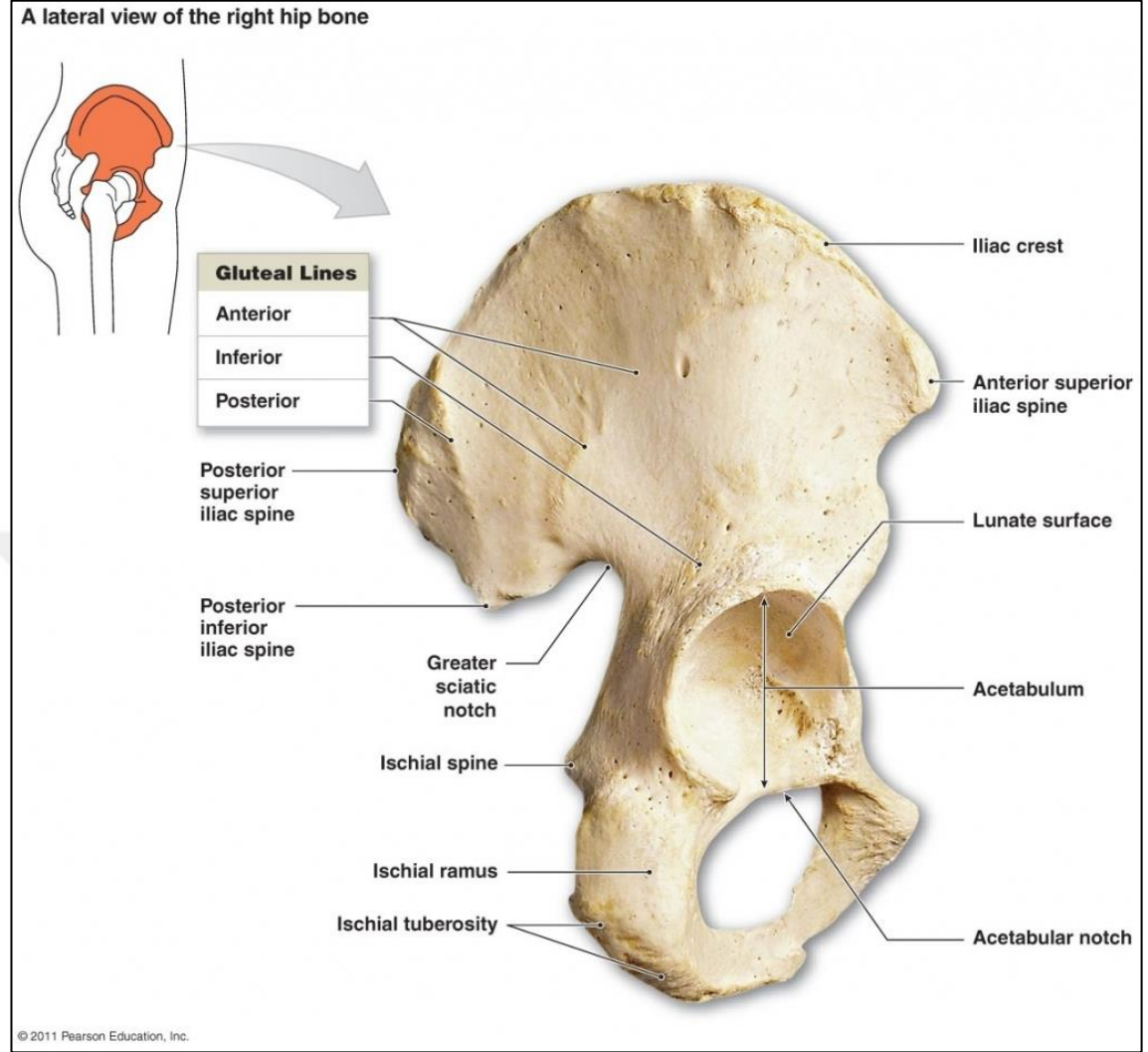
Şekil 2.21: Kalça Eklemine Önden Görünüşü



Kaynak: britannica.com

Asetabulum, os koksa'nın dış yüzeyindeki eklem yüzeyidir. Burası femur başı ile eklem yaparak kalça eklemine oluşturur. Asetabulumun aşağı kısmındaki çentiğe incisura asetabuli adı verilir ve bunun arasında fibröz transvers ligaman (*ligament transversum acetabuli*) vardır. Asetabulumun sadece yarım ay şeklinde hyalin kıkırdak ile örtülü olan facies lunata adı verilen periferik kısmı eklem katılır. Facies lunatanın bulunduğu parça asetabulumun en kalın parçasıdır. Femur başı ile ilişkili olan ve vücut ağırlığını femur başına aktaran asıl kısım burasıdır. Asetabulumun fossa asetabuli denilen orta kısmında eklem kıkırdağı bulunmaz ve eklem katılmaz (Beary ve Luggen 2004).

Şekil 2.22: Kalça Görüntüsü



Kaynak: anatomymedicalook, 2018

Asetabulumun açıklığı laterale kaudale ve anteriore doğrudur. Asetabulumun bu pozisyonu Von Lanz tarafından asetabular in-let plan olarak isimlendirilmiştir. İnlet planının eğimi longitudinal vücut aksı ile asetabulumuna teğet çizilen çizgi arasındaki açıya eşittir. Bu açının normal değeri ortalama 42° (37° - 47°)'dir.

Asetabulumun sadece yarım ay şeklinde hyalin kıkırdak ile örtülü olan facies lunata olarak ifade edilen periferik kısmı ekleme katılır. Facies lunatanın bulunduğu parça asetabulumun en kalın parçasıdır. Femur başı ile ilişkili olan ve vücut ağırlığını femur başına aktaran asıl kısım burasıdır. Asetabulumun fossa asetabuli denilen orta kısmında eklem kıkırdağı bulunmaz ve ekleme katılmaz.

Asetabulumun kenarları 5-6 mm kalınlıkta fibröz kıkırdak halkadan oluşur. Labrum asetabulare denilen bu halka asetabulumu derinleştirir ve kalçanın yerinden çıkmasına engel olan negatif basınç oluşturur (Ege 1994; Snell 1997).

Vücudun en uzun kemiği olan femurun, 1/3 orta kısmında korteks kalın olmasına rağmen, proksimal ve distal kısımlarda spongioz kemik yapısı hâkimdir. Özellikle proksimalde yer alan spongioz kemik yapısı absorpsiyon sistemi oluşturur. Kollodiyafizer açının genişliği daha çok bu kısma yapışan abdükör kasların gelişme derecesine bağlıdır. Abdükörler erken çağda felce uğramış veya gelişmemişse açı geniş olur. Bu duruma coxa valga denir. Abdükörler fazla gelişmişse açı daralır. Bu duruma da coxa vara adı verilir (Dere 2010)

Femur baş ve cismini birbirine bağlayan kısma collum femoris adı verilir. Femur boynu ve cisimi arasında 120°-135° lik bir açı mevcut olup kişiden kişiye değişiklik göstermektedir. Aynı zamanda femur boyun eksenini ile femur kondillerinin transvers eksenleri arasında 15°lik anteversiyon açısı mevcuttur. Boyun bölgesinin anterior kısmı intertrokanterik alana kadar tamamen eklem kapsülü ile örtülüdür ancak posteriora boyunun lateral yarısı kapsül dışında kalmaktadır (Pankovich 1975).

Femur boyun gövde birleşme bölgesinde trokanter majör ve minör bulunmaktadır. Trokanter majör kalça abdükör kaslarının yapışma yeri olup en yüksek kısmı normal anatomiye sahip kalçalarda başın merkeziyle aynı hizada bulunur. Trokanter minör medialde bulunur. İliopsoas kasının yapışma yeridir (Dere 2010).

Geniş hareket yeteneğine sahip kalça eklemi, üzerine binen yükleri eklem yüzeyleri sayesinde iletebilme yeteneğine sahiptir (Şener ve Erbahçeci 2016). Vücut ağırlığı ve kalçanın abdükör grup kasları arasındaki dengeyi sağlayan kalça eklemine biyomekaniğinin anlaşılması, kalça eklemine fonksiyonlarının öğrenilmesi, kalça sorunları ile ilgili birçok patolojik durumun teşhis ve tedavisi için hayati önem taşımaktadır (Tillmann 2007). Kalça eklemi, vücudun en hareketli eklemlerinden birisidir. Kalça eklemi hareketleri, fleksiyon, ekstansiyon, abdüksiyon, addüksiyon ve rotasyonlardan oluşmaktadır.

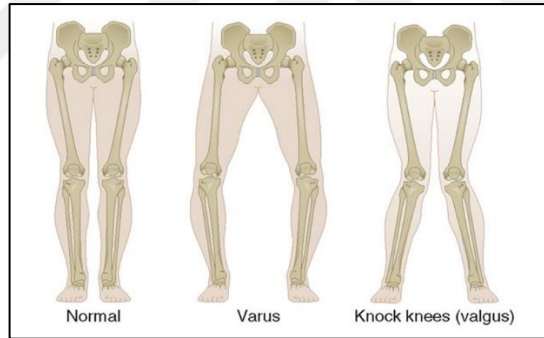
Kalça eklemi, ayakta durma ve yürüme esnasında statik ve dinamik kuvvetlerce etkilenmektedir. İki ayak üzerinde anatomik pozisyonda duran normal bir kişide her bir kalça eklemine düşen yük vücut ağırlığının üçte biri kadardır (Yüçetürk 2007).

Kalça ekleminin üç planda da hareketi vardır. Sagittal plandaki hareket genişliği en fazladır. 140° fleksiyon, 15° ekstansiyon hareketi yapar. Frontal planda 30° abduksiyon, 25° addüksiyon, Transvers planda kalça fleksiyundayken 70° iç rotasyon, 90° dış rotasyon hareketi yapar. Kalça ekstansiyundayken yumuşak dokuların kısıtlaması nedeniyle rotasyon değerleri daha azdır. Yapılan çalışmalarda kalça ekleminin hareket genişliği tüm planlarda elektrogonyometrik olarak ölçülmüştür (Sonel 2001).

2.2. DİNAMİK DİZ VALGUSU

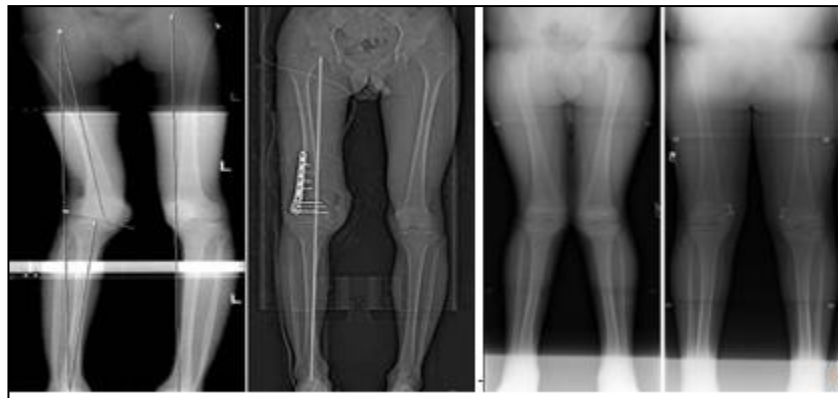
Valgus, bir kemik ya da eklemin distal segmentinin dışa doğru açılımını gösterir. Diz ekleminde valgus, distal tibianın femur kemiğine göre abduksiyon hareketiyle görülür. “X” bacak olarak da tanınan “genu valgum” durumu valgus açısındaki aşırı artışla ortaya çıkmaktadır.

Şekil 2.23: Valgus



Kaynak: Pandis yy

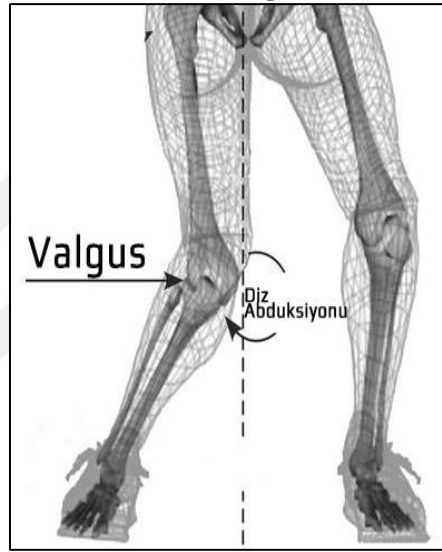
Şekil 2.24: Genu Valgum



Kaynak: Hatch yy

Valgus açısının artma sebepleri arasında, kalça eklemine stabilizasyonunu sağlayan kasların yetersiz oluşu ön plana çıkar. Ağırlık yüklemesi esnasında aşırı kalça addüksiyonu ve iç rotasyonu, diz kinematiğini etkileme potansiyeline sahip olmaktadır. Aşırı kalça addüksiyonu ve iç rotasyona gelmesiyle diz eklem merkezinin ayağa oranla içe doğru hareket etmesine yol açar. Ayak, yere sabit olduğu için, diz eklemine içe hareketinden dolayı diz valgus açısında artış görülür. Bu aşamada, kalçanın yük altında aşırı bir şekilde addüksiyona maruz kalmasının sebebi “gluteus maximus” ve “medius” kaslarının stabil olmada yetersiz kalmasıdır.

Şekil 2.25: Diz Valgusu



Kaynak: AtletikNet

Kalça eklemi alt ekstremite kinematik zincirinin en proksimal eklemi olup diz eklemi ile ortak segmenti paylaşır. Femur proksimal ucunda kalça eklemine oluşturmak için pelvis asetabulumuyla eklenir. Kalça eklemi çok yönlü hareket sağlar ve hareketlilik açısından omuzdan sonra ikinci sıradadır. Distal ucunda femur karmaşık bir ligament sistemiyle (eklem kapsülü ve tendonlar) tibiaya sıkıca bağlanır. Kalçanın top-soket eklem yapısı yüksek seviyede kemik stabilitesi sağlarken, eklem hareketi oluşturmak ve dinamik kararlılık sağlamak için karmaşık bir kas grubuna bağlıdır. Böylelikle, kalça kas performansı bozulmuş olursa, kalça eklemi tüm düzlemlerde işlev bozukluğuna duyarlı hale gelebilir. Femurun anormal hareketi, tibiofemoral eklem kinematiği üzerinde doğrudan bir etkiye sahip olabilir ve tibia femurun distal ucuna bağlayan yumuşak doku sınırlamalarını zorlar. Ağırlık yüklenmesi sırasında kalçanın internal rotasyona ve aşırı addüksiyona gelmesi, dizin merkezinin de mediale kaçmasına

“dinamik diz valgusu” denir. Dizin aşırı mediale kaçması kas güçlerinde azalma ile ilişkili olduğu gösterilmiştir ve ACL yaralanması ve patellofemoral eklem disfonksiyonu da dahil olmak üzere sayısız diz yaralanmalarına katkıda bulunulması ile ilişkilendirilmiştir. Aşırı kalça addüksiyonu dinamik diz valgusuna neden olur. Bu nedenle, aşırı kalça addüksiyonunun diz valgusunu sınırlayan yumuşak doku sınırlamalarını (yani, medial kollateral bağ, medial patellofemoral bağ ve ACL) zorlaması beklenir (Hickey 2016).

Diz valgus açısının simetrik olması gerektiğini, drop jump testinin bilateral iniş fazında, kadınlar için 7°-13° aralığında ve erkekler için 3°-8° arasında olması gerektiği gösterilmiştir (Herrington 2010).

Şekil 2.26: Dinamik diz valgusu (iki boyutlu)



Kaynak: Munro 2014

Çoğu ACL ve Patellofemoral eklem yaralanmaları temassız koşma, atlama ve iniş sırasında ortaya çıkar (Boden 2000; Finestone 2008; Hewett 2009; Krosshaug 2007) bu manevralar sırasında alt ekstremitenin yetersiz nöromusküler kontrolü ile olası bir yaralanma sebebi olarak kabul edilir (Dierks 2008; Hewett 2005; Myer 2010; Souza 2009). ACL hasarı olan kişilerde drop jump’ın iniş sırasında diz fleksiyonu ve artmış diz valgus, tibial rotasyon, kalça addüksiyonu ve inme sırasında iç rotasyon sık görülür

(Boden 2000; Hewett 2009; Koga 2010; Krosshaug 2007; Olsen 2004) ve ACL'de bulunan gerginliği artırabilir (Berns 1992; Markolf 1995). Drop jump testi sırasında diz valgus açısının artmış olması ACL yaralanmalarının tanısında önemli rol oynar.

Alt ekstremite postüründeki aynı değişiklikler patellofemoral eklemdaki azalmış diz fleksiyonu, artmış kalça iç rotasyonu ve patellofemoral ağrı sendromu (PFPS) gelişimine bağlı artmış diz valgus yükleri ile bağlantılıdır (Boling 2009; Stefanyshyn 2006). Bu hareketlerin kombinasyonu dinamik diz valgus (Hewett 2005) olarak adlandırılmaktadır. Kadınlar, erkeklere göre dinamik diz valgusuna sebep olan postürleri daha fazla göstermektedir ve bu yaralanma oranlarındaki uyumsuzluğun başlıca nedeni olarak kabul edilmektedir (Ferber 2003; Ford 2003; Hewett 2004).

2.3. MULLİGAN DİZ BANTLAMA TEKNİĞİ

Bantlama günümüzde, bir yaralanmanın tedavi ve rehabilitasyonunda rol alan kişiler için temel bir beceri olarak kabul edilmektedir. Bantlama artık sadece sportif yaralanmalar için değil kas dengesizliği, sabit olmayan eklemler ve nöral kontrolün olumsuz etkilendiği durumlarda da yaygın olarak kullanılmaktadır. Bantlama, tedavi ve rehabilitasyon sırasında hasar görmüş dokuların desteklenmesi ve daha fazla hasar görmelerinin önlenmesini sağlayarak iyileşme sürecine destek olur (Algün 2014).

Bantlama, sporla ilgili yaralanmaları önlenmesi ve tedavisinde geniş kullanım alanına sahiptir. Bantın temel fonksiyonu, hareket boyunca destek oluşturmaktır. Bazı çalışmalarda, bantlamanın propriosepsiyonu artırdığı ve yaralanma oluşumunu azalttığı bildirilmiştir. En sık kullanım şekli, germe olmadan yapılan bantlamadır. Bu şekilde eklemi ya da kası desteklemekte ve korumaktadır (Thelen vd. 2008).

Bantlama, birçok rehabilitasyon klinisyeninin kas-iskelet sistemini tedavi etmek için kullandığı terapötik bir tekniktir. Atletik bantlama, McConnell bantlama, Kinezyo bantlama gibi çeşitli türlerde bantlama yöntemleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, literatür bu tekniklerin etkinliği konusunda yetersizdir. Tüm vücut bölgelerine ve bantlama türlerine kapsamlı bir bakış henüz yapılmamıştır. Çoğu çalışma, başta diz olmak üzere, Kinesio bantlama ve alt ekstremite olarak ayak bileğine odaklanmıştır.

Sonuçlar, diz için bantlamanın kısa vadede yararlı olabileceğini göstermektedir (Polakowski 2015).

Mulligan yöntemine göre bantlama, “Mulligan Konsepti” olarak da anılır. Bir manuel terapi yöntemi olan Mulligan yönteminde konseptte özgü teknikler, kas-iskelet ve sinir sistemi hastalıklarında kullanılabilir. Diğer bantlama yöntemlerinin ilkelerine de uygun olmakla birlikte, bu yöntemin kendine özgün yaklaşımları vardır. Mulligan yöntemi çeşitli klinik araştırmalarla test edilmiş ve ağrı azaltma özelliğinin yanında fonksiyonlarda da önemli iyileşmeler sağladığı görülmüştür¹.

2.3.1. Mulligan Konseptinin Temel İlkeleri

Eklem disfonksiyonlarının tedavisinde manuel terapi tekniklerine ihtiyaç duyulmaktadır. Mulligan tekniği, Yeni Zelandalı fizyoterapist Brian Mulligan tarafından 1980 yılında geliştirilmiştir. Eklemlerin biomekanik ilkeler kapsamında doğru pozisyonda mobilize edilmesi ve aktif hareketin kombinasyonu olarak özetlenebilecek bu yöntem klasik yaklaşımlarda inanılan “*no pain no gain*” (ağrı yok, kazanım yok) düşüncesinin tersine ağrısız kazanım sağlamayı hedefler. Doğal apofizyal kayma (*Natural Apophyseal Glides*, NAGs), devamlı doğal apofizyal kayma (*Sustained Natural Apophyseal Glides*, SNAGs) ve hareketle birlikte mobilizasyon (*Mobilisations with Movement*, MWM) tekniklerini içerir (McDowell vd. 2014).

Konseptin kendine özgü kuralları vardır. Bunlardan en önemlisi uygulama sırasında ağrının her zaman azalması ve/veya yok olmasıdır. Teknik ağrının kılavuzluğunda uygulanmaktadır (McDowell vd. 2014). Mulligan’ın MWM’nin etkinliğine dair orijinal teorisinin temeli, yaralanmaya bağlı sekonder olarak gelişen ve eklem yanlı yer değiştirmesine sebep olan “pozisyonel hata” olarak açıklanmaktadır. Bu durum ağrı, sertlik ve zayıflık vb semptomların ortaya çıkmasına neden olur. Bu pozisyonel hatanın sebebi ise, eklem yüzeylerine ait şekil değişiklikleri, kıkırdak kalınlaşması, ligaman ve kapsüle ait liflerin yerleşimindeki değişiklikler veya tendon kasların çekilmesine bağlı gelişen problemler olarak açıklanmaktadır. MWM ile eklem

¹ https://www.physio-pedia.com/Mulligan_Taping#cite_note-2

normale yer değişmesi sağlanır ve pozisyonel hata düzeltilmiş olur (Vicenzino vd. 2007).

MWM'nin klinikte birçok kas-iskelet probleminde yaygın olarak kullanılmasına rağmen teniğın günde kaç kere ve kaç tekrarlı uygulanılması gerektiği hala net değildir. Mulligan önerileri olarak genel bir görüş mevcuttur. Buna göre ekleme uygulanan tek bir MWM manevrasının kişide ağrısız eklem hareket açıklığı sağlaması beklenir. Ağrısız hareket sağlandıktan sonra, lateral kayma devam ederken, kişinin bu ağrısız aktif hareketi 10 tekrarlı olarak yapması genellikle 2-3 set halinde yapması istenir. Setler arası 15-20 sn dinlenme verilir (McDowell vd. 2014).

Uluslararası Mulligan Konsepti Konferansı'nda (2nd International Mulligan Concept Conference 2011) belirtilen ilkeler aşağıdaki şekilde sıralanabilir;

- a) Fizyoterapist, eklem hareketi kaybı, hareketle değerlendirme sırasında spesifik fonksiyonel aktivitelerle ilişkili ağrı
- b) Pasif eklem hareketliliği Kaltenborn kurallarına göre uygulanmaktadır (yani eklem düzlemine paralel veya dik) ve buradaki kayma hareketi ağrısız olmalıdır.
- c) Fizyoterapist, herhangi bir acı hissetmediğinden emin olmak için hastanın tepkisine daha fazla dikkat göstermelidir.
- d) Aksesuar kayma hareketi korunurken, hastadan, kısıtlamanın düzelip düzelmediğini (yani, aktif hareketin artırılmasının, kas kasılmasının ve orijinal ağrıdan arındırılmış olup olmadığının) kontrol etmek için, şikâyet edilen ekstremitelerini veya omurgasını kısıtlı yöne hareket ettirmesi istenir. Amaç, şikâyet olmadan harekete devam etmektir.
- e) Ağrının halen sürmesi, terapistin doğru kayma yönünü (tedavi düzlemi), mobilizasyon derecesini, spinal segmenti veya tekniğın endike olmadığını gösterir.
- f) Terapistin, ağrısız artrokinematik ayarlama kaymasını keşfettikten sonra, daha önce sınırlı ve/veya ağırlı hareket hasta tarafından tekrarlanırken, terapist uygun aksesuar kaymasını sürdürmeye devam eder. Bu teknik, yaklaşık 3-4 seri halinde 10 kez tekrarlanır.
- g) Hastanın ağrısız pozisyonunda hareket ederken eklem pozisyonunu "hatırlaması" teşvik edilir. Terapist daha sonra, hasta aktif olarak devralabildiğii için verilen yardımı yavaş yavaş azaltabilir.

2.3.2. Mulligan Tekniğinin Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

Fizyoterapist Mulligan, başlangıçta ağırlık taşıma pozisyonunda uygulanan spinal mobilizasyonlar olarak NAGS ve SNAGS geliştirmiştir. Daha sonraki aşamalarda konsept, MWM'lerle mobilizasyon şeklinde periferik eklemlere alınmıştır. Teknikler, hareket anında derhal bir iyileşme sağlamış ve ağrı da önemli ölçüde azalmaya başlamıştır.

Bu teknikler ağırlık taşıyan eklemlere uygulanır ve böylece spinal disfonksiyonu olan hasta oturma veya ayakta durma pozisyonunda tedavi edilir. NAGS, bir eklem aksuar hareketini arttırmak amacıyla bir salınım gücü kullanan daha geleneksel eklem hareket tekniğine benzerdir. SNAG daha sonra eklemi hareketsiz hale getirecek şekilde mekanik olarak geliştirilmiş bir yolla eklem tamamını almak için uygulanır. Doğru yapıldığında, bu teknikler spinal mobilitede hızlı ağrısız iyileşme ile sonuçlanır. Her bir Mulligan tekniğinin, tedavi etkisini sürdürmek veya ileriye taşımak için hastanın gerçekleştirmesi için bir ev egzersizi programı takip eder².

Mulligan tekniğinin endikasyonları (Rohowyj yy):

- i) Hareketle birlikte oluşan veya artan ağrı
- ii) eklem hareketi kaybı
- iii) aktif hareketle artan orta şiddetteki dinlenme ağrısı
- iv) Hareket sırasında ortaya çıkan sertlik.

Mulligan tekniğinin kontrendikasyonları ise, diğer manuel terapi yöntemleriyle aynıdır. Ayrıca tekniğin semptomları arttırdığı durumlarda uygulama yapılmaz. Etkilenen eklemlere göre, terapist daha sonra kendisinin acısız olması gereken ilgili pasif aksuar eklem hareketliliğini veya eklem kaymasını bulur. Hastaya omurga bölgesinin eklemi daha önce ağrıya neden olan yönde hareket ettirilmesi veya kısıtlanması yönünde talimat verilir. Terapistin müdahalesi uygunsa, hareket nispeten ağrısız hale gelir ((Rohowyj yy). Hareket eden manevra bulunduğu anda, hastanın evde yapması gereken egzersizler, bu gevşeme pozisyonlarına veya müdahalelere dayanarak tasarlanabilir.

² <https://symetricsonline.com/mobilization-movement-nags-snags/>

2.3.3. Mulligan Tekniğinin Uygulama İlkeleri

Mulligan tekniğinde uygulama doğru düzlemde gerçekleştirilmezse ortaya çıkan etkiler hayal kırıklığına yol açabilmektedir. Bu teknikler, klinik hasta etkileşimleri sırasında teorik bazda geliştirilmiştir. Araştırmalar tekniğin mekanik bir etkiye sahip olduğunu göstermekle birlikte bunun doğası tam olarak belirlenmemiştir (Baker vd. 2013).

Mulligan ayrıca tüm ana periferik eklemleri tedavi etmek için kullanılan teknikleri geliştirmiştir. Klinik deneyimler ve bilimsel çalışmalar, lateral dirsek ağrısı (tenisçi dirseği), omuz bozuklukları, kalça kısıtlamalarının yanı sıra, bileklerin bilek ve dizlerinin hareket açıklığı kaybına yol açan yaralanmaların tedavisi için bu teknikleri kullanarak yüksek düzeyde başarı göstermiştir.

Uygulamanın ilk aşaması, hastanın öyküsünün alınmasıdır. Hareket ve aktiviteyle oluşan semptomların varlığı belirlenerek bunların nörolojik olmadığından emin olunur. Eklem hareket açıklığı değerlendirilir. Tüm bunlardan sonra uygulanacak teknik hastaya açıklanır. Tekniğin ağrısız ve nazik olduğunun bilinmesi hastanın rahatlamasını sağlayarak tekniğin etkinliğini arttırmaktadır. Tekniğin uygulanması esnasında semptomların söylenmesinin gerekli olduğu hastaya vurgulanmalıdır. Alınan açıklamalara göre uygulamada birtakım değişikliklere gidilebilir. Uygulama sürecinde semptomların kötüleşmesi aksesuar hareket yönünün hatalı olduğunu ya da MWM için bir kontraendikasyon durumunun mevcut olduğunu gösterir.

Ağrısız harekete ulaşıldığında aksesuar hareketin yönü ve miktarı devam ettirilerek tekrar yapılır. Bunu takiben aksesuar hareket uygulanmadan hareket tekrarlanır. Terapist, hastanın acı çekmediğinden emin olmak için hastanın reaksiyonunu sürekli olarak izler. Doğru tedavi düzlemini ve derecesini bulmak için çeşitli paralel ya da dikey kayma kombinasyonlarını inceler. Eklem hareketi sonunda ağrı oluşturmayacak biçimde basınç uygulanabilmektedir. Hastaya ayrıca ağrısız hareket örüntüsünü evde nasıl uygulayabileceği de öğretilir. Bunun yanı sıra, uygun olduğu takdirde, aksesuar hareketle oluşturulması istenen konumda eklem bantlanabilmektedir ve hastaya evde yapması için egzersiz programı da verilmektedir. Bu teknikler, etkileri oransız olarak görülebilen minör eklem düzensizliklerini düzeltmede kullanılır. Bu da Mulligan tekniğinin en önemli kısmı olarak görülmektedir³.

³ <http://www.itherapies.com>

3.VERİ VE YÖNTEM

3.1.BİREYLER

Katılımcılar 20 bilateral dinamik diz valgusu olan sağlıklı kadın ve benzer demografik özelliklere sahip 20 dinamik diz valgusu olmayan sağlıklı kadından oluşmaktadır. Dahil edilme ve dışlanma kriterleri dinamik diz valgusuna sahip katılımcılar ve kontrol grubundaki katılımcılar için Tablo 3.1 ve Tablo 3.2'deki gibidir.

Tablo 3.1: Dinamik Diz Valguslu Grubun Dahil Edilme ve Dışlama Kriterleri

DAHİL EDİLME KRİTERLERİ	DIŞLANMA KRİTERLERİ
18-35 yaş aralığında kadın olmak	Nörolojik hastalık veya sekel olması
Asemptomatik bilateral dinamik diz valgusu olması	Ortopedik bir yaralanma olması
	Pes planusu olması
Sistemik bir hastalığı olmaması	Gebelik ya da şüphesi olması

Tablo 3.2: Kontrol Grubunun Dahil Edilme ve Dışlanma Kriterleri

DAHİL EDİLME KRİTERLERİ	DIŞLANMA KRİTERLERİ
18-35 yaş aralığında kadın olmak	Nörolojik hastalık veya sekel olması
Dinamik diz valgusu olmaması	Ortopedik bir yaralanma olması
Sistemik bir hastalığı olmaması	Gebelik ya da şüphesi olması

3.1.1. Demografik Bilgiler

Gönüllüler ad, soyad, yaş, boy ve ağrı durumunu sorgulayan bir form dolduruldu. Kişilere tek bacak squat testi uygulandı. Test, fizyoterapist tarafından her iki alt ekstremiteye ayrı ayrı uygulandı ve sonucunda bilateral dinamik diz valgusu olan kişiler çalışmaya alındı. Katılımcıların ağrısı VAS'a göre değerlendirildi ve ağrı puanı 3'ün üzerinde olanlar çalışmaya dahil edilmedi (Scholtes ve Scholtes 2017).

3.1.2.Tek Bacak Squat Testi

Kişilere tek bacak üzerinde durup dizlerini bükmeleri istendi. Dizleri 45°-60° fleksiyonda pozisyonlayıp 5 sn frontal plandan gözlenen katılımcıların (Herrington 2010) dinamik diz valgusu değerlendirildi. Dinamik diz valgusu tek bacak squat testinin uygun fazında frontal düzlemde 10° ve daha fazla görsel olarak açı artışı olarak tanımlandı (Ishida 2014). Uygulama katılımcılara bilateral olarak uygulandı.

3.2. ÇALIŞMA MODELİ

Çalışma bir olgu çalışmasıdır. Çalışmada rijit bantlama tekniği kullanılmış olup, dinamik diz valgusu olan katılımcılara drop jump testi bantlı ve bantsız olarak karışık bir şekilde uygulanmıştır. Kontrol grubuna rijit bant uygulaması yapılmadan drop jump testi uygulanmıştır. Testler yapılırken kişilerin yorgunluk durumları değerlendirilip tekrar yapılan testler arasında dinlenme süresi verilmiştir. Sıçrama testleri fotoelektrik tabanlı bilgisayarlı sistem olan “OPTOJUMP” cihazıyla yapılmıştır. Frontal düzlemde yerleştirilen kamerası sayesinde açılar değerlendirilmiştir. MicroFET2 el dinamometresiyle kas testi uygulanmıştır. Katılımcıların kısalık testleri manuel olarak fizyoterapist tarafından yapılmıştır.

3.3.VERİ TOPLAMA YÖNTEMLERİ

3.3.1.Drop Jump Testi

Drop jump testi güvenilirlik çalışmaları yapılmış olan “Micro Gate” firması tarafından üretilmiş olan “Opto Jump Next” cihazı kullanılarak yapıldı (Glatthorn 2011). Cihazın hata payı %2,7’den daha düşük olduğu literatürde bildirilmiştir (Glatthorn 2011). Test protokolü olarak cihaz yazılımında kayıtlı olan “Drop Jump” protokolü kullanıldı. Katılımcıların boyu, vücut ağırlığı, ayak numarası girilerek sensörleri sayesinde sıçrama sırasındaki uçuş süresi, gücü, hızı, sıçrama yüksekliği hesaplandı.

Katılımcılara nasıl sıçraması gerektiği anlatıldı ve kayıt yapılamadan kişilere 3 tekrarlı pratik yaptırıldı. Kişiler kendilerini hazır hissettiklerinde test için kayıt başladı. 20 dinamik diz valguslu katılımcı ve dinamik diz valgusu olmayan kontrol grubu

katılımcıları 30 cm'lik yükseklikten (Heebner 2017) eller belde bantsız 3 tekrar olacak şekilde sıçrama testi uygulandı ve değerlerin minimum, maksimum ve ortalama değerleri kaydedildi (Herrington 2010). Aynı test Mulligan diz bantlama tekniği uygulandıktan sonra 3 tekrarlı olarak dinamik diz valgusu olan grup üzerinde tekrar uygulandı ve değerler aynı şekilde kaydedildi.

Tablo 3.3: Drop Jump Testi Optojump Verileri

Ölçülen Parametre	Birim	Açıklama
Temas Süresi	Saniye (s)	Test sırasında ayakların yer teması ile başlayıp, yerden temasın kesilmesiyle biten süredir.
Uçuş Süresi	Saniye (s)	Test sırasında ayakların yerden kesilip, tekrar ayakların yere temas etmesi arasında geçen süredir.
Yükseklik (h)	Santimetre (cm)	Test sırasında sıçranılan maksimum seviyedir.
Güç (P)	Watt/Kilogram (W/kg)	Sıçrama ile açığa çıkan güçtür.
Hız	Step/Saniye (s)	Sıçrama ile açığa çıkan hızdır.

Kaynak: Opto Jump Next Kullanıcı Kılavuzu

“Opto Jump Next” cihazın 3 metre uzağa ve 45 cm yüksekliğe konumlandırılmış (Scholtes 2017) kamera ile kayıt yapılmıştır.

3.3.1.1.Diz Valgus Açısının Hesaplanması

Diz Valgus dizilimi ölçümü, iki boyutlu frontal plan projeksiyon açısı olarak ölçüldü.

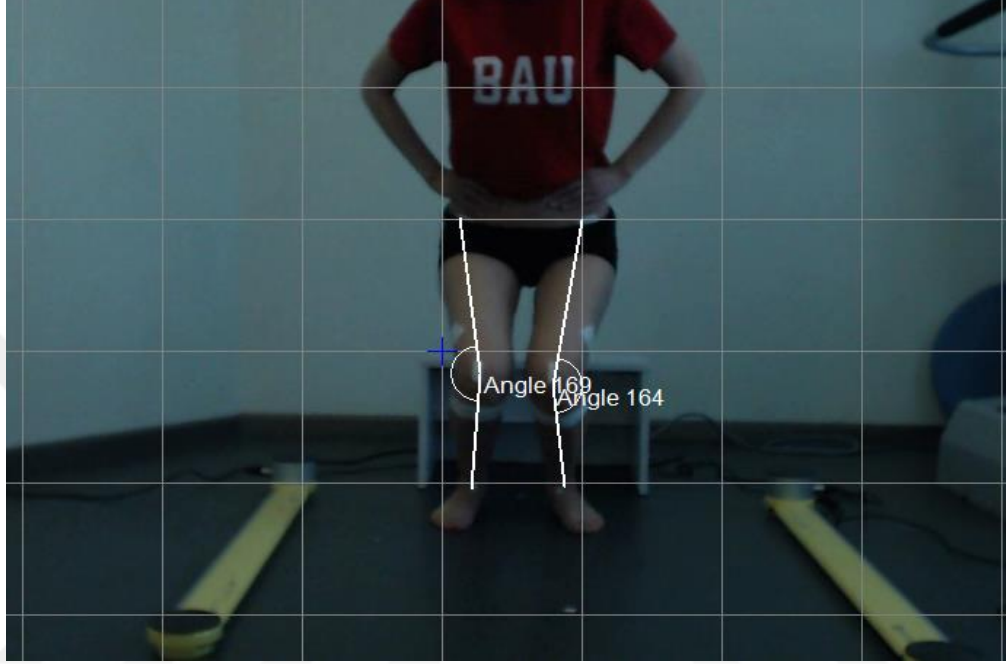
“Opto Jump Next” bilgisayar programı kullanılarak düşme sırasındaki maksimum diz fleksiyonu anında iki boyutlu frontal plan projeksiyon açısı değerlendirilmiş ve derece cinsinden kaydedilmiştir.

Diz iki boyutlu frontal plan projeksiyon açısını bulmak için katılımcıların SİAS, dizin orta noktası, ayak bileğinin orta noktasına işaretler yerleştirilmiş (Scholtes 2017,

Herrington 2010) ve diz frontal plan prpjeksiyon açısı bu işaretler sayesinde belirlenmiştir.

Drop jump testi için dinamik diz valgusunun normal değerleri kadınlar için 7-13 derece arası erkekler için 3-8 derece arası olarak değerlendirilmiştir (Herrington 2010).

Şekil 3.1: Optojump Biyomekanik Analiz



Şekil 3.2: Kamera Yerleşimi



3.3.2. Kas Kuvveti Ölçümü

Kas kuvvet ölçüm testleri dinamik diz valgusu olan gruba ve dinamik diz valgusu olmayan gruba aynı şekilde uygulanmıştır.

Kas kuvvet ölçümleri izometrik kas kuvvet ölçümü şeklinde güvenilirliği kanıtlanmış olan MicroFET2 el dinamometresi ile yapıldı (Kubas 2017). Katılımcıların diz ekstansiyon, diz fleksiyon, diz eksternal rotasyon, kalça ekstansiyon, kalça abduksiyon kas kuvvetleri ölçülmüştür. Kas kuvvetleri 3 tekrarlı her bir ölçüm 5 sn olacak şekilde yapıp ölçülen değerler kilogram cinsinden kaydedilmiştir. Kişilere yapabildikleri maksimum kuvveti açığa çıkarmaları söylenmiştir. Kilogram cinsinden ölçülen kas kuvvetlerinin ortalaması vücut ağırlığına göre normalize edilmiştir. Bunun için alt satırda belirtilen formül kullanılmıştır (Magalhaes 2010; Karagözoğlu 2015).

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

Kalça eksternal rotatör kas kuvvetini ölçerken katılımcı, ayakları yer temassız dizler ve kalça 90° oturur şekilde pozisyonlanmıştır. Dinamometre medial malleolun 5 cm proksimaline yerleştirilmiş esnek olmayan kemerle sabitlenmiş bir şekilde ölçülmüştür (Ireland 2003, Karagözoğlu 2015).

Şekil 3.3: Kalça Eksternal Rotatör Kas Kuvvet Ölçümü



Kalça ekstansör kas kuvvetini ölçerken katılımcı yüzüstü yatmış şekilde dizi 90° fleksiyonda olacak şekilde pozisyonlanmıştır. Dinamometre popliteal fossanın 5 cm proksimaline gelecek şekilde esnek olmayan kemerle yatağa sabitlenerek kuvvet ölçümü yapılmıştır (Magalhaes 2010, Karagözoğlu 2015).

Şekil 3.4: Kalça Ekstansör Kas Kuvvet Ölçümü



Kalça abdüksör kas kuvvetini ölçerken katılımcı yan yatar pozisyonda ölçüm yapılan ekstremitte üstte nötral şekilde konumlanmıştır. Dinamometre diz çizgisini 5 cm proksimaline esnek olmayan kemerle sabitlenerek ölçüm yapılmıştır (Bolglu 2011, Karagözoğlu 2015).

Şekil 3.5: Kalça Abdüksör Kas Kuvvet Testi



Diz ekstansör kas kuvvet testi için katılımcı diz 60° ve kalça 90° fleksiyonda olacak şekilde oturulup dinamometre lateral malleolun 5 cm proksimaline esnek olmayan kemerle sabitlenmiş ve ölçüm gerçekleştirilmiştir (Bogla 2011, Karagözoğlu 2015).

Şekil 3.6: Diz Ekstansör Kas Kuvvet Testi



Diz fleksörlerinin kas kuvvet testi katılımcı yüzüstü yatırılıp dizini 90° fleksiyona alınmıştır. Dinamometre lateral malleolun 5 cm proksimaline yerleştirilip esnek olmayan kemerlesabitlenmiş ve katılımcıdan dizini maksimum kuvvetle bükmesi istenmiştir (Ireland 2003; Karagözoğlu 2015).

Şekil 3.7: Diz Fleksör Kas Kuvvet Testi



3.3.3. Kısalık Testi

Kısalık testleri ile tensor fascia lata (TFL), iliotibial band (İTB), hamstringler, kalça fleksörleri ve quadriceps kasları değerlendirilmiştir (Karagözoğlu 2015).

TFL-İTB kısalık testi, modifiye ober testi ile yapılmıştır (Karagözoğlu 2015).

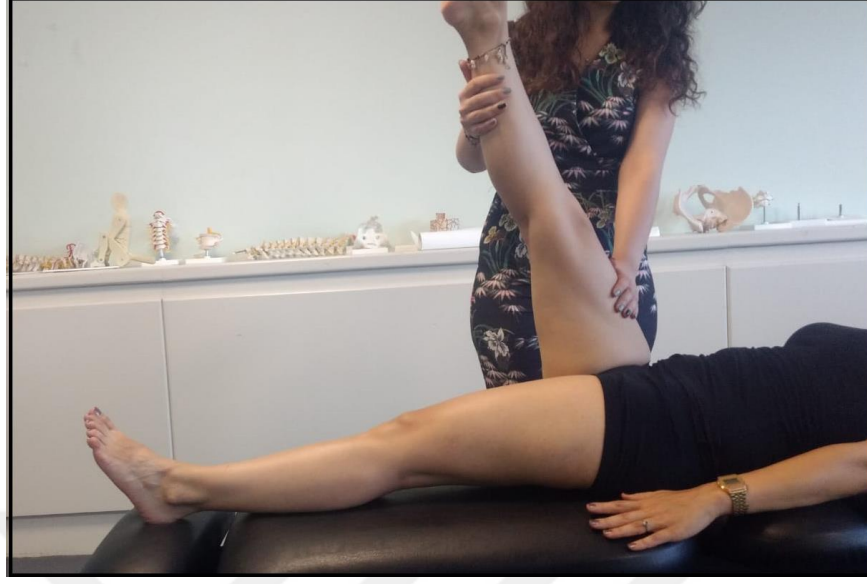
Modifiye Ober testi: Bu test, TFL ve İTB kısalığını değerlendirmek için kullanılmıştır. Katılımcı test edilecek taraf üstte olacak ve alttaki kalça ve diz fleksiyonda olacak şekilde yan yatırılmıştır. Test edilen üstteki bacak, kalçadan pasif olarak abduksiyona ve ekstansiyona getirildikten sonra yavaşça serbest bırakılmıştır. Serbest bırakılan bacak horizontal pozisyondandan aşağıya düşmüyor ise, test pozitif olarak kaydedilmiştir (Werner 2006).

Şekil 3.8: Modifiye Ober Testi



Hamstringler: Test yapılacak kişi muayene masasında sırtüstü yatış pozisyonunda, alt ekstremitelerini tek tek ve dizler ekstansiyonda iken yukarı kaldırdığında, alt ekstremiteler yatay düzleme göre yaklaşık 70 derece ve üstünde ise kısalık yok, altında ise kısalık var denir (Cailliet 1994).

Şekil 3.9: Hamstring Kısalık Testi



Kalça Fleksörleri: Test uygulanacak birey kalça ekstansiyonda ve bacak dizden itibaren yataktan aşağıya sarkacak şekilde sırtüstü yatırılmıştır. Test edilen tarafın karşı tarafı, fizyoterapist tarafından diz fleksiyonda iken göğüse doğru itilirken, test edilen taraf bacak yataktan kalkıyorsa sonuç pozitif olarak kaydedilmiştir (Otman 2008).

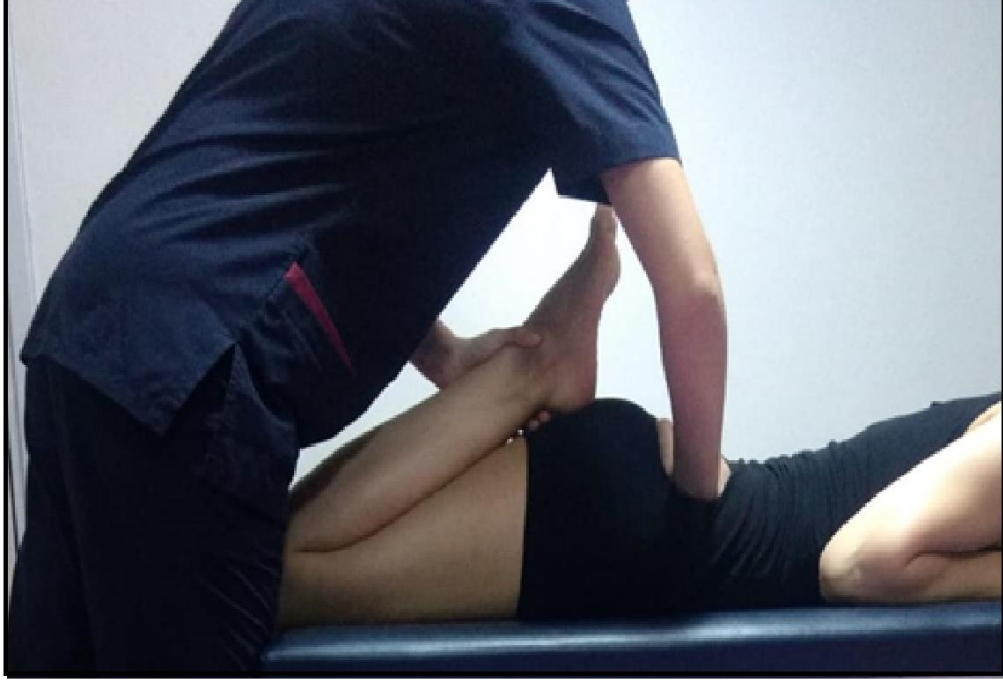
Şekil 3.10: Kalça Fleksörleri Kısalık Testi



Quadriceps: Test uygulanacak birey yüzüstü yatırılmıştır. Bir el ile pelvis stabilize edilirken, diğer el ile diz pasif olarak fleksiyona getirilmiştir. Hareketin son noktasında topuğun kalçaya değmesi gerektiği halde değmiyorsa test “+” olarak kaydedilmiştir. İki

taraf arasında asimetrinin ve uyluğun ön tarafında gerilme hissinin olması ve kalça fleksiyonu sebebiyle pelvisin elevasyonu halinde quadriceps gerginliği veya kısalığı olarak tüm bu durumlar not edilmiştir (Sonchis-Alfonso 2006).

Şekil 3.11: Quadriceps Kısalık Testi



Gastrocnemius: Diz ekstansiyonda, ayak hafif inversiyonda iken, pasif ayak bileği dorsifleksiyonu yaptırılarak ölçülmüştür. Nötral pozisyona göre 15°'den az ayakbileği dorsifleksiyonu, gastrocnemius kısalığı olarak kabul edilmiştir (Post 1997).

Şekil 3.12: Gastrocnemius Kısalık Testi



3.3.4.Mulligan Diz Bantlama Tekniği-Rijit Bant Uygulaması

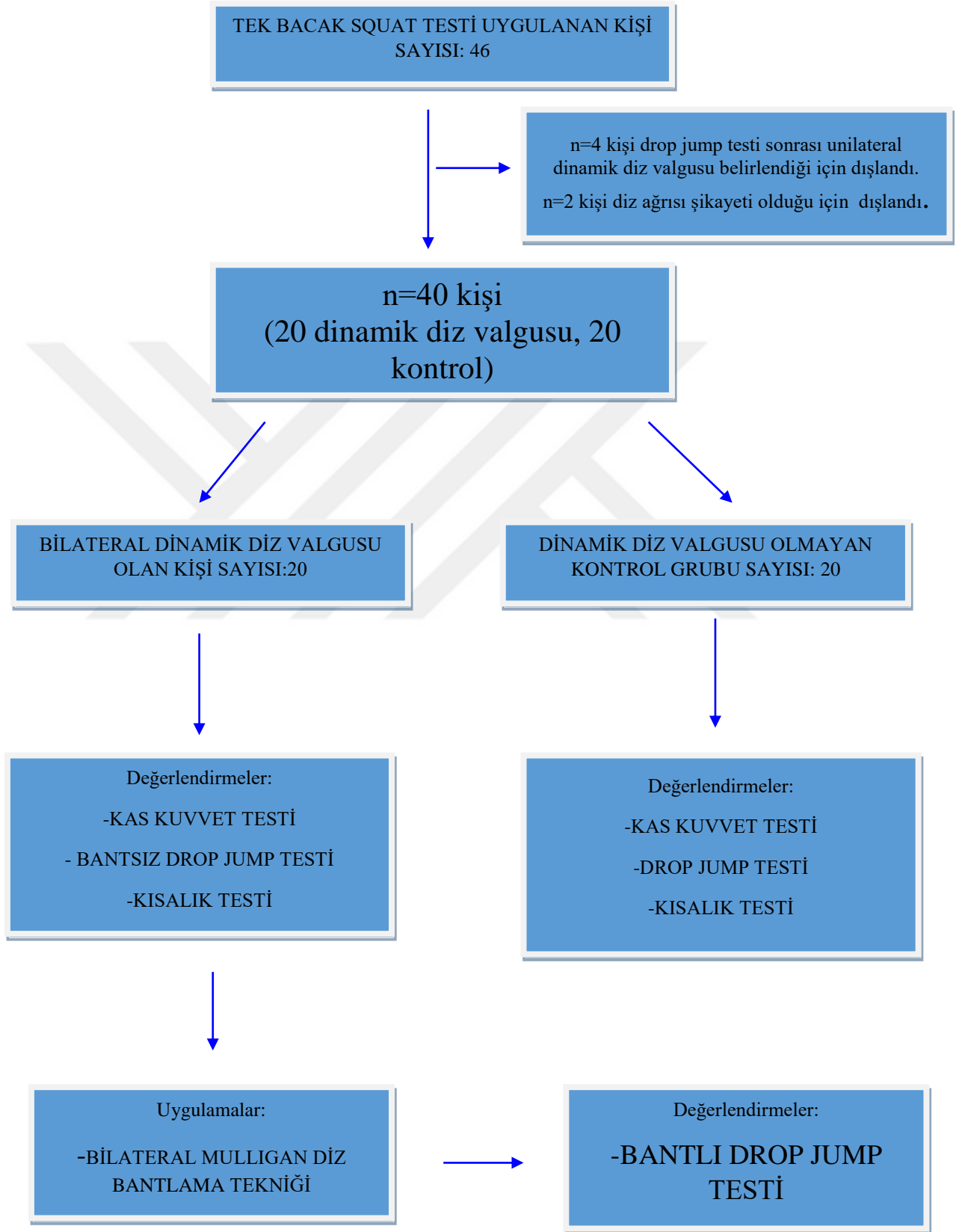
Uygulama Protape 38mm x 10 m rijit bant ile yapılmıştır. Bant pamuk dokuma kumaştan, yumuşak ve kaliteli malzemeden üretilmiştir. Uygulama, katılımcı ayakta, kalça ve dizi internal rotasyonda ve dizi 20° fleksiyonda uygulanmıştır. Bant, fibula başından başlayıp tibiayı internal rotasyona getirecek şekilde anteriorda tibia üzerinden geçerek dizin medial eklem çizgisinin altından geçip dizin arkasından sonlanacak şekilde uygulanmıştır (Hickey 2016). Daha sonra stabiliteyi arttırmak için ikinci bir bant ilk bandın üstünden aynı şekilde uygulanmıştır. Uygulama, katılımcılarda bilateral dinamik diz valgusu olduğundan her iki alt ekstremiteye de uygulanmış ve aı değerlendirilmiştir. Bu sayede 20 katılımcı, 40 tane değerlendirilmesi gereken ekstremiteye, çalışmaya dahil edilmiştir.

şekil 3.13: Mulligan Diz Bantlama Tekniği



Kaynak: Hendry, Campell ve Ng, 2014

Şekil 3.14: Akış Diyagramı



4.BULGULAR

Çalışmaya yaşları $23,1 \pm 2,48$ olan ve VKİ'si $20,79 \pm 3,21$ kg/m² olan 20 dinamik diz valgusu olan kadın ve yaşları $22,85 \pm 2,81$ ve VKİ'si $20,49 \pm 2,58$ kg/m² olan 20 dinamik diz valgusu olmayan kadın katılmıştır. Dinamik diz valgusu olan gruba görüntü analizi almamıza da olanak sağlayan OptoJump cihazında drop jump testi (bant uygulaması yapılmış ve bant uygulaması yapılmadan), kas kuvvet testi ve kısalık testi uygulanmıştır. Dinamik diz valgusu olmayan kontrol grubuna ise kas kuvvet testi, drop jump testi ve kısalık testi uygulanmıştır. Amaç dinamik diz valgusu varlığının kas kuvvetiyle ilişkisini incelemektir.

İstatiksel analizler için "IBM SPSS Statistics Version 20" programı kullanılmıştır. Veri dağılımının normal olup olmadığı Kolmogorov-Smirnov testi ile incelenmiştir.

Grupların demografik özelliklerinin karşılaştırılması tablo 4.1'de, dominant taraf bilgileri tablo 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1: Demografik Bilgiler

	Dinamik Diz Valgusu Olan Grup (n=20) Ort±SS (min-max)	Kontrol Grubu (n=20) Ort±SS (min-max)	P Değeri
YAŞ (yıl)	$23,1 \pm 2,48$ 20-28	$22,85 \pm 2,81$ 19-28	0,76
VKİ (kg/m ²)	$20,79 \pm 3,21$ 15,94-29,04	$20,49 \pm 2,58$ 15,82-25,73	0,75

Ort±SS: Ortalama±Standart Sapma VKİ: Vücut Kütle İndeksi İndependent Sample-t Test-
P ≥ 0,05

Tablo 4.2: Dominant Taraf Bilgisi

	Dinamik Diz Valgusu Olan Grup (n=20)		Kontrol Grubu (n=20)		Toplam
	n	%	n	%	n
Dominant Ekstremité	17 sağ 3 sol	% 85 % 15	18 sağ 2 sol	% 90 % 10	20
Valgusu Olan Ekstremité	20 sağ 20 sol	100%	-	-	40

4.1. Görüntü Analizleri

Görüntü analizleri ile elde edilen verilerin istatistik analiz sonuçlarına göre; dinamik diz valgusu olan grubun bantlama sonrası diz valgus açısı bantlama öncesine göre istatistiksel açıdan anlamlı bir şekilde azalmıştır (P=0,000).

Bantlama öncesi ve bantlama sonrası min-max açısı, ortalama açısı değerleri tablo 4.3'de gösterilmiştir.

Tablo 4.3: Bantlama Öncesi ve Sonrası Açısı Değerleri

	Bantlama Öncesi	Bantlama Sonrası
n	40	40
min-max	13°-46,4°	-23°-21,7°
ortalama	24,45°	7,74°
S.S.	7,94	10,03
t	10,189	
P	0,000	

Ort: Ortalama S.S.:Standart Sapma Paired Samples T-test - P≤0,05

4.2. Drop Jump Testi

Drop jump testi dinamik diz valgusu olan gruba bantlama öncesi ve bantlama sonrası olmak üzere iki ayrı şekilde uygulanmıştır. Kontrol grubu olan dinamik diz valgusu olmayan gruba bantlama yapılmadan drop jump testi uygulanmıştır.

Dinamik diz valgusu olan grubun bantlama öncesi ve bantlama sonrası OptoJump cihazında ölçülen sıçrama yüksekliği, yerle temas süresi, havada kalma süresi, güç ve hız değerleri bantlama öncesi ve sonrası anlamlı bir fark görülmemiştir.

Dinamik diz valgusu olan grubun bantlama öncesi ve bantlama sonrası Optojump verileri tablo 4.4’de gösterilmiştir.

Tablo 4.4: Bantlama Öncesi ve Sonrası Drop Jump Testi Optojump Verileri

	BANTLAMA ÖNCESİ			BANTLAMA SONRASI			t	P
	min-max	ortalama	S.S.	min-max	ortalama	S.S.		
Temas Süresi (s)	0,394-0,808	0,545	0,115	0,294-0,792	0,526	0,107	1,227	0,235
Uçuş Süresi (s)	0,286-0,392	0,335	0,033	0,241-0,412	0,338	0,045	-0,514	0,613
Yükseklik (cm)	10-18	13,33	2,172	7,3-19,4	13,69	3,048	-0,872	0,394
Güç (W/kg)	10,08-18,08	12,79	2,043	7,57-18,18	13,291	2,776	-1,402	0,177
Hız (step/s)	0,9-1,37	1,136	0,117	0,97-1,56	1,159	1,133	-1,339	0,196

Min-max: minimum-maksimum değer S.S.:Standart Sapma - Paired Samples Test- $P \leq 0,05$

Dinamik diz valgusu olan grup ve kontrol grubu olan dinamik diz valgusu olmayan grubun optojump verileri kıyaslandığında uçuş süresi, yükseklik ve güç verilerinde anlamlı bir şekilde kontrol grubunun değerleri daha yüksek çıkmıştır. Tablo 4.5. de değerler verilmiştir.

Tablo 4.5: Dinamik Diz Valguslu Grup ve Kontrol Grubu Drop Jump Testi Optojump Verileri

	Dinamik Diz Valguslu Grup			Kontrol Grubu			Z	P
	min-max	Ortalama	S.S.	min-max	Ortalama	S.S.		
Temas Süresi (s)	0,394-0,808	0,545	0,115	0,310-0,840	0,597	0,145	-1,18	0,237
Uçuş Süresi (s)	0,286-0,392	0,335	0,033	0,299-0,454	0,382	0,048	-2,84	0,004
Yükseklik (cm)	10-18	13,33	2,172	11-25,4	18,455	4,258	-3,98	0,000
Güç (W/kg)	10,08-18,08	12,79	2,043	11,15-18,66	15,501	2,2	-3,48	0,001
Hız (step/s)	0,9-1,37	1,136	0,117	0,77-1,28	1,065	0,19	-1,36	0,175

Min-max: minimum- maksimum değer S.S.:Standart Sapma - Wilcoxon Signed Rank Test- $P \leq 0,05$

4.3. Kas Kuvvet Ölçümü

Kas kuvvet ölçüm testi 20 dinamik diz valgusu olan ve 20 dinamik diz valgusu olmayan iki grup üzerinde uygulanmıştır. Amaç dinamik diz valgusunun kas kuvvetiyle ilişkini belirlemektir.

Kas kuvvet ölçüm testi kalça eksternal rotatörlerine, kalça ekstansörlerine, kalça abduktörlerine, diz ekstansörlerine ve diz fleksörlerine uygulanmıştır. İstatiksel sonuçlar

değerlendirildiğinde iki grubun kas kuvvetleri arasında kalça abduktörleri dominant taraf haricinde anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kalça abduktör dominant taraf ise dinamik diz valgusu grubunda daha kuvvetli olduğu sonucu bulunmuştur.

Kas testi sonuçları Tablo 4.6’da gösterilmiştir.

Tablo 4.6: Kas Kuvveti Testi Sonuçları

KAS KUVVET ÖLÇÜM TESTİ SONUÇLARI	KAS GRUPLARI		n	min-max	Ort.	s.s.	t	Z	P
	Kalça ekstansör dominant	DDV Grubu	20	20,55-79,81	41,16	16,65	1,15	-	0,25
		Kontrol Grubu	20	16,57-71,43	35,7	13,57			
	Kalça ekstansör nondominant	DDV Grubu	20	19,54-100,78	40,86	17,66	-	-1,19	0,23
		Kontrol Grubu	20	12,22-69,30	34,84	14,19			
	Kalça eksternal rotatör dominant	DDV Grubu	20	14,91-37,08	24,96	7,04	-0,73	-	0,46
		Kontrol Grubu	20	13,47-43,33	26,89	9,01			
	Kalça eksternal rotatör nondominant	DDV Grubu	20	11,15-39,26	24,93	7,92	-	-0,06	0,94
		Kontrol Grubu	20	11,14-40,12	24,94	9,05			
	Kalça abduktör dominant	DDV Grubu	20	41,77-90,25	64,16	17,28	1,97	-	0,05
		Kontrol Grubu	20	29,49-87,14	53,85	16,07			
	Kalça abduktör nondominant	DDV Grubu	20	39,29-106,45	62,64	20,35	-	-1,27	0,20
Kontrol Grubu		20	29,49-89,79	54,54	17,07				
Diz ekstansörü dominant	DDV Grubu	20	47,84-129,67	77,74	20,74	0,60	-	0,55	
	Kontrol Grubu	20	41,62-144,64	73,15	27,77				
Diz ekstansörü nondominant	DDV Grubu	20	39,29-125,25	75,99	24,06	-	-0,94	0,34	
	Kontrol Grubu	20	33,65-137,35	69,64	28,4				
Diz fleksör dominant	DDV Grubu	20	19,14-43,4	28,64	8,17	1,75	-	0,08	
	Kontrol Grubu	20	11,81-37,32	23,95	8,69				
Diz fleksör nondominant	DDV Grubu	20	14,44-40,27	27,44	7,77	-	-1,85	0,06	
	Kontrol Grubu	20	11,88-36,80	22,54	8,68				

Min-max: minimum- maksimum değer S.S.: Standart Sapma DDV: Dinamik Diz Valgusu- İndependent Sample-t Test, Mann-Whitney U Test- $P \leq 0,05$

4.4. Kısıklık Testi

Yapılan bu çalışmada kısıklık testi sonuçlarına göre dinamik diz valgusu olan 20 katılımcıdan 13’ünde (%65) hamstring kısıklığı, 3’ünde (%15) kalça fleksörlerinde kısıklık, 2’sinde (%10) quadriceps kasında kısıklık, 4’ünde (%20) gastrocnemius kasında kısıklık görülmüştür. Bunun yanında kontrol grubunda 20 katılımcıdan 6’sında (%30) hamstring kısıklığı, 6’sında (%30) kalça fleksörlerinde kısıklık, 1’inde (%5) quadriceps

kasında kısıklık, 2'sinde (%10) ise gastrocinemius kasında kısıklık görülmüştür. Her iki gruptaki katılımcıların hiçbirinde TFL-İTB kısıklığı görülmemiştir.



5. TARTIŞMA

Yapılan bu çalışmada kadın katılımcı seçmemizin nedeni kadınların yaralanma riskinin erkeklere göre daha fazla olmasıdır (Munro 2012).

Yapılan literatür taramasında dinamik diz valgusu kas güçlerinde azalma ile ilişkili olduğu gösterilmiştir ve ön çapraz bağ (ACL) yaralanması ve patellofemoral eklem disfonksiyonu da dahil olmak üzere çok sayıda diz yaralanmalarına katkıda bulunulması ile ilişkilendirilmiştir (Mehl 2017, Noyes 2005). Bu nedenle yapılan bu çalışmada dinamik diz valgusu olan ve dinamik diz valgusu olmayan grubun kalça kas kuvvetleri karşılaştırıldı ve iki grup arasında kalça abduktör dominant taraf kas kuvveti harici anlamlı bir fark bulunamadı. Kalça abduktör dominant taraf ise dinamik diz valgusu grubunda daha kuvvetli olduğu sonucuna ulaşıldı.

Son zamanlarda yapılan çalışmalarda PFAS oluşma sebepleri arasında kas güçsüzlüğünün olmadığı, kas güçsüzlüğünün PFAS sonucu geliştiği öne sürülmüştür (Powers 2017). Bu veri bizim bulduğumuz sonucun olası bir durum olduğunu düşündürmektedir.

İlerleyen yaşlarda diz osteoartriti ile birlikte yumuşak doku hasarı görülme ihtimali artacağı için bu çalışmada 18-35 yaş aralığındaki asemptomatik dinamik diz valgusu olan kadın katılımcılar tercih edilmiştir. Yapılan literatür taramasında da bu sebeplerden ötürü yaş 18-35 aralığında belirlenmiştir (Hickey 2016).

Dinamik diz valgusu testi olarak literatürde çeşitli testler kullanılmıştır. Drop jump testi en yaygın kullanılan testlerden biridir. Yüksekten dikey sıçrama ve yerle temas sırasında dizin hareketi incelenir. Bu tür iniş hareketi sırasında diz hareketi son derece kontrolsüzdür. Frontal plana yerleştirilen kamera sayesinde dizler arası mesafe ve ayak bilekleri arasındaki mesafe ölçülür ve test değerlendirilir (dizler arası mesafe < ayak bilekleri arasındaki mesafe = dinamik diz valgusu). Noyes ve arkadaşları dinamik diz valguslu bireylere testi uygulamış dizler arası mesafeyi 23 ± 8 cm bulmuş ve kişileri güçlendirme eğitimine almışlardır. Program sonunda test tekrarlanmış ve dizler arası

mesafe 29 ± 8 cm olduğunu belirlemişler. Güçlendirme eğitimi sonunda dinamik diz valgusunun azaldığını belirtmişlerdir.

Bir diğer test tek bacak squat testidir. Bu test esnasında kişi tek bacak üzerinde diz fleksiyon hareketi yapar ve frontal plandan değerlendiren gözlemci dinamik diz valgusu olup olmadığını tayin eder (Mehl 2017). Bu frontal plan diz projeksiyon açısı Ishida'ya göre 10 derece ve sonrasıdır.

Çalışmamızda katılımcılarda dinamik diz valgusu olup olmadığı tek bacak squat testine göre belirlendi. Tek bacak squat testinde dinamik diz valgusu olduğu belirlenen katılımcılara Mulligan diz bantlama tekniği uygulandı. Tek bacak squat testi tercih edilmesinin nedeni daha hızlı kontrol edilebilir bir test olmasıdır.

Biz çalışmamızda iki boyutlu frontal plan projeksiyon açısını ölçerek dinamik diz valgusu açısını belirledik. Dinamik diz valgusu ölçümünde iki boyutlu ve üç boyutlu analiz yöntemlerinin her ikisi de kullanmakla beraber iki boyutlu analiz yönteminin hem asemptomatik kişilerde (Herrington 2010) hem de PFAS olan kişilerde güvenilir bir analiz yöntemi olduğu belirtilmiştir.

Yapılan literatür çalışmalarına göre tek bacak squat testinde dinamik diz valgusu tespit edilen katılımcıların bazılarında çift bacak drop jump testinde azalmış dinamik diz valgusu tespit edilmiştir (Munro 2012). Katılımcılar bu çalışmaya alınmadan önce tek bacak squat testinde bilateral dinamik diz valgusu olduğu tespit edilmiş olmasına rağmen drop jump testinde azalmış dinamik diz valgusu görülen katılımcılar olmuştur.

Bantlama, sporla ilgili yaralanmaları önlenmesi ve tedavisinde geniş kullanım alanına sahiptir. Bantın temel fonksiyonu, hareket boyunca destek oluşturmaktır. Bazı çalışmalarda, bantlamanın propriosepsiyonu artırdığı ve yaralanma oluşumunu azalttığı bildirilmiştir (Thelen et al. 2008).

Bantlama artık sadece sportif yaralanmalar için değil kas dengesizliği, sabit olmayan eklemler ve nöral kontrolün olumsuz etkilendiği durumlarda da yaygın olarak kullanılmaktadır. Bantlama, tedavi ve rehabilitasyon sırasında hasar görmüş dokuların

desteklenmesi ve daha fazla hasar görmelerinin önlenmesini sağlayarak iyileşme sürecine destek olur (Algun 2014).

Bantlamanın temel felsefesi, eklem hareketlerinin kısıtlanmadan insan derisinin yapısal özellikleri ve esnekliğine benzer bantlama yöntemi ile daha başarılı sonuç elde etmektir (Baltacı 2002, Kavlak vd. 2011).

Bantlama, birçok rehabilitasyon klinisyeninin kas-iskelet sistemini tedavi etmek için kullandığı terapötik bir tekniktir. Atletik bantlama, McConnell bantlama, Kinezyo bantlama gibi çeşitli türlerde bantlama yöntemleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, literatür bu tekniklerin etkinliği konusunda yetersizdir. Tüm vücut bölgelerine ve bantlama türlerine kapsamlı bir bakış henüz yapılmamıştır. Kinesio bantlama alt ekstremitede diz ve ayak bileğine odaklanmıştır. Sonuçlar, diz için bantlamanın kısa vadede yararlı olabileceğini göstermektedir (Polakowski, 2015).

Bir manuel terapi yöntemi olan Mulligan yönteminde konseptte özgü teknikler, kas-iskelet ve sinir sistemi hastalıklarında kullanılabilir. Diğer bantlama yöntemlerinin ilkelerine de uygun olmakla birlikte, bu yöntemin kendine özgün yaklaşımları vardır. Mulligan yöntemi çeşitli klinik araştırmalarla test edilmiş ve ağrı azaltma özelliğinin yanında fonksiyonlarda da önemli iyileşmeler sağladığı görülmüştür.

MWM tekniği, Brian Mulligan tarafından geliştirilmiş bir çeşit eklem mobilizasyonudur (Vicenzino et al. 2007). Konseptin kendine özgü kuralları vardır. Bunlardan en önemlisi uygulama sırasında ağrının her zaman azalması ve/veya yok olmasıdır. Teknik ağrının kılavuzluğunda uygulanmaktadır (McDowell et al. 2014). Mulligan'nın MWM'nin etkinliğine dair orijinal teorisinin temeli, yaralanmaya bağlı sekonder olarak gelişen ve eklem yanlı yer değiştirmesine sebep olan "pozisyonel hata" olarak açıklanmaktadır. Bu durum ağrı, sertlik ve zayıflık vb semptomların ortaya çıkmasına neden olur. Bu pozisyonel hatanın sebebi ise, eklem yüzeylerine ait şekil değişiklikleri, kıkırdak kalınlaşması, ligaman ve kapsüle ait liflerin yerleşimindeki değişiklikler veya tendon ve kasların çekilmesine bağlı gelişen problemler olarak açıklanmaktadır. MWM ile eklem normale yer değişmesi sağlanır ve pozisyonel hata düzeltilmiş olur (Vicenzino et al. 2007).

MWM'nin klinikte birçok kas-iskelet probleminde yaygın olarak kullanılmasına rağmen ne sıklıkla kaç tekrar kaç set uygulanması gerektiği hala net değildir. Mulligan önerileri olarak genel bir görüş mevcuttur. Buna göre eklem uygulanan tek bir MWM manevrasının kişide ağrısız eklem hareket açıklığı sağlaması beklenir. Ağrısız hareket sağlandıktan sonra, lateral kayma devam ederken, kişinin bu ağrısız aktif hareketi 10 tekrarlı olarak yapması genellikle 2-3 set halinde yapması istenir. Setler arası 15-20 sn dinlenme verilir (McDowell et al. 2014).

Vicenzino ve diğerlerinin (2007) hazırladıkları bir derlemede, Şubat 2006'da birçok veri tabanında "mobilisation, mobilization, movement, MWM, SNAG ve Mulligan" anahtar sözcükleri ile tarama yapılmıştır. Mulligan konseptine ait sadece 19 makale bulunmuştur. Bu makaleleri de iki ana kategoriye ayırmışlardır: Klinik çalışmalar (Deyle et al. 2012), laboratuvar çalışmaları (Deyle et al. 2000). Klinik çalışmalar değerlendirildiğinde dokuz çalışmanın sekizi olgu sunumuyken sadece Kochar ile Dochar'ın gerçekleştirdikleri araştırma, randomize kontrollü çalışmadır. Laboratuvar çalışmalarında da travmanın arkasından oluşan biyomekanik değişikliğin MWM uygulamasıyla düzeldiğine ilişkin net bir kanıt bulunmamakla birlikte eklem hareket açıklığının arttığı ve ağrının azaldığı kanıtlanmıştır. Bu yöntemin mekanizmasını inceleyen başka araştırmaların yapılması gerektiği belirtilmektedir (Vicenzino et al. 2007). Diz OA tedavisinde ise Mulligan tekniğine ise olgu serilerinden oluşan sadece bir araştırmada rastlanmıştır (Takasaki et al. 2013).

Hyun ve diğerlerinin (2015), subakut inme hastalarında diz eklemi Mulligan bantlamanın denge ve yürüme etkisinin incelendiği bir araştırmasında subakut inmeli 30 hasta randomize olarak, deney grubu (n=15) ve kontrol grubu (n=15) olarak iki gruba ayrılmıştır. Deney grubundaki katılımcıların diz eklemlerine Mulligan bandı uygulanmış, kontrol grubundaki hastaların diz eklemlerine plasebo bantlama uygulanmıştır. Tüm ölçümler girişimden önce ve sonra gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, deney grubunun dinamik ayakta dengesi bantlandıktan sonra önemli ölçüde iyileşme göstermiştir. Yürüyüş, yürüyüş ritmi, hız ve adım uzunluğu da önemli ölçüde iyileşmiştir. Bununla birlikte, kontrol grubu için ayakta denge veya yürüyüşte anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Ayrıca, ayakta dinamik denge, kadans ve hızda her iki grup arasında anlamlı farklılıklar ortaya çıkmıştır.

Hickey ve diğeri (2016) ise, Mulligan diz bantlama tekniğinin patellofemoral ağrılı yetişkin kadınlarda tek ayakla çömelme (Single-Legged Squat) sırasında algılanan diz ağrısı ve alt ekstremitte biyomekaniği düzeylerini değiştirip değıştirmediğini belirlemek istemişlerdir

Elde edilen sonuçlara göre, Mulligan diz bantlama tekniğı, patellofemoral ağrısı olan katılımcılarda diz ağrısını başarılı bir şekilde azaltmıştır. Bu araştırma, Mulligan diz bantlama tekniğıyle, azalan kalça iç rotasyonu ve gluteus medius'un daha erken aktivasyonu ile birlikte patellofemoral ağrının azalması arasında bir ilişki kurabilen ilk çalışma olmaktadır. Dolayısıyla Mulligan diz bantlama tekniğı, patellofemoral ağrı için alternatif bir kanıt dayalı tedavi planı getirerek klinik anlamda yarar sağlayabilmektedir (Hickey et al. 2016).

Mulligan mobilizasyonu üzerine güncel araştırmalar olmakla birlikte, bantlama bileşeni tüm çalışmalarda bulunmamaktadır (Polakowski, 2015). Literatür taramasında Mulligan diz bantlama tekniğinin ağrı üzerine etkisi ve proprioseptif etkisi üzerinde durulmuş, vücut dizilimi üzerine etkisiyle ilgili bir çalışmaya rastlanmamıştır. Yapılan bu çalışmada asemptomatik dinamik diz valgusu olan bireyler tercih edildiğı için Mulligan diz bantlama tekniğinin ağrıya etkisini değıerlendirilmemiştir.

Yapılan bu çalışmada Mulligan diz bantlama tekniğinin dinamik diz valgusu üzerine etkisini incelemek için drop jump testini OptoJump cihazı ile değıerlendirilmiştir. OptoJump sıçrama yüksekliğini, hızı, gücü, sıçramada havada kalma süresini ve yerle temas süresini analiz eden güvenilirliğı kanıtlanmış bir cihazdır (Glatthorn 2011) OptoJump cihazı yazılımı içinde 27 ayrı protokol (sıçrama testi, yürüme testi, dikey sıçrama testi, tek bacak sıçrama testi vb.) mevcuttur ve cihaz iki boyutlu analiz için uygundur. Frontal düzlem ya da sagittal düzlem analizi yapılabilmektedir. Scholtes ve Salsich'in yaptığı bir araştırmada iki boyutlu ve üç boyutlu analiz kıyaslanmış ve çalışmalar sonucunda iki boyutlu analizlerin güvenilir sonuçlar verdiğini ispatlamışlardır.

Cihaz sayesinde Mulligan diz bantlama tekniğinin dinamik diz valgusu üzerine etkisi analiz edildi ve bantlama öncesi ve sonrası dinamik diz valgus açısının anlamlı bir şekilde azaldığı belirlenmiştir. Bununla birlikte bantlama öncesi ve sonrası sıçrama

yüksekliği, hızı, gücü, yerle temas süresi ve uçuş süresi kıyaslanmış ve anlamlı bir fark olmadığı gözlemlenmiştir. Bununla birlikte dinamik diz valgusu olan grup ile kontrol grubunun optojump verileri kıyaslandığında ise kontrol grubunun uçuş süresi, sıçrama yüksekliği, güç verileri anlamlı bir şekilde daha yüksek olduğu belirlenmiştir.

Yapılan bir çalışmada rijit bant, kinezyo bant ve biyomekanik bandın kas kuvveti ve performans üzerine etkisi kıyaslanmış ve kinezyo bant ve biyomekanik bandın kas gücüne olumlu etkide bulunduğu fakat performansa etki etmediği saptanmıştır. Rijit bandın ise kas gücüne ve performans üzerine etkisiz olduğu belirlenmiştir (Mirsad Alkan 2017).

5.1. Limitasyonlar

Yapılan bu çalışmada dinamik diz valgusu olan kişilere Mulligan diz bantlama tekniği uygulanmış ve hemen ardından bandın valgus açısı üzerindeki etkisi test edilmiştir. Bandın uzun vadedeki etkisi üzerine bir çalışma yapılamamıştır.

Diz valgus açısı Optojump cihazıyla eş zamanlı çalışan kamera kayıtlarından ölçülmüştür. Katılımcıların rotasyonlu atlayışı doğru sonuçları vermemiş, test tekrarlanmıştır.

Örnekleme sayısının az olması çalışmanın bir diğer limitasyonudur.

6. SONUÇ

Çalışmada elde edilen bulgulardan yola çıkarak Mulligan diz bantlama tekniğinin dinamik diz valgusu açısına olumlu etkide bulunduğu ve bu tekniğin diz valgusu olan kişilerde kullanılmasının kişilerde koruyucu bir etkisi olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Fakat bantlama sonrası sonuçlar değerlendirildiğinde; bantlama sonucu dizde varus oluşmuştur ve bu da hatalı bir vücut dizilimidir. Uzun süre varus pozisyonu, tıpkı valgus pozisyonuna uzun süre maruz kalındığında olduğu gibi farklı biyomekanik sorunlara sebep oluşturabilir. Bu bantlama, uzman kişiler tarafından dikkatli bir şekilde uygulanmalıdır. Gerekli değerlendirmeler yapıldıktan sonra dinamik diz valgusu olan kişilere uygulanmalıdır.

Çalışmamızda Mulligan bantlama tekniğinin akut etkisi incelenmiş, uzun süreçte etkisinin incelenmesi gerekmektedir.

Çalışmada ek olarak dinamik diz valgusu olan ve dinamik diz valgusu olmayan grubun alt ekstremite kas kuvvetleri karşılaştırılmış ve iki grup arasında kalça abduktör dominant taraf kas kuvveti harici anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kalça abduktör dominant taraf ise dinamik diz valgusu grubunda daha kuvvetli olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Son zamanlarda yapılan çalışmalarda PFAS oluşma sebepleri arasında kas güçsüzlüğünün olmadığı (dinamik diz valgusunun, PFAS'na sebep olduğunu düşünürsek), kas güçsüzlüğünün PFAS sonucu geliştiği öne sürülmüştür (Powers 2017). Bu veri bizim bulduğumuz sonucun olası bir durum olduğunu düşündürmektedir.

Bununla birlikte OptoJump cihazıyla ölçülen drop jump testi sonuçları olan sıçrama yüksekliği, yerle temas süresi, ayakların yerden kesilme süresi, güç ve hız değerleri Mulligan diz bantlama tekniğiyle ilişkilendirilememiştir. Dinamik diz valgusu olan grup ile dinamik diz valgusu olmayan grubun optojump verileri kıyaslandığında ise dinamik diz valgusu olmayan grubun uçuş süresi, sıçrama yüksekliği ve güç değerleri anlamlı bir şekilde daha iyi olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

KAYNAKÇA

Kitaplar

- Algun, Z.C., 2014. *Fizyoterapi ve rehabilitasyon*, İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri
- Aydın, A.T., 1999. *Diz eklemi anatomisi*, N. Tandoğan ve A.M. Alparıslan (Drl), Ankara: Nobel Yayıncılık.
- Aydoğdu, S. ve Çetin, İ., 1998. Total diz protezi artroplastisi, Rıdvan Ege (Ed.), *Diz sorunları*, Ankara: Bizim Büro Basımevi.
- Aydoğdu, S. ve Sur, H., 1998. Total diz protezleri, R. Ege (Ed.), *Diz sorunları*, Ankara: Bizim Büro Basımevi.
- Baltacı, G., Tunay, V.B., Tuncer, A. ve Ergun, N., 2003. *Spor yaralanmalarında egzersiz tedavisi*, Ankara: Alp Yayınevi.
- Beary, J.F. ve Luggen, M.E., 2004. *Osteoartrit romatoloji ve klinik ortopedi el kitabı*, Ankara: Nobel Tıp Kitabevleri.
- Cailliet R. Bel Ağrısı Sendromları. Çev Ed: Tuna N. 4. Baskı, İstanbul, Nobel Tıp Kitabevi,1994: 1–36–37–56
- Çakmak, M., Kocaoğlu, M. ve Gülşen, M., 1990. Deformite düzeltimi prensipleri, M. Çakmak ve M. Kocaoğlu (Ed.), *İlizarov cerrahisi ve prensipleri kitabı*, İstanbul: Doruk Grafik Matbaası.
- Çetin, İ. ve Erdemli, B., 1998. Diz artroplastisinde teknik uygulama özellikleri, R. Ege (Ed.), *Diz sorunları*, Ankara: Bizim Büro Yayınları.
- Dere, F., 2010. *Anatomi atlası ve ders kitabı*, Adana: Nobel Tıp Kitabevi.
- Ege, R., 1994. Kalça anatomisi, R. Ege (Ed.), *Kalça cerrahisi ve sorunlar*, Ankara: THK Yayınları.
- Ege, R., 1998. Diz anatomisi, R. Ege (Ed.), *Diz sorunları*, Ankara: Bizim Büro Basımevi.
- Göncü, K., 2000. Alt Ekstremitte Kinezyolojik Özellikleri, M. Gökçe ve Y. Kutsal (Ed.), *Fiziksel tıp ve rehabilitasyon*, Ankara: Güneş Kitabevi.
- Günel, U., 1994. Kalça eklemi biyomekanigi, R. Ege (Ed.), *Kalça cerrahisi ve sorunları*, Ankara: Bizim Büro Basımevi.
- Halbrecht, J., 2007. Patellar Problems in Athletes, Johnson, D.H. and Pedowitz, R.A. (Ed.), *Practical orthopaedic sports medicine & arthroscopy*, Lippincott Williams & Wilkins: Pennsylvania.
- Korkusuz, F. ve Ege, R., 1998. *Dizin Biyomekanik Özellikleri Diz Cerrahisi ve Sorunları*, Ankara: Bizim Büro Yayınları.
- Müezzinoğlu, S., 2002. Ön çapraz bağ anatomisi, R. Tandoğan (Ed.), *Ön çapraz bağ cerrahisi*, Ankara: Haberal Eğitim Vakfı Yayınları.
- Otman S, Köse N. (2008). *Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri*. s:39. Ankara
- Peterson D.R. ve Bronzino J.D., 2002. *Biomechanics: principles and applications*, CRC press Taylor & Francis Group, United State of America.
- Polakowski, E.G., 2015. *Systematic review of musculoskeletal taping methods*, Thesis, University of Pittsburgh.

- Putz, R. ve Pabst, R., 2006. *Sobotta insan anatomisi atlası*, İstanbul: Beta Basım Yayın.
- Schepesis, A.A. ve Busconi, B.D., 2006. *Orthopaedic Surgery Essentials: Sports Medicine*, Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Snell, R.S., 1997. *Tıp fakültesi öğrencileri için klinik anatomi*, İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi.
- Şener, G. ve Erbahçeci, F., 2016. *Kinezyoloji ve biyomekanik*, İstanbul: Hipokrat Kitabevi.
- Tandoğan, R., 1999. *Klinik diz biyomekaniği diz cerrahisi*, Ankara: Haberal Vakfı Yayınları.
- Tillmann, B.N., 2007. Atlas of human anatomy, W. Elbermani (Ed.), *Clinical edition*, Springer-Verlag.
- Yüçetürk, G., 2007. *Ortopedi ve travmatoloji*, İzmir: Güven Kitabevi.



Sürekli Yayınlar

- Aksu, N. ve Işıklar, Z.U., 2008. Kalça kırıkları, *TOTBİD Dergisi*, **7** (1-2), ss. 8-19.
- Aminaka, N. & Gribble, P.A., 2008. Patellar taping, patellofemoral pain syndrome, lower extremity kinematics and dynamic postural control, *Journal of Athletic Training*, **43** (1), pp. 21-28.
- Baker, R.T., Nasypany, A. & Seegmiller, J.G., 2013. The mulligan concept: mobilizations with movement, *Human Kinetics*, **18** (1), pp.30-34.
- Baltacı, G., Beşler, A., Bayrakçı, T.V. ve Ergun, N., 2002. Omuz sıkışma sendromunun konservatif tedavisinde manipulatif yöntemlerin etkisi, *Journal of Arthroplasty & Arthroscopic Surgery*, **13** (1), ss. 27-33.
- Bellemans, J., 2003. Biomechanics of anterior knee pain, *The Knee*, **10** (2), pp. 123-126.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, **23**(6), 573-578.
- Bolglu L.A., Malone T.R. , Umberger B.R., Uhl t.U. (2011) Comparison of hip and knee strength and neuromuscular activity in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. Vol: 6, Dec; No: 4, 285
- Boling, M. C., Padua, D. A., Marshall, S. W., Guskiewicz, K., Pyne, S., & Beutler, A. (2009). A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome the joint undertaking to monitor and prevent ACL injury (JUMP-ACL) cohort. *American Journal of Sports Medicine*, **37**(11), 2108-2116.
- Brody, L.T. and Thein, J.M., 1998. Nonoperative treatment for patellofemoral pain, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, **28** (5), ss. 336-334.
- Byrne, D.P., Mulhall, K.J. & Baker, J.F., 2010. Anatomy & biomechanics of the hip, *The Open Sports Medicine Journal*, **4**, pp. 51-57.
- Callaghan, M.J. & Baltzopoulos, V., 1994. Gait analysis in patients with anterior knee pain, *Clinical Biomechanics*, **9** (2), pp. 79-84.
- Callaghan, M.J. & Oldham, J.A., 2004. Quadriceps atrophy: to what extent does it exist in patellofemoral pain syndrome?, *British Journal of Sports Medicine*, **38** (3), pp. 295-299.
- Callaghan, M.J., Oldham, J.A. & McCarthy, C.J., 2001. Electromyographic fatigue characteristics of the quadriceps in patellofemoral pain syndrome, *Manual Therapy*, **6** (1), pp. 27-33.
- Callaghan M.J. & Oldham J.A., 2004. Electric muscle stimulation of the quadriceps in the treatment of patellofemoral pain. *Arch Phys Med Rehabil*, **85**:956-62
- Callaghan, M.J., Selfe, J., McHenry, A. & Oldham, J.A., 2006. Effects of patellar taping on knee joint proprioception in patients with patellofemoral pain syndrome, *Manual Therapy*, **13** (3), pp. 192-199.
- Cowan, S.M., Bennell, K., Hodges, P.W., Crossley, K.M. & McConnell, J., 2001. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **82** (2), pp. 183-189.
- Crossley, K., Cowan, S.M., Bennell, K.L. & McConnell, J., 2000. Patellar taping: is clinical success supported by scientific evidence?, *Manual Therapy*, **5** (3), pp. 142-150.

- Çubukçu, D. ve Sarsan, A., 2008. Patellofemoral ağrı sendromunun rehabilitasyonu”, *Romatizma*, **23**, ss. 18-23.
- Dierks, T.A., Manal, K.T., Hamill, J. and Davis, I.S. (2008). “Proximal and Distal Influences on Hip and Knee Kinematics in Runners With Patellofemoral Pain During a Prolonged Run” *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, **38** (8): 448-4546.
- Doffy, M.J., Cannon, D.W.; Marten, D.F. & Messier, S.P., 2000. Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, **32** (11), ss. 1825-1832.
- Doxey, G.E., 1987. Assessing quadriceps femoris muscle bulk with-girth measurements in subjects with patellofemoral pain, *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, **9** (5), pp. 177-183.
- Dursun, N., Dursun, E. ve Kılıç, Z., 2001. Electromyographic biofeedback-controlled exercise versus conservative care for patellofemoral pain syndrome, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **82** (12), ss. 1692-1695.
- Earl, J.E. & Vetter, C.S., 2007. Patellofemoral pain, *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, **18** (3), pp. 439-458.
- Ekşioğlu, M.F., Açar, H.İ. ve Tekdemir, İ., 2011. Kalça Eklemi Fonksiyonel Anatomisi, *TOTBİD Dergisi*, **10** (1), ss. 32-37.
- Fagan, V. & Delahunt, E., 2000). Patellofemoral pain syndrome: a review on the associated neuromuscular deficits and current treatment options, *British Journal of Sports Medicine*, **42** (19), pp.789-795.
- Farrokhi, S., Voycheck, C.A., Tashman, S. & Fitzgerald, G.K., 2013. A biomechanical perspective on physical therapy management of knee osteoarthritis, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, **43** (9), pp. 600-619.
- Ferber, R., Davis, I. M., & Williams, D. S. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, **18**(4), 350-357.
- Finestone, A., Milgrom, C., Evans, R., Yanovich, R., Constantin, N., & Moran, D. S. (2008). Overuse injuries in female infantry recruits during low-intensity basic training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, **40**(11), S630-S635.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, **35**(10), 1745-1750.
- Flaundry, F. and Hommel, G., 2011. Normal anatomy and biomechanics of the knee, *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, **19** (2), pp. 82-92.
- Glatthorn, J. F., Gouge, S., Nussbaumer, S., Stauffacher, S., Impellizzeri, F. M., & Maffiuletti, N. A., 2011. Validity and reliability of optojump photoelectric cells for estimating vertical jump height. *J Strength Cond Res.*, pp. 556-560.
- Goodfellow, J., Hungerford, D.S. and Zindel, M., 1976. Patello-femoral joint mechanics and pathology. 1. functional anatomy of the patello-femoral joint, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **58** (3), pp. 287-290.
- Grelsamer, R.P., Proctor, C.S. & Bazos, A.N., 1994. Evaluation of patellar shape in the sagittal plane: a clinical analysis, *The American Journal of Sports Medicine*, **22** (1), pp. 61-66.
- Hall, T.M., 2006. Mulligan traction straight leg raise: a pilot study to investigate effects on range of motion in patients with low back pain, *Journal of Manual and Manipulative Therapy*, **14** (2), pp. 95-100.

- Heebner, N.R., Rafferty, D.M., Wohleber, M.F., Simonson, A.J., Lovalekar, M., Reinert, A. & Sell, T.C., 2017. Landing kinematics and kinetics at the knee during different landing tasks, *Journal of Athletic Training*, **52** (11), pp. 1101-1108.
- Healy, R., Kenny, I.C. & Harrison, A.J., 2016. Assessing reactive strength measures in jumping and hopping using the optojump™ system, *Journal of Human Kinetics*, **1** (54), pp. 23-32.
- Hendry D., Campell A. ve Ng L., 2014, Effect of mulligan's and kinesio knee taping on adolescent ballet dancers knee and hip biomechanics during landing, scandinavian, *Journal of Medicine and Science in Sports*, Ağustos 2014, **25**(6), pp. 888-896
- Herrington L, Al-Sherhi A. A controlled trial of weight-bearing versus non-weight-bearing exercises for patellofemoral pain. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2007;37(4):155-160.
- Herrington L. Knee valgus angle during landing tasks in female volleyball and basketball players. *J Strength Cond Res*. 2011;25(1):262-266.
- Herrington, L., & Munro, A. (2010). Drop jump landing knee valgus angle; normative data in a physically active population. *Physical Therapy in Sport*, 11(2), 56-59.
- Hewett, T., Myer, G., Ford, K., Heidt, R., Colosimo, A., McLean, S., et al. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes a prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 33, 492–501
- Hewett, T. E., Torg, J. S., & Boden, B. P. (2009). Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *British Journal of Sports Medicine*, 43(6), 417-422.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2004). Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *Journal of Bone & Joint Surgery, American Volume*, 86A(8), 1601-1608.
- Hickey A, Hopper D, Hall T & Wild CY., 2016. The effect of the Mulligan knee taping technique on patellofemoral pain and lower limb biomechanics. *The American Journal Of Sports Medicine*, **44** (5), pp. 1179-85.
- Hyun, K.H., Cho, H.Y. & Lim, C.G., 2015. The effect of knee joint mulligan taping on balance and gait in subacute stroke patients, *Journal of Physical Therapy Science*, **27** (11), pp. 3545-3547.
- Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT & Davis IM., 2003. Hip strength in females with and without patellofemoral pain, *J Orthop Sports Phys Ther*, **33**, pp. 671-676.
- Ishida, T., Yamanaka, M., Takeda, N. & Aoki, Y., 2014. Knee rotation associated with dynamic knee valgus and toe direction, *Knee*, **21** (2), pp. 563-566.
- Kaneko, S. & Takasaki, H., 2011. Forearm pain, diagnosed as intersection syndrome, Managed by Taping: A Case Series, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, **41** (7), pp. 514-519.
- Kaufer, H., 1971. Mechanical function of the patella, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **53** (8), pp. 1551-1560.

- Kavлак, B., Bakar, Y. & Sari, Z., 2011. Investigation of the efficacy of different physiotherapy methods for neck pain, *Journal of Musculoskeletal Pain*, **20** (4), pp. 284-291.
- Kianifar, R., Lee, A., Raina, S. & Kulic, D., 2017. Automated assessment of dynamic knee valgus and risk of knee injury during the single leg squat, *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, **5**, pp. 1-13.
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., et al. (2010). Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *American Journal of Sports Medicine*, 38(11), 2218-2225.
- Kramer, J., Handfield, T., Kiefer, G., Forwell, L. & Birmingham, T., 1997. Comparisons of weight-bearing and non-weight-bearing tests of knee proprioception performed by patients with patello-femoral pain syndrome and asymptomatic individuals, *Clinical Journal of Sport Medicine*, **7** (2), pp. 113-118.
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R. et al. (2007). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 359-367.
- Kubas C., Chen Y., Echeverri S., Mccann S., Denhoed M., Walker C., Kennedy C. & Reid C., 2017. Reliability and validity of cervical range of motion and muscle strength testing, *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2016 National Strength and Conditioning Association
- LaBella, C., 2004. Patellofemoral pain syndrome: evaluation and treatment, *Primary Care*, **31** (4), pp. 977-1003.
- Levine, H.B. & Bosco, J.A., 2007. Sagittal and coronal biomechanics of the knee: a rationale for corrective measures, *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*, **65** (1), pp. 87-95.
- Loudon, J.K., 2011. Biomechanics and pathomechanics of the patellofemoral joint, *International Journal of Sports Physical Therapy*, **11** (6), pp. 820-830.
- Lowry, C.D., Cleland, J.A. & Dyke, K., 2008. Management of patients with patellofemoral pain syndrome using a multimodal approach: a case series, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, **38** (11), 691-702.
- MacIntyre N.J, Hill N.A, Fellows R.A, Ellis R.E & Wilson D.R., 2006. Patellofemoral joint kinematics in individuals with and without patellofemoral pain syndrome, *JBJS*, **88** (12), pp. 2596-2605.
- Madeti, B.K., Rao, C.S. & Pragada, S., 2015. Biomechanics of knee joint: a review, *Frontiers of Mechanical Engineering*, **10** (2), pp. 176-186.
- Madeti, B.K., Rao, C.S. & Rao, S.S., 2014. Biomechanics of hip joint: a review, *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*, **15** (4), pp. 341-359.
- Magalhães E, Fukuda TY, Sacramento SN, Forgas A, Cohen M & Abdalla RJ., 2010. Comparison of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain syndrome, *J Orthop Sports Phys Ther.*, **40**, (10), pp. 641-647
- Malek, M.M. & Mangine, R.E., 1981. Patellofemoral pain syndromes: a comprehensive and conservative approach, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, **2** (3), pp. 108-116.
- Mavcic B., Antolic V., Brand R., Igljic A., Kralj-Igljic V. & Pedersen D.R., 2000a. Peak contact stress in human hip during gait, *Pflügers Archiv-European Journal of Physiology*, **440** (1), pp. 177-178.

- Mavcic B., Antolic V., Brand R., Igljic A., Ipavec M., Kralj-Igljic V. & Pedersen D.R., 2000b. Weight bearing area during gait in normal and dysplastic hips, *Pflügers Archiv-European Journal of Physiology*, **439** (1), pp. 213-214.
- Mavcic B., Pompe B., Antolic V., Daniel M., Igljic A. & Kralj-Igljic V., 2002. Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hips, *Journal of Orthopaedic Research*, **20** (5), pp.1025-1030.
- Mehl J., Diermeier, T., Herbst E., Imhoff1, A.B., Stoffels T., Zantop T, Petersen W., Achtenich A., 2017. Evidence-based concepts for prevention of knee and ACL injuries. 2017 guidelines of the ligament committee of the German Knee Society (DKG), *Arthroscopy and Sport Medicine*, **20**, pp. 2-11.
- McDowell, J.M., Johnson, G.M. & Hetherington, B.H., 2014. Mulligan concept manual therapy: standardizing annotation, *Manual Therapy*, **19**, pp. 499-503.
- Morrison, J.B., 1979. The mechanics of knee joint in relation to normal walking, *Journal of Biomechanics*, **3** (1), pp. 51-61.
- Mow, V.C., Ratcliffe, A. & Poole, A.R., 1992. Cartilage and diarthrodial joints as paradigms for hierarchical materials and structures, *Biometaterials*, **13** (2), pp. 67-97.
- Munro A, Herrington L, Carolan M. Reliability of 2-dimensional video assessment of frontalplane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *Journal of sport rehabilitation*. 2012;21(2012):7-11.
- Munro A, Herrington L. The effect of videotape augmented feedback on drop jump landing strategy: Implications for anterior cruciate ligament and patellofemoral joint injury prevention. *The Knee*. 2014;21(5):891-895
- Myer, G. D., Ford, K. R., Foss, K. D. B., Goodman, A., Ceasar, A., Rauh, M. J., et al.(2010). The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clinical Biomechanics*, **25**(7), 700-707.
- Noyes, F., Grood, E.S., Butler, D. & Malek, M., 1980. Clinical laxity tests and functional stability of the knee: biomechanical concepts, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **146** (146), pp. 84-89.
- Numata, H., Nakase, J., Kitaoka, K., Shima, Y., Oshima, T., Takata, Y., Shimozaki, K. & Tsuchiya, H., 2018. Two-dimensional motion analysis of dynamic knee valgus identifies female high school athletes atrisk of non-contact anterior cruciate ligament injury, *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, **26** (2), pp. 442-447.
- Olsen, O., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *American Journal of Sports Medicine*, **32**(4), 1002-1012.
- Pankovich, A.M., 1975. Primary internal fixation of femoral neck fractures, *Archives of Surgery*, **110** (1), pp. 20-26.
- Pappas E, Carpes FP. Lower extremity kinematic asymmetry in male and female athletes performing jump-landing tasks. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia*. 2012;15(1):87-92.
- Paz, G., Maia, M.F., Santana, H. & Willson, J.D., 2017. Knee frontal plane projection angle: a comparison study between drop vertical jump and step-down tests with young volleyball athletes, *Journal of Sport Rehabilitation*, pp. 1-21
- Paz, G.A., Maia, M.F., Farias, D., Santana, H., Miranda, H., Lima, V. & Herrington, L., 2016. Kinematic analysis of knee valgus during drop vertical jump and forward

- step-up in young basketball players, *International Journal of Sports Physical Therapy*, **11** (2), pp. 212-219.
- Post W.R. (1997). History and Physical Examination. Fulkerson J.P.(ed.). *Disorders of Patellofemoral Joint* (s: 39-71) William& Wilkins
- Powers, C.M., 1998. Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: a critical review, *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, **28** (5), pp. 345-354.
- Powers, C.M., Chen, P.Y., Reischl, S.F. & Perry, J., 2002. Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain, *Foot & Ankle International*, **23** (7), pp. 634-640.
- Powers CM, et al. *Br J Sports Med* 2017;51:1713–1723. doi:10.1136/bjsports-2017-098717
- Sakai, N., Luo, Z.P. & Rand, J.A., 2000. The influence of weakness in the vastus medialis oblique muscle on the patellofemoral joint: an in vitro biomechanical study, *Clinical Biomechanics*, **15** (5), pp. 335-339.
- Scholtes S: & Salsich G.B., 2017. Original research a dynamic valgus index that combines hip and knee angles assessment of utility in females with patellofemoral pain, *The International Journal of Sports Physical Therapy*, **12** (3), pp. 333-340
- Savio, L.Y., Woo, Y., Abramowitch, S.D., Kilger, R. & Liang, R., 2004. Biomechanics of knee ligaments: injury, healing and repair, *Journal of Biomechanics*, **39**, pp. 1-20.
- Schindler, O.S. and Scott, W.N., 2011. Basic kinematics and biomechanics of the patello-femoral joint, *Acta Orthopaedica Belgica*, **77**, pp. 421-431.
- Schmitz, R.J., Shultz, S.J. & Nguyen, A.D., 2009. Dynamic valgus alignment and functional strength in males and females during maturation, *Journal of Athletic Training*, **44** (1), pp. 26-32.
- Scholtez, S.A. & Salsich, G.B., 2017. A dynamic valgus index that combines hip and knee angles: assessment of utility in females with patellofemoral pain, *International Journal of Sports Physical Therapy*, **12** (3), pp. 333-340.
- Shenoy R., Pastides P.S. & Nathwani D., 2013. Biomechanics of the knee and TKR, *Orthopaedics and Trauma*, **7** (6), Aralık 2013, pp. 364-371
- Sanchis-Alfonso V. AKP C-4, Prat-Pastor J.M, Atienze-Vicente C.M., Puig- Abbs C, Comin-Clavijo M. (2006). Biomechanical Bases for Anterior Knee Pain and Patellar Instability in the Young Patient. Sanchis-Alfonso V (ed). *Anterior Knee Pain and Patellar Instability*. (s. 55-76) Singapore, KYO: Springer.
- Sonel, B., 2001. Kalça biyomekaniği, *Türkiye Klinikleri Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Bilimleri Dergisi*, **1**, ss. 209-218.
- Souza, R. B., & Powers, C. M. (2009). Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain.
- Stefanyshyn, D. J., Stergiou, P., Lun, V. M. Y., Meeuwisse, W. H., & Worobets, J. T.(2006). Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners. *American Journal of Sports Medicine*, 34(11), 1844-1851.
- Sutlive, T.G., Maxfield, S.N., Mitchell, S.D. & Flynn, T.W., 2004. Identification of individuals with patellofemoral pain whose symptoms improved after a combined program of foot orthosis use and modified activity: a preliminary investigation, *Physical Therapy*, **84** (1), pp. 49-61.
- Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(1), 12-19.

- Takasaki, H., Hall, T. & Jull, G., 2013. Immediate and short-term effects of mulligan's mobilization with movement on knee pain and disability associated with knee osteoarthritis: a prospective case series, *Physiotherapy Theory and Practice*, **29** (2), pp. 87-95.
- Thelen, M.D., Dauber, J.A. & Stoneman, P.D., 2008. The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, **38** (7), pp. 389-395.
- Vicenzino, B., Paungmali, A. & Teys, P., 2007. mulligan's mobilization-with movement, positional faults and pain relief: current concepts from a critical review of literature, *Annual Therapy*, **12**, pp. 98-108.
- Werner S. AKP C 9 (2006). Conservative Treatment of Athletes with anterior Knee Pain. Sanchis-Alfonso V (ed). *Anterior Knee Pain and Patellar Instability* . (s :147-166) Singapore, KYO: Springer
- Wilmerding, D. & Krasnow, V., 2011. Turnout for dancers : hip anatomy and factors affecting turnout, *International Association for Dance Medicine & Science*, pp.1-7.
- Willson, J., & Davis, I. (2008). Utility of frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, **38**, 606–615.
- Witvrouw, E., Lysens, R. & Bellemans, J., 2000. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic populationa two-year prospective study, *The American Journal of Sports Medicine*, **28** (4), pp. 480-489.
- Yercan, H.S. ve Taşkiran, E., 2004. Patellofemoral eklem patolojisi ile alt ekstremitte torsiyonel deformitelerinin ilişkisi, *Artroplasti Artroskopik Cerrahi*, **15** (2), ss. 71-75.

Diğer Yayınlar

- Alkan, M. (2017). Kinezyolojik Bantlama ve Biyomekanik Bantlama Yöntemlerinin Güç ve Performans Üzerine Etkisi. *Yüksek Lisans tezi*, İstanbul: Bahçeşehir Üniversitesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi Ve Rehabilitasyon Yüksek Lisans Programı.
- Also *vegtag csontjai es izületei* yy, <http://slideplayer.com.br/slide/3764838/release/woothee%20slayt%20sayfas%C4%B1%204/52> [erişim: 07.05.2018].
- AtletikNet, Kalça stabilizasyonu ve valgus açısı [online], <http://atletiknet.com/474-2/> [erişim: 18.02.2018].
- Berk, A. (2008). Total diz protezi orta dönem sonuçları. *Uzmanlık Tezi*, İstanbul: T.C. Sağlık Bakanlığı Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi. 2. Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği.
- Caronia, S., 2013. Russell westbrook's knee injury breakdown, [online], AFR Sport, <http://afrsports.com/russell-westbrooks-knee-injury-breakdown/> [erişim: 18.02.2018].
- Centel, T. yy. Diz anatomisi [online], http://tuncaycentel.com/anat_knee1.htm [erişim: 18.02.2018].
- Cuff, A. (2013). Long-term effects of medical exercise therapy in patients with patellofemoral pain syndrome [online], <https://www.anatomy-physiotherapy.com/en/knee/articles/systems/musculoskeletal/lower-extremity/knee/long-term-effects-of-medical-exercise-therapy-in-patients-with-patellofemoral-pain-syndrome> [erişim: 07.05.2018].
- Çakmak, A. (2010). Lateral epikondilitli olgularda mulligan mobilizasyon tekniğinin etkinliği. *Doktora Tezi*, İstanbul: T.C. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Çetkin, M. (2009). Obezlerde kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin hareket genişliği değerlerinin normal bireylerle karşılaştırılması. *Yüksek Lisans Tezi*, Edirne: T.C. Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalı.
- Diz Kasları*, 2006. <http://www.diz.gen.tr/diz-kaslari.html> [erişim: 07.05.2018].
- Doğan, D., 2014. Diz anatomisi [online], <http://www.drdenizdogan.com/2014/05/diz-anatomisi.html> [erişim: 18.02.2018].
- Doğanay, H. (2009). Türk toplumunda patella tipleri, patella tipleri ile kondromalazi patella arasındaki ilişkinin manyetik rezonans görüntüleme ile değerlendirilmesi, *Tıpta Uzmanlık Tezi*, İstanbul: T.C. Sağlık Bakanlığı Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi.
- Elvan, A. (2013). Quadriceps açısının (q açısı) dinamik plantar basınç değerleri ile ilişkisinin değerlendirilmesi, *Yüksek Lisans Tezi*, İzmir: Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Gümüşay, B., (2007). Patellofemoral ağrı sendromunda fiziksel yetersizliğin egzersiz kapasitesi ve yaşam kalitesi ile ilişkisi, *Yüksek Lisans Tezi*, Ankara: Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı
- Hatch, D. yy. Genu valgum (knocked knees), [online], <https://www.orthobullets.com/pediatrics/4052/genu-valgum-knocked-knees> [erişim: 18.02.2018].

- Jensen, R., (2008). Patellofemoral pain syndrome: studies on a treatment modality, somatosensory function, pain and psychological parameters, *Doctoral Thesis*, University of Bergen, Norway.
- Karagözoğlu, D. (2015), Patellofemoral ağrı sendromunda medial ve lateral hamstringlerin kas aktivasyonunun ve aktivasyon zamanının dinamik olarak değerlendirilmesi ve fizyoterapinin etkisi, *Doktora Tezi*, Ankara: Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı
- Kumar, S., (2013), Knee biomechanics [online], <https://www.slideshare.net/sudheer699/kr-biomechanics/slayt%20sayfas%C4%B1%207/22> [erişim: 07.05.2018].
- MedicaLook yy, Patella anatomy [online], http://www.medicalook.com/human_anatomy/organs/Patella.html [erişim: 18.02.2018].
- Meira, E., 2016. Understanding valgus [online], <https://thesciencept.com/understanding-valgus/> [erişim: 14.04.2018].
- Miller, J., 1999. The mulligan concept: the next step in the evolution of manual therapy [online], http://www.itherapies.com/support/support_downloads/MulliganConcept_NextStep.pdf [erişim: 02.04.2018].
- Mobilization with movement: NAGS and SNAGS [online], SYMETRICS: The Institute for Integrated Physical Rehabilitation, <https://symetricsonline.com/mobilization-movement-nags-snags/> [erişim: 01.04.2018].
- Mulligan™ yy. Mulligan konsepti [online], <http://mulligankonsepti.com/mulligan-konsepti/> [erişim: 02.04.2018].
- Mulligan Concept, 2011. Book of abstract [online], 11-14 Haziran 2011, Portekiz, Second International Mulligan Concept Conference, <http://bmulligan.com/wp-content/uploads/2013/02/Book-of-Abstracts-MCTA-Porto-Conference-2011.pdf> [erişim: 23.03.2018].
- O'Connell, E., 2016. No more knee pain, part 1: about the knee [online], <http://www.progressivespineandrehab.com/2016/07/no-knee-pain/> [erişim: 18.02.2018].
- Ortopedi ve Travmatoloji yy. Diz osteonekrozu, [online], <http://www.eortopedi.com/diz-osteonekrozu> [erişim: 18.02.2018].
- Pandis, V. yy. Bow legs [online], <http://www.ortho-pandis.gr/en/conditions/children-conditions/bow-legs> [erişim: 18.02.2018].
- Pelvic bone pictures anatomy of the pelvic bones – human anatomy library*, 2018, <http://anatomymedicalook.com/pelvic-bone-pictures/pelvic-bone-pictures-anatomy-of-the-pelvic-bones-human-anatomy-library/> [erişim: 07.05.2018].
- Pelvic girdle* yy. <https://www.britannica.com/science/pelvic-girdle> [erişim: 07.05.2018].
- Pinterest, <https://tr.pinterest.com/pin/108086459784688893/> [erişim: 18.02.2018].
- Rohowyj, A. yy. Mulligan concept physiotherapy [online], <http://www.andrewr108.com/mainstream-physiotherapy/mulligan-concept-physiotherapy/> [erişim: 01.04.2018].
- Toprakhisar, K., 2017. Kadınlar diz sakatlığı [online], http://www.keremtoprakhisar.com/blog/kadinlar_diz_sakatligi [erişim: 07.05.2018].

Your free guide to getting the most from Mulligann tecnuquies [online],
http://www.csp.org.uk/sites/files/csp/free_guide_-_getting_the_most_from_mulligan_techniques_6.pdf [erişim: 01.04.2018].



EKLER



EK 1:

DEĞERLENDİRME

Hasta NO:

ADI SOYADI:

YAŞI:

KİLO:

BOY:

DOMİNANT TARAF:

KAS KUVVET TESTİ	SAĞ			SOL		
Kalça extansörü						
Kalça external rotatörü						
Kalça abduktörü						
Diz extansörü						
Diz fleksörü						

kg kuvvet/ kg vücut ağırlığı X 100

KISALIK TESTLERİ

KISALIK TESTİ	SAĞ	SOL
TFL-İTB		
Hamstring		
Kalça fleksörleri		
Quadriiceps		
Gastrocinemius		

VİSUAL AĞRI SKALASI

1.....10

DIKEY SIÇRAMA TESTİ

BANTALAMA YAPILMADAN

1.SIÇRAMA

2.SIÇRAMA

3. SIÇRAMA

BANTLAMA YAPILDIKTAN SONRA

1.SIÇRAMA

2.SIÇRAMA

3. SIÇRAMA

EK 2:

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ ONAM FORMU

ARAŞTIRMACININ AÇIKLAMASI

Yüksek Lisans Tez çalışması yapmaktayız ve tezimizin konusu “Mulligan diz bantlama tekniğinin dinamik diz valgusu üzerine etkisi” dir.

Sağlık durumunuz bizim çalışmamıza uygun olduğu için sizi de çalışmamıza davet ediyoruz. Bu bilimsel çalışmaya katılmak tamamen sizin hür iradenizle verebileceğiniz bir karardır. Çalışmamızda gönüllülük esastır.

BİLİMSEL ÇALIŞMA HAKKINDA BİLGİLENDİRME

Mulligan tekniği, eklemde hareket kısıtlılığını düzeltmek, ağrı ve fonksiyonel bozuklukları gidermek amacıyla uygulanan özel bir manuel terapi yöntemidir. Teknikler eklem kayma problemlerine veya pozisyonel hatalara yöneliktir.

Genel prensipleri:

- ✓ Ağrısız bir şekilde hareketlerimiz düzenlenir,
- ✓ Kemiği, eklemi yeniden pozisyonlayarak hareket restorasyonu sağlanır.

Klinik Rijit, eklem problemlerinde fonksiyonu arttırmak, ağrıyı azaltmak, kas ve diğer yumuşak doku problemlerinde kası desteklemek ve iyileşmeyi hızlandırmak için kullanılan klinik bantlama yöntemidir. Hiçbir ilaç içermeyen özel bantlar manuel terapistler tarafından eklem ya da doku istenilen pozisyona getirildikten sonra o pozisyonun korunması ve tedavinin etkinliğinin sürdürülmesi amacıyla uygulanır. Uygulama protape 38mm X 10m rijit bant ile yapılacaktır. Bant yumuşak ve kaliteli malzemelerden üretilmiştir. Pamuk dokuma kumaştan üretilmiştir. Alerjik reaksiyon gelişirse tedaviyi biz üstleneceğiz. Bizim uygulayacağımız mulligan diz bantlama tekniğinin amacı; kalçanın içe dönmesini ve dizin içe hareketini azaltarak dinamik diz valgusunu azaltmaktır.

Değerlendirme cihazı olarak Optojump cihazı kullanacağız. bu cihaz bir verici ve alıcı çubuktan oluşan optik bir ölçüm sistemdir. Videoya kaydedip ayrıntılı inceleme imkanı sunar. Farklı kişilerin performanslarıyla ya da aynı kişilerin farklı anlardaki performanslarını karşılaştırabilir.

Araştırmanın Adı: Mulligan diz bantlama tekniğinin dinamik diz valgusu üzerine etkisi

Araştırmanın Sorumlusu: Dilber KARAGÖZOĞLU COŞKUNSU

Tarih :

İmza:

HASTA ONAYI

Bana yapılan tüm açıklamaları anlamış bulunmaktayım ve katılımcı olarak hür iradem ile bu araştırmada yer almak istiyorum.

Katılımcı(gönüllü)

Adı-Soyadı:

Telefon:

İmza:

EK 3:



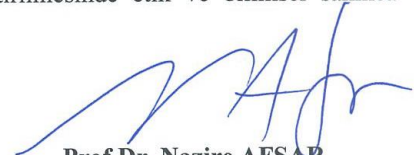
**BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

Üniversitemiz Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na ait 15 Kasım 2017 Tarih ve 2017-18/06 Sayılı Karar Örneğidir.

KARAR:2017-18/06

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yüksek Lisans Programı Öğrencisi Gizem DEMİR'in "**Mulligan Diz Bantlama Tekniğinin Dinamik Diz Valgusuna Etkisi**" isimli araştırmasında yapılan değişiklik görüşüldü.

Görüşmeler sonunda; Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yüksek Lisans Programı Öğrencisi Gizem DEMİR'in "**Mulligan Diz Bantlama Tekniğinin Dinamik Diz Valgusuna Etkisi**" isimli tez araştırması gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak; incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına karar verildi.


Prof.Dr. Nazire AFŞAR
Etik Kurul Başkanı