

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ ve TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**TENDON KEMİK TESPİTİNDE
FARKLI KEMİK TÜNEL AÇILARININ
ERKEN DÖNEM TENDON TESPİT
GERİM DİRENCİNE ETKİLERİ**

UZMANLIK TEZİ
DR. KEREM YILDIRIM

İSTANBUL, 2012

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ ve TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**TENDON KEMİK TESPİTİNDE
FARKLI KEMİK TÜNEL AÇILARININ
ERKEN DÖNEM TENDON TESPİT
GERİM DİRENCİNE ETKİLERİ**

UZMANLIK TEZİ

DR. KEREM YILDIRIM

Tez Danışmanı
PROF. DR. MUHARREM BABACAN

İSTANBUL, 2012

ÖNSÖZ

İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'ndaki uzmanlık eğitimim süresince yetişmemde büyük katkıları olan başta Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Önder Aydınöz olmak üzere tüm öğretim üyelerine, Tez çalışmamın yürütülmesi ve derlenmesinde tecrübesi ile bilgisini esirgemeyen ve desteğini her zaman hissettiğim Sayın Prof. Dr. Muharrem Babacan'a, Eğitimim boyunca yetişmemde sabır ve hoşgörü ile her ihtiyacım olduğunda destek gördüğüm Sayın Op.Dr. Mehmet Can Ünlü, Sayın Op. Dr. Hüseyin Botanlıoğlu ve Sayın Op. Dr. Gökhan Kaynak ağabeylerime, Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte her koşulda uyum içerisinde çalıştığım ve tez çalışmam sırasında da yardımlarını gördüğüm değerli asistan arkadaşlarıma, Tez çalışmam süresince sıkıntılarımı her zaman paylaşan ve destek olan eşim Damla'ya, En çok da beni yetiştirip bu günlere getiren, maddi ve manevi desteği ile her zaman yanımda olan sevgili anneme, En içten teşekkürlerimi sunarım...

Dr. Kerem Yıldırım

İstanbul, 2012

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	i
İÇİNDEKİLER	ii
KISALTMALAR	iii
TABLO LİSTESİ	iv
ŞEKİL LİSTESİ	v
ÖZET	vi
SUMMARY	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Embriyoloji	2
2.2. Makroanatomi	2
2.3. Mikroanatomi	5
2.4. İnervasyon	8
2.5. Kanlanma	10
2.6. Biyomekanik	10
3. ÖN ÇAPRAZ BAĞ YARALANMALARI	17
3.1. Risk Faktörleri	17
3.1.1. Nöromusküler ve Biyomekanik Etkenler	17
3.1.2. Anatomik ve Yapısal Etkenler	17
3.1.3. Hormonal Etkenler	18
3.2. Yaralanma Mekanizması	18
3.3. Öykü ve Fizik Muayene	19
3.4. Görüntüleme	20
3.4.1. Primer Bulgular	21
3.4.2. Sekonder Bulgular	21
3.4.2.1. Kemik Doku Bulguları	21
3.4.2.2. Yumuşak Doku Bulguları	22
3.4.2.3. Anterior Tibial Translasyon Bulguları	22
3.5. ÖÇB Yaralanmalarında Tedavi Yöntemleri	23
3.5.1. Konservatif Tedavi	23
3.5.2. Cerrahi Tedavi	23
3.5.2.1. Cerrahi Endikasyonlar	24
3.5.2.2. Cerrahi Zamanlama	25
3.5.2.3. Greft Seçimi	26
3.5.2.4. Cerrahi Teknik	27
3.5.2.5. ÖÇB Rekonstrüksiyonunda Kemik Tünellerin Yerleşimi	27
3.5.2.6. ÖÇB Rekonstrüksiyonu Sonrası Tendon-Kemik İyileşmesi	29
3.5.3. Rehabilitasyon	31
4. MATERYAL VE METOD	34
4.1. Tibianın Hazırlanması	34
4.2. Tendon Greftinin Hazırlanması	35
4.3. Tespit Yöntemi	35
4.4. Çekme Deneyi Düzenegi	35
4.5. İstatistiksel Yöntem	37
5. BULGULAR	38
6. TARTIŞMA	41
7. SONUÇLAR	45
KAYNAKLAR	47

KISALTMALAR

ÖÇB: Ön çapraz bağ

AM: Anteromedial

PL: Posterolateral

GAG: Glukozaminoglikan

MRG: Manyetik rezonans görüntüleme

AÇB: Arka çapraz bağ

TGF-β: Transforming growth factor- β

KPH: Kontinü pasif hareket

ACL: Anterior cruciate ligament

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1: ÖÇB yaralanmalarında mutlak ve göreceli cerrahi endikasyonlar

Tablo 4.1: Tibialarda açılan tibial tünellerin konum ve doğrultuları

Tablo 4.2: Oluşturulan deney gruplarındaki örneklerin tibial tünel açıları ve uygulanan çekme kuvvetlerinin doğrultuları

Tablo 5.1: Çekme deneylerinde tespit edilen yetmezlik kuvveti değerleri ve yetmezlik tipleri

Tablo 5.2: Farklı tünel açısı ve çekme doğrultusu açısı kombinasyonlarında ölçülen yetmezlik kuvvetlerinin ortalama değerleri

Tablo 5.3: Örnek gruplarında ölçülen yetmezlik kuvvetleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında elde edilen P değerleri

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1: **A.** Gestasyonun onuncu haftadaki fetus dizinde femur ve tibia arasında organize olan ÖÇB görüntüsü; **B.** Gestasyonun 22. haftasındaki paralel seyreden AM ve PL görüntüsü; **C.** Birbirini çaprazlayan erişkin AM ve PL görüntüsü

Şekil 2.2 Diz eklemi ve bağları

Şekil 2.3: AM ve PL demet femoral ve tibial yapıma yerleri

Şekil 2.4: AM ve PL demetlerin fleksiyon ve ekstansiyonda birbirlerine göre konumu

Şekil 2.5: ÖÇB'de bulunan Ruffini reseptörleri, Vater-Pacini reseptörleri ve serbest sinir uçları

Şekil 4.1: Tibialarda açılan tünellerin yerleşimi

Şekil 4.2: Deneyler için açılan tibial tünellerin (siyah) yerleşim açıları ve grefte uygulanan çekme kuvvetlerinin (kırmızı) doğrultuları

Şekil 4.3: Test cihazı ve çekme deneyi düzeneği

ÖZET

ÖÇB yaralanmalarının tedavisinde altın standart otolog tendon greftleri kullanılarak yapılan artroskopik ÖÇB rekonstrüksiyonudur. Tatmin edici klinik sonuçlar için uygun greft kalitesi, uygun tünel yerleşimi ve etkin greft fiksasyonu ile fizyolojik eklem hareket açıklığına izin verecek ve eklem stabilitesini koruyacak greft gerginliğinin sağlanması gerekmektedir. Erken postoperatif dönemde uygulanan fizik tedavi ve egzersizler ÖÇB üzerine çeşitli büyüklüklerde çekme kuvvetleri uygulamaktadırlar.

Çalışmamızın amacı, yumuşak doku grefti ile yapılan ÖÇB rekonstrüksiyonunda farklı tibial tünel açılarının tendon-kemik fiksasyonunda yetmezliğe neden olacak çekme kuvveti değerlerinin büyüklüğüne etkilerini ve ölçülen yetmezlik kuvvetlerinin postoperatif fizyoterapide uygulanan egzersizlerle uyumunu araştırmaktır.

Çalışmamızda iki yaş altı danalardan taze olarak hazırlanmış 36 adet tibia ve aşıl tendonu kullanılarak 36 adet ÖÇB rekonstrüksiyon modeli oluşturulmuştur. Proksimal tibial eklem yüzü çıkış noktası, koronal plandaki oryantasyonu ve tünel çapı eşit tutularak sagittal planda tünel-eklem yüzeyi açısı 45°, 50° ve 55° olmak üzere 3 örnek grubu oluşturacak şekilde tibial tüneller açılmıştır. Tünellerin tümünden 8mm kalınlıkta aşıl tendon greftleri geçirilmiştir ve tüm greftler kemiğe U çivisi ile tespit edilmiştir. Hazırlanan modeller eklem yüzü ile 0°, 30° ve 60° açı yapacak şekilde 3 farklı doğrultuda çekme deneyine tabi tutularak yetmezliğin geliştiği kuvvetler ölçülmüştür.

Çekme kuvveti doğrultusunun tibia eklem yüzeyine açısının 0° ve 30° olduğu durumlarda daha geniş tünel açısının daha stabil bir tespit sağladığı, 60° olduğu durumlarda ise tünel açısının fiksasyonun stabilitesine etkisi olmadığı tespit edilmiştir.

Fizyoterapi sırasında ÖÇB'ye etkiyen çekme kuvvetleri çalışmamızda ölçülen yetmezlik kuvvetleriyle karşılaştırıldığında görülmüştür ki; tibial tünel açısı, erken dönem postoperatif fizyoterapi egzersizlerinin bir bölümünde önem arz edebilirken diğer bir bölümünde farklılık yaratmayabilmektedir.

SUMMARY

The gold standard for the treatment of ACL injuries is arthroscopic ACL reconstruction using autologous tendon grafts. For satisfactory outcomes, a proper tunnel placement is to be obtained. The postoperative physiotherapy applies tensile forces of different magnitudes on the ACL.

The purpose of our study is to investigate the effects of different tibial tunnel angles on the magnitudes of forces which will cause failure of the tendon-bone fixation and the compliance of these forces with the postoperative physiotherapy.

In our study, 36 ACL reconstruction designs were constituted with freshly prepared tibias and achilles tendons of steers younger than two years. Three groups of samples were designed - with the same exit point on the joint surface, tunnel orientation in the coronal plane and tunnel diameter- in which the angle between the tibial tunnel and the joint surface was either 45°, 50° or 55°. Achilles tendons with a diameter of 8mm were passed through the tunnels and fixed with a staple on the tibia. The samples were subjected to tensile tests as the angle between the tensile force and the joint surface was either 0°, 30° or 60°. Forces of failure were recorded.

It was observed that wider tunnel angles provided better fixation if the angle between the tensile force and the joint surface was 0° or 30°, and that the tunnel angle had no effect on the fixation stability if the angle was 60°.

When the forces recorded were compared with the forces caused by physiotherapy, it was seen that the tibial tunnel angle may be important in some exercises and unimportant in others.

1. GİRİŞ

Ön çapraz bağ, diz ekleminde tibianın anterior translasyonunu engelleyen primer mekanizmadır. Ayrıca tibial rotasyon, varus ve valgus streslerine karşı koyan sekonder bir stabilizatördür^(1,2). ÖÇB yaralanmaları diz kinematiği ve stabilitesini bozar. Komplet ön çapraz bağ rüptürü; kronik diz instabilitesine, eklem kıkırdağı dejenerasyonuna ve menisküs yırtıklarına yol açabilen bir yaralanmadır. Ön çapraz bağın rekonstrüksiyonu yaygın olarak kullanılan bir teknik haline gelmiştir ve iyi-mükemmel sonuçlar bildirilmiştir^(3,4,5,6).

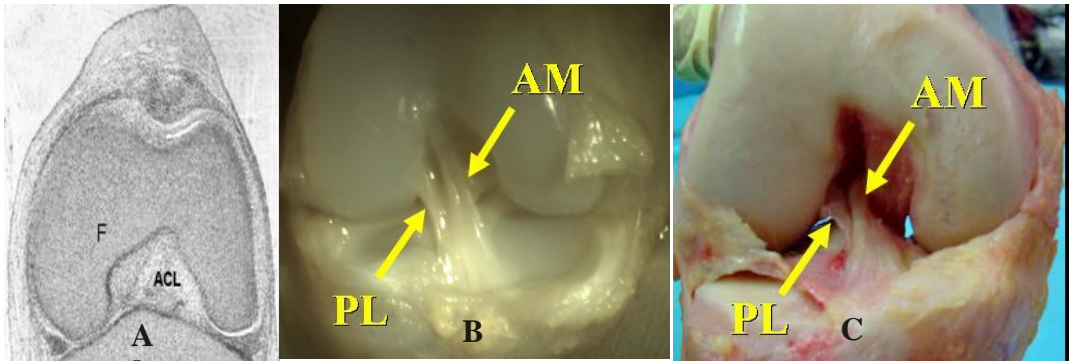
Ön çapraz bağ yaralanmalarının tedavisinde altın standart otolog tendon greftleri kullanılarak yapılan artroskopik intraartiküler ön çapraz bağ rekonstrüksiyonudur. Tatmin edici klinik sonuçlar elde etmek için uygun greft kalitesi, uygun tünel yerleşimi ve etkin greft fiksasyonu ile fizyolojik eklem hareket açıklığına izin verecek ve eklem stabilitesini koruyacak kadar greft gerginliğinin sağlanması gerekmektedir^(7,8).

Hamstring tendon otogrefti ile yapılan artroskopik ön çapraz bağ rekonstrüksiyonunda sıklıkla iki tendon (m. gracilis ve m. semitendinosus tendonları) kullanılmakta ve tibial tünel yer düzlemi ile koronal ve sagittal planlarda belirli açılarda olacak şekilde (tibial tünel yerleşim açısı) açılmaktadır^(9,10). Tibial tünel yerleşim açısı, tendon greftinin ve greft-kemik fiksasyonunun üzerine etkileyen çekme kuvvetlerini etkilemektedir. Tibial tünel yerleşim açısındaki değişikliklerin erken dönem tendon tespit gerim direncine etkilerinin ve bu dönemde tendon-kemik fiksasyonunda yetmezliğe neden olabilecek kuvvetlerin belirlenmesi, erken postoperatif dönemde uygulanacak rehabilitasyonda bilinen fizyolojik kuvvetler dahilinde belirli eklem pozisyonlarındaki egzersizlerden ve belirli egzersiz tiplerinden kaçınılıp kaçınılmamasının gerekliliği konusunda fikir sağlayabilecektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Embriyoloji

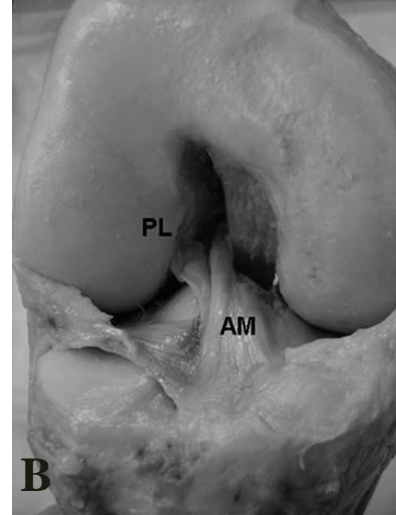
ÖÇB, blastomada bir mezenkimal yoğunlaşma olarak gestasyonun 6.5uncu haftasında ortaya çıkar. Orijinini diz ekleminin posterior kapsüler yapısından alan mezenter benzeri sinovyal bir katlantı ile çevrilidir. Bu sayede ÖÇB intraartiküler yerleşimli olmasına rağmen seyri boyunca ekstrasinovyal kalır. ÖÇB'nin anteromedial ve posterolateral demetleri intrauterin dönemde birbirine paralel seyredirken doğumdan sonra yürüme sırasında maruz kaldığı aksiyel ve rotasyonel yüklenmeler sonucunda bu paralellik bozulur.



Sekil 2.1: A. Gestasyonun onuncu haftadaki fetus dizinde femur ve tibia arasında organize olan ÖÇB görüntüsü; B. Gestasyonun 22. haftasındaki paralel seyreden AM ve PL görüntüsü; C. Birbirini çaprazlayan eriskin AM ve PL görüntüsü (Dr.Freddie Fu'nun çalışmasından alınmıştır)

2.2 Makroanatomi

ÖÇB yoğun bağ dokusundan oluşan bant şeklinde bir yapıdır. Femoral yapışma yeri lateral femoral kondil iç yüzünün posteriorudur. Femoral yapışma yerindeki genişliği 11-24 mm arasındadır. Femoral yapışma yerinden anterior, medial ve distale tibiaya doğru uzanır. Uzunluğu 22-41 mm (ortalama 32 mm) ve genişliği 7-12 mm'dir.

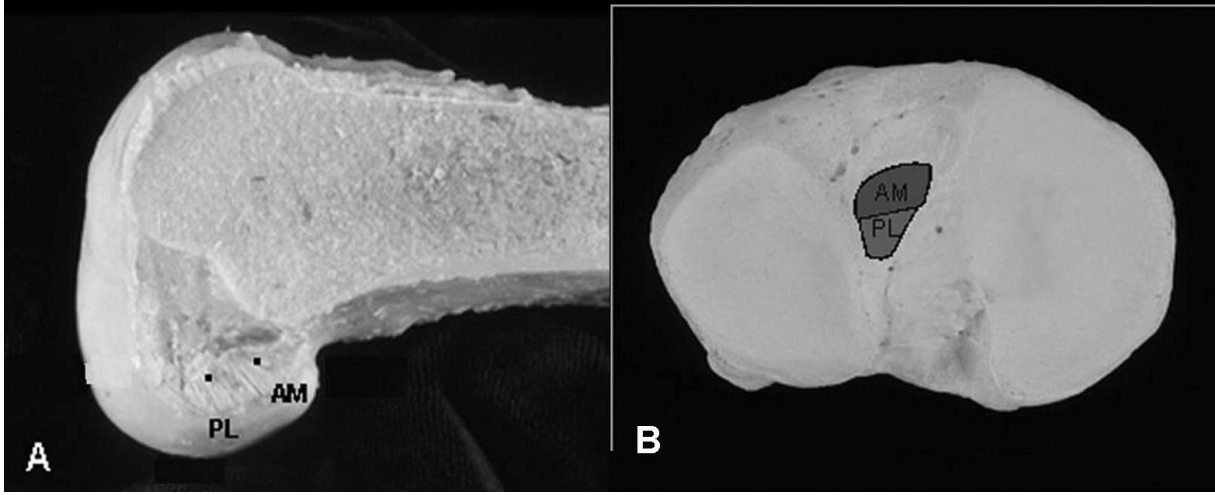


Şekil 2.2 Diz eklemi ve bağları; **A.** Sağ diz fleksiyundayken anterior görünüm **B.** Sağ dizin, patellar tendon ve çevre yumuşak dokular uzaklaştırıldıktan sonraki önden görünümü. Anteromedial (AM) ve posterolateral (PL) demetler ayrı ayrı görülüyor.

Enine kesitinin şekli dairesel ya da eliptik değildir, geometrik bir şekile benzemez ve düzensizdir. Fleksiyon derecesi ile değişebilen bu şekil genellikle anteroposterior doğrultuda daha geniştir. Kesit alanı proksimalde 34 mm^2 , midproksimalde 33 mm^2 , orta seviyede 35 mm^2 , ortadistalde 38 mm^2 ve distalde 42 mm^2 'dir; femurdan tibiaya doğru artar. ÖÇB lifleri tibial yapışma yerine yaklaşık yelpaze şeklinde açılır. Tibianın medial eminensiasında anterior ve lateralindeki çukura yapışır. Çukurun genişliği ortalama 11 mm ($8-12 \text{ mm}$) ve anteroposterior uzunluğu 17 mm ($14-21 \text{ mm}$)'dir. Yapışma yeri yakınlarında ÖÇB liflerinin bir kısmı anteriora doğru transvers intermeniskal ligamanın altından seyreder ve bazı uzantıları da lateral menisküsün ön veya arka boynuzu yapışma yeri ile birleşebilir. ÖÇB'nin tibial yapışması femoralden daha güçlüdür.

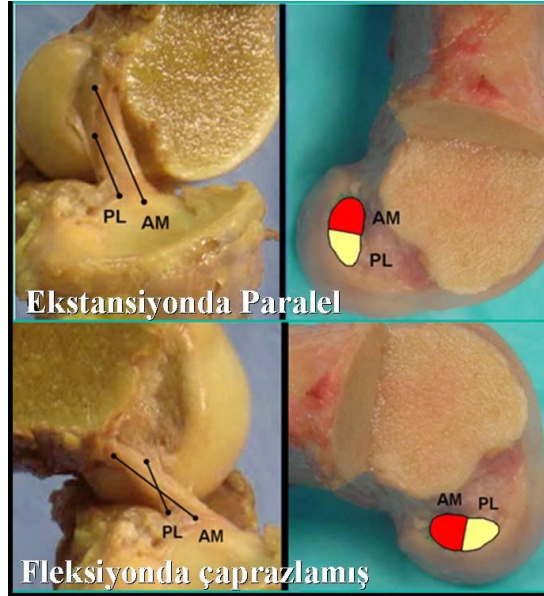
Ön çapraz bağ fonksiyonel olarak anteromedial demet (AM) ve posterolateral demet (PL) olmak üzere iki bölüme ayrılmıştır⁽¹¹⁾. Anteromedial, posterolateral ve intermediate olmak üzere üç ayrı fonksiyonel demet olarak da ayrılabilirse de ÖÇB fonksiyonunu anlamada iki demetli model genel olarak kabul görmüştür.

AM demet lifleri femoral yapışma yerinin en anterior ve proksimal kısmından başlar ve tibiada anteromediale yapışırlar. PL demet lifleri ise femoral yapışma yerinin posterior ve distal kesiminden başlayarak tibial yapışma yerinin posterolateraline yapışırlar.



Sekil 2.3: AM ve PL demet femoral (A) ve tibial (B) yapışma yerleri

Diz ekstansiyonda iken ÖÇB lifleri sagittal planda paralel seyrederekler. Fleksiyon sırasında bağda longitudinal eksen üzerinde bir lateral rotasyon hareketi gerçekleşir ve AM demet, bağın geri kalanı üzerinde döner. Bir demetin diğeri üzerindeki bu göreceli hareketi ÖÇB'nin kemik yapışma yerlerinin oryantasyonundan kaynaklanmaktadır.



Sekil 2.4: AM ve PL demetlerin fleksiyon ve ekstansiyonda birbirlerine göre konumu; ÖÇB yapışma yerindeki oryantasyonundan dolayı ekstansiyonda paralel seyreden demetler, fleksiyonda birbirini çaprazlar.

Fleksiyon ve ekstansiyon sırasında AM ve PL demetler izometrik değildirler ve diz fleksiyonu sırasında farklı uzunluk değişimleri gösterirler. Fleksiyonda AM demetin uzadığı ve gerginleştiği, PL demetin ise kısaldığı ve gevşediği gösterilmiştir⁽¹²⁾.

2.3 Mikroanatomi

Mikroskopik olarak ÖÇB içinde üç farklı bölge gözlenir:

-Proksimal kısım, yuvarlak ve oval hücrelerden zengindir, daha az serttir, fusiform fibroblastlar ve tip II kolajen ile birlikte fibronektin ve laminin gibi glikoproteinler içerir.

-Orta kısım, fusiform ve iğsi fibroblastlar içerir. Yoğun kolajen lifleri içeren, kıkırdak fibrokartilaj (özellikle bağın interkondiler çentik ön dudağı ile temasa geçtiği ön kısımda), elastik ve oksitalan liflerinden oluşan özel bir bölgedir. Oksitalan lifler düşük kuvvette çok yönlü strese karşı koyarlarken, elastik lifler tekrarlayan maksimal stresi absorbe ederler. Bağın orta ve proksimal $\frac{1}{4}$ kısımda yer alan, fusiform bölge olarak da adlandırılan orta bölgede baskın olarak fusiform ve iğsi fibroblastlar bulunur. Fusiform hücre bölgesi çok sayıda longitudinal dizilimli, fusiform şekilli çekirdekli hücreler, longitudinal kan damarları ve uzun kıvrımlar ile karakterizedir. Bu fibroblastlar medial kollateral ligaman ve dermal fibroblastlara benzer özellikler gösterir. Bu zondaki hücre sitoplazması ekstraselüler kolajenle tutunur ve liflerin dalga şeklindeki kıvrımlarını takip eder. ÖÇB orta bölgesi yüksek kolajen yoğunluğu, düşük selülerite ve uzamış iğsi fibroblastlar içerir. ÖÇB iç yan bağ veya tendondan farklı histolojik karaktere sahiptir ve daha çok kıkırdağa benzer.

-Distal kısım en sert kısımdır, kondroblast ve oval fibroblast bakımından zengindir. Düşük yoğunlukta kolajen demetleri içerir. Kallojenimsi demetlerin her iki yanında bulunan 5-8 µm çapta ve 12-15 µm uzunlukta olan fibroblastlar yuvarlak ya da ovaldirler ve eklem kıkırdağı hücrelerine benzerler. Çok sayıda selüler organelleri olması yüksek hücresel aktiviteye işaret eder. Tibial yapışma yerinin yaklaşık 5-10 µm proksimalinde anterior kısmında bağ, sinovyal doku yerine yoğun fibröz doku ile sarılmıştır. Bu bölge, tam ekstansiyonda interkondiler fossanın ön kenarına sıkışan kısma karşılık gelir. Bağ içindeki hücreler, kolajen lifleri arasında yuvarlak ve oval şekilli 3-15 hücreden oluşan şeritler halinde sıralanmaları ile kondrositlere benzerler. Bu kolajen demetleri bağdaki diğer bölgelerdeki kolajen demetlerinden daha büyüktürler (130-250 µm) ve birbirlerini keskin açılarla çaprazlarlar. Bu bölgede ÖÇB, kemiğe benzer biçimde mineralize olmuş fibrokartilajdan oluşur⁽¹³⁾. Rastlantısal histogenez teorisine göre⁽¹⁴⁾ yoğun bağ dokusu içinde fibrokartilaj oluşumunu uyaran etken aralıklı kompresyon ve makaslama güçleridir. ÖÇB anterior bölümündeki kompresyon stresine, diz ekstansiyonda iken ÖÇB üzerinde bir kemik makara gibi etki eden interkondiler fossanın ön kenarı sebep olabilir. Fonksiyonel olarak kondrosit dizileri içeren fibrokartilaj dokusu, tendonların makaralar içinden geçen bölgelerinde oluşur.

ÖÇB mikroyapısı diğer yumuşak bağ dokularınkine benzer. Temel birimi kolajen olan birçok fasikülden oluşur. Bu fasiküllerin boyutları 250 µm'den birkaç milimetreye kadar değişir ve paratenon denen bağ dokusu ile çevrilidir. Her bir fasikül epitenonla çevrili 3-20 adet dalgalı seyirli subfasikülden oluşur. Subfasiküller endotenon denen tip II kolajenden oluşan gevşek bir bağ dokusu ile çevrili subfasiküler birimlerden (100-250 µm) oluşurlar. Bu subfasiküler birimler kolajen fibrillerinden (25-250 nm) müteşekkil liflerden (1-20 µm çapında) oluşurlar.

İki tip fibril tanımlamıştır⁽¹⁵⁾:

Birinci tip 35, 50, ve 75 nm baskın olmak üzere değişken çaplarda ve düzensiz şekildedir. Fibroblastlardan salınır ve ÖÇB'nin % 50.3'ünü oluşturur. Homojen olmayan bu geniş fibriller, yüksek gerilme streslerine karşı koyarlar.

İkinci tip ise düzgün sınırlıdır ve boyutları aynıdır (45nm). Fibro-kondroblastlardan salınırlar ve ÖÇB'nin % 43.7'sini oluştururlar. Bu küçük homojen fibriller ÖÇB'nin üç boyutlu organizasyonunu korurlar.

ÖÇB'nin geri kalan %6'sı ise hücreler ve matriks komponentlerinden oluşur.

ÖÇB matriksi dört farklı sistemden oluşur:

-Kolajen: ÖÇB içinde üç farklı kolajen tipi bulunur:

Tip I kolajen, bağ ve tendonların major kolajenidir. ÖÇB'de tip I kolajen fibrilleri bağın uzun eksenine paralel dizilmiştir ve bağın gerilme gücünden sorumludur.

Tip II kolajen kıkırdağın tipik kolajenidir. Normalde bağlarda bulunmamasına karşın ÖÇB'nin fibrokartilaj bölgesinde, özellikle tibial ve femoral yapışma yerlerinde bulunur. Bu kolajen, bağın bu kısmının basınca veya makaslama güçlerine maruz kaldığını gösterir bir şekilde tip I kolajen içeren fibrillerin arasında dizilen kondrositlerin periselüler matrikslerinde bulunur. Bağ ve tendonlar gibi bağ dokusu içinde tip II kolajen görülmesi, bu bölgenin basınca maruz kaldığının işaretidir^(16,17).

Tip III kolajen, retiküler liflerin bir komponentidir. ÖÇB içinde tip III kolajen, tip I kolajen demetlerini bölen gevşek bağ dokusu içinde yer alır. Lifler morfolojik olarak ince, tek kenarlı ve kaba, çok kenarlı (9 µm çaplı) olarak ikiye ayrılır. Tip III kolajen ÖÇB içinde her yerde görülebilir ama en yoğun olarak yapışma bölgelerinde bulunur. Bağın esnekliği için önemlidir ve kolajenle bazal membranı birleştirerek damarların komşu matrikse girmesine de yardımcı olur⁽¹⁸⁾. İyileşmenin erken fazında en çok sentezlenen kolajen tip III'tür. ÖÇB rekonstrüksiyonundan sonraki "ligamentizasyon" denen biçim değiştirme sürecinde de miktarı artar.

Tip IV kolajen, tüm vasküler bazal membranlarda, özellikle ÖÇB'nin distal ve proksimal kısımlarında ve daha az olarak da az kanlanan orta kısımda bulunur⁽¹⁸⁾.

Tip VI kolajen, tip III kolajene paralel dizilimdedir. Fonksiyonel fibriler birimler arasında kaydırıcı komponent görevindedir. Bağın proksimal ve distal kısımlarında fazla, ortasında daha az bulunur. Bu dağılımın sebebi, yapışma yerlerindeki gerilmenin daha fazla olmasından kaynaklanabilir.

-Glukozaminoglikanlar: ÖÇB'nin toplam ıslak ağırlığının % 60-80'i sudur ve esas olarak proteoglikanlar ve glukozaminoglikanlarla (GAG) ilgilidir. GAG negatif yüklüdür ve suya hidrojen bağları ile bağlanan hidroksil gruplarından zengindir. ÖÇB Tendonlarda bulunandan 2-4 kat daha fazla GAG içerir. Bu durum ÖÇB'nin viskoelastik özelliklerini değiştirerek bağa şok emici özellik katar.

-Gliko-konjugatlar: Bunlar laminin, entaktin, tenasin ve fibronektini içerir. Fibronektinler, intra ve ekstraselüler matriks morfolojisinde, selüler adhezyonda ve hücre göçünde önemli rol oynar. Normal, iyileşen ve büyüyen dokularda anahtar yapı elemanlarını çekme ve bağlama fonksiyonu görürler.

-Elastik komponentler: Bu grup oksitalan, ölanin, olgun elastik lifler ve elastik membranları içerir. Hareket sırasında gelişecek aşırı uzunluk değişimlerine olanak sağlarlar.

Özet olarak kompleks ultrastrüktürel organizasyon, ÖÇB demetlerinin değişken oryantasyonu ve zengin elastik sistem, ön çapraz bağı diğer bağ ve tendonlardan çok farklı kılar. ÖÇB, multiaksiyel streslere ve değişken gerilme kuvvetlerine karşı koyabilen eşsiz ve kompleks bir yapıdır. Bu özellik ve komplekslik, cerrahi rekonstrüksiyon sonrasında orijinal ÖÇB elde etmekteki güçlükleri açıklayabilir.

2.4 İnervasyon

ÖÇB, inervasyonunu tibial sinirin posterior artiküler dallarından çıkan sinir liflerinden alır. Bu lifler posterior eklem kapsülünden girerek bağı çevreleyen sinovyal ve periligamentöz damarlar boyunca, infrapatellar yağ yastığına kadar anteriora ilerlerler. Liflerin çoğu vazomotor fonksiyona sahiptir ve endoligamentöz damarlanma ile ilgilidir. Fakat daha küçük miyelinli (2-10 µm çaplı) ve miyelinsiz (1 µm çaplı) lifler damarlardan bağımsız seyrederek ve bağın fasikülleri arasında uzanırlar.

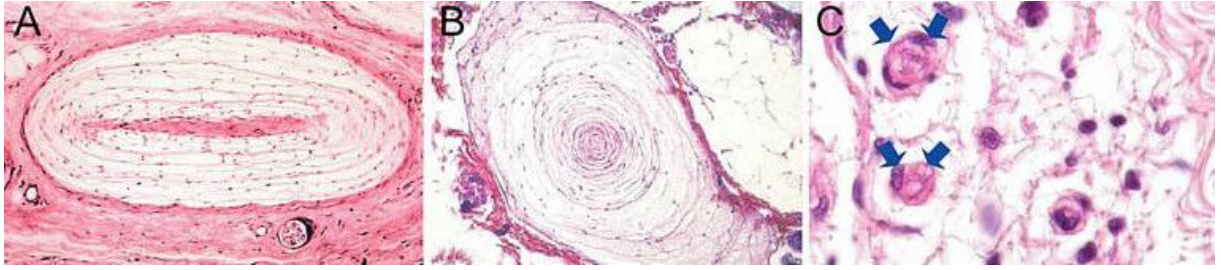
Sinir liflerinin reseptörleri şunlardır:

-Ruffini reseptörleri gerilime duyarlıdır ve bağın yüzeyinde, özellikle deformasyonun en büyük olduğu femoral kısımda bulunurlar.

-Vater-Pacini reseptörleri hızlı harekete duyarlıdır ve bağın tibial ve femoral uçlarında bulunurlar.

-Golgi benzeri gerilim reseptörleri bağın yapışma yerlerinde ve bağın yüzeyinde sinovyal membran altında bulunurlar.

Serbest sinir uçları ağrı reseptörü olarak işlev görürler ama nöropeptid salınımı ile vazodilatasyon yaparak lokal etki de gösterirler. Böylece normal doku homeostazisinde veya greftin geç biçimlendirilmesinde düzenleyici rol sahibi olabilirler.



Sekil 2.5: Ruffini reseptörleri (A) ve Vater-Pacini reseptörleri (B). Bu mekanoreseptörler proprioepsiyonda görev alır ve ligamandaki şekil değişiklikleri ile dizin postural değişiklikleri için afferent arkı sağlar. Serbest sinir uçları (C) vazodilatasyonlu nöropeptid salınımıyla lokal efektör işlevi görür.

Yukarıda bahsedilen mekanoreseptörlerin (Ruffini, Pacini ve Golgi benzeri reseptörler) fonksiyonu proprioepsiyondur ve dizin postural değişikliklerini bildirmede afferent ark oluştururlar. Bağdaki deformasyonlar ve ön çapraz bağda buna bağlı olarak gelişen afferent sinir liflerinin aktivasyonu, diz çevresindeki kasların kas liflerinin uyarılmasını ve motor aktivitesini tetikler. Bu fenomene “ÖÇB refleksi” denir. ÖÇB’si yırtık hastalarda bu reflekste ve proprioepsiyonda kayıplar görülür.

2.5 Kanlanma

Çapraz bağların kanlanması orta genikuler arterden sağlanır. Orta genikuler arter, popliteal arterin anterior kısmından dik açıyla çıkar ve genellikle femoral kondillerin proksimalinde süperior genikular arterin hemen altında ve sural arterin hemen üstündedir. Ekstrakapsüler seyri boyunca popliteal boşluktaki yağ dokusu içine gömülüdür ve satellit venler ile posterior artiküler sinir tarafından eşlik edilir. Daha sonra oblik popliteal bağdaki deliklerden geçerek posterior kapsülü deler. Orta genikuler arter, posterior kapsülü aşağı doğru oblik yönde, neredeyse vertikal olarak geçer. Eklem içine girince dallanır ve ÖÇB gibi interkondiler çentikte yerleşen yumuşak dokulara dallar verir. Daha geniş damarlar genellikle arka çapraz bağa bakan yüzeyde aşağı doğru seyreder.

Sinovyal damarlar ÖÇB boyunca sinovyal membran altında oblik ve longitudinal olarak seyrederler. Tüm bağı çevreleyen periligamentöz bir damar ağı oluştururlar. Damarlar, sinovyal kılıftan transvers olarak bağı penetre eder ve endoligamentöz damar ağı ile anastomoz yaparlar. Bu damarlar yapışma bölgesine kadar uzanmazlar; intraligamentöz damarlar yapışma yerinden femur ve tibiaya geçemezler.

Kan damarlarının dağılımı homojen değildir. ÖÇB proksimal kısmı, distalden daha damarlı bir yapıya sahiptir. ÖÇB üst kısmı, interkondiler çentik ve lateral kondile ulaşan arterlerin kollateral dalları ile kanlanır. ÖÇB distal kısmı inferior genikuler arterin infrapatellar dallarınca sağlanan az miktarda kan ile beslenir. Tibial yapışma yerinin yaklaşık 5-10 mm proksimalindeki küçük bir bölgede periligamentöz damar ağı bulunmaz ve bu anterior fibrokartilaj kısmında doku avaskülerdir. Kötü kanlanma ve fibrokartilaj varlığının bir arada olması durumu, kompresif yüklere maruz kalan kayan tendonlarda da görülür ve bu iki faktörün bir arada bulunması ÖÇB'nin iyileşme potansiyelinin kötü olmasında rol oynar.

2.6 Biyomekanik

ÖÇB, diz eklemine stabilitesinde önemli bir rol oynar. Tibianın femura göre öne translasyonunu engellemede primer faktördür. Tibianın öne translasyonu Kronik ÖÇB yetmezliği olan dizlerde normalin dört katına kadar çıkabilir⁽¹⁹⁾.

İn vitro çalışmalarda, AM demetin sabit öne çekmece kuvvetine karşı diz 20 dereceden 90 dereceye büküldüğünde artan bir in situ gerginliği olduğu gösterilmiştir. Buna karşın, PL demet gerginliği ise diz ekstansiyona getirildiğinde artar. Bu bulgular, lif demetlerinin öne çekmece güçlerine gösterilen dirence farklı katkılar sağlamaları sonucu oluşur. PL demetin ekstansiyondaki dizde baskın olması, çift demet rekonstrüksiyon düşüncesini geliştirmiştir.

ÖÇB, aynı zamanda özellikle tam ekstansiyondayken internal rotasyonun engellenmesinde major sekonder önleyici; varus, valgus ve eksternal rotasyon zorlanmalarının karşılanmasında da minor sekonder önleyicidir^(20,21). Bağın bu fonksiyonu, klinik olarak pivot shift testi ile muayene edilebilir.

ÖÇB defekti olan dizlerin klinik seyrini anlayabilmek ve rekonstrüksiyon tekniklerini değerlendirebilmek için intakt ÖÇB'nin normal diz fonksiyonu üzerine etkisini bilmek gerekmektedir.

Uzunluk ve izometri:

İlk görüşler, ÖÇB'nin içinde izometrik lifler bulunduğu yönünde olsa da ideal izometrik yapışma bölgeleri bulunamamıştır. Bağ bir bütün olarak değerlendirildiğinde ÖÇB izometrik değildir^(22,23). Diz hareketleri sırasında ÖÇB liflerinin uzunlukları değişiklikler gösterir. Sıfırdan 90°'ye pasif fleksiyonla AM demet uzunluğunun 3,3-3,6 mm (%10-11) arttığı gösterilmiştir^(12,15). PL demet uzunluğu ise 1,5-7,1 mm (%6-32) azalmıştır. Böylece AM demet fleksiyonda gerilirken PL demet gevşer^(20,24). Tibial rotasyonun ÖÇB uzunluğuna anlamlı etkisi olmadığı fakat özellikle 30° fleksiyonda internal rotasyonun eksternal rotasyona göre bağı daha fazla uzattığı gösterilmiştir⁽²⁰⁾. Tibial yapışma yeri merkezi ile femoral yapışma yeri merkezi, anterior, posterior, superior ve inferioru arasındaki uzunluk değişiklikleri ölçülmüştür⁽²³⁾ ve merkezi liflerin ve femoral yapışma yerinin posterior ve inferiorundan gelen liflerin uzunluklarının 1 mm'den az değiştiği görülmüştür. Anterior ve süperiordan gelen liflerde ise sırasıyla 8 mm ve 2 mm uzunluk değişimi gözlenmiştir.

Her ne kadar ÖÇB greftlerinin izometrik yerleştirilmesi henüz ulaşılamamış olan ideal bir hedef olsa da, diz fleksiyona geldikçe tibiofemoral uzunluk değişimini minimale indirecek yapışma yerleri seçmek mümkündür^(25,26). Bu, eklem hareketini kısıtlayabilecek veya anormal kompresif yükler yaratabilecek aşırı gerilim değişikliklerini engeller. Ek olarak, diz fleksiyonu ve ekstansiyonu ile oluşan yüksek greft gerilimi sonucundaki greft gevşemesi ile artan öne translasyon da önlenebilir.

ÖÇB uzunluğunun daha çok femoral yapışma yeri değişikliklerinden etkilendiği gösterilmiştir⁽²⁷⁾. Tibial yapışma yerinin medial-lateral yönde oynatılması sadece küçük bir etki gösterirken yapışma yerindeki anterior-posterior varyasyonlar bağ uzunluğuna daha güçlü etki etmiştir. Femoral yapışma yerinde ise hem anterior-posterior, hem de proksimal-distal varyasyonların bağ uzunluğuna güçlü etkileri olduğu saptanmıştır.

Klinik olarak intraoperative ölçülen 2-3 mm'lik uzama, diz hareketi esnasında orijinal ÖÇB deviasyon paternini koruduğu müddetçe kabul edilebilir olarak değerlendirilmiş ve “fizyolojik izometri” kavramı öne sürülmüştür⁽²³⁾.

Pasif Hareket Esnasındaki Mekanik Özellikler

İnsan ve hayvanlardan elde edilen verilerde ÖÇB'nin diğer bağlar gibi, normal günlük aktivitelerde küçük yükler taşıdığı görülmüştür. Normal günlük ÖÇB yüklenmesi en fazla yetmezlik kapasitesinin %20'si kadar olur^(28,29).

Genç kadavra diz eklemlerinde 0-90° arasında pasif fleksiyonda tüm ÖÇB üzerindeki in situ yüklerin 10 N'dan az olduğu gösterilmiştir⁽¹²⁾. 0° fleksiyonda ortalama in situ yük 6 N ± 2 N, 30°'de 8 N ± 2 N, 45°'de 7 N ± 2 N ve 90°'de 6N ± 2 N bulunmuştur. Kadavra ölçümleri^(30,31) ve in vivo ölçümler⁽³²⁾, AM demet ve PL demet üzerindeki gerginliğin 10°-110° pasif fleksiyon aralığında sıfır veya daha aşağı olduğunu göstermiştir. Ekstansiyona yakın, pasif hareket %2 veya daha az gerilim kuvvetine neden olabilir. Bu nedenle, rekonstrükte edilmiş ÖÇB, tam ekstansiyon ile 110° fleksiyon aralığındaki pasif hareket esnasında emniyette olmalıdır⁽²²⁾. Eğer diz hiperekstansiyona veya 120°'den fazla fleksiyona getirilirse, 100 N'dan fazla güç ve % 8'e varan gerilimle karşılaşılabilir^(30,31,33). 5°-10° hiperekstansiyon aralığında, ÖÇB üzerinde 50-240 N güç⁽³¹⁾ ve AM demet ve PL demet üzerinde %1 ile %8 arasında değişen gerilim⁽³⁰⁾ ölçülmüştür. AM demet ve PL demet arasında belirgin gerilim farkı, sadece 120° fleksiyonda görülmüştür⁽³⁰⁾.

Kas Aktivitesi Esnasında Mekanik Özellikler

Kas aktivitesi diz kinematiğini önemli ölçüde değiştirir⁽²⁴⁾. Kuadriseps kas gücü, ÖÇB gerilim seviyesi ve tibianın öne translasyonunu arttırır, hamstring kasları ise ters etki eder.

Kuadriseps: İn vivo çalışmalar, tam ekstansiyon ile 40° fleksiyon arasındaki izometrik kuadriseps kasılması sırasında AM demet üzerinde %2'den daha fazla gerilim göstermiştir^(4,34,35). Merdiven çıkma sırasında diz ekstansiyona geldikçe artan gerilim değerleri ölçülmüştür⁽³⁶⁾. Diz 90° fleksiyonda tutulduğunda AM demet geriliminde belirgin bir değişiklik bulunmamıştır⁽³²⁾. Kadavra çalışmaları da benzer sonuçlar vermiştir⁽³⁰⁾. Kuadriseps gücünün etkileri, 90-120° fleksiyonda sıfırken, tam ekstansiyonda %6'lık gerilim artışı şeklindedir.

Hamstring kasları: Kadavra dizlerinde hamstring güçlerinin de eklenmesiyle diz fleksiyonu esnasında anterior tibial translasyonda ve tibianın iç rotasyonunda belirgin düşüşler olduğu gösterilmiştir⁽³⁷⁾. Aynı anda hamstring kasılmasının, tek başına kuadriseps gücüne kıyasla gerilim seviyesinde azalmaya sebep olduğunu saptanmıştır⁽³⁰⁾. Bu nedenle hamstringler, kuadriseps aktivitesinin sebep olduğu artan ÖÇB gerilimini azaltma potansiyeline sahiptir ve bu bilgi ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrasındaki rehabilitasyonda kapalı zincir (beraber kasılma) kinetik egzersizlerinin yararını vurgulamaktadır⁽²⁴⁾.

Yük Taşıma Koşullarında Mekanik Özellikler: 1994 yılında ÖÇB defektli kadavra dizlerine kompresyon yükü veya kuadriseps güçleri uygulandığında tibianın femura göre “anterior nötral kayma”sı tanımlanmıştır⁽³⁸⁾. En büyük kayma diz 30° fleksiyondayken kompresyon ve kuadriseps güçleri birlikte uygulandığında elde edilmiştir. Güç ve kompresyon kombine edildiğinde anterior tibial translasyon üç katına çıkmıştır. Bu bulgu da, kuadriseps kası aktifken eksternal güçlerin ürettiği kompresif yüklenmeler sonucu tibianın öne translasyonuna direnmede ÖÇB’nin belirgin bir rolü olduğunu göstermektedir.

ÖÇB’si intakt ve hasarlı olan hastalarda çekilen ayakta lateral diz grafilinde benzer sonuçlar gözlemlenmiştir⁽³⁹⁾. Grafilinde ÖÇB’si hasarlı olan dizlerde tibianın 3.9 mm gibi belirgin anterior translasyonu olduğu görülmüştür. Başka bir çalışmada artroskopik menisektomi sonrasında intakt ÖÇB içine verici yerleştirilmiş, ÖÇB gerilimi yük taşır ve taşımaz durumdayken ölçülmüş, ilaveten, -90 N ile +130 N arasında anteroposterior doğrultuda makaslama kuvveti, her iki doğrultuda 10 Nm’yi bulan internal-eksternal rotasyon ve varus-valgus stresleri uygulanmıştır⁽⁴⁰⁾. Yük taşımaz durumdan yük taşır duruma geçildiğinde ÖÇB’de % -2 ‘den % +2,1’e varan gerilim artışı gözlemlenmiştir. 40 N’dan az anterior makaslama yükleri ve tüm posterior güçler için yük taşıma belirgin olarak ÖÇB gerilim değerlerini arttırmıştır. Rotasyonel torklarda ise yük taşıma, tüm eksternal tork aralığında ÖÇB stres değerini arttırırken, 0-2 Nm internal tork aralığında ÖÇB stres değerini arttırmıştır. Varus-valgus stres testlerinde ise tüm moment aralıklarında belirgin gerilim artışı gözlenmiştir.

Kompresif yükler altında anterior kayma ve artan ÖÇB gerilimi, iki olası nedene bağlanabilir^(38,40). Birincisi, fleksiyondayken kompresif güç vektörü dizin hareket merkezinin posteriorundadır ve bu durum ekstansör mekanizma tarafından kompanse edilmesi gereken bir moment yaratır. İkincisi ise, tibial platonun posterior inklinasyonu nedeniyle kompresif gücün tibiada öne kaymaya sebep olmasıdır. Bu sonuçlar klinik anlamda diz fleksiyona geldiğinde aksiyel kompresif yüklerin ÖÇB yaralanmasında rol oynayabileceğini düşündürmektedir⁽⁴¹⁾.

ÖÇB'nin Eklem Stabilitesindeki Fonksiyonu: Bağların primer ve sekonder sınırlayıcı fonksiyonları Butler tarafından tanımlanmıştır⁽⁴²⁾. Eğer bir bağın rolü test edilen yer değiştirme için temel nitelikte ise, primer sınırlayıcı olarak tanımlanır. Aksi halde sekonder sınırlayıcı olarak sınıflandırılır.

Anterior Translasyonun Primer Sınırlayıcısı Olarak ÖÇB: ÖÇB, femura göre tibianın anterior translasyonunda primer sınırlayıcıdır^(22,43). İn vivo olarak intakt AM demete muhtelif alıcılar yerleştirilmiş, diz 30° fleksiyondayken hem yük taşıyan hem de taşımayan pozisyonda 50 N'dan fazla anterior yüklenmenin ÖÇB'de % 6'ya varan gerilim yarattığı görülmüştür^(35,44).

Kadavra çalışmalarında yük taşımayan koşullarda 30° fleksiyonda uygulanan anteroposterior yüklenmelere karşı ÖÇB'nin %82 ile % 89 arasında direnç gösterdiği bulunmuştur. Bu direnç, artan fleksiyon derecesiyle azalarak 90°'de %74-85'e gerilemiştir^(22,45,46,47). 100-110 N anterior tibial yüklenme ile ÖÇB in situ kuvveti 90° fleksiyonda 70 N iken 30° fleksiyonda 129 N'a çıkmıştır^(46,48). Maksimum güçler hep 15-30° fleksiyon aralığında bulunmuştur. Kadavralarda ÖÇB kesimi sonrasındaki KT 1000 cihazı ölçümleri, 20° ile 25° fleksiyonda iken 6,3 mm ile 6,7 mm artmış anterior translasyon göstermiştir^(43,49).

Anterior tibial yüklere karşı AM demet ve PL demet in situ güçleri ayrı ayrı çalışılmış ve 0° ile 45° fleksiyonda PL demetteki in situ kuvvetin, AM demettekinden daha büyük olduğu bulunmuştur⁽⁴⁸⁾. PL demetteki in situ kuvvet, diz fleksiyon derecesi ve anterior doğrultulu tibial yüklerden belirgin olarak etkilenir. Fakat AM demet üzerine etki eden in situ kuvvetler göreceli olarak sabit kalır ve diz fleksiyon derecesinden etkilenmez. Tam ekstansiyon ile 120° fleksiyon aralığında uygulanan izole anterior tibial kuvvet sonrasında AM demet ve PL demet arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır⁽³⁰⁾. Sadece 15° ile 30° fleksiyonda PL demet geriliminin daha yüksek olma eğilimi vardır. AM ve PL demet geriliminde artma, ekstansiyona doğru ve 90°'den fazla fleksiyonda görülmüştür. 0°-90° fleksiyon aralığında anterior-posterior yüklenme altında AM demet, ara (IM) demet ve PL demet uzunluklarındaki değişim araştırılmıştır⁽¹²⁾. Diz fleksiyonu ve anatomik bölümler, uzunluk değişimlerini önemli ölçüde etkilemiştir. Her üç demette de uzunluk değişimleri tam ekstansiyonda en az iken 90° fleksiyonda en fazla bulunmuştur.

Farklı bulgulara rağmen sonuçlar, ÖÇB'nin kompleks fonksiyonunda her bir demetin ayrı fakat eşit önemde rolü olduğunu ve bunun rekonstrüksiyon sırasında göz önünde bulundurulması gerektiğini göstermektedir.

Sekonder Sınırlayıcı Olarak ÖÇB: Defalarca gösterilmiştir ki ÖÇB, özellikle diz tam ekstansiyona yakinken ağırlık taşır veya taşımaz durumlarda internal rotasyonun sekonder sınırlayıcısıdır^(30,31,40,44,48,49,52). İn vivo olarak 0 ile 10 Nm internal tibial torkların ÖÇB'de gerilime yol açtığı gösterilmiştir⁽⁴⁰⁾. Oturur pozisyonda ve diz 30° fleksiyonda iken AM demetin, 2 Nm ve 6 Nm internal tork ile gerildiği in vivo olarak ölçülmüştür⁽⁴⁴⁾. Kadavra dizlerinde AM ve PL demet gerilimleri, 15° ile 120° fleksiyon aralığında benzer bulunmuştur⁽⁵³⁾.

ÖÇB'nin eksternal rotasyon ve varus-valgus angulasyonuna sekonder sınırlayıcı olup olmadığı konusunda daha fazla fikir ayrılığı vardır^(30,31,44,50,51). Eksternal torkun AM demet üzerinde hiç gerilim yaratmadığı in vivo olarak gösterilmiştir⁽⁴⁴⁾. Kadavra dizlerinde eksternal tork ile hiçbir demette gerilim bulunamamıştır⁽³⁰⁾. 30° fleksiyonda ne sadece valgus torkunun, ne sadece varus torkunun ne de sadece rotasyonel torkun AM demette belirgin gerilim yaratmadığı gösterilmiştir⁽⁵¹⁾. Valgus yüklenmesinin ÖÇB'nin tüm kısımlarında belirgin uzunluk artışı yarattığı, fakat varus yüklenmesinin tutarlı ve anlamlı bir etkisi olmadığı da bilinmektedir⁽¹²⁾. Valgus yüklenmesinin uzunluğa etkisi, tam ekstansiyondan 90° fleksiyona gittikçe artar. Posterolateral yapılar kesildikten sonra aksiyel yüklenme olmadan varus momenti ile ÖÇB geriliminde tüm fleksiyon derecelerinde artış kaydedilmiştir⁽⁵⁴⁾. Medial kollateral bağ kesildikten sonra valgus momenti uygulandığında, ÖÇB gerilimi anlamlı olarak artmıştır⁽⁵⁵⁾. Yük taşırken, intakt dizlerde eksternal tork ve varus-valgus angulasyonu ile ÖÇB geriliminde anlamlı artış gözlenmektedir⁽⁵²⁾.

Özet olarak ÖÇB, özellikle yük taşır konumdayken, internal rotasyonun majör sekonder sınırlayıcısı, eksternal rotasyon ve varus-valgus angulasyonunun da minör sekonder sınırlayıcısıdır.

ÖÇB bu fonksiyonlarını eşsiz yapısal özellikleri sayesinde yerine getirebilir. Femur-ÖÇB-tibia gerilme özellikleri test edilmiş ve genç örneklerde (22-35 yaş) yetmezlik için gereken yükün ve sertliğin sırasıyla 2160N ve 242 N/mm olduğu bulunmuştur⁽⁴⁷⁾. Ancak bu veriler yaşla (60-97 yaş) belirgin olarak 658 N ve 180 N/mm'ye düşmektedir.

3. ÖN ÇAPRAZ BAĞ YARALANMALARI

3.1. Risk Faktörleri

Ön çapraz bağ sıklıkla spor aktiviteleri sırasında yaralanır. Kadın sporcularda ÖÇB yaralanma sıklığı erkek sporculara oranla 2-8 kat daha fazladır^(57,58,59,60,61,62). Bağ yaralanmasına neden olabilecek risk faktörleri nöromusküler ve biyomekanik etkenler, anatomik ve yapısal etkenler ile hormonal etkenler olarak kabaca üç başlık altında toplanabilir⁽⁶³⁾.

3.1.1. Nöromusküler ve Biyomekanik Etkenler

ÖÇB dinamik spor aktiviteleri sırasında riskli kabul edilen birçok postürde birçok plandaki farklı mekanizmanın kombinasyonundan oluşan farklı mekanizmaların yükü altında kalır^(56,64). Bağın yüklenmesi, yerden etkiyen reaksiyon kuvvetlerinin maksimum değeri ve zamanlaması ile ilişkilidir^(65,66). Kadın sporcular tipik olarak yavaşlama hareketlerinin erken fazlarında yere temas sırasında daha dik bir postür sergilerler^(67,68). Yorgunluk da alt ekstremitenin nöromusküler işleyişi ve biyomekaniğini etkileyerek ÖÇB yaralanmalarına zemin hazırlar⁽⁶⁹⁻⁷³⁾. Yorgunluğun etkileri en çok beklenmedik düşmelerde ortaya çıkar^(74,75). Gövde ve üst gövdenin mekaniği^(76,77) ile kalçaların pozisyonu ve sertliği^(78,79,80) de alt ekstremitte biyomekaniğine etki eder.

3.1.2. Anatomik ve Yapısal Etkenler

Kadında ÖÇB erkektekine göre hem daha kısa, daha ince ve daha az hacimlidir⁽⁸¹⁾ hem de daha düşük elastik modülüse sahiptir⁽⁸²⁾. Ultrastrüktürel analizde de kadın ÖÇB'si birim kesit alanda daha az kolajen lifi içerir⁽⁸³⁾. Bu nedenlerden ötürü kadındaki ön çapraz bağ erkektekine göre daha küçük yüklerle kopabilir. Kadında femoral çentik de erkektekine oranla daha yüksek ve daha dardır ve bu nedenle ÖÇB'nin femoral çentikte sıkışma ihtimali daha fazladır⁽⁸¹⁾.

ÖÇB yaralanması yaşayan bireyler normal populasyonla kıyaslandığında birinci gruptaki bireylerin ÖÇB'lerinin daha ince ve daha az hacimli olduğu⁽⁸⁴⁾; medial tibial platoda azalmış kondiler derinliğe ve lateral tibial platoda artmış posterior eğime sahip oldukları^(85,86) ve interkondiler çentikte anterior medial bir çıkıntı bulunduğu⁽⁸⁷⁾ tespit edilmiştir.

Kadınlar ve erkekler arasında eklem laksitesi açısından belirgin farklılıklar gözlemlenmiştir. Kadınların genellikle anterior diz laksitesine⁽⁸⁸⁻⁹²⁾ ve yaygın eklem laksitesine⁽⁹³⁻⁹⁵⁾ sahip olmalarının yanısıra genu rekurvatum deformitesine^(96,97) kadınlarda daha sık rastlanır. Ayrıca kadınlarda koronal plan ve transvers plan laksitesi daha fazla⁽⁹⁸⁻¹⁰¹⁾ olmakla birlikte torsiyonel sertlik daha düşüktür^(98,102,103). Eklem laksitesinin artmış olması diz eklemının yük verme sırasındaki nöromekaniğini etkiler ve artmış ÖÇB yaralanma riski ile ilişkilendirilmiştir.

3.1.3. Hormonal Etkenler

Ön çapraz bağda östrojen, testosteron ve relaksin reseptörleri mevcuttur. ÖÇB'nin mekanik ve moleküler özellikleri sadece östrojenden değil, çeşitli seks hormonlarının interaksyonu, ikincil mesaj molekülleri, remodelasyon proteinleri ve mekanik stresten de etkilenir. Menstrual siklus boyunca ÖÇB yaralanma riski değişkendir. Hormonal profille uyumlu olarak siklus boyunca eklem laksitesi de değişim gösterir. ÖÇB yaralanma riski preovulatuvar fazda postovulatuvar faza göre daha fazladır⁽⁶³⁾.

3.2. Yaralanma Mekanizması

ÖÇB yaralanmaları kontakt ve non-kontakt olmak üzere iki gruba ayrılabilir. Kontakt yaralanmalar dize gelen direkt travmalar sonrasında meydana gelirken non-kontakt yaralanmalara dizin ani ve zorlayıcı hareketleri neden olur⁽⁵⁶⁾.

ÖÇB'nin non-kontakt yaralanmaları sıklıkla sıçramadan sonra yere inişte ya da öne koşma sonrasında ani yavaşlama sırasında diz hafif fleksiyondayken etkiyen valgus ve internal/eksternal rotasyon zorlanmaları ile oluşur⁽¹⁰⁴⁾. Yani yaralanma sırasında diz birden fazla hareket planında yük altındadır.

Karşılanmamış kuadriseps kas gücü ÖÇB üzerinde özellikle diz ekstansiyondayken anterior makaslama kuvvetine neden olarak ÖÇB'yi yaralayabilirken hamstring kaslarının karşı kasılması diz eklemının stabilitesini artırarak bağı koruyucu bir etki sağlar. ÖÇB yaralanmaları da genellikle diz ekstansiyonda ve vücut ağırlığı topuk üzerindeyken, yani kuadriseps kasılması etkin ve hamstring kasılması etkin değilken meydana gelir⁽¹⁰⁶⁾.

Dize frontal ya da transvers planda momentler uygulanması da özellikle kuadriseps kasılması veya yük taşıma ile kombine edildiğinde ÖÇB’de zorlanmaya neden olmaktadır. İnternal rotasyonun kuadriseps kasılması, yük taşıma ve valgus stresi ile kombine olduğu durumlarda aynı koşullardaki eksternal rotasyona göre ÖÇB’yi daha çok zorladığı gösterilmiştir. Ayrıca valgus stresinin sıçrama sonrası yere inmede olduğu gibi yük taşıma durumlarında ya da ani yavaşlama ve durmalarda ÖÇB’ye binen yükü arttırdığı da bilinmektedir^(40,106).

Valgus stresi ve eksternal rotasyonun birlikteliğinin ÖÇB’yi interkondiler çentiğe sıkıştırması ve non-kontakt ÖÇB yaralanmalarında bu birlikteliğe sık rastlanması nedeniyle tibianın eksternal rotasyonu söz konusu yaralanmada önemini korumaktadır⁽¹⁰⁷⁾.

3.3. Öykü ve Fizik Muayene

Uygun ve detaylı bir anamnez ÖÇB yaralanması şüphesini akla getirebilir. Sportif aktivite sırasında ani gelişen şişliğin eşlik ettiği bir diz travması geçiren hasta akut ÖÇB yaralanması açısından dikkatlice değerlendirilmelidir. Hasta travma sırasında bir kopma sesi duyduğunu belirtebilir⁽¹⁰⁸⁾. Kronik ÖÇB yetmezliği durumunda hasta tekrarlayıcı diz travmaları, ikincil menisküs yırtıklarına bağlı mekanik semptomlar ve ya dizde güvensizlik hissi ile başvurabilir⁽¹⁰⁹⁾.

Akut ÖÇB yaralanmasında fizik muayene diz ağrısı nedeniyle zor ya da sınırlı olabilir. Dizdeki efüzyon vasküler olan ÖÇB’den kaynaklanan kanamaya bağlıdır. Diz, eklem aralıkları ve özellikle medial kollateral bağın femoral orijinine dikkat edilerek palpe edilmelidir⁽¹⁰⁹⁾.

Patellar korkutma testi ile patella muayene edilmelidir. Çünkü akut patella çıkığı yaşayan hastalar akut ÖÇB yaralanmasına çok benzer bir öykü ile başvururlar ve her iki yaralanma da özellikle akut formlarında sıklıkla karıştırılabilirler. Kuadriseps tendonu ve patellar tendon yırtıkları da akut dönemde ÖÇB yaralanmalarıyla karıştırılabildiklerinden dikkatlice muayene edilmelidir⁽¹⁰⁹⁾.

Lachman testi akut ÖÇB yaralanmalarında uygulanabilecek en kullanışlı ve en sensitif testtir. Bu test sırasında diz yaklaşık 30° fleksiyonda hekim bir eliyle uyluk distalinden tutarak femuru sabitlerken diğer eliyle krus proksimalinden tutarak tibiaya anterior translasyon yaptırmaya çalışır. Diğer dizle kıyaslandığında artmış anterior translasyon ya da translasyon hareketinde bir sonlanma noktasının hissedilememesi ÖÇB yaralanmasını düşündürür. Varus-valgus stres testleri ve arkaya çekmece testi ile medial ve lateral kollateral bağlar ile arka çapraz bağ da muayene edilmelidir⁽¹⁰⁹⁾.

Öne çekmece testi ise Lachman kadar sensitif olmasa da ÖÇB bütünlüğü hakkında bir fikir sağlar. Diz 90° fleksiyondayken tibia anterior translasyona zorlanır. Translasyon miktarı diğer dizle karşılaştırılır. Translasyonda 0-5 mm'lik artış 'evre I', 6-10 mm'lik artış 'evre II', 10 mm'den fazla artış 'evre III' laksite olarak kabul edilir⁽¹⁰⁸⁾.

Alt ekstremitenin motor ve duyuşal muayenesi yapılarak ve distal nabızlar kontrol edilerek nörovasküler yaralanmalar dışlanmalıdır. Yüksek enerjili travmalarla oluşun dizin çoklu bağ yaralanmalarında popliteal arter hasarı, posterolateral köşe yaralanmalarında da peroneal sinir hasarı görülebilir⁽¹⁰⁹⁾.

Pivot-shift testi, sıklıkla akut dönemde uygulanamaz ancak kronik dönemde ÖÇB yaralanması açısından patognomoniktir. Teste diz tam ekstansiyondayken başlanır ve diz yavaşça fleksiyona getirilirken aynı anda valgus stresi uygulanır. Diz yaklaşık 15° fleksiyona geldiğinde iliotibial bant dizin rotasyon aksının posterioruna geçer ve daha önce anteriora sublukse durumda olan tibia bu sırada lateral eklem aralığında gözle görülür bir kaymaya neden olacak şekilde redükte olur. Bu test de diğer testler gibi karşı dizle kıyaslanarak değerlendirilmelidir⁽¹⁰⁹⁾.

3.4. Görüntüleme

ÖÇB görüntülemesinde en sık tercih edilen yöntem manyetik rezonans görüntüleme (MRG) olsa da diz eklemine anteroposterior ve lateral direkt grafileri ihmal edilmemelidir. Direkt

grafiler ile eşlik edebilecek kırıklar tespit edilebilir ve iskelet yapısı immatür olan hastalarda cerrahi tercihleri etkileyebilecek olan fizisin açık olup olmadığı belirlenir⁽¹⁰⁹⁾.

ÖÇB rüptürünün radyolojik bulguları primer ve sekonder bulgular olarak iki gruba ayrılabilir⁽¹¹⁰⁾.

3.4.1. Primer Bulgular

Akut ÖÇB rüptürünün ana bulgusu sagittal kesitlerde anteromedial demetin görüntülenememesidir. Daha nadir olmakla birlikte ÖÇB interkondiler çentik içinde anteriora deplase olarak kova sapı tarzında bir menisküs yırtığını taklit edebilir.

Rüptüre olmuş ÖÇB kronik dönemde hiçbir kalıntısı görülemeyecek derecede atrofiye gitmiş olabilir. Bazı vakalarda ise ödem ve hemorajinin oturması nedeniyle ÖÇB interkondiler oluğun zeminine yatmış bir şekilde görülebilir.

3.4.2. Sekonder Bulgular

Yukarıda tanımlanan görüntülenememe bulguları koronal ve aksiyel kesitlerde de mevcutsa tanı kesinleştirilebilir. Tanımlanmış olan sekonder bulgular parsiyel ÖÇB rüptürlerini tam kat ÖÇB rüptürlerinden ayırt etmekte faydalıdır. Sekonder bulgular kemik yaralanması, yumuşak doku yaralanması ve anterior translasyonla ilişkili bulgular olarak üç başlık altında toplanabilir.

3.4.2.1. Kemik Doku Bulguları

Üç farklı kemik yaralanması tanımlanmıştır. En sık karşılaşılanı tibial platonun posterior ve lateral kemarındaki mikrofraktürdür. Bu bulgunun tespit edildiği durumlarda aksi kanıtlanana kadar hastanın ÖÇB'sinin yırtık olduğu kabul edilmelidir. Mikrofraktür bulgusu akut dönemde gözlenen bir bulgu olsa da aylarca devam edebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Hastaların bir kısmında posterolateral tibial mikrofraktüre lateral femoral

kondiler mikrofraktür eşlik edebilir. ÖÇB rüptürü ile ilişkili bu kemik lezyonları bazen direkt grafilerde de görülebilir.

Sık karşılaşılan bir diğer kemik lezyon da lateral femoral kondilin anterior korteksindeki kompresyondur. Femoral çentik derinleşir ve üzerindeki kırıkta hasar görür. Yağ baskılı MRG sekanslarında net olarak görüntülenebilen bu lezyon direkt grafilerde de gözlenebilir ve lateral grafide femoral çentiğin 1,5 mm'den fazla derinleşmesi ÖÇB yaralanması ile ilişkilidir.

Segond kırığı; direkt grafide saptanabilen, proksimal tibial platonun anteromedial kenarında oluşan ve lateral kapsüler ligamanın tibiadaki yapışma yerinin posterolateralinde vertikal yerleşimli küçük bir avulsiyon fragmanıdır. İnternal rotasyon ve varus stresi ile oluşur ve 1879 yılında Paul Ferdinand Segond tarafından tanımlanmıştır. Bu lezyon nadir görülse de çok güçlü bir şekilde ÖÇB yaralanması ile ilişkilidir.

3.4.2.2. Yumuşak Doku Bulguları

ÖÇB Açısı: Mid-sagittal MRG kesitinde ÖÇB'nin distal kısmının anterior kenarının interkondiler çıkıntının en anterior kısmı ile kesişmesi ile oluşan açıdır. Normal değeri 53° ile 56° arasındadır. 45°'den düşük açılar anormal olarak kabul edilir ve ÖÇB yaralanmasını düşündürür.

Blumensaats Açısı: ÖÇB'nin distal kısmının anterior kenarının interkondiler çatı ile arasındaki açıdır. Normal değeri 0° ile 8° arasındadır ve 21° üzerindeki değerler ÖÇB yaralanması açısından oldukça anlamlıdır.

3.4.2.3. Anterior Tibial Translasyon Bulguları

Arka Çapraz Bağ (AÇB) Çizgisi: Normal bir dizin sagittal MRG kesitlerinde AÇB'nin distal yapışma yerindeki doğrusal bir bölüm üzerinden çekilen çizginin proksimale doğru ilerletilesi durumunda bu çizginin femur korteksini distal 5 cm'lik kısım içinde kesmesi gerekmektedir. Ancak ÖÇB hasarı bulunan bir dizde AÇB tibiyanın anteriora translasyonu nedeniyle sigmoid bir biçim alır ve AÇB çizgisi femur korteksini kesmez.

Arka Çapraz Bağ Açısı: Normal bir dizin sagittal MRG kesitlerinde AÇB'nin proksimal ve distal kısımları arasındaki açı 125°'den büyüktür. ÖÇB yaralanması durumunda tibianın anterior translasyonu nedeniyle bu açı azalır⁽¹¹⁰⁾.

3.5 ÖÇB Yaralanmalarında Tedavi Yöntemleri

3.5.1 Konservatif Tedavi

İzole ÖÇB yaralanmaları sonrasında uygulanan rehabilitasyonda amaç tam bir eklem hareket açıklığı sağlamak ve diz çevresi kasları güçlendirmek olmalıdır. Bu süre zarfında hasta instabiliteye neden olan aktivitelerden uzak durmalıdır. Akut dönemde buz uygulaması ve 7-10 gün süre ile antienflamatuar ilaç tedavisi uygulanır. İnstabiliteye engel olmak için engelleyici bir dizlik önerilebilir. Ödem ve ağrının izin verdiği en erken süre içerisinde izometrik egzersizler ve eklem hareket açıklığını arttırıcı egzersizlerle rehabilitasyona başlanır. Eklem hareket açıklığı ve kas gücü normale döndükten sonra instabiliteye neden olmayacak fonksiyonel seviyenin belirlenebilmesi için kademeli olarak aktivitelere dönüş izin verilmelidir.

ÖÇB yaralanmalarının konservatif tedavisi kompetitif aktivitelere geri dönen hastalarda genellikle kötü sonuç verir. Tenis ya da futbol gibi sportif aktivitelere yer alan hastaların %80'inde ağrı, şişlik ve yetersizliğe neden olan instabilite atakları görülür. Bu ataklar da menisküsler ve eklem kıkırdağında hasara neden olur⁽¹⁰⁸⁾.

3.5.2 Cerrahi Tedavi

ÖÇB yaralanması sonrası cerrahi tedavinin amaçları dizin normal kinematığının ve stabilitesinin geri kazanılması, diz eklemindeki diğer yapıların yeni yaralanmalarının önlenmesi ve yaralanma öncesindeki eklem hareket açıklığı, kas gücü ve eklem fonksiyonlarının geri kazanılmasıdır.

Cerrahi tedavide ilk olarak ligamanın primer tamiri üzerine odaklanılmış⁽¹¹¹⁾ olsa da sonradan bu tekniğe eklenmiş olan ogmentasyon yöntemleriyle birlikte bile tutarsız sonuçlar elde edilmiştir^(8,113,114).

Günümüzde cerrahi tedavi ÖÇB'nin biyolojik greftlerle rekonstrüksiyonu üzerinde yoğunlaşmıştır. İlk dönemlerinde açık cerrahi ile yapılan rekonstrüksiyon 1980lerin sonu ve 1990ların başında yerini artroskopi yardımcı cerrahiye bırakmıştır. Rekonstrüksiyonun klinik sonucunu etkileyen cerrahi zamanlama, greft seçimi, tünellerin yerleşimleri, greft gerginliği ve greft fiksasyonu gibi faktörler konusunda bilgi ve anlayış arttıkça yüksek oranda başarılı sonuçlar elde edilir olmuştur.

3.5.2.1. Cerrahi Endikasyonlar

İzole ÖÇB parsiyel yırtıklarında kuadriseps kas gücünün korunması ya da artırılması hastanın günlük aktiviteleri (yürüme, koşma vb.) için yeterli olacaktır. Daha aktif bir yaşam tarzı olan, aktif spor yapan ve ÖÇB yaralanmasına kapsül, menisküs ve ya kapsül yaralanması eşlik eden hastalarda cerrahi tedavi endikasyonu vardır.

Menisküs yaralanması ile birlikte olan ÖÇB yaralanmalarında sadece menisküs onarımı yapmak yeterli olmamaktadır. Menisküs onarımının ÖÇB rekonstrüksiyonu ile birlikte yapıldığı hastalarda menisküs yırtığı %90 oranında iyileşmektedir.

ÖÇB yaralanmasının AÇB yaralanması ile birlikte olduğu durumlarda bir seçenek her iki ligamanın da aynı seansta rekonstrükte edilmesi, bir diğer seçenek de önce posterolateral köşe onarımı ya da rekonstrüksiyonu yapıldıktan sonra ikinci bir seansta ÖÇB rekonstrüksiyonu yapılmasıdır.

Medial kollateral bağ yaralanmasının ÖÇB yaralanmasına eşlik etmesi halinde ÖÇB rekonstrüksiyonu yapıp yapılmayacağı kararı medial kollateral bağın durumundan bağımsız olarak verilir.

Lateral kollateral bağ yaralanmasının ÖÇB yaralanmasına eşlik ettiği durumlarda lateral köşenin akut onarımı yapılır. ÖÇB aynı seansta ya da ikinci bir seansta rekonstrükte edilebilir.

Cerrahi kararının verilmesi konusunda hastanın yaptığı sporun türü ve düzeyi de önemlidir. Haftada 50-200 saat futbol, tenis ve ya kayak gibi zorlayıcı sporlar yapan hastalarda cerrahi rekonstrüksiyon gerekmektedir.

Elli yaşın üzerindeki hastalarda düşük aktivite düzeyi, dejeneratif değişikliklere bağlı fonksiyonel yetersizlik, rehabilitasyonun zor olması, greft-kemik iyileşmesinde gecikme ve artrofibrozis ihtimali nedeniyle ÖÇB rekonstrüksiyonunun sonuçları olumsuz yönde etkilenebilir.

Mutlak Cerrahi Endikasyonlar	Göreceli Cerrahi Endikasyonlar
Genç hasta	Osteoartriti bulunan orta yaşlı hasta
Zorlayıcı spor yapan ve devam etmek isteyen hasta	İnstabilite, kalıcı tipte ağrı ve efüzyon
Mesleği nedeniyle cerrahiye gereksinim duyan hasta	
Eşlik eden menisküs yırtığı	
Kombine bağ yaralanması	

Tablo 3.1: ÖÇB yaralanmalarında mutlak ve göreceli cerrahi endikasyonlar

3.5.2.2. Cerrahi Zamanlama

ÖÇB yaralanması sonrası ilk 3 hafta akut, 4-12 haftalar arası subakut ve 12 haftadan sonrası kronik dönem olarak tanımlanır. Akut dönemde yeterli hareket açıklığı sağlanmadan ve hemartroz geçmeden cerrahi uygulanması durumunda eklem hareket kısıtlılığı ve ağrı ile seyreden artrofibrozis gelişeceğinden ÖÇB yaralanmasına ilk 3 hafta içerisinde cerrahi müdahalede bulunulmamalıdır ve konservatif tedaviye başlanmalıdır⁽¹¹⁵⁾. Normal eklem hareket açıklığı sağlandıktan ve efüzyon geriledikten sonra cerrahi uygulanabilir.

3.5.2.3. Greft seçimi

İdeal greftin yapısal özellikleri implantasyon sırasında da ligamentizasyon sırasında da normal ÖÇB ile aynı olmalıdır. Ancak greftlerin güçleri implantasyondan sonra azalmaktadır ve bu nedenle günümüzde uygulanacak olan greftin başlangıç kuvvetinin normal ÖÇB'den yüksek olması gerektiği düşünülmektedir.

Günümüzde en sık kullanılan greftler patellar tendon otogrefti ve semitendinosus-grasilis hamstring otogreftidir. Daha az sık tercih edilmekle birlikte kuadriseps tendon otogrefti ve patellar tendon allogreftleri de kullanılmaktadır.

Patellar tendon otogrefti; elde edilme kolaylığı, biyomekanik özellikleri, kemik-kemik iyileşmesi ve rijid fiksasyonu nedeniyle en çok tercih edilen greft olmuştur. Ancak patella kırığı, patellar tendon rüptürü, diz önü ağrısı ve patella infera gibi donör saha morbiditeleri nedeniyle alternatif greft seçenekleri araştırılmıştır.

Semitendinosus ve grasilis tendonları değişik kombinasyonlarda kullanılmışlardır. Tekli, ikili ve hatta üçlü semitendinosus tendon greftleri; kombine semitendinosus-grasilis greftleri, dört katlı semitendinosus-grasilis yapıları tasarlanmıştır. Bu greft tasarımlarından en popülerleri dört katlı semitendinosus-grasilis greftidir.

Orta 1/3 kuadriseps tendon-kemik otogrefti de bir diğer greft seçeneğidir. Primer ÖÇB rekonstrüksiyonunda sık tercih edilen bir seçenek olmasa da revizyon cerrahisi ve çoklu bağ yaralanmalarında faydalı olabilmektedir.

Allogreft kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Günümüzde kullanılan donör tarama ve test yöntemleri sayesinde bulaşıcı hastalık transmisyonu korkusu büyük oranda giderilmiştir. Ancak allogreft kullanımı ile ilgili süregelen bir endişe, allogreftin implantasyon sonrası inkorporasyonu ve matürasyonunun otogreftlere göre daha uzun bir süre alması ile ilgilidir⁽¹¹⁶⁾. Allogreft kullanımının avantajları donör saha morbiditesinin olmaması, daha büyük greft yapılar elde edilebilmesi ve kozmetiğin daha iyi olması olarak sıralanabilir. Allogreftler revizyon cerrahisi ve çoklu bağ rekonstrüksiyonlarında önemli bir greft

kaynağıdır. Ayrıca düşük fiziksel aktiviteli ya da yaşlı hastalarda primer rekonstrüksiyon sırasında da kullanılabilirler.

3.5.2.4. Cerrahi Teknik

Hasta genel anestezi altında supin pozisyonda iken profilaktik antibiyoterapi yapıldıktan sonra opere edilecek tarafın diğer diz ile karşılaştırmalı klinik muayenesi yapılır. Klinik muayene sonucu ÖÇB yaralanmasından emin olunursa tercih edilen otogreftin (kemik-patellar tendon-kemik ya da semitendinosus-grasilis otogrefti) alınması işlemine geçilir. Klinik muayene neticesinde ÖÇB yaralanmasından emin olunamazsa dize tanısal artroskopi işlemi ve bu sırada gerekli görülürse notchplasti yapılır. Tercih edilen otogreft usulüne uygun olarak alınıp hazırlandıktan sonra artroskopik ÖÇB rekonstrüksiyonuna geçilir.

Anteromedial ve anterolateral standart artroskopi portallerinden girilerek dizin artroskopik muayenesi yapılır. Eşlik eden menisküs yaralanması ve bu menisküsün tamir endikasyonu varsa menisküs dikişleri uygulanır. İnterkondiler çentikteki ve ÖÇB'nin tibial güdüğü çevresindeki yumuşak dokular debride edilir. Gerekli görülürse notchplasti uygulanır. ÖÇB'nin femoral yapışma yerindeki ligaman kalıntılarının tamamı eksize edilirken bağın tibial taraftaki ayak izinin dış hatları referans noktası teşkil etmesi nedeniyle korunur.

Sonrasında önce tibial tünel, ardından da femoral tünel aşağıda söz edilecek prensiplere uyularak açılır. Hazırlanmış olan greft bu tünellerden geçirildikten sonra uygun gerginlik sağlanarak her iki tünelin ekstraartiküler çıkış deliğinde greftin türüne ve cerrahın tercihinine göre çeşitli fiksasyon yöntemlerinden (U çivisi, interferans vidası, pullu vida, Endobutton) biri ya da birkaçı ile tespit edilir. Dize fleksiyon ve ekstansiyon yaptırılarak greftin gerginliği ve uzunluğunun uygunluğu kontrol edilir; interkondiler çentikte sıkışmaya neden olup olmadığı gözlenir. Lachman testi uygulanıp stabilite kontrol edilir. Dizin eklem hareketlerinin ve stabilitesinin yeterli olduğu saptandıktan sonra cerrahiye son verilir.

3.5.2.5. ÖÇB Rekonstrüksiyonunda Kemik Tünellerin Yerleşimi

Femoral ve tibial tünellerin yerleşimi ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrası dizin kinematiğini doğrudan etkiler. Genel olarak orijinal anatomisinin sağlanmasının greft uzaması, greftin uygunsuz gerilimi veya greft sıkışmasını engelleyeceği düşünülmektedir.

Önceki yıllarda greftin izometrik yerleşiminin optimal olduğu kabul edilmekteydi. İzometrik yerleşim sayesinde dizin hareket açıklığının tamamı boyunca greft uzunluğunda meydana gelecek değişikliklerin sınırlandırılarak greft gerginliği ve tespit yetmezliği ihtimallerinin minimum seviyeye düşürülebilecekti. Ancak hem doğal ÖÇB'nin fibrilleri izometrik bir gerinim paterni sergilememektedir, hem de greft yerleşimi için gerçek izometrik noktalar tanımlanamamaktadır. Güncel felsefe doğal ÖÇB'nin normal gerinim paterninin rekreasyonunu sağlamaya çalışmak üzerine odaklanmıştır. AM ve PL demetler arasındaki karşılıklı gerinim paterninin tanımlanmasıyla doğal ÖÇB'nin gerinim paternini taklit etmek daha da zorlaşmıştır. Doğal gerinim paternine daha yakın bir gerinim paterni oluşturma amacı ile geliştirilen çift tünel tekniğinin de tek tünel tekniğine üstünlüğü gösterilememiştir⁽¹¹⁷⁾.

Femoral tünel ekleme interkondiler çentikte lateral femoral kondilin posterior korteksinin yaklaşık 2 mm anteriorundan girmelidir. Tüneli daha anteriorda açmak diz fleksiyonunda greftin aşırı gerilmesine neden olur. Bu da hem dizde fleksiyon kaybına yol açar hem de fiksasyon yetmezliğine neden olabilir⁽¹¹⁸⁾. Tünelin daha posteriorda açılması ise grefte terminal ekstansiyon sırasında gerginliğe⁽¹¹⁸⁾, tam fleksiyonda laksiteye neden olur. Tünelin doğrultusu sağ dizde saat 11, sol dizde saat 1 yönünde olmalıdır. Saat 12 doğrultusunda açılan bir femoral tüneldeki greft anterior translasyonu engellese de rotasyonel stabilite sağlamaz ve diz fonksiyonel olarak instabil olur.

Tibial tünelin fazla anteriorda açılması greftin interkondiler çentik tavanında sıkışmasına ve buna bağlı greft yetmezliğine neden olur. Tünelin fazla lateralde açılması ise çentiğin lateral duvarında sıkışmaya yol açar. Posterior bir tünel yerleşimi ise vertikal bir greft duruşu sağlar ve anterior stabiliteyi artırır. Doğal ÖÇB'nin tibiaya yapışma noktasının diz boyutlarından bağımsız olarak AÇB'nin 7 mm anteriorunda olduğu ve tünel çıkışının bu noktada olmasının greft sıkışmasını engelleyeceği gösterilmiştir⁽¹¹⁹⁾. Tibial tünel çıkış noktasının anteroposterior plandaki uygun yerinin belirlenmesi açısından lateral menisküsün anterior boynuzunun posterior kenarı güvenilir bir görsel referans olarak kullanılabilir. Koronal planda ise lateral sıkışmaya engel olmak için tünel ağzı interkondiler çentiğin orta noktasının hemen medialinde kalmalıdır.

Tibial tünelin anterior tibial korteksteki giriş noktası da tünelin intraartiküler yerleşimi kadar önemlidir. Tünel, patellar tendonun medial liflerine zarar vermeyecek ve kemik tünel ile eklem yüzeyi arasında yeterli miktarda kemik doku bırakacak bir pozisyonda yerleşmelidir. Tünelin koronal plandaki doğrultusu öngörülen femoral tünel ile aynı olmalıdır. Bu sayede tibial tünelin intraartiküler ağzının greft üzerinde yaratacağı kesme etkisinin en aza indirgenmesi amaçlanır.

Tibial tünelin sagittal plandaki açısı kemik tünelin uzunluğunu belirler. Uygun tünel uzunluğu kemik-patellar tendon-kemik greftinin tespitinde önemlidir. Greft-tünel uyumsuzluğunu engellemek için çeşitli yöntemler öne sürülmüştür. “N+7 kuralı”, uygun tünel açısını belirlemede yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir⁽¹²⁰⁾. Greftin tendon bölümünün uzunluğu mm cinsinden ölçülür ve 7 ile toplanır. Elde edilen değer derece cinsi olarak tibial tünelin sagittal plandaki açısını verir. Bu yöntem genellikle uygun bir tibial tünel açısı ve uzunluğu sağlasa da değişik varyasyonlarda greft-tünel uyumsuzlukları görülebilir. Bu durumda uyumsuzluğun etkilerini en aza indirmek için serbest kemik blok transferi, kemik blok çevrilmesi veya greft rotasyonu gibi yöntemler kullanılabilir.

Tibial tünelin intraartiküler çıkış noktasının sagittal plandaki konumu da ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrası diz fonksiyonları üzerinde etkili olmaktadır. Tibial tünel çıkış noktası anteriora doğru yer değiştirdikçe hem fleksiyon hem de ekstansiyon kaybının arttığı gösterilmiştir⁽¹²¹⁾. Çıkış noktasının tibianın anterior %25’lik bölümünde olduğu vakalarda kötü klinik sonuçlar elde edilmiştir⁽¹²²⁾. Tünel ağzının sagittal planda tibia platosunun anterior %25-%50’lik bölümünde olduğu vakalarda daha iyi klinik sonuçlar sağlanmıştır⁽¹²³⁾.

3.5.2.6. ÖÇB Rekonstrüksiyonu sonrası Tendon-Kemik İyileşmesi

ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrası greft dokusunun kemik tünele inkorpore olması ve bu sayede stabil bir greft-tünel iyileşmesi hedeflenmektedir. Tendon kemik iyileşmesi; kullanılan greftin türü, greftin fiksasyonu ve greftirilmesinde kullanılan yöntem, kemik tünelleri yerleşimi ve greftin tünel içindeki hareketi gibi birçok cerrahi ve postoperatif etkenden etkilenen karmaşık bir iyileşme sürecidir.

Greft implantasyonundan kısa süre sonra enflamatuar bir süreç başlar. Postoperatif dördüncü günde tendon-kemik arayüzeyinde nötrofil ve makrofajlar görülmeye başlar. Onuncu günde makrofajlar bölgeye yerleşmiştir. Bu hücrelerden salınan ve içlerinde transforming growth factor- β 'nın (TGF- β) da bulunduğu sitokinlerin etkisi ile kemik ve tendon doku arasında fibröz skar dokusu oluşur. Altıncı haftanın sonunda greft tümüyle sinovyal bir zarla sarılmış hale gelir; 20. haftada ise greftin intrinsik revaskülarizasyonu tamamlanmıştır. Greft revaskülarizasyonu infrapatellar yağ yastıkçığı, posterior sinovyal doku ve kemik tüneller içerisindeki endosteal damarlardan kaynak alır.

Bazı hayvan modellerinde kemik-patellar tendon-kemik greftlerin osseöz bölgelerinde greft nekrozu gösterilmiş olsa da greftin intraartiküler bölümü canlı kalır ve revaskülarize olur. Söz konusu parsiyel greft nekrozu yumuşak doku greftlerinde gerçekleşmemektedir.

Greft dokusunun intraartiküler bölümünün remodelasyonu büyük kolajen fibrillerinin küçük kolajen fibrilleri ile yer değiştirmesiyle karakterize bir süreçtir. ÖÇB'yi replase etmek için kullanılan bir tendon greftinde meydana gelen histolojik değişiklikleri tanımlamak için "ligamentizasyon" terimi önerilmiştir. Ligamentizasyon sürecinde tendon greftinin sahip olduğu kolajen tipi ve miktarı, glikozaminoglikan içeriği ve kolajen çapraz bağları açısından orijinal ÖÇB'ye benzer bir hal aldığı gösterilmiştir⁽¹²⁴⁾.

ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrası tendon-kemik iyileşmesinin gerçekleştiği ilk 6-12 hafta boyunca mekanik kuvvetlere karşı stabilize sağlayan etken greftin kemiğe fiksasyonudur. Bu süre zarfında tespit, günümüzde savunulan erken ve agresif fizyoterapinin oluşturduğu ve 450-500 N olabilen kuvvetlere karşı koyabilmelidir^(125,126). Tespit söz konusu yüklere karşı koyacak stabilizeyi sağlayamazsa fiksasyon yetersizliği görülebilir ve tendon kemik tünel içinde kayar. Bu da dizin laks ve instabil olmasına neden olur. Tespit yetersizliği daha çok tibial tarafta oluşmaya meyillidir^(127,128).

Biyolojik açıdan bakıldığında kemik-patellar tendon-kemik greftleri, kemik-kemik kaynaması nedeniyle yumuşak doku greftlerine göre daha avantajlı görünmektedir. Kemik-kemik kaynaması yumuşak doku greftlerindeki tendon-kemik iyileşmesine oranla daha hızlı gerçekleşir ve daha kuvvetlidir⁽¹²⁷⁾. 6 hafta sonunda greft güvenli bir biçimde kemik tünel

içinde fikse olur. Yumuşak doku greftlerinin iyileşmesi ise greft dokusunun konak kemik dokusuna inkorporasyonuna bağlıdır. Stabil bir iyileşme için 8-12 hafta gerekmektedir⁽¹²⁹⁾.

Kemik-patellar tendon-kemik greftlerin kemik tünel içinde interferans vidası ile tespiti sonrası fiksasyon yetmezliğine neden olacak kuvvetin 423-558 N olduğu belirlenmiştir⁽¹³⁰⁾. Aynı yöntemle fikse edilen yumuşak doku greftlerinde fiksasyon yetmezliğine neden olacak kuvvet ise 244-350 N'dir⁽¹³¹⁾.

Kemik tünel içerisinde daha fazla greft dokusunun bulunmasının ve greftin tünele daha sıkı bir biçimde oturmasının klinikte daha iyi bir iyileşme sağlayacağı düşünülmektedir. Ancak bu inancı destekleyecek bilimsel kanıtlar oldukça zayıftır. Bir hayvan modeli üzerinde yapılan çalışmada kemik tünel içerisindeki greft uzunluğu arttıkça 6. haftada ölçülen yetmezlik kuvvetinin de arttığı tespit edilmiş olsa da daha sonra yapılan bir başka hayvan deneyinde 5mm ve 15 mm uzunluğundaki tibial intraosseöz greft uzunluklarının 6. haftadaki biyomekanik ve histolojik özellikleri karşılaştırılmış ve aralarında bir fark tespit edilmemiştir.

Tünel çapı ile greft çapı arasındaki ilişkinin tendon-kemik iyileşmesi üzerindeki etkisi de bir hayvan modeli üzerinde araştırılmış ve 2 mm'ye kadar olan çap farkının biyomekanik ve histolojik açıdan bir farklılığa neden olmadığı bulunmuştur⁽¹²⁴⁾.

3.5.3. Rehabilitasyon

Rehabilitasyon protokollerinin sürekli yenilenmelerine ve farklılıklar göstermelerine rağmen temel amaçlar aynıdır. Hedef, normal diz eklem hareket açıklığını, kas gücünü ve stabilitesini sağlamak; bu sayede yeniden yaralanmaları önlemek ve sporcuyla yaralanma öncesi aktivite seviyesine döndürmektir.

Yumuşak doku grefti ile yapılan ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrasında koltuk değnekleri ile tam yük vermeye izin verilir. Kuadriseps set egzersizlerine, kontinü pasif harekete (KPH) ve düz bacak kaldırmaya derhal başlanır. İlk hafta tam ekstansiyonda kilitli tutulan dizden açılı ayarlı breysin kilidi birinci haftanın sonunda açılır ve fizik tedaviye başlanır. Breys ve koltuk değnekleri iyi bir kuadriseps kontrolü ve normal yürüme paternine erişilene kadar kullanılır

(yaklaşık 6 hafta). Sonrasında standart ÖÇB rehabilitasyon programına başlanır. Aktif spora dönüş greft iyileşmesine, dayanıklılığa ve çevikliğe bağlıdır.

Rehabilitasyon programı 6 fazdan oluşmaktadır. Birinci faz postoperatif 0.-6. haftaları kapsar ve greft fiksasyonunu korumak, enflamasyonu kontrol altında tutmak ve tam ekstansiyonu kazanmak üzerine odaklanmıştır. Breys birinci hafta boyunca, hastanın ambulasyonu sırasında ve uykuda kilitlenir, KPH sırasında kilit açılır. İlk haftadan sonra breysin kilidi ambulasyon ve uyku sırasında da açılır. Breys tam ekstansiyonda kilitliken düz bacak kaldırma egzersizleri yapılır. 60° ve 90° fleksiyonda izometrik kuadriseps egzersizleri yaptırılır.

İkinci faz 6.-8. haftaları kapsar. Bu fazda kuadriseps egzersizlerinin geliştirilmesi ve breysiz düz bacak kaldırma üzerinde yoğunlaşılır. Normal yürüme paternine erişilir ve açık kinetik zincir hamstring germelerine başlanılır. Breys ve koltuk değneklerinin kullanımı sonlandırılır.

Üçüncü faz 8. haftada başlar ve postoperatif 16. haftaya kadar sürer. Bu fazda amaç tam bir eklem hareket açıklığı sağlanması, gücün, dayanıklılığın ve proriosepsiyonun kazanılmasıdır. Kapalı kinetik zincir egzersizleri başlanılır.

Dördüncü faz postoperatif 16. ve 18. haftalar arasında uygulanır. Bu fazda güç, dayanıklılık ve proriosepsiyon geliştirilir. Kontralateral kuadrisepsin gücünün %65'i kadarına ulaşıldığında hafif koşulara başlanılır.

Beşinci faz 5. ve 6. Ayları kapsar. Bu dönemde ilgili spora yönelik fonksiyonel bir programa ve ileri-geri sprintlere başlanılır. Çeviklik antrenmanları yapılır.

Son fazda, hastanın yaralanma öncesi aktivite düzeyine dönmesi üzerine odaklanılır. Opere edilen tarafın kontralateral alt ekstremitte gücünün %90'ı kadarına ve tam eklem hareket açıklığına ulaşılmış olması, fonksiyonel programın tamamlanması ve efüzyonun mevcut olmaması koşulları sağlandığında hastanın aktif spora dönmesine izin verilir⁽¹³²⁾.

ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrasında uygulanan fizik tedavi ve egzersizler ÖÇB üzerine çeşitli büyüklüklerde çekme kuvvetleri uygularlar. Bu kuvvetler, diz eklemi üzerine hem yük verilmeyen ekstansiyon egzersizlerinde (oturur pozisyonda izokinetik ve izometrik diz ekstansiyonu) hem de yük verme egzersizlerinde (bacak presi ve çömelme egzersizleri gibi) diz fleksiyonunun 10° - 40° arasında olduğu pozisyonlarda en yüksek değerlere (150 N - 350 N) ulaşmaktadırlar^(133,134,135). Diz fleksiyonu 30 dereceden 60 dereceye doğru arttırıldığında egzersizlerin ÖÇB üzerinde neden olduğu tensil kuvvetler progresif olarak azalmaktadır⁽¹³³⁾. Altmış dereceden fazla diz fleksiyonunda ise ÖÇB üzerine yük binmemektedir^(134,135). Yani egzersiz sırasında ÖÇB yüklenmesinin minimuma indirgenmesi istenildiğinde egzersizler 50° - 100° arasındaki diz fleksiyon açılarında yapılmalıdır⁽¹³⁴⁾. Önemli bir bulgu olarak 10° - 50° arası diz fleksiyon derecelerinde yapılan yük vermeme egzersizlerinin aynı diz fleksiyon derecelerinde yapılan yük verme egzersizlerine oranla ÖÇB üzerinde daha büyük tensil kuvvetlere yol açtıkları gösterilmiştir⁽¹³³⁾.

Oturur pozisyonda yapılan ekstansiyon egzersizlerinde (diz fleksiyonu: 0° - 90°) ÖÇB üzerinde etkili olan tensil kuvvetin maksimum değerinin izokinetik diz ekstansiyonunda 349 N⁽¹³⁴⁾, izometrik diz ekstansiyonunda 254 N - 396 N⁽¹³⁴⁾, dinamik diz ekstansiyonunda ise 158 N⁽¹³⁶⁾ olduğu saptanmıştır.

İzometrik ve izokinetik diz fleksiyon egzersizlerinin ÖÇB üzerinde yarattığı çekme kuvvetleri de araştırılmıştır. Özellikle oturur pozisyonda yapılan fleksiyon egzersizlerinin ÖÇB üzerinde yüklenmeye neden olmadığı tespit edilmiş⁽¹³⁴⁾, bu bulgunun nedeni olarak da hamstring tendonlarının 90° diz fleksiyonunda tibia platosuna paralel uzanmaları ve kemiğin proksimalinde posteriora doğru bir çekme kuvveti oluşturmaları öne sürülmüştür.

Yürüme, merdiven çıkma ve çömelir pozisyondan ayağa kalkma gibi fonksiyonel aktivitelerin ÖÇB üzerine uyguladığı kuvvetler çeşitli çalışmalarda incelenmiştir. ÖÇB üzerine etki eden tensil kuvvetlerin maksimum değerleri düz zeminde yürüme sırasında 303 N-355 N^(137,138), merdiven çıkma sırasında 146 N⁽¹³⁸⁾, çömelir pozisyondan ayağa kalkma sırasında 111 N⁽¹³⁸⁾, koşarken tek bacak ile durma sırasında 1294 N⁽¹³⁹⁾ ve 60 cm'lik platform üzerinden iki ayak üzerine atlama sırasında 253 N⁽¹⁴⁰⁾ olarak ölçülmüştür.

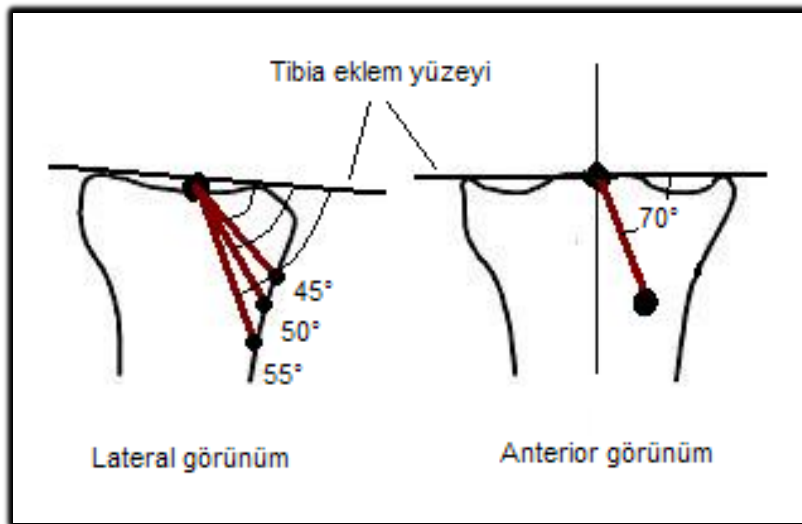
4. MATERYAL VE METOD

4.1. Tibiannın Hazırlanması

Çalışmamızda iki yaş yerli (Holstein, Simental ve Montofon cinsi) sağlıklı erkek sığırlardan sakrifiye edilmiş olan arka bacaklardan alınan 36 adet tibia kemiği ve 36 adet aşil tendonu taze olarak hazırlandı. Tibia eklem yüzünün 20 cm distalinden motorlu testere ile osteotomize edildi ve distal kısım uzaklaştırıldı. Tibia korteksindeki ve platosundaki tüm yumuşak dokular temizlendi. Kemikler üç gruba ayrılarak her grupta proksimal tibial eklem yüzü çıkış noktası (anterior tibial eminensia) ve koronal plandaki oryantasyonu aynı (70° ve kaudal-medialden kranyal-laterale) olacak şekilde farklı sagittal doğrultularda Smith&Nephew® ACUFEX Director drill kılavuzu üzerinden tibia 8 mm'lik drill ile oyma işlemi yapılarak tibial tüneller açıldı.

	Eklem Yüzü Çıkış Noktası	Koronal Planda Oryantasyon Açısı	Sagittal Planda Oryantasyon Açısı	Örnek Sayısı
Grup I	Anterior tibial eminensia	70°	45°	12
Grup II	Anterior tibial eminensia	70°	50°	12
Grup III	Anterior tibial eminensia	70°	55°	12

Tablo 4.1: Tibialarda açılan tibial tünellerin konum ve doğrultuları



Şekil 4.1: Tibialarda açılan tünellerin yerleşimi

Örneklerin herbirinde sistemin çekme deneyi cihazına montajını sağlayabilmek amacıyla tuberositas tibia üzerinden bir adet no:8 Schanz çivisi, tendon greftinin çekilmesinin planlandığı açığa paralel olacak şekilde tendon grefti ile aynı planda kalacak ve kemik tünele ulaşmayacak biçimde anteriordan posteriora doğru aplike edildi.

4.2.Tendon Greftinin Hazırlanması

Aşıl tendonu orta bölümünden bisturi yardımıyla tendon liflerine paralel olacak şekilde yapılan kesi ile 7 mm çapında ve 150 mm uzunluğunda 36 adet tendon grefti hazırlandı. Tendon greftleri hazırlanırken greft uçlarının saçaklanmamasına dikkat edildi. Greftin bir ucundan Ethibond Excel 2-0 (Ethicon®, polietilen) suture materyali ile Krackow dikişleri geçirildi.

Kemik ve tendon üzerinde gerçekleştirilen tüm girişimsel işlemler aynı araştırmacı tarafından yapıldı.

4.3.Tespit Yöntemi

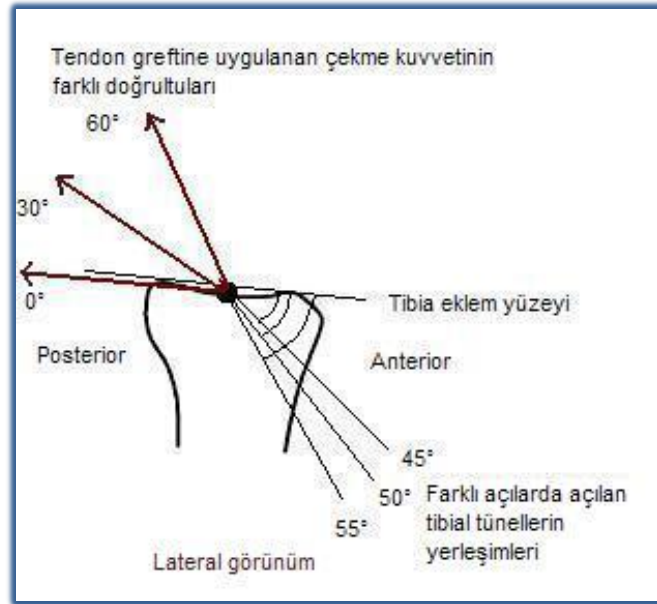
Herbir tibia kemiğinde taze sığır aşıl tendonundan hazırlanan tendon grefti tibial tünelden geçirildi. Tendonun distal ucu tibial tünel dış ağzında kemiğe bir adet U çivisi (Smith&Nephew® ligament staple, Titanyum) ile tespit edildi. Eklem yüzü tarafındaki tendon ucu serbest bırakıldı.

4.4.Çekme Deneyi Düzenegi

Çekme deneyi tendonun tibiaya tespitinden sonraki 24 saat içerisinde gerçekleştirildi. Deneyde çekme kuvvetinin uygulanması ve ölçülmesinde “Shimadzu AGS-J 10 Kn Table-Top Type Universal Tester” cihazı kullanıldı. Tendon greftinin tibianın eklem yüzü tarafındaki serbest ucu test cihazının üst mengenesine, tuberositas tibiaya aplike edilmiş olan Schanz çivisi cihazın alt menteşesine tutturularak tespit edildi. Düzenek, laboratuvar ortamında giderek artan kuvvetlerle 10 mm/dk çekme hızıyla çekme deneyine tabi tutuldu. Çekme deneyi sırasında aynı gruba dahil 12 tendondan 4 tanesi eklem yüzüne 0°, diğer 4 tanesi 30° ve kalan 4 tanesi 60° açılarda posterior veya posterosüperior doğrultularda çekildi.

Deney Grubu	Tibial Tünel Açısı	Çekme Kuvveti Doğrultusu
1 (n=4)	45°	0°
2 (n=4)	45°	30°
3 (n=4)	45°	60°
4 (n=4)	50°	0°
5 (n=4)	50°	30°
6 (n=4)	50°	60°
7 (n=4)	55°	0°
8 (n=4)	55°	30°
9 (n=4)	55°	60°

Tablo 4.2: Oluşturulan deney gruplarındaki örneklerin tibial tünel açıları ve uygulanan çekme kuvvetlerinin doğrultuları



Şekil 4.2: Deneyler için açılan tibial tünellerin (siyah) yerleşim açıları ve grefte uygulanan çekme kuvvetlerinin (kırmızı) doğrultuları

Üç farklı açıda açılan tibial tünele aplike edilmiş ve üç farklı açıda çekme kuvvetine maruz bırakılmış olan toplam 36 adet rekonstrükte tendonda yetmezliğin (kopma, sıyrılma) geliştiği yetmezlik kuvveti kaydedildi.



Şekil 4.3: Test cihazı ve çekme deneyi düzeneği

4.5.İstatistiksel Yöntem

Çekme deneylerinden elde edilen değerlerin minimum, maksimum ve ortalama değerleri ile standart sapma hesaplandı. Grup sayısı 2'den fazla olduğu ve vaka sayıları 20'den az olduğu için, nonparametrik test olan Kruskal-Wallis H Testi kullanıldı. Anlamlı fark çıkan grupların değerlendirilmesinde, bu farkın hangi gruplar arasında olduğunu anlamak amacıyla post hoc testler için Dunn Testi yapıldı.

Veri analizi için, Graphpad InStat 3.06 programı kullanıldı ve $P < 0.05$ değerler istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

5. BULGULAR

Örneklerin tamamında yetmezlik greftin U çivisinden sıyırılması şeklinde gerçekleşti ve greft kopması ya da kemik kırığı ile karşılaşmadı.

Örnek	Tünel Açısı	Çekme Açısı	Tünel Çapı (mm)	Greft Çapı (mm)	Yetmezlik Kuvveti (N)	Yetmezlik Tipi
1	45°	0°	8	7	205,36	U çivisinden sıyırılma
2	45°	0°	8	7	200,54	U çivisinden sıyırılma
3	45°	0°	8	7	198,12	U çivisinden sıyırılma
4	45°	0°	8	7	208,67	U çivisinden sıyırılma
5	45°	30°	8	7	157,71	U çivisinden sıyırılma
6	45°	30°	8	7	153,45	U çivisinden sıyırılma
7	45°	30°	8	7	164,11	U çivisinden sıyırılma
8	45°	30°	8	7	161,88	U çivisinden sıyırılma
9	45°	60°	8	7	153,18	U çivisinden sıyırılma
10	45°	60°	8	7	147,46	U çivisinden sıyırılma
11	45°	60°	8	7	157,32	U çivisinden sıyırılma
12	45°	60°	8	7	150,02	U çivisinden sıyırılma
13	50°	0°	8	7	217,67	U çivisinden sıyırılma
14	50°	0°	8	7	220,42	U çivisinden sıyırılma
15	50°	0°	8	7	218,89	U çivisinden sıyırılma
16	50°	0°	8	7	217,21	U çivisinden sıyırılma
17	50°	30°	8	7	163,12	U çivisinden sıyırılma
18	50°	30°	8	7	167,76	U çivisinden sıyırılma
19	50°	30°	8	7	161,54	U çivisinden sıyırılma
20	50°	30°	8	7	168,98	U çivisinden sıyırılma
21	50°	60°	8	7	146,1	U çivisinden sıyırılma
22	50°	60°	8	7	140,33	U çivisinden sıyırılma
23	50°	60°	8	7	142,85	U çivisinden sıyırılma
24	50°	60°	8	7	150,49	U çivisinden sıyırılma
25	55°	0°	8	7	247,82	U çivisinden sıyırılma
26	55°	0°	8	7	245,51	U çivisinden sıyırılma
27	55°	0°	8	7	242,66	U çivisinden sıyırılma
28	55°	0°	8	7	249,5	U çivisinden sıyırılma
29	55°	30°	8	7	171,43	U çivisinden sıyırılma
30	55°	30°	8	7	165,08	U çivisinden sıyırılma
31	55°	30°	8	7	173,97	U çivisinden sıyırılma
32	55°	30°	8	7	174,77	U çivisinden sıyırılma
33	55°	60°	8	7	144,56	U çivisinden sıyırılma
34	55°	60°	8	7	150,22	U çivisinden sıyırılma
35	55°	60°	8	7	139,86	U çivisinden sıyırılma
36	55°	60°	8	7	137,91	U çivisinden sıyırılma

Tablo 5.1: Çekme deneylerinde tespit edilen yetmezlik kuvveti değerleri ve yetmezlik tipleri

Gruplar	Tünel Açısı	Çekme Açısı	Ortalama Yetmezlik Kuvveti (N)	Örnek Sayısı	Standart Sapma
1	45°	0°	203	4	4,74
2	45°	30°	159	4	4,71
3	45°	60°	152	4	4,25
4	50°	0°	219	4	1,44
5	50°	30°	165	4	3,58
6	50°	60°	145	4	4,39
7	55°	0°	246	4	2,97
8	55°	30°	171	4	4,39
9	55°	60°	143	4	5,48
Toplam			178	36	34,82

Tablo 5.2: Farklı tünel açısı ve çekme doğrultusu açısı kombinasyonlarında ölçülen yetmezlik kuvvetlerinin ortalama değerleri

Tünel açısının 45° olduğu 1, 2 ve 3. gruplar birlikte değerlendirildiğinde, yetmezlik kuvveti açısından aralarında anlamlı fark tespit edildi ($P=0.01$). Gruplar kendi aralarında tek tek değerlendirildiğinde bu farkın 1. ve 3. gruplar arasında olduğu görüldü ($P<0.01$). 1. ve 2. grup arasında ve 2. ve 3. grup arasında anlamlı fark saptanmadı.

Tünel açısının 50° olduğu 4, 5 ve 6. gruplar birlikte değerlendirildiğinde, yetmezlik kuvveti açısından aralarında anlamlı fark tespit edildi ($P=0.007$). Gruplar kendi aralarında tek tek değerlendirildiğinde bu farkın 4. ve 6. gruplar arasında olduğu görüldü ($P<0.01$). 4. ve 5. grup arasında ve 5. ve 6. grup arasında anlamlı fark saptanmadı.

Tünel açısının 55° olduğu 7, 8 ve 9. gruplar birlikte değerlendirildiğinde, yetmezlik kuvveti açısından aralarında anlamlı fark tespit edildi ($P=0.007$). Gruplar kendi aralarında tek tek değerlendirildiğinde bu farkın 7. ve 9. gruplar arasında olduğu görüldü ($P<0.01$). 7. ve 8. grup arasında ve 8. ve 9. grup arasında anlamlı fark saptanmadı.

Çekme açısının 0° olduğu 1, 4 ve 7. gruplar birlikte değerlendirildiğinde, yetmezlik kuvveti açısından aralarında anlamlı fark tespit edildi ($P=0.007$). Gruplar kendi aralarında tek tek değerlendirildiğinde bu farkın 1. ve 7. gruplar arasında olduğu görüldü ($P<0.01$).

Çekme açısının 30° olduğu 2, 5 ve 8. gruplar birlikte değerlendirildiğinde, yetmezlik kuvveti açısından aralarında anlamlı fark tespit edildi (P=0.03). Gruplar kendi aralarında tek tek değerlendirildiğinde bu farkın 2. ve 8. gruplar arasında olduğu görüldü (P<0.05).

Çekme açısının 60° olduğu 3, 6 ve 9. gruplar birlikte değerlendirildiğinde, yetmezlik kuvveti açısından aralarında anlamlı fark olmadığı saptandı (P>0.05).

Genel olarak bakıldığında kemik tünel açısı sabit tutulduğunda tendon greftinin çekilme doğrultusu fleksiyona doğru yer değiştirdikçe greftin U çivisi altından sıyrılması için gerekli olan kuvvetin artma eğiliminde olduğu görüldü.

Çekme açısı 0° veya 30° açılarda sabit tutulduğunda ise yetmezlik kuvvetinin tünel açısının 55° olduğu örneklerde tünel açısının 45° olduğu örneklere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu görüldü. Çekme açısının 60° olduğu örneklerde ise tünel açısının değeri yetmezlik kuvvetinde istatistiksel anlamlı bir etkiye sahip değildi.

	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6	Grup 7	Grup 8	Grup 9
Grup 1		P>0.05	P<0.01	P>0.05			P<0.01		
Grup 2	P>0.05		P>0.05		P>0.05			P<0.05	
Grup 3	P<0.01	P>0.05				P>0.05			P>0.05
Grup 4	P>0.05				P>0.05	P<0.01	P>0.05		
Grup 5		P>0.05		P>0.05		P>0.05		P>0.05	
Grup 6			P>0.05	P<0.01	P>0.05				P>0.05
Grup 7	P<0.01			P>0.05				P>0.05	P<0.01
Grup 8		P<0.05			P>0.05		P>0.05		P>0.05
Grup 9			P>0.05			P>0.05	P<0.01	P>0.05	

Tablo 5.3: Örnek gruplarında ölçülen yetmezlik kuvvetleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında elde edilen P değerleri

6. TARTIŞMA

Ön çapraz bağ rüptürü; kronik diz instabilitesine, eklem kıkırdağı dejenerasyonuna ve menisküs yırtıklarına yol açabilen, tedavi edilmez ise diz osteoartriti ile sonuçlanabilen bir yaralanmadır. Ön çapraz bağın rekonstrüksiyonu günümüzde yaygın olarak kullanılan bir prosedür haline gelmiştir ve iyi-mükemmel sonuçlar bildirilmiştir⁽¹³²⁾. ÖÇB rekonstrüksiyonu hamstring tendon otogreftleri, kemik-patellar tendon-kemik otogreftleri, kuadriseps tendon otogreftleri veya allogreftlerin kullanıldığı tek tünel veya çift tünel teknikleri gibi değişik tekniklerle uygulanabilmektedir. Cerrahinin ve cerrahi sonrasında uygulanan egzersiz programının amacı, normal diz eklem hareket açıklığını, kas gücünü ve stabilitesini sağlamak; bu sayede yeniden yaralanmaları önlemek ve hastayı yaralanma öncesi aktivite seviyesine döndürmektir.

Sağlıklı bir erişkinde doğal ÖÇB'nin nihai mukavemet kuvveti yaklaşık 2000 N kadardır ve rekonstrükte edilen ÖÇB'nin de aynı mukavemet kuvvetine sahip olması gerekmektedir⁽¹⁴¹⁾. Ancak cerrahi sonrasında yumuşak doku greftinin kemiğe tutunması belirli bir süre alır ve ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrası tendon-kemik iyileşmesinin gerçekleştiği ilk 6-12 hafta boyunca mekanik kuvvetlere karşı mukavemet sağlayan asıl etken greftin kemiğe fiksasyonudur^(125,126). Bu nedenle cerrahi sonrası ilk birkaç ay süresince greft ve greftin fiksasyon bölgeleri daha düşük kuvvetlerden zarar görebilirler⁽¹³³⁾. Bu nedenle de ameliyat sonrası rehabilitasyon programları bu durum göz önünde bulundurularak düzenlenmektedir.

Cerrahi sırasında tibial kemik tünel koronal ve sagittal planlarda farklı açılarda açılabilmekte, bu da tünel boyunu değiştirmektedir. Çalışmamızda 36 dana tibiasında farklı açılarda açılan tibial tüneller üzerinden uygulanan ve U çivisi ile tibiaya tespit edilen aşıl tendon greftlerinin üzerine etkiyen farklı doğrultulardaki çekme kuvvetlerinin tendon-kemik tespitinin nihai mukavemet kuvveti üzerindeki etkileri ile söz konusu tünel açıları ve çekme kuvveti doğrultularının bu nihai mukavemet kuvvetiyle olan ilişkisi araştırılmıştır ve ölçülen yetmezlik kuvvetleri postoperatif fizyoterapinin ÖÇB üzerinde yarattığı yüklenme kuvvetleri ile karşılaştırılmıştır. Bunun klinik önemi özellikle rekonstrüksiyon için elde edilen otogreftin boyunun kısa olduğu olgularda olabilir; tünel açısı değiştirilerek tünel boyu kısaltılabilir ve iyileşme için yeterli tünel içi tendon uzunluğu sağlanabilir.

Literatürde tibial kemik tünel açısının –özellikle koronal plandaki açının- intraosseöz greft uzunluğu, postoperatif diz eklem hareket açıklığı, tünel ağzının yüzey alanı ve greftin interkondiler çentikte sıkışması gibi parametreler yönünden incelendiği birçok çalışma bulunmasına rağmen sagittal plandaki kemik tünel açısının tespit yetmezlik kuvveti üzerine etkisi ile ilgili bir çalışma bulunamamıştır. Bu nedenle bulgularımızı literatürdeki bulgularla karşılaştırmak mümkün olmamıştır.

Çalışmamızda yumuşak doku tendon greftinin U çivisi ile tibiaya tespiti vasıtasıyla ÖÇB rekonstrüksiyon modellemesi yapılan örneklerde tendon-kemik tespitinde yetmezliğe neden olacak kuvvetin maksimum değerinin 248 N (tünel açısı: 55°, çekme açısı: 0°), minimum değerinin 138 N (tünel açısı: 55°, çekme açısı: 60°), ortalama değerinin ise 178 N olduğu tespit edilmiştir.

Tünel açısının aynı olduğu örneklerde 0° çekme açısıyla çekilen greftlerin tespitinde yetersizliğe neden olan kuvvetlerin çekme açısının 60° olduğu örneklerde yetmezliğe neden olan kuvvetlere göre istatistiksel olarak anlamlı olarak ($P<0.05$) daha büyük olduğu görülmüştür. Aynı şekilde tünel açısı sabit tutulduğunda çekme kuvvetinin doğrultusunun 0° olduğu durumlarda ölçülen yetmezlik kuvvetleri çekme açısının 30° olduğu durumlarda ölçülenlere göre, çekme açısının 30° olduğu durumlarda ölçülen yetmezlik kuvvetleri de çekme açısının 60° olduğu durumlarda ölçülen kuvvetlerden büyük bulunmuştur. Ancak çekme açısının 30° olduğu örnek grubunda ölçülen yetmezlik kuvvetleri ile 0° ve 60° açıyla çekme uygulanan gruplarda ölçülen kuvvetler arasındaki bu farklar istatistik olarak anlamlı değildir ($P>0.05$). Bu sonuçlardan yola çıkarak, belirli bir açıda açılmış olan tibial kemik tünel kullanılarak rekonstrükte edilen bir ÖÇB’de tendon greftinin tibiadaki tespit noktasından sıyrılması için üzerine etki etmesi gereken çekme kuvvetinin büyüklüğünün, kuvvetin doğrultusu fleksiyona gittikçe arttığı sonucuna varılabilir.

Çekme kuvveti doğrultusunun sabit tutulduğu durumlarda ise sonuçlar biraz farklı bulunmuştur. Çekme kuvveti doğrultusunun 0° veya 30° olduğu örneklerde tibial tünel 55° açıyla açıldığında yetmezlik için gerekli olan çekme kuvveti değerleri aynı çekme doğrultusunda tibial tünelin 45° açıyla açıldığı örneklerde saptanan değerlerden anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($P<0.05$). Aynı çekme doğrultularında (0° ve 30°) tibial tünelin doğrultusu 50° olduğunda ölçülen yetmezlik kuvveti değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olmasa da ($P>0.05$) 55° açıyla açılan tibial tünelde sahip örneklerde ölçülen

değerlerden düşük, 45° açıyla açılan tibial tünelle sahip örneklerde ölçülen değerlerden ise yüksek bulunmuştur.

Çekme kuvveti doğrultusunun 60° olduğu farklı tibial tünel açılına sahip örneklerde ölçülen yetmezlik kuvveti değerleri arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır (P>0.05).

Bu sonuçlar göz önünde bulundurulduğunda ÖÇB'nin tibia eklem yüzeyine olan açısının yaklaşık 60° olduğu⁽¹¹⁰⁾ dizin tam ekstansiyonu pozisyonunda tibial tünel açısının 45°, 50° veya 55° olmasının rekonstrükte edilmiş olan tendonun tibiaya fiksasyonunda yetmezliğe neden olacak kuvvetin büyüklüğüne bir etkisi olmadığı görülmektedir. Ancak diz ekleminde fleksiyon derecesi arttırıldıkça ve tendona etki eden çekme kuvveti doğrultusunun tibia eklem yüzeyi ile olan açısı küçüldükçe kemik tünelin tibia eklem yüzeyine daha geniş açı ile açılmış olması tendon-kemik fiksasyonunda yetmezlik için gereken kuvvetin daha büyük olmasına neden olarak fiksasyonu daha güvenilir kılmaktadır.

Klinik Çıkarımlar

Bulgularımız ameliyat sonrası fizyoterapi açısından değerlendirildiğinde yumuşak doku grefti ile yapılan ve tibiadaki tendon-kemik tespitinde U çivisi kullanılan ÖÇB rekonstrüksiyonlarından sonra ilk 6-12 hafta içerisinde yapılan egzersizlerde sagittal planda tibial tünelin tibia eklem yüzeyine olan açısının değerine bakılmaksızın ÖÇB'ye neredeyse hiç yük bindirmeyen 50°-60° ve üzeri diz fleksiyon açısındaki egzersizlerin⁽¹³³⁾ tümü güvenle uygulanabileceği kanısına varılabilir. İzokinetik ve izometrik diz ekstansiyonu egzersizlerinde ÖÇB'ye etki eden tensil kuvvetlerin değerlerinin⁽¹³³⁾ tibial tünelin eklem yüzü ile sagittal planda yaptığı açıdan bağımsız olarak çalışmamızda ölçülmüş olan tüm yetmezlik kuvvetlerinin üzerinde olması nedeni ile bu egzersizlerde dikkatli olunması ve postoperatif erken dönemde breys gibi bir destekleyicinin kullanılması önerilebilir.

Dinamik diz ekstansiyonu egzersizleri sırasında ise -özellikle diz fleksiyonunun 50°-60°'den az olduğu pozisyonlarda- tibial tünel açısı 45° olan bir vakada fiksasyonun nihai mukavemet kuvvetinin değeri söz konusu egzersizin ÖÇB üzerinde yarattığı çekme kuvvetinin değeri⁽¹³³⁾ karşısında tibial tünel açısı 55° olan bir vakadaki nihai mukavemet kuvveti değerine oranla daha düşük kalabilir. Yani dinamik diz ekstansiyonu egzersizleri sırasında tibial tünelin 45° olduğu vakalarda fiksasyon yetmezliği açısından daha dikkatli olunması gerekebilir.

Oturur pozisyonda (diz fleksiyonu 90° iken) yapılan izometrik ve izokinetik fleksiyon egzersizleri ise ÖÇB üzerinde yüklenme yaratmadıklarından tendon-kemik tespiti açısından güvenlidirler.

Çalışmamızda ölçülen yetmezlik kuvveti değerlerinin neredeyse tümü desteksiz yürümenin, koşmanın ve sıçramanın ÖÇB üzerinde yarattığı çekme kuvveti değerlerinin⁽¹³³⁾ altında ölçülmüştür. Bu noktadan yola çıkılarak postoperatif erken dönemde söz konusu aktivitelerin kemik-tendon fiksasyonunda yetmezliğe neden olabileceği sonucuna varılabilir.

Çalışmamız, yumuşak doku greftleri ve U çivisi fiksasyonu ile yapılan ÖÇB rekonstrüksiyonlarında farklı tibial tünel açılarının postoperatif erken dönemde uygulanan fizyoterapi sırasında fiksasyon bölgesine etki eden kuvvetler karşısında fiksasyonun stabilitesine olan etkileri üzerine bilgi sağlamaktadır. Ancak çalışmamızın in vitro bir hayvan modeli üzerinde yapılmış olması çalışmanın zayıf yönlerinden biridir. Çalışmada taze donmuş kemik ve tendon dokusu kullanılması gerektiğinden ve ülkemiz koşullarında yeterli sayıda taze donmuş insan kadavrası temini mümkün olmadığından hayvan dokusunun kullanılması tercih edilmiştir. Temininin ve saklanabilmesinin kolaylığı ve boyut olarak erişkin insan tibia ve tendonuna benzerliği nedeniyle iki yaş altı yerli dana tibia kemikleri ve aşil tendonları kullanılmıştır.

Ayrıca sadece tibial tünel açılarının değerlendirilmiş olması, femoral tünel konum ve doğrultusunun etkisinin incelenmemiş olması, çalışmamızın deneysel bir çalışma olması nedeniyle örnek sayısının kısıtlı olması, rotasyonel kuvvetlerin etkisinin deneye dahil edilmemiş olması ve fiksasyon yöntemi olarak sadece U çivisinin kullanılmış olması sebebiyle ulaşılan sonuçların klinik uygulamada geçerli olup olmadığının değerlendirilmesi açısından ileri çalışmaların yapılması gerekmektedir.

7. SONUÇLAR

ÖÇB rekonstrüksiyonunda tibial kemik tünelin tibia eklem yüzeyi ile yaptığı açı, postoperatif erken dönemde tendon-kemik tespitinin diz hareketleri sırasında ÖÇB üzerine etki eden çekme kuvvetleri karşısındaki stabilitesini doğrudan etkileyebilir.

Sonuçlarımız göz önüne alındığında öne sürülebilir ki;

Tibia eklem yüzeyi ile daha geniş açıda açılmış olan bir tibial tünele sahip ÖÇB rekonstrüksiyonları daha dar açıda açılmış tünele sahip olanlara göre diz eklemının fleksiyon pozisyonunda etki eden daha yüksek çekme kuvvetleri karşısında fiksasyon yetmezliği göstermektedirler.

Farklı açılarda açılmış tibial kemik tünellere sahip ÖÇB rekonstrüksiyonlarında diz eklemi tam ekstansiyonda iken fiksasyon yetmezliği yaratacak kuvvetlerin büyüklükleri arasında bir fark saptanmamıştır.

Tibia eklem yüzeyi ile kemik tünelin açısı sabit alındığında kuvvet doğrultusunun eklem yüzeyi ile yaptığı açı azaldıkça fiksasyon yetmezliği yaratmak için gerekli olan kuvvetin değeri artmaktadır.

Tibial tünel açısının fiksasyonun stabilitesi üzerindeki bu etkisi erken postoperatif dönemde uygulanan fizyoterapide uygulanan egzersizlerin bir kısmında önem arz ederken diğer bir kısmında önem sahibi değildir. Yumuşak doku grefti kullanılan ve tibial tendon-kemik tespiti U çivisi ile uygulanan ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrası erken dönemde desteksiz yürümenin, koşmanın ve diz fleksiyonunun 40°'den az olduğu izometrik ve izokinetik ekstansiyon egzersizlerinin ÖÇB üzerinde yaratacağı çekme kuvvetleri tibial tünel açısından bağımsız olarak fiksasyon yetmezliğine neden olabilir.

Diz fleksiyonunun 60°'den fazla olduğu dinamik ekstansiyon egzersizleri tibial tünel açısından bağımsız olarak fiksasyon yetmezliği açısından güvenli olmakla birlikte fleksiyonun 60°'den az olduğu pozisyonlarda yapılan dinamik ekstansiyon egzersizlerinde tibial tünel açısı küçüldükçe fiksasyon yetmezliği olasılığı artmaktadır.

Yük vermeden yapılan fleksiyon egzersizleri ise tibial tünel açısına bakılmaksızın kemik-tendon fiksasyonunda yetmezlik açısından güvenli olduğu söylenebilir.

KAYNAKLAR

1. Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. *Am J Bone Joint Surg.* 1980;62A:259–70.
2. Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC. Stiffness and laxity of the knee: the contributions of the supporting structures. *Am J Bone Joint Surg.* 1976;58A:583–93.
3. Freedman KB, D'Amato MJ, Nedeff DD, et al. Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a meta-analysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts. *Am J Sports Med.* 2003;31:2–11.
4. Beynnon BD, Johnson RJ, Fleming BC. Anterior cruciate ligament replacement: comparison of bone-patellar tendon-bone grafts with two-strand hamstring grafts. *Am J Bone Joint Surg.* 2002;84A:1503–13.
5. Bach BR, Tradonsky S, Bojchuk J, et al. Arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon autograft: five- to nine-year follow-up. *Am J Sports Med.* 1998;26:20–9.
6. Yunes M, Richmond JC, Engels EA, et al. Patellar versus hamstring in anterior cruciate ligament reconstruction: a meta-analysis. *Arthroscopy.* 2001;17:248–57.
7. Andersson C, Odensten M, Gillquist J. Knee function after surgical or nonsurgical treatment of acute rupture of the anterior cruciate ligament: a randomized study with a long-term follow-up period. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;264:255–63.
8. Angelini FJ, Albuquerque RFM, Sasaki SU, Camanho GL, Hernandez AJ. Comparative study on anterior cruciate ligament reconstruction: determination of isometric points with and without navigation. *Clinics (Sao Paulo).* 2010;65(7): 683–8.
9. Romanini E, D'Angelo F, De Masi S, Adriani E, Magaletti M, Lacorte E, Laricchiuta P, Sogliocca L, Morciano C, Mel A. Graft selection in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthopaed Traumatol.* 2010;11:211–19.
10. Phillips BB, *Arthroscopy of the Lower Extremity*, Canale ST, Beaty JH eds., *Campbell's Operative Orthopaedics*. 11th ed. Mosby Elsevier, Philadelphia; 2008. p. 2811-921.
11. Girgis FG, Marshall JL, Monajem ARSA. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 1975;106:216–31.

12. Hollis JM, Takai S, Adams DJ, et al. The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (ACL): a kinematic study. *J Biomech Eng.* 1991;113:208–14.
13. Petersen W, Tillmann B. Structure and vascularisation of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat Embryol.* 1999;200:325–34.
14. Pauwels F. Eine neue Theorie über den Einfluss mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. Zehnter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. *Z Anat Entwicklungsgesch.* 1960;121:478–515.
15. Strocchi R, De Pasquale V, Gubellini P, et al. The human anterior cruciate ligament: histological and ultrastructural observations. *J Anat.* 1992;180:515–9.
16. Benjamin M, Evans EJ. Fibrocartilage. *J Anat.* 1990;171:1–15.
17. Koch S, Tillman B. The distal tendon of biceps brachii. Structure and clinical correlations. *Ann Anat.* 1995;177:467–74.
18. Neurath MF, Stofft E. Structure and function of matrix components in the cruciate ligaments: an immunohistochemical, electron-microscopic, and immunoelectron-microstudy. *Acta Anat.* 1992;145:387–94.
19. Kennedy JC, Weinberg HW, Wilson AS. The anatomy and function of the anterior cruciate ligament as determined by clinical and morphological studies. *Am J Bone Joint Surg.* 1974;56A:223–5.
20. Amis AA, Dawkins GP. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *Br J Bone Joint Surg.* 1991;73(2):260-7.
21. Anderson AF, Dome DC, Gautam S, et al. Correlation of anthropometric measurements, strength, anterior cruciate ligament size, and intercondylar notch characteristics to sex differences in anterior cruciate ligament tear rates. *Am J Sports Med.* 2001;29:58–66.
22. Beynon BD, Johnson RJ. Relevant biomechanics. In: DeLee JC, Drez D, editors. *Orthopaedic sports medicine.* Philadelphia: WB Saunders; 1994. p. 1113–33.
23. Furia JP, Lintner DM, Saiz P, et al. Isometry measurements in the knee with the anterior cruciate ligament intact, sectioned, and reconstructed. *Am J Sports Med.* 1997;25:346–52.
24. Smith BA, Livesay GA, Woo SL-Y. Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clin Sports Med.* 1993;12:637–70.

25. Hefzy MS, Grood ES, Noyes FR. Factors affecting the region of most isometric femoral attachments. Part II: the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1989;17:208–16.
26. O'Connor J, Shercliff T, Fitzpatrick D, et al. Geometry of the knee. In: Daniel D, editor. *Knee ligaments: structure, function, injury, and repair.* New York: RavenPress; 1990. p. 163–99.
27. Hefzy MS, Grood ES. Sensitivity of insertion locations on length patterns of anterior cruciate ligament fibers. *J Biomech Eng.* 1986;108:73–82.
28. Frank CB, Jackson DW. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Am J Bone Joint Surg.* 1997;79A:1556–76.
29. Martelli S, Joukhadar A, Zaffagnini S, et al. Fiber based anterior cruciate ligament model for biomechanical simulations. *J Orthop Res.* 1998;16:379–85.
30. Bach JM, Hull ML. Strain inhomogeneity in the anterior cruciate ligament under application of external and muscular loads. *J Biomech Eng.* 1998;120:497–503.
31. Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, et al. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *Am J Bone Joint Surg.* 1990;72A:557–67.
32. Beynon BD, Howe JG, Pope MH, et al. Anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int Orthop.* 1992;16:1–12.
33. Wascher DC, Markolf KL, Shapiro MS, et al. Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part I: the effect of multiplane loading in the intact knee. *Am J Bone Joint Surg.* 1993;75A:377–86.
34. Beynon BD, Fleming BC. Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work. *J Biomech.* 1998;31:519–25.
35. Beynon BD, Pope MH, Wertheimer CM, et al. The effect of functional knee-braces on strain on the anterior cruciate ligament in vivo. *Am J Bone Joint Surg.* 1992;74A:1298–312.
36. Fleming BC, Beynon BD, Renstrom PA, et al. The strain behavior of the anterior cruciate ligament during stair climbing: an in vivo study. *Arthroscopy.* 1999;15:185–91.
37. More RC, Karras BT, Neiman R, et al. Hamstrings—an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. *Am J Sports Med.* 1993;21:231–7.

38. Torzilli PA, Deng X, Warren RF. The effect of joint compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee. *Am J Sports Med.* 1994;22: 105–12.
39. Almekinders LC, Chiavetta JB. Tibial subluxation in anterior cruciate ligament deficient knees: implications for tibial tunnel placement. *Arthroscopy.* 2001;17:960–2.
40. Fleming BD, Renstrom PA, Beynon BD, et al. The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *J Biomech.* 2001;34:163–70.
41. Li G, Rudy TW, Allen C, et al. Effect of combined axial compressive and anterior tibial loads on in situ forces in the anterior cruciate ligament: a porcine study. *J Orthop Res.* 1998;16:122–7.
42. Butler DL. Anterior cruciate ligament: its normal response and replacement. *J Orthop Res.* 1989;7:910–21.
43. Shoemaker SC, Daniel DM. The limits of knee motion. In vitro studies. In: Daniel D, editor. *Knee ligaments: structure, function, injury and repair.* New York: Raven Press Ltd.; 1990. p. 153–61.
44. Beynon BD, Johnson RJ, Fleming BC, et al. The effect of functional knee bracing on the anterior cruciate ligament in the weightbearing and nonweightbearing knee. *Am J Sports Med.* 1997;25:353–9.
45. Fu FH, Bennett CH, Lattermann C, et al. Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: biology and biomechanics of reconstruction. *Am J Sports Med.* 1999;27:821–30.
46. Takai S, Woo SL-Y, Livesay GA, et al. Determination of the in situ loads on the human anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 1993;11:686–95.
47. Woo SL, Hollis M, Adams DJ, et al. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med.* 1991;19:217–25.
48. Sakane M, Fox RJ, Woo SL, et al. In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res.* 1997;15(2):285-93.
49. Burks RT, Leland R. Determination of graft tension before fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 1988;4:260–6.
50. Ahmed AM, Hyder A, Burke DL, et al. In-vitro ligament tension pattern in the flexed knee in passive loading. *J Orthop Res.* 1987;5:217–30.

51. Berns GS, Hull ML, Patterson HA. Strain in the anteromedial bundle of the anterior cruciate ligament under combination loading. *J Orthop Res.* 1992;10: 167–76.
52. Matsumoto H, Suda Y, Otani T, et al. Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability. *J Orthop Sci.* 2001;6:28–32.
53. Danto MI, Woo SL-Y. The mechanical properties of skeletally mature rabbit anterior cruciate ligament and patellar tendon over a range of strain rates. *J Orthop Res.* 1993;11:58–67.
54. Markolf KL, Wascher DC, Finerman GAM. Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part II: the effect of section of the posterolateral structures. *Am J Bone Joint Surg.* 1993;75A:387–94.
55. Shapiro MS, Markolf KL, Finerman GAM, et al. The effect of section of the medial collateral ligament on force generated in the anterior cruciate ligament. *Am J Bone Joint Surg.* 1991;73A:248–56.
56. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. *Br J Sports Med.* 2007 Aug;41 Suppl 1:i47-51. Review.
57. Arendt E, Dick R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *Am J Sports Med.* 1995;23(6):694–701.
58. Bjordal JM, Arnly F, Hannestad B, et al. Epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *Am J Sports Med.* 1997;25(3):341–5.
59. Ferretti A, Papandrea P, Conteduca F, et al. Knee ligament injuries in volleyball players. *Am J Sports Med.* 1992;20:203–7.
60. Harmon KG, Ireland ML. Gender differences in noncontact anterior cruciate ligament injuries. *Clin Sports Med.* 2000;19(2):287–302.
61. Huston LJ, Greenfield ML, Wojtys EM. Anterior cruciate ligament injuries in the female athlete. Potential risk factors. *Clin Orthop Relat Res.* 2000;(372):50–63.
62. Huston LJ, Vibert B, Ashton-Miller JA, et al. Gender differences in knee angle when landing from a drop-jump. *Am J Knee Surg.* 2001;14(4):215–20.
63. Shultz SJ, Schmitz RJ, Nguyen AD, Chaudhari AM, Padua DA, McLean SG, Sigward SM. ACL Research Retreat V: an update on ACL injury risk and prevention, March 25-27, 2010, Greensboro, NC. *J Athl Train.* 2010 Sep-Oct;45(5):499-508.

64. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res.* 1995;13(6): 930–5.
65. Cerulli G, Benoit DL, Lamontagne M, Caraffa A, Liti A. In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003;11(5):307–11.
66. Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21(9):977–83.
67. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Steadman RJ. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18(7):662–9.
68. Schmitz RJ, Kulas AS, Perrin DH, Riemann BL, Shultz SJ. Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22(6):681–8.
69. Benjaminse A, Habu A, Sell TC, et al. Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008;16(4):400–7.
70. Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *Am J Sports Med.* 2005;33(7):1022–9.
71. Kernozek TW, Torry MR, Iwasaki M. Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *Am J Sports Med.* 2008;36(3):554–65.
72. McLean SG, Fellin R, Suedekum N, Calabrese G, Passerallo A, Joy S. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(3):502–14.
73. Orishimo KF, Kremenec IJ. Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. *J Appl Biomech.* 2006;22(4):245–54.
74. McLean SG, Samorezov JE. Fatigue-induced ACL injury risk stems from a degradation in central control. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(8):1661–72.
75. Borotikar BS, Newcomer R, Koppes R, McLean SG. Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23(1):81–92.

76. Houck JR, Duncan A, De Haven KE. Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks. *Gait Posture*. 2006;24(3):314–22.
77. Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23(3):313–9.
78. Chaudhari AM, Andriacchi TP. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. *J Biomech*. 2006;39(2):330–8.
79. McLean SG, Huang X, Van den Bogert AJ. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(8):863–70.
80. Sigward SM, Powers CM. Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22(7):827–33.
81. Chandrashekar N, Slauterbeck J, Hashemi J. Sex-based differences in the anthropometric characteristics of the anterior cruciate ligament and its relation to intercondylar notch geometry: a cadaveric study. *Am J Sports Med*. 2005;33(10):1492–8.
82. Chandrashekar N, Mansour JM, Slauterbeck J, Hashemi J. Sex-based differences in the tensile properties of the human anterior cruciate ligament. *J Biomech*. 2006;39(16):2943–50.
83. Hashemi J, Chandrashekar N, Mansouri H, Slauterbeck JR, Hardy DM. The human anterior cruciate ligament: sex differences in ultrastructure and correlation with biomechanical properties. *J Orthop Res*. 2008;26(7):945–50.
84. Chaudhari AM, Zelman EA, Flanigan DC, Kaeding CC, Nagaraja HN. Anterior cruciate ligament-injured subjects have smaller anterior cruciate ligaments than matched controls: a magnetic resonance imaging study. *Am J Sports Med*. 2009;37(7):1282–7.
85. Hashemi J, Chandrashekar N, Mansouri H, et al. Shallow medial tibial plateau and steep medial and lateral tibial slopes: new risk factors for anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med*. 2010;38(1):54–62.
86. Simon RA, Everhart JS, Nagaraja HN, Chaudhari AM. A case-control study of anterior cruciate ligament volume, tibial plateau slopes and intercondylar notch dimensions in ACL-injured knees. *J Biomech*. 2010 Jun 18;43(9):1702–7.
87. Everhart JS, Flanigan DC, Simon RA, Chaudhari AM. Association of noncontact anterior cruciate ligament injury with presence and thickness of a bony ridge on the anteromedial aspect of the femoral intercondylar notch. *Am J Sports Med*. 2010 Aug;38(8):1667–73.

88. Beynon BD, Bernstein I, Belisle A, et al. The effect of estradiol and progesterone on knee and ankle joint laxity. *Am J Sports Med.* 2005;33(9):1298–304.
89. Rosene JM, Fogarty TD. Anterior tibial translation in collegiate athletes with normal anterior cruciate ligament integrity. *J Athl Train.* 1999;34(2):93–98.
90. Scerpella TA, Stayer TJ, Makhuli BZ. Ligamentous laxity and noncontact anterior cruciate ligament tears: a gender based comparison. *Orthopedics.* 2005;28(7):656–60.
91. Shultz SJ, Sander TC, Kirk SE, Perrin DH. Sex differences in knee laxity change across the female menstrual cycle. *J Sports Med Phys Fit.* 2005;45(4):594–603.
92. Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, Arciero RA, St Pierre P, Taylor DC. Risk factors associated with non-contact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets. *Am J Sports Med.* 2003;31(6):831–42.
93. Jansson A, Saartok T, Werner S, Renstrom P. General joint laxity in 1845 Swedish school children of different ages: age- and gender specific distributions. *Acta Pediatr.* 2004;93(9):1202–6.
94. Rikken-Bultman DG, Wellink L, van Dongen PW. Hypermobility in two Dutch school populations. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol.* 1997;73(2):189–92.
95. Shultz SJ, Levine BJ, Nguyen A, et al. A comparison of cyclic variations in anterior knee laxity, genu recurvatum and general joint laxity across the menstrual cycle. *J Orthop Res.* 2010 Nov;28(11):1411-7.
96. Nguyen AD, Shultz SJ. Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37(7):389–98.
97. Trimble MH, Bishop MD, Buckley BD, Fields LC, Rozea GD. The relationship between clinical measurements of lower extremity posture and tibial translation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;17(4):286–90.
98. Hsu W, Fisk JA, Yamamoto Y, Debski RE, Woo SL. Differences in torsional joint stiffness of the knee between genders: a human cadaveric study. *Am J Sports Med.* 2006;34(5):765–70.
99. Markolf KL, Graff-Radford A, Amstutz HC. In vivo knee stability: a quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *Am J Bone Joint Surg.* 1978;60(5):664–74.
100. Sharma L, Lou C, Felson DT, et al. Laxity in healthy and osteoarthritic knees. *Arthritis Rheum.* 1999;42(5):861–70.

101. Shultz SJ, Shimokochi Y, Nguyen A, Schmitz RJ, Beynon BD, Perrin DH. Measurement of varus-valgus and internal-external rotational knee laxities in vivo, part II: relationship with anterior-posterior and general joint laxity in males and females. *J Orthop Res.* 2007;25(8):989–96.
102. Park HS, Wilson NA, Zhang LQ. Gender differences in passive knee biomechanical properties in tibial rotation. *J Orthop Res.* 2008;26(7): 937–44.
103. Schmitz RJ, Ficklin TK, Shimokochi Y, et al. Varus/valgus and internal/external torsional knee joint stiffness differs between sexes. *Am J Sports Med.* 2008;36(7):1380–8.
104. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 2000;23:573–8.
105. Shimokochi Y, Shultz SJ. Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train.* 2008 Jul-Aug;43(4):396-408.
106. Markolf KL, O’Neil G, Jackson SR, McAllister DR. Effects of applied quadriceps and hamstrings muscle loads on forces in the anterior and posterior cruciate ligaments. *Am J Sports Med.* 2004;32(5):1144–9.
107. Kanamori A, Woo SL, Ma CB, et al. The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: a human cadaveric study using robotic technology. *Arthroscopy.* 2000;16(6):633–9.
108. McMahon PJ, Kaplan LD. *Sports Medicine In: Skinner HB, Editor. Current Diagnosis and Treatment in Orthopedics.* 4th ed. International ed. California: McGraw-Hill; 2006. p.163-220.
109. Marx RG, Parker RD, Matava MJ, Sekiya JK. Cruciate and Collateral Ligament Injuries In: Lieberman JR, editor. *AAOS Comprehensive Orthopaedic Review.* Illinois: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2009. p.1113-29.
110. McNally EG. *Knee: Ligaments In: Vanhoenacker FM, Maas M, Gielen JL, editors. Imaging of Orthopedic Sports Injuries.* Antwerp: Springer; 2007. p. 283-306.
111. O’Donoghue DH. Surgical treatment of injuries to the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1960;18:11-36.
112. Sherman MF, Lieber L, Bonamo JR, et al. The long-term follow-up of primary ACL repair: Defining a role for augmentation. *Am J Sports Med.* 1991;19:243-55.

113. Kaplan N, Wickiewicz TL, Warren RF. Primary surgical treatment of ACL ruptures. *Am J Sports Med.* 1990;18:354-8.
114. Straub T, Hunter RE. Acute anterior cruciate ligament repair. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;227:238-50.
115. Meighan AA, Keating JF, Will E. Outcome after reconstruction of the anterior cruciate ligament in athletic patients. A comparison of early versus delayed surgery. *Br J Bone Joint Surg.* 2003 May;85(4):521-4.
116. Jackson DW, Grood ES, Goldstein JD, et al. A comparison of patellar tendon autograft and allograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in the goat model. *Am J Sports Med.* 1993;21:176-85.
117. Edwards TB, Guanche CA, Petrie SG, Thomas KA. In vitro comparison of elongation of the anterior cruciate ligament and single- and dual-tunnel anterior cruciate ligament reconstructions. *Orthopedics.* 1999;22:577-84.
118. Bylski-Austrow DI, Grood ES, Hefzy MS, et al. Anterior cruciate ligament replacements: A mechanical study of femoral attachment location, flexion angle at tensioning, and initial tension. *J Orthop Res.* 1990;8:522-31.
119. Morgan C, Kalmam V, Grawl D. Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 1995;11:275-88.
120. Miller MD, Hinkin DT. The N + 7 rule for tibial tunnel placement in endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 1996;12:124-6.
121. Romano VM, Graf BK, Keene JS, Lange RH. Anterior cruciate ligament reconstruction. The effect of tibial tunnel placement on range of motion. *Am J Sports Med.* 1993;21:415-8.
122. Avadhani A, Rao PS, Rao SK. Effect of tibial tunnel position on arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone grafts: a prospective study. *Singapore Med J.* 2010 May;51(5):413-7.
123. Uzümcügil O, Doğan A, Yalçinkaya M, Akman YE, Mumcuoğlu E, Azar N. Clinical importance of femoral and tibial tunnel localizations in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Eklem Hastalik Cerrahisi.* 2009;20(1):25-31.
124. Ekdahl M, Wang JH, Ronga M, Fu FH. Graft healing in anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008 Oct;16(10):935-47.
125. Frank CB, Jackson DW. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Am J Bone Joint Surg.* 1997;79:1556-76.

126. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, et al. Biomechanical consequences of replacement of the anterior cruciate ligament with a patellar ligament allograft. Part II: Forces in the graft compared with forces in the intact ligament. *Am J Bone Joint Surg.* 1996;78:1728-34.
127. Brown CH, Hecker AT, Hipp JA, et al. The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament grafts. *Am J Sports Med.* 1993;21:880-6.
128. Steiner ME, Hecker AT, Brown CH Jr, Hayes WC. Anterior cruciate ligament graft fixation: Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. *Am J Sports Med.* 1994;22:240-6.
129. Rodeo SA, Arnoczky SP, Torzilli PA, et al. Tendon healing in a bone tunnel: A biomechanical and histological study in the dog. *Am J Bone Joint Surg.* 1993;75:1795-803.
130. Caborn DNM, Urban WP Jr, Johnson DL, et al. Biomechanical comparison between bioscrew and titanium alloy interference screws for bone-patellar tendon-bone graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 1997;13:229-32.
131. Simonian PT, Sussmann PS, Baldini TH, et al. Interference screw position and hamstring graft location for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 1998;14:459-64.
132. Cha PS, West RV, Fu FH. Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Hamstring Autograft/Single and Double Bundle Techniques. In: ElAttrache NS, Mirzayan R, Harner CD, Sekiya JK, eds. *Surgical Techniques in Sports Medicine*, 1st ed. California: Lippincott William & Wilkins; 2007. p. 328-36.
133. Escamilla RF, Macleod TD, Wilk KE, Paulos L, Andrews JR. Anterior cruciate ligament strain and tensile forces for weight-bearing and non-weight-bearing exercises: a guide to exercise selection. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(3):208-20.
134. Toutoungi DE, Lu TW, Leardini A, Catani F, O'Connor JJ. Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000;15:176-87.
135. Heijne A, Fleming BC, Renstrom PA, Peura GD, Beynnon BD, Werner S. Strain on the anterior cruciate ligament during closed kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36:935-41.
136. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30:556-69.

137. Shelbourne KB, Torry MR, Pandy MG. Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37:1948-56.
138. Nagura T, Matsumoto H, Kiriyama Y, Chaudhari A, Andriacchi TP. Tibiofemoral joint contact force in deep knee flexion and its consideration in knee osteoarthritis and joint replacement. *J Appl Biomech.* 2006;22:305-13.
139. Shin CS, Chaudhari AM, Andriacchi TP. The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *J Biomech.* 2007;40:1145-52.
140. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:42-51.
141. Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med.* 1991;19:217-25.