

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

**ERİŞKİN DİZLERİNDE
ÖN ÇAPRAZ BAĞ ANTEROMEDİAL VE POSTEROLATERAL
DEMETLERİNİN ANATOMİLERİ VE DİZ BİYOMEKANİĞİNE
ETKİLERİ (KADAVRA ÇALIŞMASI)**

UZMANLIK TEZİ
DR. ERDEM EDİPOĞLU

İSTANBUL, 2007

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. Yüksel Tenekecioğlu olmak üzere tüm öğretim üyelerine,

Tez çalışmamın yürütülmesi ve derlenmesinde tecrübesi, bilgisini esirgemeyen ve desteğini her zaman hissettiğim Sayın Prof. Dr. Işık Akgün'e,

Eğitimim boyunca yetişmemde sabır ve hoşgörü ile her ihtiyacım olduğunda destek gördüğüm Sayın Op.Dr. Mehmet Can Ünlü'ye,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte her koşulda uyum içerisinde çalıştığım ve tez çalışmam sırasında da yardımlarını gördüğüm değerli asistan arkadaşlarıma,

Adli Tıp Kurumu'ndaki kadavra çalışmalarımızda her türlü özveriye göstererek bizlere yardımcı olan Dr. İbrahim Uzun'a,

Tez çalışmamızın istatistik sürecinde yardımlarını esirgemeyen Dr. Günay Can ve Dr. Ömer Uysal'a,

Tez çalışmam süresince sıkıntılarımı her zaman paylaşan ve destek olan eşim İpek'e,

Tez çalışmam sırasında bana büyük özveriyle yardım eden arkadaşım Fulya Üstünkan'a,

En çok da beni yetiştirip bu günlere getiren, maddi ve manevi destekleri ile her zaman yanımda olan sevgili aileme,

En içten teşekkürlerimi sunarım...

Dr. Erdem Edipoğlu

İstanbul, 2007

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ ve TARİHÇE.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	1
• Embriyoloji.....	1
• Makroanatomi.....	2
• Mikroanatomi.....	4
• İnervasyon.....	8
• Kanlanma.....	10
• Biyomekanik.....	11
3. MATERYAL VE METOD.....	18
4. BULGULAR.....	26
5. TARTIŞMA.....	32
6. SONUÇ.....	41
7. ÖZET.....	42
8. SUMMARY.....	43
9. KAYNAKLAR.....	45

ÖN ÇAPRAZ BAĞ ANTEROMEDİAL VE POSTEROLATERAL DEMETLERİNİN ANATOMİLERİ VE DİZ BİYOMEKANIĞINA ETKİLERİ (KADAVRA ÇALIŞMASI)

Ön çapraz bağın (ÖÇB) ilk anatomik tanımlamaları, milattan önce 3000 yılında Mısır papiruslerine yazılı olarak bulunmuştur. Hipokrat, ÖÇB hasarı ile alakalı diz subluksasyonu tanımlamıştır. Bağın adı, Claudius Galen tarafından “ligamenta genu cruciate” olarak konmuştur.

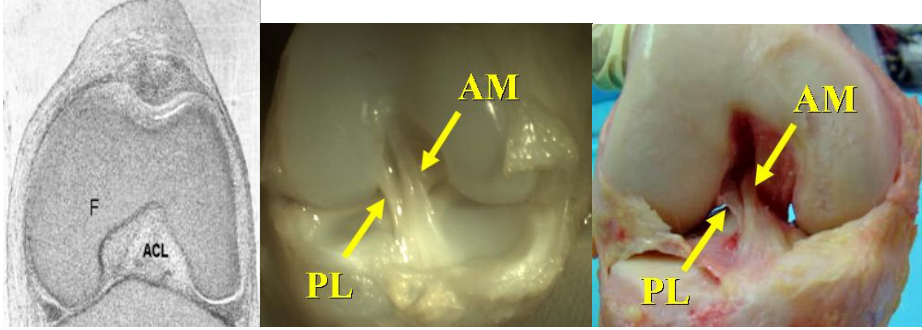
Son 25 yılda ön çapraz bağ, kas ve iskelet sisteminin en çok çalışılan yapılarından biri olmuştur. Makro ve mikroskopik anatomisi, biyomekaniği ve fonksiyonu, hasar mekanizması, klinik seyri ve tedavisi detaylıca incelenmiştir.

Ön çapraz bağ, anterior tibial translasyon ve rotasyona engel olması nedeniyle dizdeki önemli yapılardandır. Spor aktiviteleri sırasında en sık yaralanan bağlardan biridir. Ön çapraz bağ yırtıldığı zaman iyileşmez ve spor hekimliği alanında cerrahi rekonstruksiyon standart tedavidir. Rekonstruksiyonun amacı, dizin kinematiğini ve stabilitesini restore etmek ve ileride oluşabilecek dejeneratif değişiklikleri önlemektir. Bu bağlamda hasar mekanizmasını açıklayabilmek, kronik ÖÇB yetmezliği sonuçlarını anlamak ve cerrahi rekonstruksiyonu geliştirmek için ÖÇB'nin kompleks anatomisini, fonksiyonu ve biyomekaniğini anlamak kritik önem taşır.

EMBRIYOLOJİ

ÖÇB, gestasyonun 6.5 uncu haftasında , blastomada bir mezenkimal yoğunlaşma olarak ortaya çıkar. Diz eklemının posterior kapsuler yapısından orjinini alan mezenter benzeri sinoviyal katlantı ile çevrilidir. Böylece ÖÇB, intraartiküler yerleşimli olmakla beraber seyri

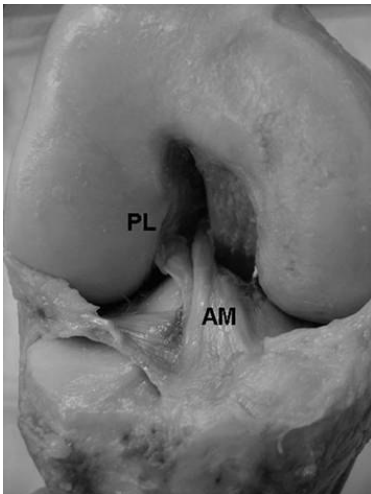
boyunca ekstrasinoviyal kalır. ÖÇB'nin anteromedial ve posterolateral demetleri intrauterin dönemde birbirine paralel seyrederken yürümeyle maruz kalınan aksiyel ve rotasyonel yüklenmeler neticesinde bu paralellik bozulur (şekil 1).



Şekil 1: Solda gestasyonun onuncu haftadaki fetus dizinde femur ve tibia arasında organize olan ÖÇB görüntüsü, ortada gestasyonun 22. haftasındaki paralel seyreden AM ve PL görüntüsü, sağda ise birbirini çaprazlayan erişkin AM ve PL görüntüsü (Dr.Freddie Fu'nun çalışmasından alınmıştır)

MAKROANATOMİ

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

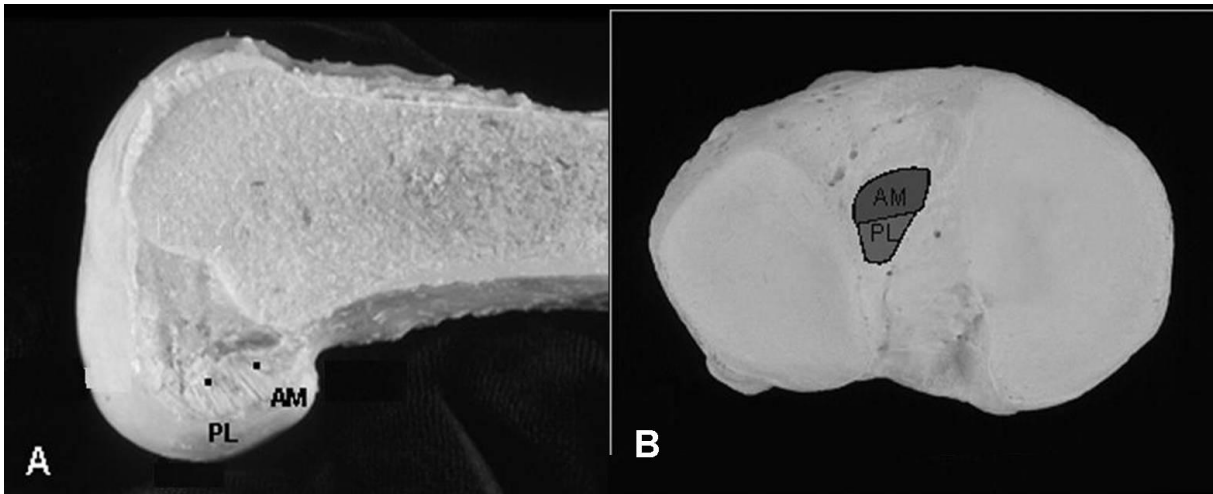


Şekil 2: Sağ dizin, patellar tendon ve çevre yumuşak dokular uzaklaştırıldıktan sonraki önden görünümü. Anteromedial (AM) ve posterolateral (PL) demetler ayrı ayrı görülmektedir.

Enine kesitinin şekli dairesel, eliptik veya başka bir geometrik şekle benzemez, düzensizdir. Bu şekil, fleksiyon derecesi ile değişir ama genellikle anteroposterior doğrultuda daha geniştir. Kesit alanı femurdan tibiaya doğru artar. Proksimalde 34mm², midproksimalde 33mm², orta seviyede 35mm², ortadistalde 38mm² ve distalde 42mm²'dir. ÖÇB lifleri tibia yapışma yerine yaklaşıncaya yelpaze şeklinde açılır. Tibianın medial eminensiası anterior ve lateralindeki çukura yapışır. Çukurun genişliği ortalama 11mm (8-12) ve anteroposterior uzunluğu 17mm(14-21)'dir. Yapışma yeri yakınlarında ÖÇB'nin bir miktar lifi 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.

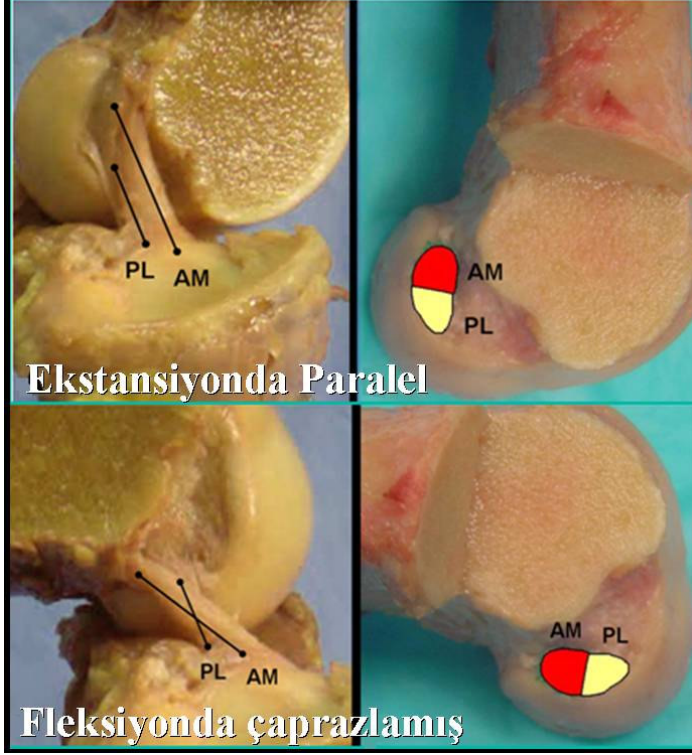
Girgis ve ark, fonksiyonel olarak ön çapraz bağı iki bölüme ayırmıştır, anteromedial demet (AM) ve posterolateral demet (PL)(37). Diğer yazarlar ön çapraz bağı anteromedial, posterolateral ve intermediate olmak üzere üç ayrı fonksiyonel demete ayırsa da ÖÇB fonksiyonunu anlamada iki demetli model genel olarak kabul görmüştür.

AM demet lifleri femoral yapışma yerinin en anterior ve proksimal kısmından başlar ve tibiada anteromediale yapışır. Buna mukabil PL demet lifleri femoral yapışma yerinin posterior ve distal kesiminden başlar ve tibial yapışma yerinin posterolateraline yapışır.



Şekil 3: AM ve PL demet femoral (A) ve tibial (B) yapışma yerleri

Diz ekstansiyonda iken ÖÇB lifleri sagittal olarak bakıldığında paralel seyrederek. Fleksiyon esnasında bağda longitudinal eksen üzerinde hafif bir lateral rotasyon olur ve Amd,bağın geri kalanı üzerinde dönmeye başlar. Bir demetin diğeri üzerindeki bu göreceli hareketi, ÖÇB'nin kemik yapışma yerlerinin oryantasyonundan dolayıdır.



Şekil 4: ÖÇB yapışma yerindeki oryantasyonundan dolayı ekstansiyonda paralel seyreden lifler, fleksiyonda birbirini çaprazlar

Fleksiyon ve ekstansiyon sırasında iki demet izometrik değildir, diz fleksiyonu esnasında farklı uzunluk değişimleri gösterirler. Hollis ve ark, (45) fleksiyonda AM demet'in uzadığı ve gerginleştiğini, PL demet'in ise kısaldığını ve gevşediğini göstermiştir.

MİKROANATOMİ

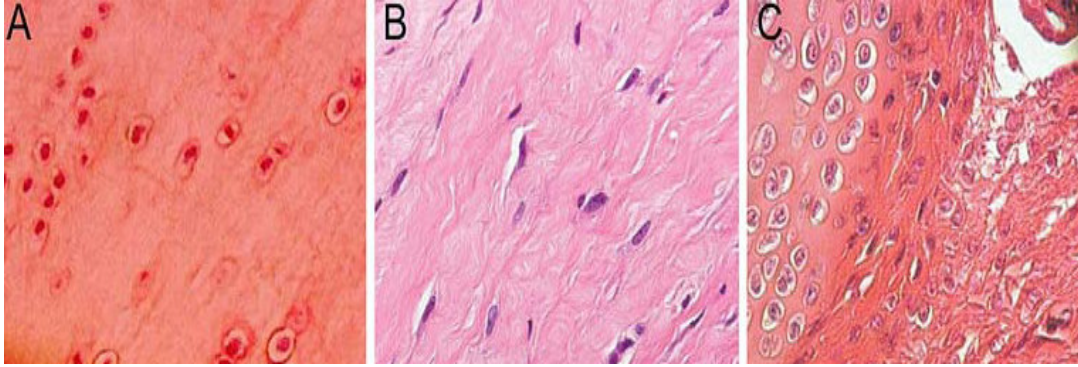
Mikroskopik olarak ÖÇB ikinde üç farklı bölge ayırılır:

- 1. proksimal kısım**, yuvarlak ve oval hücreden zengin, daha az sert, fusiform fibroblast, tip II kollajen ve fibronektin ve laminin gibi glikoprotein içerir.
- 2. orta kısım**, fusiform ve iğsi fibroblast içerir. Yoğun kollajen lifleri içeren, kırık kırık 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 koyarken, elastik lifler tekrarlayan maksimal stresi absorbe eder. Fusiform bölge olarak da adlandırılan bu orta bölgede fusiform ve iğsi fibroblastlar baskındır ve bağın orta ve proksimal ¼ kısımda yer alır. Fusiform hücre bölgesi çok sayıda longitudinal dizilimli, fuziform 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 kollajene sıkıca tutunur ve liflerin dalga şeklindeki kıvrımlarını takip eder. ÖÇB orta bölgesi yüksek kollajen yoğunluğu, düşük selülerite ve uzamış iğsi fibroblastlar içerir. ÖÇB, iç yan bağ veya tendondan farklı histolojik karaktere sahiptir ve daha çok kıkırdağa benzer.

3. distal kısım en sert kısımdır, kondroblast ve oval fibroblasttan zengindir. Düşük yoğunlukta kollajen demetleri içerir. Kollajenimsi demetlerin her iki yanında bulunan fibroblastlar yuvarlak ve oval olup 5-8 µm çapta ve 12-15 µm uzunluktadır ve eklem kıkırdağı hücrelerine benzer. Yüksek hücresel aktiviteyi gösteren çok sayıda seluler organelleri vardır. ÖÇB anterior kısmında tibial yapışma yerinin yaklaşık 5-10mm proksimalinde bağ, sinoviyal doku yerine yoğun fibroz doku ile sarılmıştır. Bu bölge, tam ekstansiyonda interkondiler fossanın ön kenarına sıkışan kısma tekabül eder. Bağ içindeki hücreler, kollajen lifleri arasında yuvarlak ve oval şekilli 3-15 hücreden ibaret şeritler halinde sıralanmaları ile kondrositlere benzerler. Bu kollajen demetleri bağdaki diğer bölgelerdekinden daha büyüktür (130-250 µm) ve birbirlerini kondrositlerle ayrılan keskin açılarla çaprazlarlar. Bu bölgede ÖÇB, kemiğe benzer mineralize fibrokartilajdan ibarettir. (74). Tesadüfi histogenezis (72) teorisine göre yoğun bağ dokusu içinde fibrokartilaj oluşumunu uyarıcı, aralıklı kompresyon ve makaslama güçleridir. ÖÇB anterior bölümündeki kompresyon stresine, diz tam ekstansiyonda iken ÖÇB'ye bir kemik makara gibi işlev gören

interkondiler fossanın ön kenarı sebep olabilir. Fonksiyonel olarak kondrosit dizileri içeren fibrokartilaj dokusu, tendonlarda, makaraları içinden geçtikleri yerlerde oluşur.



Şekil 5(a,b,c): ÖÇB'nin üç histolojik bölgesi. Yuvarlak ve oval hücreden zengin proksimal kısım (a), fuziform ve iğsi fibroblastlar ve yüksek yoğunlukta kollajen lifleri içeren orta kısım (b), oval fibroblast ve düşük yoğunlukta kollajen lifleri içeren distal kısım (c)

ÖÇB, diğer yumuşak bağ dokularına benzer bir mikroyapıya sahiptir. Temel birimi kollajen olan birçok fasikülden oluşur. Bu fasiküllerin boyutları 250 µm'den birkaç milimetreye kadar değişir ve paratenon denen bağ dokusu ile çevrilidirler. Herbir fasikül, epitenonla çevrili 3-20 subfasikülden oluşur. Subfasiküller ondüleli bir seyre sahiptir ve endotenon denen tip II kollajenden oluşan gevşek bağ dokusu ile çevrili subfasiküler birimlerden (100-250 µm) oluşur. Bu subfasiküler birimler kollajen fibrillerinden (25-250nm) müteşekkil liflerden (1-20 µm çapında) oluşurlar.

Strocchi ve ark iki tip fibril tanımlamıştır(85):

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

İkinci tip ise düzgün sınırlı 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'sını ise hücreler ve matriks komponentleri oluşturur.

ÖÇB matriksi dört farklı sistemden oluşur:

1. Kollajen: ÖÇB içinde üç farklı kollajen tipi bulunur.

Tip I kollajen, bağ ve tendonların major kollajenidir. ÖÇB’de tip I kollajen fibrilleri bağın uzun eksenine paralel dizilmiştir ve bağın gerilme gücünden sorumludur.

Tip II kollajen kıkırdağın tipik kollajenidir ve normalde bağlarda bulunmaz. Fakat ÖÇB’nin fibrokartilaj bölgesinde, özellikle tibial ve femoral yapışma yerlerinde bulunur. Bu kollajen, tip I kollajen içeren fibrillerin arasında dizilen kondrositlerin periselüler matrikslerinde bulunur. Bu bulgu, bağın bu kısmının basınca veya makaslama güçlerine maruz kaldığını gösterir. Nitekim, bağ ve tendonlar gibi bağ dokusu içinde tip II kollajen görülmesi, bu bölgenin basınca maruz kaldığının işaretidir. (12,50)

Tip III kollajen retiküler liflerin bir komponentidir. ÖÇB içinde tip III kollajen, tip I kollajen demetlerini bölen gevşek bağ dokusu içinde yer alır. Morfolojik olarak lifler ince, tek kenarlı ve 2 µm çaplı tip çaplı ve kaba, çok kenarlı ve 9 µm çaplı olarak ikiye ayrılır. Tip III kollajen ÖÇB içinde her yerde bulunur ama en yoğun olarak yapışma bölgelerindedir. Bağın esnekliği için önemlidir ve kollajenle bazal membranı birleştirerek damarların komşu matrikse girmesine de yardımcı olabilir(69). İyileşmenin erken fazında en çok sentezlenen kollajen tip III’tür. Tendon greftinden sonraki “ligamentizasyon” denen biçim değiştirme işleminde de artar.

Tip IV kollajen, tüm vasküler bazal membranlarda, özellikle ÖÇB’nin distal ve proksimal kısımlarında ve daha az olarak da az kanlanan orta kısımda bulunur(69).

Tip VI kollajen, tip III’üne 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 kanaklanabilir.

2- 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 yüksek oranda GAG içerir. Tendonlarda bulunandan 2-4 kat fazladır. Bu, ÖÇB'nin viskoelastik özelliklerini değiştirir ve bağı şok emici özellik katar.

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

4-Elastik komponentler: Bu grup oksitalan, ölanin, olgun elastik lifler ve elastik membranları içerir. Hareket esnasındaki 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 gergi kuvvetlerine karşı koyabilen eşsiz ve kompleks bir yapıdır. Bu özellik ve komplekslik, cerrahi rekonstrüksiyon sonrasında orjinal ÖÇB elde etmedeki güçlükleri izah edebilir.

İNERVASYON

ÖÇB, tibial sinirin posterior artiküler dallarından sinir lifleri alır. Bu lifler posterior eklem kapsülünden girerler ve bağı çevreleyen sinoviyal ve periligamentöz damarlar boyunca, infrapatellar yağ yastığına kadar anteriora giderler. Liflerin çoğu endoligamentöz damarlanma

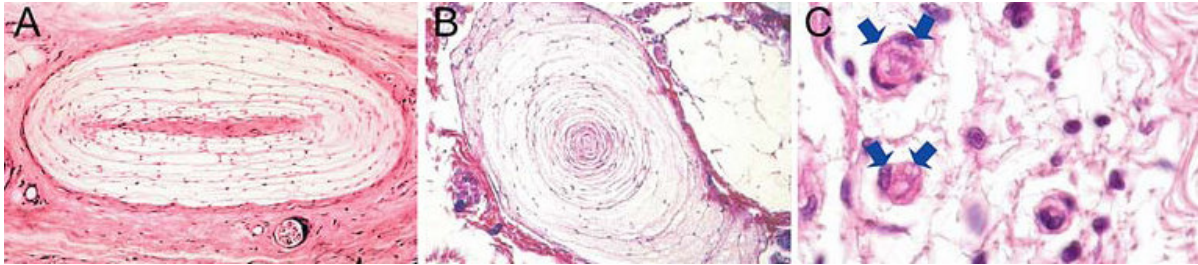
ile ilgilidir ve vazomotor fonksiyona sahiptir. Fakat daha küçük miyelinli (2-10 mikrometre çaplı) ve miyelinsiz (1 mikrometre çaplı) lifler damarlardan bağımsız seyrederek ve bağın fasikülleri arasında uzanırlar. Sinir liflerinin reseptörleri şunlardır:

Ruffini reseptörleri gergiliye duyarlıdır ve bağın yüzeyinde, özellikle deformasyonun en büyük olduğu femoral kısımda bulunur.

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

Golgi benzeri gergili reseptörleri bağın yapışma yerlerinde ve aynı zamanda sinoviyal membran altında bağın yüzeyinde bulunur.

Serbest sinir uçları ağrı reseptörü olarak işlev görür ama nöropeptid salgı vazodilatasyon yaparak lokal efektör görevi de yapar. Böylece normal doku homeostazisinde veya greftin geç biçimlendirilmesinde düzenleyici rolü olabilir.



Şekil 6: Ruffini reseptörleri (a) ve Vater-Pacini reseptörleri (b). Bu mekanoreseptörler propriosepsiyonda görev alır ve ligamandaki şekil değişiklikleri ile dizin postural değişiklikleri için afferent arkı sağlar. Serbest sinir uçları (c) vazodilatasyonlu nöropeptid salgı olarak lokal efektör işlevi görür.

Yukarıda bahsedilen mekanoreseptörlerin (Ruffini, Pacini ve Golgi benzeri reseptörler) proprioseptif fonksiyonu vardır ve dizin postural değişikliklerini bildirmede afferent ark oluştururlar. Bağdaki deformasyonlar, kas liflerinin uyarılmasını etkiler. Böylece ön çapraz bağdaki afferent sinir liflerinin aktivasyonu, diz çevresindeki kasların motor aktivitesini etkiler. Bu fenomene “ÖÇB refleksi” denir. ÖÇB yırtık kişilerde bu reflekste ve propriosepsiyonda kayıplar görülür.

KANLANMA:

Çapraz bağların kanlanması orta genikuler arterden sağlanır. Orta genikuler arter, popliteal arterin anterior kısmından dik açıyla çıkar. Genellikle femoral kondillerin proksimalinde superior genikular arterin hemen altında ve sural arterin hemen üstündedir. Ekstrakapsüler seyri boyunca popliteal boşluktaki yağ dokusu içine gömülüdür ve satellit venler ve posterior artiküler sinir beraberinde bulunur. 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, ÖÇB gibi interkondiler çentikte yerleşen yumuşak dokulara dallar verir. Daha geniş damarlar genellikle arka çapraz bağa bakan yüzeyde aşağı doğru seyreder.

Sinoviyal damarlar oblik ve longitudinal olarak ÖÇB boyunca sinoviyal membran altında ilerler. Tüm bağı çevreleyen periligamentöz bir damar ağı oluştururlar. Damarlar, sinoviyal kılıftan transvers olarak bağı penetre eder ve endoligamentöz damar ağı ile anastomoz yapar. Bu damarlar yapışma bölgesine kadar uzanamazlar; intraligamentöz damarlar yapışma yerinden femur ve tibiaya geçemezler.

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

BİYOMEKANİK:

ÖÇB, eklem stabilitesinde önemli rol oynar. Tibianın femura göre öne translasyonunu engellemede primer faktördür. Kronik ÖÇB yetmezliği olan dizlerde tibianın öne translasyonu normalin dört katına kadar çıkabilir(49).

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

ÖÇB, aynı zamanda özellikle tam ekstansiyonda iken internal rotasyonun engellenmesinde sekonder major önleyicidir. Ayrıca varus valgus ve eksternal rotasyon önlenmesinde de sekonder minor önleyicidir(4,5) Bu fonksiyonu, klinik olarak pivot shift testi ile muayene edilebilir.

İntakt ÖÇB'nin normal diz fonksiyonu üzerine etkisini bilmek, ÖÇB defekti olan dizlerin klinik seyri anlamada ve rekonstruksiyon tekniklerini değerlendirmede elzemdir.

Uzunluk ve izometri:

İlk görüşler, ÖÇB'nin içinde izometrik lifler bulunduğu yönündeydi fakat ideal izometrik yapılaşma bölgeleri bulunamamıştır. Bağın tümü değerlendirildiğinde, ÖÇB izometrik değildir(17,34). Diz hareket ettikçe ÖÇB liflerinin uzunluğu değişir. Takai ve ark ve Hollis ve ark(45,86), sıfırdan 90°'ye pasif fleksiyonla Amd uzunluğunun sırasıyla 3,3mm (%11) ve 3,6mm (%10) arttığını göstermişlerdir. PL demet uzunluğu ise sırasıyla 1,5mm (%6) ve 7,1mm (%32) azalmıştır. Böylece Amd fleksiyonda gerilirken PL demet gevşer (4,83). Amis ve Dawkins (4) tibial rotasyonun ÖÇB uzunluğuna anlamlı etkisi olmadığını fakat özellikle 30° fleksiyonda internal rotasyonun eksternal rotasyona göre bağı daha fazla uzattığını göstermişlerdir. Furia ve ark, tibial yapılaşma yeri merkezinden femoral yapılaşma yeri merkezi,

anterior, posterior, superior ve inferioru arasındaki uzunluk değişikliklerini ölçmüşlerdir (34). Merkezi liflerin ve femoral yapışma yerinin posterior ve inferiorundan gelen liflerin uzunluklarının 1mm'den az değiştiiğini gördüler. Anterior ve superiordan gelen lifler ise sırasıyla 8mm ve 2mm uzunluk değişimi gösterdiler.

Her ne kadar ÖÇB greftlerinin izometrik yerleştirilmesi ulaşılamayan ideal bir amaç olsa da, diz fleksiyona geldikçe tibiofemoral uzunluk değişimini minimale indirecek yapışma yerleri seçmek mümkündür(43,71). 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 önlenabilir.

Hefzy ve Grood (44), bağ uzunluğunun daha çok femoral yapışma yeri değişikliklerinden etkilendiğini göstermiştir. Tibial yapışma yerinin medial-lateral yönde oynatılması sadece küçük bir etki gösterirken 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 olur.

Furia ve ark, "fizyolojik izometri" kavramını öne sürmüştür. Klinik olarak intraoperatif ölçülen 2-3mm'lik uzama, diz hareketi esnasında orjinal ÖÇB deviasyon paternini koruduğu müddetçe kabul edilebilir olarak değerlendirilmiştir.

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 (30,62).

Genç kadavra diz eklemlerini kullanarak Takai ve ark, 0-90° arasında pasif fleksiyonda tüm ÖÇB üzerindeki in situ yüklerin 10 N'dan az olduğunu göstermişlerdir. 0° fleksiyonda

ortalama in situ yük $6 N \pm 2 N$, 30° 'de $8 N \pm 2 N$, 45° 'de $7 N \pm 2 N$ ve 90° 'de $6N \pm 2 N$ bulunmuştur. Kadavra (11,59) ve in vivo (15) ölçümler, AM demet ve PL demet üzerindeki gerginliğin $10-110^\circ$ pasif fleksiyon aralığında sıfır veya daha aşağı olduğunu göstermiştir. Ekstansiyona yakın, pasif hareket %2 veya daha az gergi kuvvetine neden olabilir. Bu nedenle, rekonstrakte edilmiş ÖÇB, tam ekstansiyon ile 110° fleksiyon aralığındaki pasif hareket esnasında emniyette olmalıdır (17). Eğer diz hiperekstansiyona veya 120° 'den fazla fleksiyona getirilirse, $100 N$ 'dan fazla güç ve % 8'e varan gerilimle karşılaşılabilir (11,59,90). $5-10^\circ$ hiperekstansiyon aralığında, ÖÇB üzerinde 50-240 N güç (59) ve AM demet ve PL demet üzerinde %1 ile %8 arasında değişen gerilim (11) ölçülmüştür. AM demet ve PL demet arasında belirgin gerilim farkı, sadece 120° fleksiyonda görülmüştür(11).

Kas Aktivitesi Esnasında Mekanik Özellikler

Kas aktivitesinin başlaması, diz kinematığını önemli ölçüde değiştirir (83). Kuadriseps kas gücü, ÖÇB gerilim seviyesi ve tibianın öne translasyonunu artırır, hamstring kasları ise ters etki eder.

Kuadriseps: İn vivo çalışmalar, tam ekstansiyon ile 40° fleksiyon arasındaki izometrik kuadriseps kasılması sırasında Amd üzerinde %2'den daha fazla gerilim göstermiştir (14,17,18). Fleming ve ark, merdiven çıkarken diz ekstansiyona geldikçe artan gerilim değerleri ölçmüştür (26). Beynon ve ark (15), diz 90° fleksiyonda tutulduğunda Amd geriliminde belirgin bir değişiklik bulmadılar. Kadavralarda Bach ve Hull (11), benzer sonuçlar göstermiştir. Kuadriseps gücünün etkileri, $90-120^\circ$ fleksiyonda sıfırken, tam ekstansiyonda %6'lık gerilim artışı şeklindedir.

Hamstring kasları: More ve ark(65), kadavra dizlerinde hamstring güçlerinin de eklenmesiyle diz fleksiyonu esnasında anterior tibial translasyonda ve tibianın iç rotasyonunda belirgin düşüşler olduğunu göstermişlerdir. Bach ve Hull (11), aynı anda hamstring uygulamasının, tek başına kuadriseps gücüne kıyasla gerilim seviyesinde azalmaya sebep olduğunu

göstermiştir. Bu nedenle hamstringler, kuadriseps aktivitesinin sebep olduğu artan ÖÇB gerilimini azaltma potansiyeline sahiptir ve ÖÇB rekonstruksiyonu sonrasındaki rehabilitasyonda kapalı zincir (beraber kasılma) kinetik egzersizlerinin yararını vurgulamaktadır (83).

Yük Taşıma Koşullarında Mekanik Özellikler: 1994 yılında Torzilli ve ark, ÖÇB defektli kadavra dizlerine kompresyon yükü veya kuadriseps güçleri uygulandığında tibianın femura göre “anterior nötral kayma”sından bahsetmişlerdir. En büyük kayma 30° fleksiyundayken ve kompresyon ve kuadriseps güçleri birlikte uygulanırken elde edildi. Güç ve kompresyon kombine edildiğinde anterior tibial translasyon üç katına çıktı ki bu ÖÇB’nin, kuadriseps kası aktif iken eksternal güçlerin ürettiği kompresif yüklenmeler sonucu tibianın öne translasyonuna direnmede belirgin bir rolü olduğunu göstermektedir.

Ayakta lateral grafilerde Almekinders ve Chiavetta (3), ÖÇB intakt ve hasarlı dizler arasında benzer sonuçlar gözlemlemişlerdir. Grafilerde ÖÇB hasarlı dizlerde tibianın 3.9mm gibi belirgin anterior translasyonu görülmüştür. Fleming ve ark, artroskopik menisektomi sonrasında intakt ÖÇB içine verici yerleştirmiştir. ÖÇB gerilimini yük taşır ve taşımaz durumdayken ölçmüşler. İlaveten, -90 N ile +130 N arasında anteroposterior doğrultuda makaslama kuvveti, her iki doğrultuda 10 Nm’yi bulan internal-eksternal rotasyon ve varus-valgus stresleri uygulanmış. Yük taşımaz durumdan yük taşır hale geçince % -2 ‘den % +2,1’e varan gerilim artışı gözlemlemişler. 40 N’dan az anterior makaslama yükleri ve tüm posterior güçler için yüktaşımaya 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 muhtemel sebebe bağlanabilir(28,89). Birincisi, fleksiyundayken kompresif güç vektörü dizin hareket

merkezinin posteriorundadır ve bu, ekstansor mekanizma tarafından kompanse edilmesi gereken bir moment yaratır. İkincisi ise, tibial platonun posterior inklinasyonu nedeniyle kompresif gücün tibiada öne kaymaya sebep olmasıdır. Klinik olarak bu sonuçlar, diz fleksiyona geldiğinde aksiyel kompresif yüklerin ÖÇB yaralanmasında rol oynayabileceğini düşündürmektedir(54).

ÖÇB'nin Eklem Stabilitesindeki Fonksiyonu: Bağların primer ve sekonder sınırlayıcı fonksiyonları Butler tarafından tanımlanmıştır(20). Eğer bağın rolü test edilen yerdeğiştirme 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 (17,82). Beynon ve ark (16,18) in vivo olarak intakt Amd'ye muhtelif alıcılar yerleştirmişlerdir. 30° fleksiyondayken hem yük taşıyan hem de taşımayan pozisyonda 50 N'dan fazla anterior yüklenmenin ÖÇB'de % 6'ya varan gerilim yarattığını görmüşlerdir.

Yük taşımayan koşullarda, kadavra çalışmalarında 30° fleksiyonda uygulanan anteroposterior yüklenmelere karşı ÖÇB'nin %82 ile % 89 arasında direnç gösterdiğini bulmuşlardır. Bu direnç, artan fleksiyon derecesiyle azalarak 90°de %74-85'e gerilemiştir (17,32,86,91). 100-110 N anterior tibial yüklenme ile ÖÇB in situ kuvveti 90° fleksiyonda 70 N iken 30° fleksiyonda 129 N'a çıkmıştır (80,86). Maksimum güçler hep 15-30° fleksiyon aralığında bulunmuştur. Kadavralarda ÖÇB kesimi sonrasındaki KT 1000 ölçümleri, 20° ile 25° fleksiyonda iken 6,3mm ile 6,7mm artmış anterior translasyon göstermiştir (19,82).

Anterior tibial yüklere karşı AM demet ve PL demet in situ güçleri ayrı ayrı çalışılmıştır. Sakane ve ark (80), 0° ile 45° fleksiyonda PL demetteki in situ kuvvetin AM demettekinden daha büyük olduğunu bulmuşlardır. PL demetteki in situ kuvvet, diz fleksiyon derecesi ve anterior doğrultulu tibial yüklerden belirgin olarak etkilenir. Fakat Amd in situ kuvvetleri

göreceli olarak sabit kalır ve diz fleksiyon derecesinden etkilenmez. Bach ve Hull (11) tam ekstansiyon ile 120° fleksiyon aralığında uygulanan izole anterior tibial kuvvet sonrasında AM demet ve PL demet arasında anlamlı bir fark bulmamışlardır. 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. Hollis ve ark (45), 0-90° fleksiyon aralığında anterior-posterior yüklenme altında AM demet, ara demet (Imd) ve PL demet uzunluklarındaki değişimi araştırmışlardır. 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 herbir demetin ayrı fakat eşit önemde rolü olduğunu ve bunun rekonstruksiyon esnasında değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir.

Sekonder Sınırlayıcı Olarak ÖÇB: Defalarca gösterilmiştir ki ÖÇB, özellikle diz tam ekstansiyona yakınken ağırlık taşır veya taşımaz durumlarda internal rotasyonun sekonder sınırlayıcısıdır (11,16,19,28,59,63,82). Fleming ve ark (28), in vivo olarak 0 ile 10 Nm internal tibial torkların ÖÇB'de gerilime yol açtığını göstermişlerdir. Beynnon ve ark (16) in vivo olarak göstermiştir ki oturur pozisyonda ve diz 30° fleksiyonda iken Amd, 2 Nm ve 6 Nm internal tork ile gerilmiştir. Kadavra dizlerinde AM ve PL demet gerilimleri, 15° ile 120° fleksiyon aralığında benzer bulunmuştur (22).

ÖÇB'nin eksternal rotasyon ve varus-valgus angulasyonuna sekonder sınırlayıcı olup olmadığı konusunda daha fazla fikir ayrılığı vardır (2,11,13,16,59). Beynnon ve ark (16), eksternal torkun Amd üzerinde hiç gerilim yaratmadığını in vivo olarak göstermiştir. Bach ve Hull (11), kadavra dizlerinde eksternal tork ile hiçbir demette gerilim bulamamışlardır. Berns ve ark (13), 30° fleksiyonda ne sadece valgus torkunun, ne sadece varus torkunun ne de sadece rotasyonel torkun Amd'de belirgin gerilim yaratabileceğini göstermişlerdir. Hollis ve

ark (45), valgus yüklenmesinin ÖÇB'nin tüm kısımlarında belirgin uzunluk artışı yarattığını fakat varus yüklenmesinin tutarlı ve anlamlı bir etkisi olmadığını bulmuşlardır. Valgus yüklenmesinin uzunluğa etkisi, tam ekstansiyondan 90° fleksiyona gittikçe artar. Posterolateral yapıları kestikten sonra Markolf ve ark (60), aksiyel yüklenme olmadan varus momenti ile ÖÇB geriliminde tüm fleksiyon derecelerinde artış kaydetmişlerdir. Medial kollateral bağ kesildikten sonra valgus momenti uygulanınca, ÖÇB gerilimi anlamlı olarak artmıştır (81). Yük taşırken, intakt dizlerde eksternal tork ve varus-valgus angulasyonu ile ÖÇB geriliminde anlamlı artış gözlenir (63).

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

ÖÇB, bu fonksiyonlarını eşsiz yapısal özellikleri sayesinde icra edebilir. Woo ve ark femur-ÖÇB-tibia gerilme özelliklerini test etmişlerdir. Genç örneklerde (22-35 yaş) yetmezlik için gereken yükün ve sertliğin sırasıyla 2160N ve 242 N/mm olduğu bulunmuştur. Ne var ki bu veriler yaşla (60-97 yaş) belirgin olarak 658N ve 180 N/mm'ye düşer.

MATERYAL VE METOD

Çalışmamızı artroskopik ve açık olmak üzere iki ayrı etapta yürüttük. Artroskopik olarak onüç kadavranın yirmialtı dizi çalışıldı. Tüm kadavralar tazeydi ve ölüm ile artroskopi arasındaki zaman 36 saati geçmedi. Hiçbir kadavrada çalışılan bölgede eksternal deformite, cerrahi skar veya hareket kısıtlılığı yoktu. On kadavra erkek, üçü ise kadındı. Yaşları 18 ile 45 arasında ve yaş ortalaması 33 idi.

Artroskopi öncesinde öne çekmece, pivot shift, lachman testleri ve KT-1000 cihazı ile 69N ve 89 N güç uygulanarak ölçümler yapıldı.



Şekil 7: Artroskopik kesi öncesi Lachman (solda) ve öne çekmece (sağda) testlerinin görüntüsü



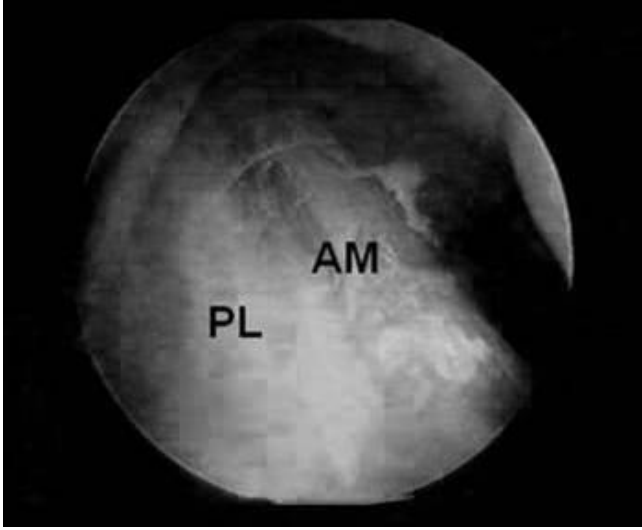
Şekil 8: Kesi öncesi pivot shift testi görüntüsü



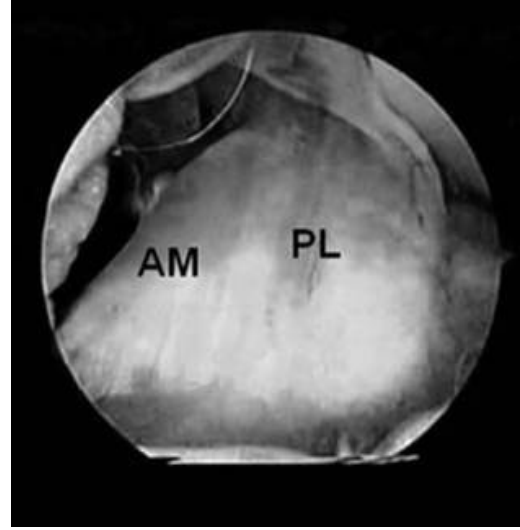
Şekil 9: Kesi öncesi KT-1000 cihazı görüntüsü

Klinik testler ve KT-1000 cihazı ölçümleri tamamlandıktan sonra artroskopiye geçildi. Standard anteromedial ve anterolateral artroskopi portalleri kullanıldı. Diagnostik artroskopi yapılarak herhangi bir intraartiküler patoloji (meniskal veya kondral hasar) arandı ve eğer

mevcutsa o kadavra çalışmadan çıkarıldı. Araya giren herhangi bir yapı veya ligamentum mucosum full radius shaver ile alınarak ÖÇB ve femoral çentiğin kesintisiz görüntüsü sağlandı. ÖÇB, artroskopik çengel ile incelendi, AM ve PL demetler tanımlandı ve her iki demet artroskopik olarak ayrı ayrı izole edildi (şekil 10-11).



Şekil 10: Kesi öncesi sağ diz AM ve PL demet görüntüsü



Şekil 11: Kesi öncesi sol diz AM ve PL demet görüntüsü

Daha sonra belirtilen portallerden girilerek düz ve çengel şeklindeki bistürilerle, sol dizlerde önce PL demet, sağ dizlerde ise önce AM demet kesildi (şekil 12-13).



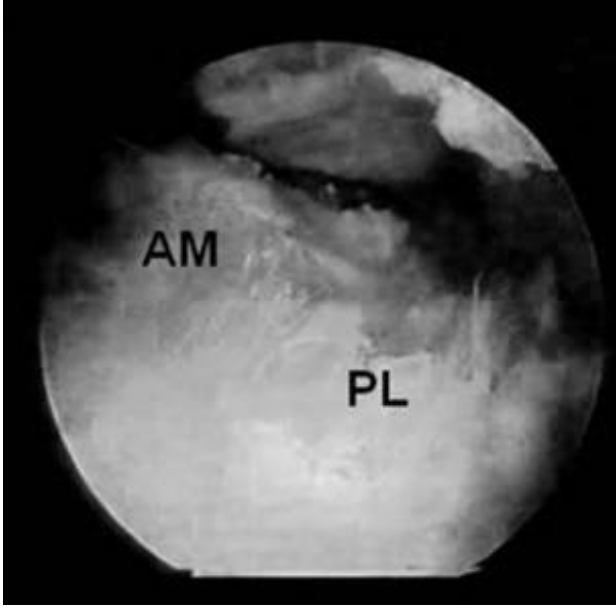
Şekil 12: Sağ dizde AM demet kesik, PL demet intakt



Şekil 13: Sol dizde PL demet kesik, AM demet intakt

Bu parsiyel kesilerden sonra artroskopiye ara verilerek kesi öncesi yapılan öne çekmece, pivot shift ve lachman testleri ile KT-1000 cihazı ölçümleri tekrarlandı. Testler yapıldıktan sonra

tekrar artroskopik olarak girildi ve diğ er demet de kesilerek ÖÇB'nin tamamı kesildi (ş ekil 14).



Ş ekil 14: Her iki demet de kesildikten sonra artroskopi görüntüsü

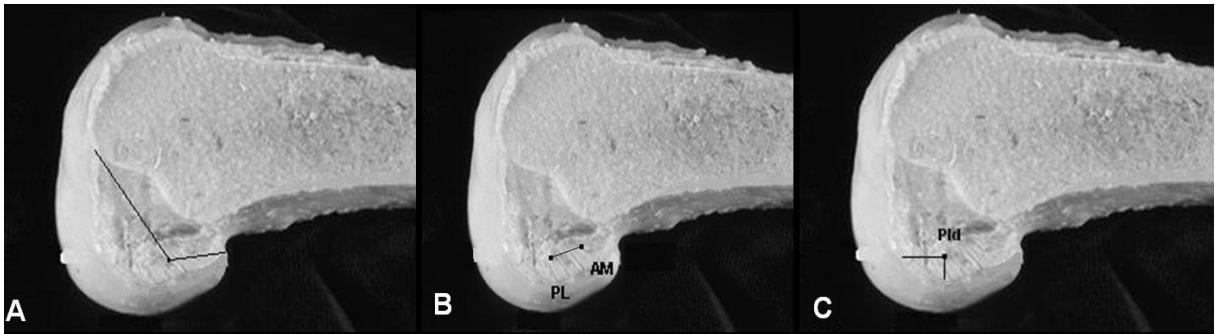
Total kesi sonrasında da yukarda bahsedilen klinik testler ve KT-1000 cihazı ölçümleri tekrarlandı.

ÖÇB'nin ortadan kaldırılmasından önce interkondiler ç entikteki AM ve PL demetlerin femoral yapış ma yerlerinin anatomik lokalizasyonu tanımlandı. Femoral ç entik lateral duvarındaki PL demet yapış ma yerinin optimal artroskopik görüntüsü, artroskopun anteromedial portale alınması ile sağlandı. Artroskopi öncesi , her demet kesisi sonrası ö ne ç ekmece, Lachman ve pivot shift testleri yapıldı, ayrıca KT-1000 cihazı ile 20° fleksiyonda 69 ve 89 N kuvvetle ç ekilerek anterior translasyon(mm) ölçüldü. Bu test esnasında ayak pozisyonu nötralde tutuldu ve anterior translasyon esnasında distal femur yere sıkıca sabitlendi.

Lachman ve ö ne ç ekmece testinde normal 0, 0-5mm deplasman 1+,5-10mm deplasman 2+ ve10-15mm deplasman 3+ olarak tanımlandı. Benzer şekilde pivot shift sonuçlarında da, normal veya sağlam tarafla aynı ise 0,ç ok az hareket 1+, belirgin hareket 2+, hareket ve kilitleme ise 3+ olarak tanımlandı.

İstatistiksel analizler t test, chi square test ve McNemar testleri ile yapıldı. Parametreler arası farkı göstermede $p < 0.05$ seviyesi anlamlı kabul edildi.

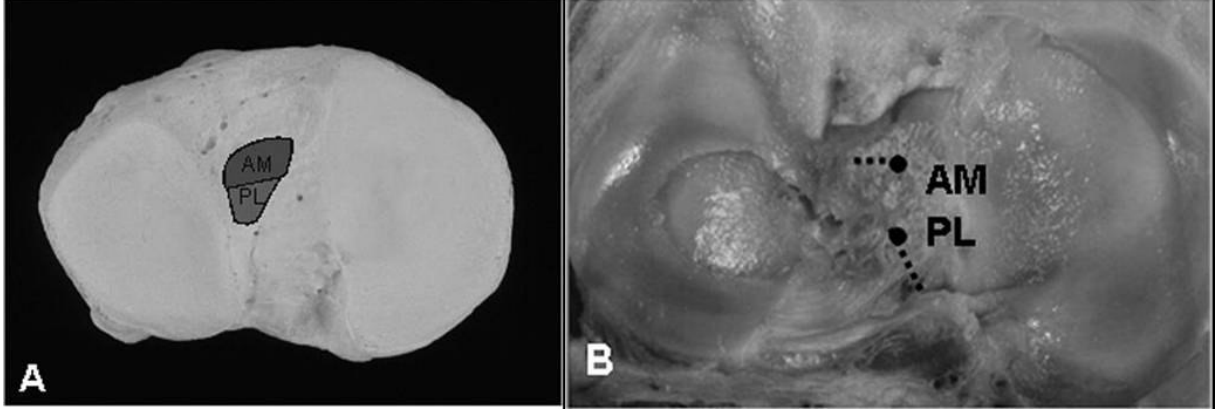
Çalışmamızın diğer kısmında ise sekiz taze kadavranın on dizi incelendi. Kadavraların yaş ortalaması 28 idi (20-37). Kadavraların beşi erkek, üçü kadındı. Anterior longitudinal insizyonla girilerek medial parapatellar insizyonla ekleme girildi. Diğer çalışmadaki gibi çalışılan dizlerin hiçbirinde eksternal deformite veya travma bulgusu yoktu ve ekleme girildikten sonra ÖÇB, menisküsler, eklem kıkırdağı vb eklem içi yapılarda patoloji saptanınca kadavra çalışmadan çıkarıldı. Patella laterale devrildikten sonra ÖÇB'nin AM demet ve PL demeti tanımlandı. ÖÇB, PL ve AM demet uzunluk, genişlik ve kalınlıkları ayrı ayrı ölçüldü. Femoral interkondiler çentik genişliği ölçüldükten sonra, ÖÇB femoral yapışma yerinin görülebilmesi ve ölçüm yapılabilmesi için medial femoral kondil kesildi. ÖÇB femoral yapışma yeri uzun ve kısa çapı, PL ve AM demet çapları, birbirlerine oranları, lateral kondil eklem yüzünün proksimal ucu ve interkondiler çentik ortasına olan mesafeleri (şekil 15 a) ölçüldü. PL ve AM demet orta noktaları arası mesafe (şekil 15 b), PL demet orta noktası ve distal ve posterior uç noktaları ile lateral femoral kondil eklem yüzünün distal ve posterior noktaları arası mesafeler (şekil 15 c) ayrı ayrı ölçüldü.



Şekil 15 (a,b ve c): Femoral yapışma yerinde lateral kondil eklem kıkırdağı ve demetler arası ölçümlerin görüntüsü

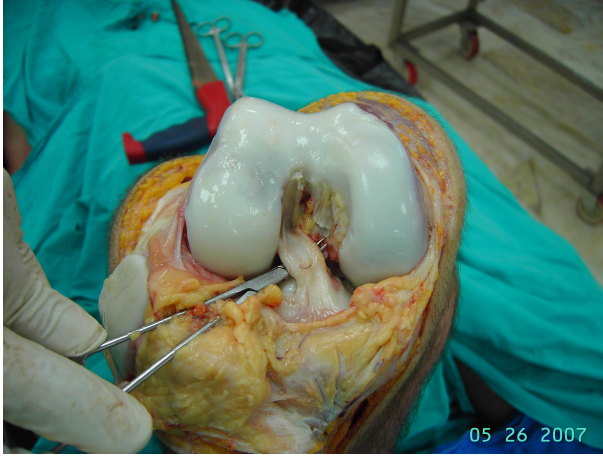
Daha sonra tibial yapışma yerine geçildi. Burada da ÖÇB kısa ve uzun çapı, AM ve PL demet çapları, ÖÇB ve AM demetin medial eminensia ve intermeniskal ligamana uzaklığı, AM ve

PL demetin lateral menisküs arka boynuzuna olan uzaklığı ölçüldü. Tüm bu ölçümler sonrası elde edilen veriler Tablo 3’de özetlenmiştir.

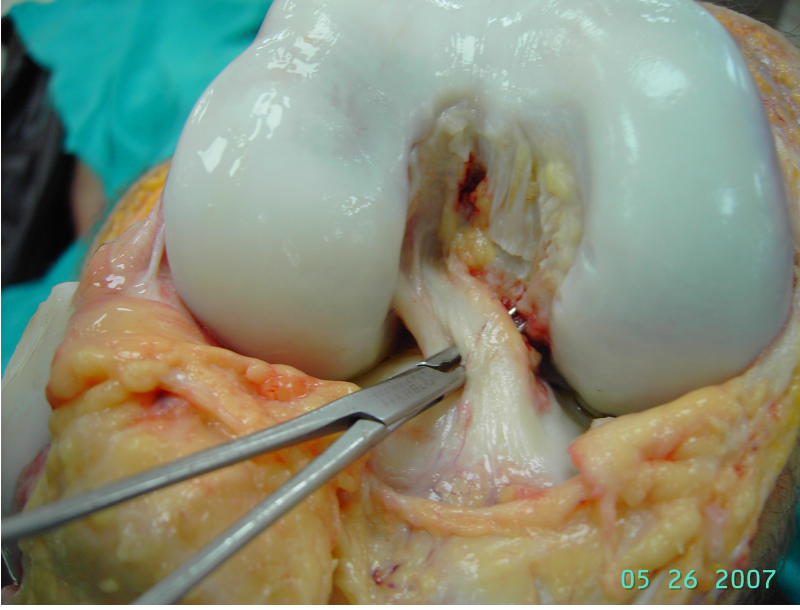


Şekil 16: A) AM ve PL demetin tibial yapışma yeri görüntüsü, B) AM ve PL demetin lateral menisküs ön boynuzu ve arka çapraz bağ ile ilişkisi

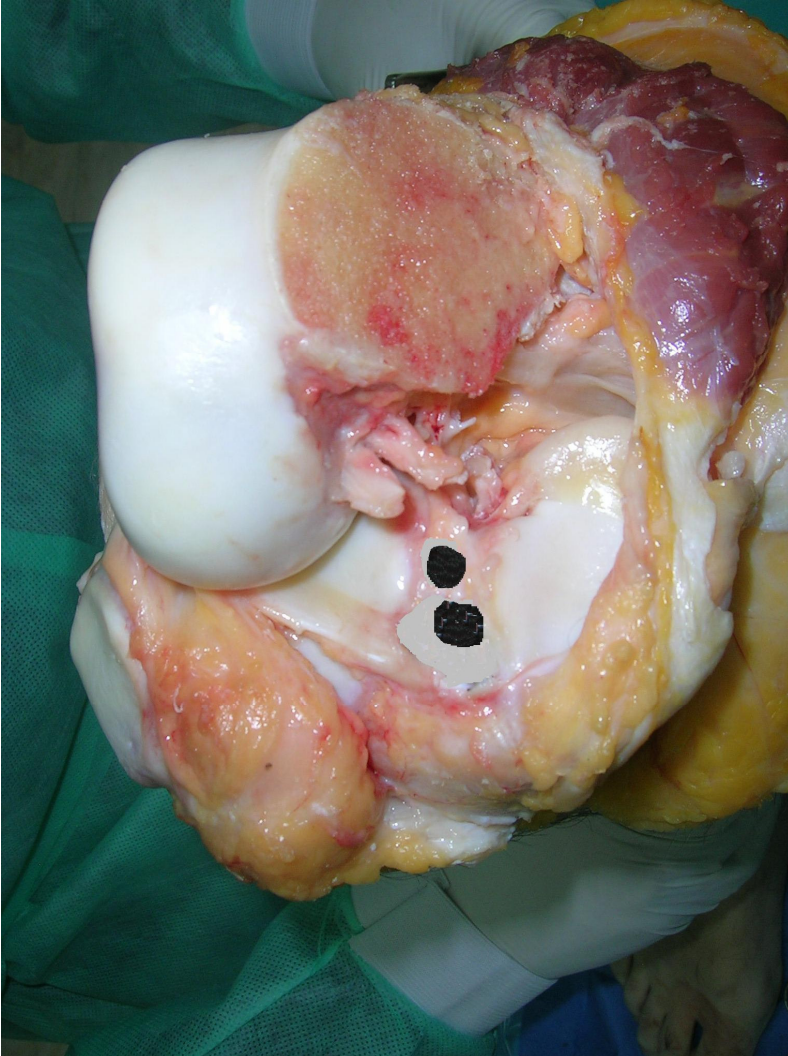
Olgularımızdan fotoğraflar aşağıda sunulmuştur:



Şekil 17: Patella ve yumuşak dokular kaldırılınca ÖÇB görüntüsü



Şekil 18: Demetler izole edilince önde AM, arkada PL demet görüntüsü



Şekil 19: Tibial yapışma yeri önde AM, arkada PL demet



Şekil 20: Femoral yapışma yeri, distalde PL demet ve proksimalde AM demet



Şekil 21: Femoral yapışma yeri temizlendikten sonra kalem ile PL ve AM demet işaretlenmiş



Şekil 22: Femoral ve tibial yapışma yerleri kalem ile işaretlenmiş

BULGULAR

- Her hangi bir demet kesisi yapılmadan önce ÖÇB bütünlüğü tam iken tüm dizlerde öne çekmece testi, Lachman testi ve pivot shift testi negatif (grade 0) bulundu. ÖÇB'nin tamamı kesildikten sonra tüm bu testler pozitif (grade II ve üzeri) bulundu.
- İzole PL demet kesisi sonrasında (sol diz) öne çekmece testi 13 dizin 5'inde pozitif (grade II) bulundu. İzole PL demet kesisi sonrasında öne çekmece pozitifliği istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (**McNemar test** ile $p=0.0625$).
- İzole AM demet kesisi sonrası öne çekmece testi 13 dizin 10'unda pozitif bulundu (grade II ve üzeri). AM demet kesisi sonrasında öne çekmece testi pozitifliği istatistiksel olarak anlamlı bulundu (**McNemar test** ile $p=0.002$).
- Sağ ve sol dizde izole demet kesileri sonrasında (sol dizde PL demet ve sağ dizde AM demet) öne çekmece testi sonuçları kıyaslandığında izole AM demet kesilen tarafta (sağ diz) istatistiksel olarak anlamlı üstünlük bulundu (**chi square testi ile** $p=0.047$).
- Pivot shift test, izole PL demet kesisi sonrası tüm dizlerde (sol diz) pozitif (grade II ve üzeri) bulunurken, izole AM demet kesisi sonrası tüm dizlerde (sağ diz) negatif (grade 0) bulundu.
- Lachman test, izole AM demet kesisi sonrası tüm dizlerde (sağ diz) pozitif (grade II ve üzeri) bulunurken, izole PL demet kesisi sonrası tüm dizlerde (sol diz) negatif (grade 0) bulundu.
- İzole PL demet kesisi sonrasında (sol diz) 13 dizin 5'inde pozitif olan öne çekmece test derecesi, bu dizlerde takiben yapılan AM demet kesisi sonrası 5 dizin ikisinde arttı (grade III). Artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$).

- İzole AM demet kesisi sonrasında (sağ diz) 13 dizin 10' unda pozitif olan öne çekmece test grade' i bu dizlerde takiben yapılan PL demet kesisi sonrası 10 dizin ikisinde arttı (grade III). Artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$).
- İzole PL demet kesisi sonrası tüm dizlerde (sol diz) pozitif (grade II ve üzeri) olan pivot shift test derecesi, takiben yapılan AM demet kesisi ile değişmedi.
- İzole AM demet kesisi sonrası tüm dizlerde (sağ diz) pozitif (grade II ve üzeri) olan Lachman test derecesi, takiben yapılan PL demet kesisi ile dizlerin 3' ünde arttı (grade II). Artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$).
- Her hangi bir demet kesisi yapılmadan önce ÖÇB bütünlüğü tam iken, izole PL demet (sol diz) ve izole AM demet (sağ diz) kesildikten sonra ve ÖÇB' nin tamamı kesildikten sonra anterior translasyon (mm) KT-1000 (MedMetric) cihazı ile 69 N ve 89 N çekme kuvveti ile 20° fleksiyonda ölçüldü (Tablo 1).
- Tüm kesiler sonrasında ölçülen deplasman değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu (**t test for paired samples ile $p<0.05$**).

TABLO 1

L69	L 89	L69PL	L89PL	L69PL+AM	L89PL+AM
3,00	3,50	3,75	4,00	5,00	9,00
5,00	6,00	5,75	6,25	7,00	11,25
1,50	2,00	3,50	3,75	7,00	9,00
4,00	6,00	6,50	7,00	8,00	12,50
1,00	1,50	3,50	4,00	5,00	7,00
2,00	5,00	4,00	6,00	6,25	9,75
1,00	1,75	2,00	2,25	3,75	6,25
2,00	2,50	5,00	6,00	7,25	9,25
4,00	5,00	6,00	6,50	6,50	8,50
4,00	5,00	5,00	5,50	6,50	8,25
3,00	5,00	5,00	5,50	6,00	8,00
4,00	6,00	5,00	6,00	7,00	9,00
1,00	2,00	2,00	2,50	3,00	4,50
R69	R 89	R69AM	R89AM	R69AM+PL	R89AM+PL
3,75	4,75	4,00	5,75	4,75	6,50
4,00	5,50	5,25	8,00	6,00	9,50
5,00	6,00	6,00	8,00	6,50	8,75
1,00	1,50	2,75	5,75	3,50	7,25
1,00	1,50	1,50	3,75	3,00	5,75
3,25	4,50	5,50	7,25	6,25	8,75
2,00	2,50	2,50	3,75	3,75	4,50
1,25	2,25	2,00	3,00	3,25	4,75
4,00	5,75	5,75	8,50	7,00	9,00
4,00	4,50	5,25	7,25	5,75	7,50
3,00	3,50	4,00	5,75	4,50	6,00
4,50	5,50	5,00	6,25	6,00	7,00
1,50	2,50	2,50	4,25	3,75	5,50

L/R sol ve sağ tarafı, yanlarındaki numaralar Newton cinsinden uygulanan öne çekmece kuvvetini, en sondaki harfler ise ÖÇB'nin hangi demetinin kesildiğini göstermektedir.

İki diz arasındaki KT-1000 cihazı ile 69 N and 89 N çekme kuvveti ile 20° fleksiyondaki anterior translasyon (mm) ölçümlerinin farkı kıyaslandı (**t test for independent samples**)

- ÖÇB intakt iken 69 N'daki KT-1000 ölçümleri ile izole PL demet (sol diz) kesisi sonrası ölçümlerinin farkları ve ÖÇB intakt iken 69 N' daki KT-1000 ölçümleri ile izole AM demet (sağ diz) kesisi sonrası ölçümlerinin farkları birbiriyle kıyaslandığında, izole PL demet kesilen taraf izole AM demet kesilen tarafa göre anlamlı olarak daha fazla öne gelmiştir (p=0.036).
- ÖÇB intakt iken 89 N' daki KT-1000 ölçümleri ile izole PL demet (sol diz) kesisi sonrası ölçümlerinin farkları ve ÖÇB intakt iken 89 N' daki KT-1000 ölçümleri ile izole AM demet (sağ diz) kesisi sonrası ölçümlerinin farkları birbiriyle

kıyaslandığında, izole AM demet kesilen taraf izole PL demet kesilen tarafa göre anlamlı olarak daha fazla öne gelmiştir ($p=0.017$).

Her dizde KT-1000 ile yapılan ölçümlerde 69 N ile 89 N' da elde edilen değerlerin farkları yüzde olarak hesaplandı (Tablo 2).

- Sol dizde izole PL demet kesisi ile ÖÇB' nin tamamı kesildikten sonra elde edilen değerlerin arası fark, ilk değer yüzdesi olarak bakıldığı zaman anterior translation yüzdesinin 89 N' da(%80.71), 69 N' a(%42.93) göre daha fazla olduğu bulundu (**t test for paired samples** ile $p=0.001$).
- Sağ dizde izole AM demet kesisi ile ÖÇB' nin tamamı kesildikten sonra elde edilen değerlerin arası fark, ilk değer yüzdesi olarak hesaplandığında, anterior translation yüzdesinin 69 N' da, 89 N' a göre daha fazla olduğu bulundu (**t test for paired samples** ile $p=0.019$). Yani PL demet de kesildiği zaman 69N'da elde edilen anterior translasyon yüzdesi(%31.43), 89N'da elde edilen anterior translasyon yüzdesinden(%21.13) daha fazla bulunmuştur.
- Sol dizde intakt ölçüm ile izole PL demet kesisi sonrası elde edilen ölçüm arası fark ilk değer yüzdesi olarak hesaplandığında 69 N'da (%84,81) elde edilen anterior translasyon yüzdesi 89 N'da (%42,53) elde edilenden anlamlı olarak fazla bulunmuştur (**t test for paired samples** ile $p=0.001$).
- Sağ dizde intakt ölçüm ile izole AM demet kesisi sonrası elde edilen ölçüm arası fark ilk değer yüzdesi olarak hesaplandığında 89 N'da (%71,88) elde edilen anterior translasyon yüzdesi 69 N'da (%47,94) elde edilenden anlamlı olarak fazla bulunmuştur (**t test for paired samples** ile $p=0.023$).
- Her iki dizde de intakt ölçüm ile total kesi sonrası ölçüm arası fark, ilk değer yüzdesi olarak hesaplandığında 69 N ve 89 N arasında anterior translasyon yüzdesi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı.

TABLO 2

SOL DİZ						
	ortalama	SS		ortalama	SS	P
F6912	84,81	65,97	F8912	42,53	53,98	,001*
F6913	171,03	123,61	F8913	158,60	112,89	,345
F6923	42,93	26,31	F8923	80,71	42,42	,001***
D69_21	1,6538	,7674	D89_21	1,08	1,00	,008**
D69_31	3,29	1,20	D89_31	4,69	1,54	,003**
D69_32	1,63	,75	D89_32	3,62	1,24	,001***
SAĞ DİZ						
F6912	47,94	43,06	F8912	71,88	71,77	,023*
F6913	96,04	71,95	F8913	111,50	104,04	,345
F6923	31,43	26,99	F8923	21,13	17,40	,019*
D69_21	1,0577	,5877	D89_21	2,08	,99	,002**
D69_31	1,98	,59	D89_31	3,12	1,19	,002**
D69_32	,92	,34	D89_32	1,04	,58	,368

f6912= 69N' da PL demet kesik ile intakt ölçümü yüzde olarak artış ortalaması

f6913=69N' da total kesik ile intakt ölçümü yüzde olarak artış ortalaması

f6923=69N' da total ile PL demet kesisi ölçümü yüzde olarak artış ortalaması

f 89 aynı ölçümler 89N' da yapılnca

sağ diz için ustteki PL demet yerine AM demet kesileri yapıldı.

Anlamli değerlerin yanında * mevcut.

D6921, D6931 gibi D ile başlayan değerler numerik değerleri temsil ediyor, f69 şeklindeki değerler ise yüzdeleri ifade ediyor.

Çalışmamızın diğer kısmında sekiz kadavranın on dizinde yapılan ölçüm değerleri Tablo 3'te sunulmuştur.

TABLO 3

PARAMETRE	Ortalama	SD	PARAMETRE	Ortalama	SD
ÖÇB uzunluğu	34,51	2,86	AMD ucu-lateral kondil proks.	6,32	0,74
ÖÇB genişliği	10,19	1,00	PLD-AMD ortası arası	8,08	0,75
ÖÇB kalınlığı	3,01	0,58	PLD ortası-distal eklem kıkırdağı	9,20	1,44
AMD uzunluğu	36,45	2,73	PLD ortası-posterior eklem kıkırdağı	6,47	0,53
AMD genişliği	6,81	1,21	PLD distal ucu-distal eklem kıkırdağı	6,62	1,04
AMD kalınlığı	2,83	0,66	PLD post ucu-post eklem kıkırdağı	4,55	0,67
PLD uzunluğu	25,27	3,52	ÖÇB tibial uzun çap	13,07	1,72
PLD genişliği	3,94	0,57	ÖÇB tibial kısa çap	9,44	1,75
PLD kalınlığı	2,64	0,86	PLD-AMD oranı	5,64/8,56	
Femoral interkondiler çentik	21,64	3,78	ÖÇB-medial eminensia	12,25	3,14
Femoral insersiyon uzun çap	14,14	1,29	ÖÇB-intermeniskal ligaman	13,57	1,52
Femoral insersiyon kısa çap	7,78	1,64	AMD ucu-medial eminensia	14,3	3,83
PLD/AMD	5,23/8,86		AMD ucu-intermeniskal lig.	8,73	2,30
ÖÇB-lateral kondil proksimali	11,72	1,08	PLD-AMD arası	7,84	0,63
ÖÇB-interkondiler çentik	23,99	2,67	Lat menis arka horn-PLD	15,68	6,24
PLD ucu-interkondiler çentik	25,7	4,31	Lat menis arka horn-AMD	21,68	4,75

TARTIŞMA

ÖÇB femur ve tibiayı birbirine bağlayan yoğun bir bağ dokusu demetidir. Sinoviyal membran tarafından sarılarak intraartiküler fakat ekstrasinoviyal konumda yer alır(8,75,77). ÖÇB, interkondiler çentiğin posterolateral kısmında lateral femoral kondil medialinde başlayıp tibiada medial interkondiler eminensia ile menisküslerin ön boynuzları arasındaki üçgen alanda sonlanır. Diz eklemi içindeki orientasyonundan dolayı ÖÇB primer fonksiyonu tibianın femura göre anterior translasyonu önlemektir; ayrıca sekonder olarak yük taşıyan ve yük taşımayan diz eklemine internal rotasyonuna karşı koyduğu da gösterilmiştir(10,20,24,27,28,48,61). ÖÇB diğer fonksiyonları arasında kollateral ligaman hasarı varlığında tibianın varus ve valgus streslerine karşı koymak yer alır.

Uzun zamandan beri ÖÇB'nin diz hareket ederken sabit gerginlikte basit bir lif demeti olarak fonksiyon görmediği anlaşılmıştır. Sakane ve ark.(80), 45°den daha az fleksiyonda anterior yüklenmelerin PL demete, AM demetten daha fazla etki ettiğini göstermişlerdir. Gabriel ve ark.(36), normal diz 15°de kombine rotator yüke maruz kalınca, PL demetin in situ kuvvetinin AM demetinkinin %67'si olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmalar, PL demetin özellikle atletik aktivitelerde sık görülen ekstansiyona yakın pozisyonlarda anterior ve rotator yüklere karşı koymadaki önemini vurgulamaktadır. Yagi ve ark.(93), anatomik çift demet rekonstruksiyonun, tek demet rekonstruksiyona göre diz kinematiklerini normale daha yakın restore ettiğini bildirmişlerdir. Şöyle ki, 134 N anterior tibial yüklenmede, anatomik rekonstruksiyonun anterior translasyonu, tek demet rekonstruksiyona göre anlamlı derecede intakt dize daha yakın bulunmuştur. Anatomik çift demet tekniği ile rekonstrakte edilen ÖÇB'deki in situ kuvvet, normal ÖÇB'dekinin %97'si bulunurken, tek demet tekniği ile rekonstrakte edilen ÖÇB'deki %89 bulunmuştur. Kombine 5 Nm internal tibial tork ve 10

Nm valgus torkunda 30° fleksiyonda in situ kuvvetler, tek demet rekonstruksiyonda % 66 iken çift demet anatomik rekonstruksiyonda %91 bulunmuştur. Mae ve ark.(57) 100 N anterior tibial yüklenmede çift demet rekonstruksiyonun tek demet rekonstruksiyondan daha iyi stabilite sağladığını ifade etmişlerdir.

Anatomik çift demet ÖÇB rekonstruksiyonunun biyomekanik açıdan tek demet rekonstruksiyondan daha üstün yanları vardır. Fakat bu rekonstruksiyonun üstünlüğü, klinik sonuçların üstünlüğüne bağlıdır. Yapılan randomize prospektif bir çalışmada konvansiyonel tek demet rekonstruksiyon, Rosenberg ve Graf'ın(79) rapor ettiği konvansiyonel çift demet rekonstruksiyon ve Yasuda ve ark. (96)'ın hamstring tendonu ve Endobutton fiksasyonu ile anatomik çift demet rekonstruksiyonu sonuçları karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda, KT-2000 cihazı ile yapılan diğer taraf anterior laksite farkı ölçümlerinde, konvansiyonel tek demet rekonstruksiyonunda ortalama 2.8 ± 2.2 mm, konvansiyonel çift demet rekonstruksiyonda 2.2 ± 1.6 mm ve anatomik çift demet rekonstruksiyonda ise 1.1 ± 0.9 mm fark bulunmuştur. Diz stabilitesi açısından çalışma sonuçlarının anatomik rekonstruksiyoda tek demet rekonstruksiyona göre daha iyi bulunmasının sebeplerinin irdelenmesi gerekir. Yagi ve ark.(93)'ın biyomekanik çalışmasına dayanarak, yukarda bahsedilen biyomekanik çalışma göstermiştir ki yükler, remodeling fazında AM ve PL demete dağıtılmış ve bu da hem AM hem de PL demette iyi maturasyonla sonuçlanmıştır. Ayrıca, rekonstrükte edilen PL demet, 30°'den küçük açılarda tibianın anterior translasyonunu sınırlamada etkili olmuştur. Diğer bir olası sebep de, anatomik prosedürde kullanılan iki tendon greftinin, tek demet prosedüründe kullanılanlardan daha ince olmasıdır. Yasuda ve ark.(88,94), tendon greftinin sadece kenarının ÖÇB rekonstruksiyonunda tünel duvarındaki Sharpey liflerine benzer şekilde kollajenle örtüldüğünü göstermiştir. Delay ve ark.(23) bir vakada ameliyattan 18 ay sonra kalın tendon greftinin merkez kısmının nekrotik kaldığını bildirmiştir. Bu nedenle greft örtünümü ve

remodeling düşünöldüğünde, iki adet ince greftle rekonstruksiyon, tek ve kalın bir greftle rekonstruksiyondan üstün olabilir.

Muneta ve ark(67), çift demet ve tek demet ÖÇB rekonstruksiyonu sonuçlarını karşılaştırmak için 68 hastada prospektif randomize çalışma yapmışlardır. Ortalama 25 ay takip süresiyle 34 hastada tek demet, 34 hastada ise çift demet tekniğı ile rekonstruksiyon sonuçlarını incelemişler. Çalışma sonucunda pivot shift ve Lachman testi ve KT-1000 cihazı ölçümlerinde istatistiksel olarak çift demet tekniğı sonuçlarının daha üstün olduğunu görmüşler. Fakat öne çekmece testinde anlamlı bir fark bulamamışlar. Ayrıca uyluk çevresi uzunluğu, hareket açıklığı, kas gücü, IKDC ve Lysholm skoru açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlar.

Öte yandan Asagumo ve ark(9), tek demet rekonstruksiyon ile çift demet rekonstruksiyon sonuçlarını kıyaslamak için Nisan 2002 ile Mart 2004 arasında opere olan 123 hastayı (71 çift demet, 52 tek demet) ortalama 33 ay takip süresi ile retrospektif olarak incelemişlerdir. Sonuç olarak Lachman, pivot shift, KT-1000 cihazı ölçümleri ve Lysholm skoru açısından anlamlı bir fark bulunamadığı gibi, hareket açıklığı bakımından da tek demet rekonstruksiyon yapılan grupta istatistiksel olarak anlamlı üstünlük bulmuşlardır.

Birçok çalışma ÖÇB'nin ayrı demetlerini tanımlamıştır(8,35,37). Daha proksimaldeki anteromedial (AM) demet femoral yapışma alanının %49'unu oluştururken daha distaldeki posterolateral (PL) demet ise %51'ini oluşturur. AM ve PL demetler tibiadaki yapışma yerlerine göre adlandırılır; AM, PL'ye göre anterior ve medialdedir. Uzunluğunun büyük kısmı boyunca AM demet tüm fleksiyon ve ekstansiyon pozisyonlarında PL demetin anteriorunda yer alır, böylece PL demet ekstansiyonda gerginken AM demet fleksiyonda gergindir. Fakat hiçbir ÖÇB demeti izometrik davranmaz(4,25,35,37). Bu yük paylaşım paterni, ÖÇB'nin AM ve PL demetlerini ayırmamızda yardımcı olur(40). Sakane ve

arkadaşları(80) robot teknolojisi kullanarak anterior tibial yüklenmeye karşı ÖÇB'nin AM ve PL demetleri arasındaki güç dağılımını araştırmıştır. Çalışmalarında anterior tibial yüklenmede diz tam ekstansiyonda veya 15° fleksiyonda iken PL demetin yükün büyük kısmını taşıdığını görmüşler. AM demetin ise 30° ve daha fazla fleksiyonda daha etkin olduğunu göstermişler. Benzer şekilde Gabriel ve arkadaşları(36) kombine valgus ve rotasyonel yüklenme altında AM ve PL demetlerdeki kuvvet dağılımını ölçmüşlerdir. Kombine rotasyonel yüklenmede PL demet in situ kuvveti 15°de maksimum ve 30° de minimum bulunmuştur. Bu çalışmalar PL demetin özellikle diz tam ekstansiyona yakınkenki önemini vurgulamaktadır.

ÖÇB rüptürü, öne çekmece testinde tibiannın normalden daha fazla anterior translasyonuna izin verir. Bu hareket genellikle tibial platonun lateral kısmının artmış mobilitesi ile beraberdir ki bu da artmış tibial internal rotasyondur. Buna anterolateral rotasyonel instabilite (ALRI)(46)denir.

Hasarlı ön çapraz bağın (ÖÇB) rekonstruksiyonu son 3 dekat boyunca önem kazanmıştır. Modern ÖÇB rekonstruksiyon prosedürleri muhtelif greft seçenekleri ve fiksasyon opsiyonları kullanarak endoskopik olarak ÖÇB'nin AM demetini rekonstrukt etmeye odaklanmıştır. Modern tekniklerin klinik başarıları değişik serilerde %69 ile %95 arasında değişmektedir(31,41,47). Bu tatminkar olmayan sonuçların sebebi kesin olmamakla beraber, modern tekniklerin dizin normal kinematığını tamamen restore etmedeki başarısızlığı ile ilgili olabilir. Bu nedenle başarılı klinik sonuçlar almak için cerrahi ÖÇB rekonstruksiyon tekniğinde geliştirmelere gidilmelidir. Son zamanlarda ÖÇB'nin her iki demetinin daha anatomik olarak rekonstruksiyonu birçok cerrahın ilgisini çekmektedir. Çift demet ÖÇB rekostruksiyonu, kompleks anatomik ve fonksiyonel ÖÇB özelliklerini yeniden kazanmayı amaçlayan cerrahlar ve araştırmacılara cazip gelmeye başlamıştır. Çift demet ÖÇB rekonstruksiyon fikri Mott(66) ve Zaricznyj(97) tarafından 1980'li yıllarda tanımlanmıştır.

1994'te Rosenberg and Graf(78) transtibial tunel tekniği ile artroskopik 2 bundle işlemini tanımlamıştır. Anteromedial ve posterolateral demetlerle ilgili birçok teknik son yıllarda tanımlanmıştır(1,21,29,38,39,58,66,68,73,78,87,95,97). Bu çift demet teknikleri esas olarak tibial ve femoral tunel yerleşimleri açısından farklılık gösterir. Fakat yaygın tıbbi konseptte göre anatomik ÖÇB rekonstruksiyonu, iki tendon greftinin 4 ucunun hem femur hem de tibiaadaki AM ve PL anatomik yapışma yerlerinin merkezine konarak yapılan işlem olarak tanımlanmalıdır. Çünkü sadece böyle bir işlem rekonstrükte edilen demetlerin anatomik orientasyonuna izin verir(95,96). Çift demet rekonstruksiyonun altındaki teori, intakt ÖÇB'nin anatomik restorasyonudur(58,68). Birçok biyomekanik çalışma, kombine rotasyonel yüklenmelerde tek demet ÖÇB rekonstruksiyonunun normal diz kinematiğini sağlamadığını göstermiştir(56,92) ve çift demet ÖÇB rekonstruksiyonunun tek demete göre normal diz kinematiğini sağlamada daha başarılı olduğunu göstermiştir(57,93). Bu nedenle teknik bir hata bulunamamış fakat tekrarlayan instabilite şikayetleri olan bir grup ÖÇB rekonstruksiyonu yapılmış hasta olabilir. Günümüzde bu durumda ÖÇB greft çıkarılması ve ikinci ÖÇB rekonstruksiyonundan başka bir cerrahi konsept yoktur.

ÖÇB rekonstrükte edilmiş dizler günümüzde hastanın semptomları, günlük aktiviteler ve fonksiyonlar gibi subjektif kriterler kullanılarak değerlendirilmektedir. Objektif değerlendirmeler temelde laxite muayenesi, kuadriseps gücü ve radyolojik bulgular üzerine odaklanır(42,53). Bu bilgiler yararlıdır fakat ÖÇB rekonstrükte edilmiş dizin normal diz biomekaniğini yeniden kazanıp kazanamayacağı konusunda cevap vermezler. Daha önce de belirtildiği gibi laksite ölçümleri sadece anteroposterior translasyonu gösterir fakat rotasyonel stabilite hakkında bilgi vermez. Ön çapraz bağ primer olarak anterior translasyonu önlemede görev alsa da dizin rotasyonel stabilitesinde de kilit rol oynar.

Anatomik ÖÇB rekonstruksiyonu, rotasyonel stabilite kontrolünü daha iyi sağlar fakat iyileşme süreci esnasındaki remodeling işlemi, anatomik rekonstruksiyonun etkinliğini azaltabilir(76). Bu nedenle anatomik rekonstruksiyon sonuçlarını değerlendirebilmek için rotator instabilitenin kantitatif in vivo

ölçümüne ihtiyaç vardır. Rotasyonel instabilitenin nasıl ölçüleceği konusuna yeterli önem verilmemiştir ve pivot shift testinin derecelendirmesi büyük oranda klinisyenin subjektif kararına bağlıdır(70). Kubo ve ark.(52) pivot shift fenomeni esnasında dizin rotatuar instabilitesini ölçmek için noninvazif bir sistem geliştirmişlerdir. Mevcut cerrahi teknikleri ve greft materyallerini geliştirmek için ÖÇB rekonstruksiyonu sonuçlarının tam ve doğru olarak değerlendirilmesi gereklidir.

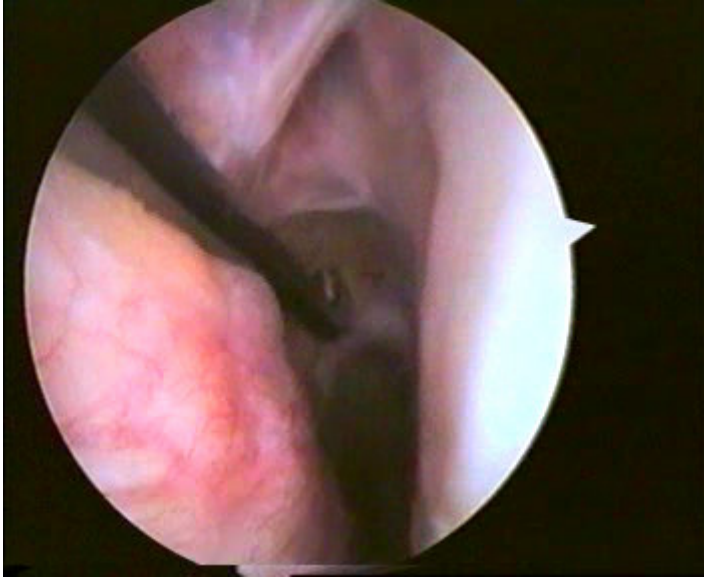
Laksite testi için geçmişte kullanılan birçok cihaz arasında KT-1000 cihazı anteroposterior translasyonu ölçmede muhtemelen en yaygın olanıdır. Hernekadar günümüzde Knee signature ssystem (KSS), Knee Instability Tester, Computerized Accurate Ligament Tester(CALT) gibi sofistike cihazlar mevcut olsa da, karışık dizaynları ve sınırlı doğrulukları nedeniyle genel kullanımları sınırlıdır(84). Strobel, test aletlerinin önemli özelliklerini tanımlamıştır(84). Diğer özellikler arasında kullanımı kolay olmalı, doğruluğu güvenilir olmalı ve test işlemi çabuk olmalıdır. Diz laksitesinin manuel testinin doğruluğu sınırlıdır. Ayrıca KT-1000 cihazı ile testin intra ve interobserver güvenilirliğinin düşük olduğu ve yeterli interobserver güvenilirliğin sadece katı standardizasyon kurallarına uyularak sağlanabileceği gösterilmiştir(6,7). Ayrıca cihazla laksite ölçümünün ve Lachman testinin ÖÇB rekonstruksiyonu sonrasında fonksiyonel sonuç ile belirgin korelasyon göstermediği görülmüştür(51).

KT-1000 gibi cihazlar tibial anterior translasyon laksitesinin objektif ölçülebilmesi için kullanılsa da rotasyonel laksite hakkında bilgi vermezler. Ancak çalışmamız sonucunda KT-1000 ile 69 N uygulanarak PL demetin ayrı olarak değerlendirilebilmesi, rotasyonel laksite hakkında bilgi verebilir.

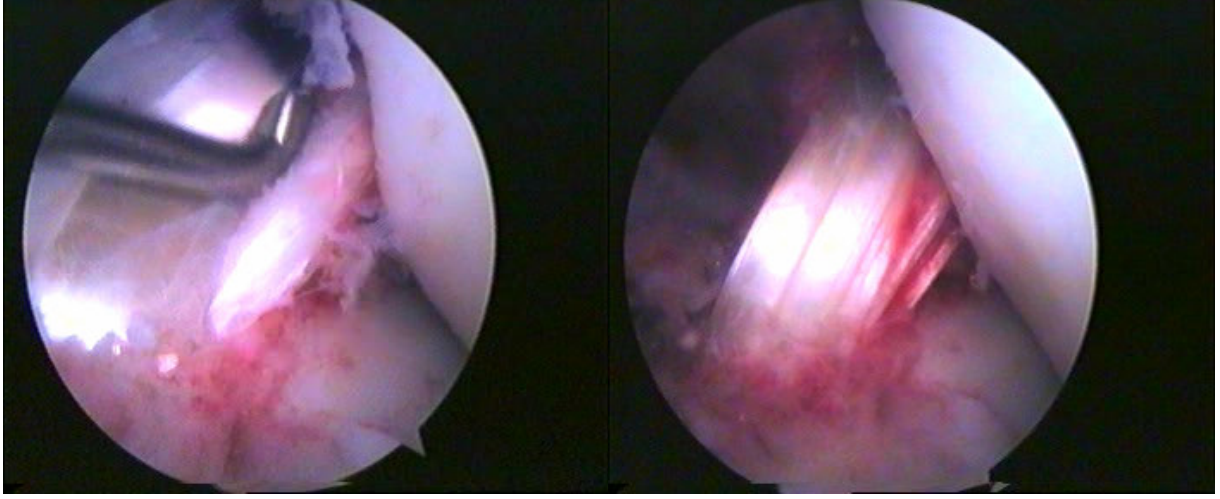
Lachman ve pivot shift testleri uzun zamandır ÖÇB hasarı sonrasındaki anormal diz kinematiğini göstermek için kullanılmıştır fakat sadece son zamanlarda ÖÇB defektli dizlerdeki belirgin olarak artmış lateral kompartman hareketi(ör.tibial internal rotasyon) MRI'da gösterilmiştir(55). Matsumoto(64) kadavra dizlerinde pivot shift sırasında anormal internal tibial rotasyon tanımlamıştır. Yakın zamanda Bull ve arkadaşları pivot shiftte hem

rotasyonel hem de translasyonel komponent tanımlamışlardır. Çalışmamızda PL demetin bütünlüğünün bozulmasının pivot shift oluşmasındaki beraberliği PL demetin rotasyonel stabilitedeki önemini ve aynı zamanda anterior translasyona neden olması da pivot shift' in translasyonel komponentinin de olduğunu göstermektedir. Biyomekanik ve devam eden klinik çalışmalar, çift demet rekonstruksiyonunu desteklemektedir. Kliniğimizde de çift demet anatomik rekonstruksiyonun erken dönem sonuçları olumlu bulunmuştur. Fakat uzun vadede tek demet rekonstruksiyona üstünlüğünün olup olmadığı konusunda çalışmalar devam etmektedir. Aşağıda, kliniğimizde yapılmış iki adet ÖÇB rekonstruksiyonu olgusunun görüntüleri sunulmuştur.

Olgu 1: 30 yaşında erkek hasta sol ÖÇB rüptürü pre op ve post op artroskopi görüntüleri

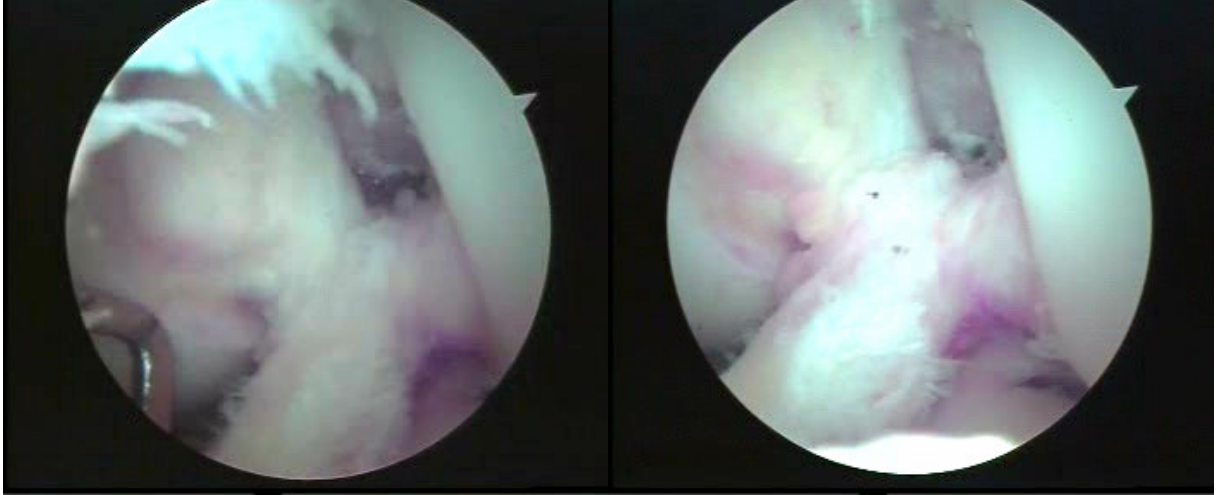


ÖÇB'nin total rüptüre olduğu ve femoral yapışma yerinin boş olduğu görülüyor

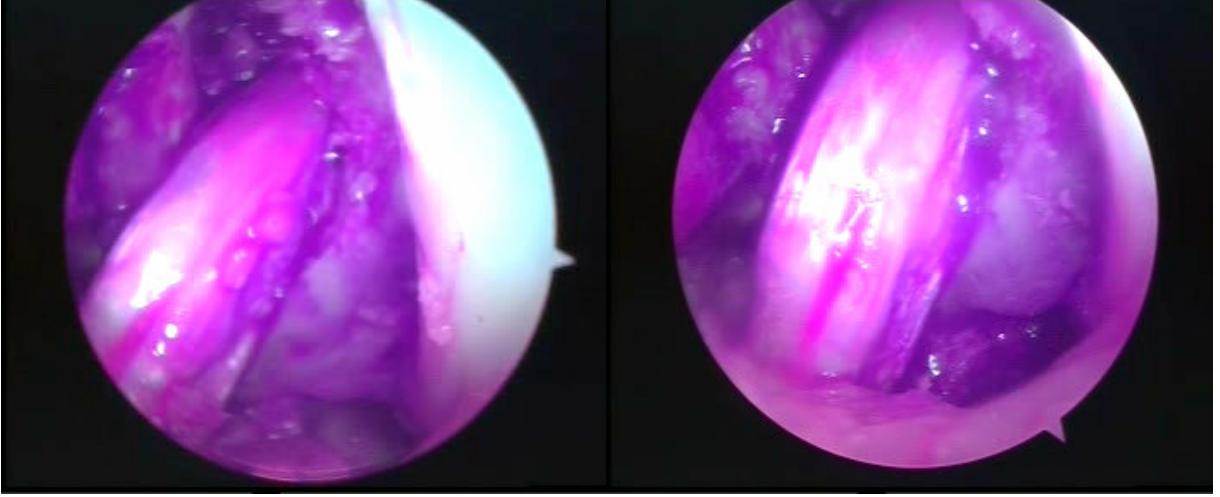


Çift demet rekonstruksiyon sonrasındaki AM ve PL demet görüntüleri. Solda probun solunda AM, sağında ise PL demet görülüyor.

Olgu 2: 25 yaşında erkek hasta sol ÖÇB rüptürü



Artroskopi esnasında AM demetin kopmuş olduğu fakat PL demetin sağlam olduğu görülüyor ve sadece kopuk olan demetin rekonstruksiyonuna karar veriliyor.



Rekonstruksiyon sonrasındaki görüntü. Her iki karede de solda rekonstrakte edilen AM demet, sağda ise sağlam olan ve müdahale edilmeyen PL demet izlenmekte.

SONUÇ

ÖÇB optimal değerlendirilmesi ve müdahalesi, ligaman anatomisi ve fonksiyonunun tam olarak anlaşılmasına bağlıdır.

Sonuçlar değerlendirildiğinde AM demetin anterior translasyonun engellenmesinde, PL demetin ise rotasyonel stabilitede daha etkin olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca KT-1000 (MedMetric) cihazı ile 69N kuvvetle anterior translasyon (mm) ölçümünün PL demetin bütünlüğünün değerlendirilmesinde ve 89 N kuvvetle yapılan ölçümün ise AM demetin bütünlüğünün değerlendirilmesinde kullanılabileceği sonucuna varılmıştır.

Çalışmamızdan çıkan sonuçlar göz önüne alındığında AM demet ve PL demet laksitesinin ayrı ayrı değerlendirilebilmesinin, ÖÇB rekonstruksiyonu sonrasındaki fonksiyonel sonucun değerlendirilmesinde daha anlamlı olabileceği sonucuna varılmıştır. Rotasyonel diz stabilitesinin ölçülmesi, diz laksitesi ve ÖÇB hastalarındaki aktivite kısıtlaması arasındaki ilişki hakkında daha fazla bilgi sağlayabilir.

Bu araştırmalar sonucunda elde edilen bilgiler göstermiştir ki, tek demet ÖÇB rekonstruksiyonu ile normal ÖÇB performansının tamamıyla sağlanması olası değildir. Bu da mümkün olduğu kadar orjinaline yakın yük dağılımı ve diz kinematiği elde etme amacıyla çift demet tekniği ile anatomik rekonstruksiyon üzerindeki ilgiyi arttırmıştır(33,39,68,73,87).

ÖZET

Ön çapraz bağ (ÖÇB), anteromedial demet (AMD) ve posterolateral demet (PLD) yapılarının rekonstruksiyon cerrahisindeki önemini araştırmak amacı ile bu çalışma yapılmıştır. Çalışma 13 taze kadavranın 26 dizinde yapıldı. Sol dizde önce PLD, sonra ÖÇB'nin tamamı; sağ dizde ise önce AMD, sonra ÖÇB'nin tamamı artroskopik olarak kesildi. Artroskopi öncesi ve her kesi sonrasında öne çekmece testi (ÖÇT), Lachman, pivot shift testleri yapıldı ve KT-1000 artrometre ile 69N ve 89N kuvvet uygulanarak tibianın öne deplasmanı ölçüldü.

Tek PLD kesilen dizlerde ÖÇT'nin pozitifleşmesi istatistiksel olarak anlamlı çıkmaz ($p=0.0625$) iken, tek AMD kesilen dizlerde ise anlamlı bulundu ($p=0.002$). Pivot shift, tek PLD kesildikten sonra tüm dizlerde pozitif bulunurken tek AMD kesildikten sonra tüm dizlerde negatif bulundu.

KT-1000 cihazı ile 69N kuvvet uygulanarak yapılan ölçümlerde, tek PLD kesilen tarafın tek AMD kesilen tarafa göre anlamlı olarak daha fazla öne geldiği ($p=0.036$); 89N kuvvet uygulanarak yapılan ölçümlerde ise tek AMD kesilen tarafın tek PLD kesilen tarafa göre anlamlı olarak daha fazla öne geldiği gözlenmiştir ($p=0.017$).

Sonuçlar değerlendirildiğinde AMD'nin anterior translasyonda, PLD'nin ise rotasyonel stabilitede daha etkin olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca 69N kuvvet ile PLD'nin, 89N ile de AMD'in bütünlüğü değerlendirilebilir.

Artroskopik tek demet ÖÇB rekonstruksiyonu anterior translasyonu yeterince ortadan kaldırmasına rağmen rotasyonel instabilite kalmaktadır. Çalışmamız, çift demet ile anatomik ÖÇB rekonstrüksiyonunun diz kinetiklerinin tekrar kazanılmasında daha efektif olabileceğini göstermektedir. Ayrıca, KT-1000 artrometre ile ÖÇB demetlerinin ayrı ayrı değerlendirilebilmesi cerrahi tekniğin etkinliğinin tespitinde daha objektif bir kriter sağlayabilir.

SUMMARY

Basic knowledge of the anatomy of the ACL is essential to achieve a satisfactory surgical outcome after ACL reconstruction. The purpose of this study is to investigate the importance of anteromedial bundle (AMB) and posterolateral bundle (PLB) of the ACL in reconstructive surgery.

26 knees of 13 cadavers were studied. In the left knees, first the PLB; in the right knees, first the AMB; and then the total ACL were cut arthroscopically. Before and after each arthroscopic cut, anterior drawer, Lachman and pivot shift tests were done. Also, anterior translation of tibia was measured with KT-1000 at 69N and 89N draw forces.

Anterior drawer tests were significantly positive only in the AMB-cut knees. Pivot shift tests were positive only in the PLB-cut knees. Applying 69N force by the KT-1000 instrument showed that only the PLB-cut knee made significantly more anterior displacement ($p=0.036$) than only the AMB-cut knee. On the other hand, applying 89N force showed that only the AMB-cut knee made significantly more anterior displacement ($p=0.017$) than only the PLB-cut knee.

AMB is more effective in preventing anterior translation whereas PLB is more effective in rotational stability. A force of 69N can be used for evaluating integrity of the PLB, whereas 89N can be used for evaluating integrity of the AMB.

Capability in evaluating the laxity of AM and PL bundles individually can be useful in evaluating functional outcome following ACL reconstruction. The measurement of rotational knee stability may provide further insights into the relationship between knee laxity and activity limitations in ACL patients.

The increased knowledge obtained by these research studies have confirmed the impossibility of a single bundle reconstruction to completely reproduce the performance of the normal ACL

and have increased the interest on anatomical reconstruction with double bundle technique with the aim to reproduce as much as possible the original load distribution and kinematic behavior of an intact knee.

KAYNAKLAR

1. Adachi N, Ochi M, Uchio Y, et al.: Reconstruction of the anterior cruciate ligament. Single- versus double-bundle multistranded hamstring tendons. *J Bone Joint Surg Br* 86(4):515-20, 2004.
2. 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.
3. Almekinders LC, Chiavetta JB. Tibial subluxation in anterior cruciate ligament-deficient knees: implications for tibial tunnel placement. *Arthroscopy* 2001;17:960– 2.
4. Amis AA, Dawkins GP: Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br* 73(2):260-7, 1991.
5. 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.
6. Anderson AF, Lipscomb AB: Preoperative instrumented testing of anterior and posterior knee laxity. *Am J Sports Med* 17(3):387-92, 1989.
7. Andersson C, Gillquist J: Instrumented testing for evaluation of sagittal knee laxity. *Clin Orthop* 256:178-84, 1990.
8. Arnoczky SP: Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop* 172:19-25, 1983.
9. Asagumo H, Kimura M, Koboyashi Y, Taki M, Takagishi K. Anatomic Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament Using Double-Bundle Hamstring Tendons: Surgical Techniques, Clinical Outcomes, and Complications. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, Vol 23, No 6 (June), 2007:pp 602-609.
10. Bach JM, Hull ML, Patterson HA: Direct measurement of strain in the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament. *J Biomech* 30(3):281-3, 1997.
11. 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.
12. Benjamin M, Evans EJ (1990) Fibrocartilage. *J Anat* 171:1–15
13. 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.
14. Beynon BD, Fleming BC. Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work. *J Biomech* 1998;31:519– 25.
15. Beynon BD, Howe JG, Pope MH, et al. Anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int Orthop* 1992;16:1 –12.
16. 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.
17. Beynon BD, Johnson RJ. Relevant biomechanics. In: DeLee JC, Drez D, editors. *Orthopaedic sports medicine*. Philadelphia: WB Saunders; 1994. p. 1113– 33.
18. Beynon BD, Pope MH, Wertheimer CM, et al. The effect of functional knee-braces on strain on the anterior cruciate ligament in vivo. *J Bone Joint Surg* 1992;74A:1298– 312.
19. Burks RT, Leland R. Determination of graft tension before fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1988;4:260–6.

20. Butler DL. Anterior cruciate ligament: its normal response and replacement. *J Orthop Res* 1989;7:910–21.
21. Cha PS, Brucker PU, West RV, et al.: Arthroscopic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: an anatomic approach. *Arthroscopy* 21(10):1275, 2005.
22. 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.
23. Delay BS, McGrath BE, Mindell ER: Observations on a retrieved patellar tendon autograft used to reconstruct the anterior cruciate ligament: A case report. *J Bone Joint Surg-Am* 84:1433-1438, 2002
24. Dienst M, Burks RT, Greis PE: Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Orthop Clin North Am* 33(4):605-20, 2002
25. Feagin JA: Isolated anterior cruciate injury, in Feagin JA (ed): *The Cruciate Ligaments*. New York, Churchill Livingstone, 1988, pp 15-23.
26. 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.
27. Fleming BC, Beynon BD, Renstrom PA, et al.: The strain behavior of the anterior cruciate ligament during bicycling. An in vivo study. *Am J Sports Med* 26(1):109-18, 1998.
28. 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.
29. Franceschi JP, Sbihi A, Champsaur P: Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament using double anteromedial and posterolateral bundles *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 88(7):691-7, 2002.
30. Frank CB, Jackson DW. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 1997;79A:1556– 76.
31. Freedman KB, D'Amato MJ, Nedeff DD, et al.: Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a metaanalysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts. *Am J Sports Med* 31(1):2-11, 2003.
32. 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.
33. Fu FH, Harner CD, Johnson DL, et al.: Biomechanics of knee ligaments: basic concepts and clinical application. *Instr Course Lect* 43:137-48, 1994.
34. 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.
35. Furman W, Marshall JL, Girgis FG: The anterior cruciate ligament. A functional analysis based on postmortem studies. *J Bone Joint Surg Am* 58(2):179-85, 1976.
36. Gabriel MT, Wong EK, Woo SL, et al.: Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res* 22(1):85-9, 2004.
37. Girgis FG, Marshall JL, Monajem ARSA (1975) The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop* 106:216–231
38. Hamada M, Shino K, Horibe S, et al.: Single- versus bi-socket anterior cruciate ligament reconstruction using autogenous multiple-stranded hamstring tendons with endoButton femoral fixation: A prospective study. *Arthroscopy* 17(8):801-7, 2001.
39. Hara K, Kubo T, Sugino T, et al.: Reconstruction of the anterior cruciate ligament using a double bundle. *Arthroscopy* 16(8):860-4, 2000.
40. Harner CD, Baek GH, Vogrin TM, et al.: Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions. *Arthroscopy* 15(7):741-9, 1999.

41. Harter RA, Osternig LR, Singer KM, et al.: Long-term evaluation of knee stability and function following surgical reconstruction for anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med* 16(5):434-43, 1988.
42. Hefti F, Muller W: Current state of evaluation of knee ligament lesions. The new IKDC knee evaluation form *Orthopade* 22(6):351-62, 1993.
43. 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.
44. Hefzy MS, Grood ES. Sensitivity of insertion locations on length patterns of anterior cruciate ligament fibers. *J Biomech Eng* 1986;108:73-82.
45. 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.
46. Hughston JC, Andrews JR, Cross MJ, et al.: Classification of knee ligament instabilities. Part I. The medial compartment and cruciate ligaments. *J Bone Joint Surg Am* 58(2):159-72, 1976.
47. Johnson RJ, Eriksson E, Haggmark T, et al.: Five- to ten-year follow-up evaluation after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop* 183:122-40. 1984.
48. 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* 16(6):633-9, 2000.
49. Kennedy JC, Weinberg HW, Wilson AS. The anatomy and function of the anterior cruciate ligament as determined by clinical and morphological studies. *J Bone Joint Surg* 1974;56A:223-5.
50. Koch S, Tillman B (1995) The distal tendon of biceps brachii. *Ann Anat* 177:467-474
51. Kocher MS, Steadman JR, Briggs KK, et al.: Relationships between objective assessment of ligament stability and subjective assessment of symptoms and function after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 32(3):629-34, 2004.
52. Kubo S, Yoshiya S, Muratsu H, et al: Non-invasive in-vivo analysis of the pivot shift phenomenon using electromagnetic device. 50th annual meeting of the Orthopaedic Research Society. San Francisco, CA, 2004
53. L'Insalata JC, Fu FH, Irrgang PT, et al.: The International Knee Documentation Committee evaluation form for assessment of outcome following anterior cruciate ligament reconstruction. 7th Congress of the European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy. Budapest, Hungary, 1996 (vol 1).
54. 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.
55. Logan MC, Williams A, Lavelle J, et al.: What really happens during the Lachman test? A dynamic MRI analysis of tibiofemoral motion. *Am J Sports Med* 32(2):369-75, 2004.
56. Loh JC, Fukuda Y, Tsuda E, et al.: Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement. *Arthroscopy* 19(3):297-304, 2003.
57. Mae T, Shino K, Miyama T, et al.: Single- versus two-femoral socket anterior cruciate ligament reconstruction technique: Biomechanical analysis using a robotic simulator. *Arthroscopy* 17(7):708-16, 2001.
58. Marcacci M, Molgora AP, Zaffagnini S, et al.: Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings. *Arthroscopy* 19(5):540-6, 2003.

59. 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. *J Bone Joint Surg* 1990;72A:557–67.
60. 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. *J Bone Joint Surg* 1993;75A:387–94.
61. Markolf KL, Willems MJ, Jackson SR, et al.: In situ calibration of miniature sensors implanted into the anterior cruciate ligament part I: strain measurements. *J Orthop Res* 16(4):455-63, 1998.
62. Martelli S, Joukhadar A, Zaffagnini S, et al. Fiber based anterior cruciate ligament model for biomechanical simulations. *J Orthop Res* 1998;16:379–85.
63. 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.
64. Matsumoto H: Mechanism of the pivot shift. *J Bone Joint Surg Br* 72(5):816-21, 1990.
65. 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.
66. Mott HW: Semitendinosus anatomic reconstruction for cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop* 172:90-2, 1983.
67. Muneta T, Koga H, Mochizuki T, Ju Y, Hara K, Nimura A, Yagishita K, Sekiya I. A Prospective Randomized Study of 4-Strand Semitendinosus Tendon Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Comparing Single-Bundle and Double-Bundle Techniques. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, Vol 23, No 6 (June), 2007:pp 618-628.
68. Muneta T, Sekiya I, Yagishita K, et al.: Two-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament using semitendinosus tendon with endobuttons: operative technique and preliminary results. *Arthroscopy* 15(6):618-24, 1999.
69. Neurath MF, Stofft E (1992) Structure and function of matrix components in the cruciate ligaments: an immunohistochemical, electron-microscopic, and immunoelectron-microstudy. *Acta Anat* 145:387–394
70. Noyes FR, Grood ES, Cummings JF, et al: An analysis of the pivot shift phenomenon. The knee motions and subluxations induced by different examiners. *Am J Sports Med* 19:148-155, 1991
71. 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: Raven Press; 1990. p. 163–99
72. Pauwels F (1960) Eine neue Theorie über den Einfluss mechanischer Reize auf die Differenzierung der Strukturgewebe. Zehnter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Struktursapparates. *Z Anat Entwicklungsgesch* 121:478–515
73. Pederzini L, Adriani E, Botticella C, et al.: Technical note: double tibial tunnel using quadriceps tendon in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 16(5):E9, 2000.
74. Petersen W, Tillmann B (1999) Structure and vascularisation of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat Embryol* 200:325–334
75. Petersen W, Tillmann B: [Anatomy and function of the anterior cruciate ligament] *Orthopäde* 31(8):710-8, 2002.
76. Radford WJ, Amis AA, Kempson SA, et al: A comparative study of single- and double-bundle ACL reconstructions in sheep. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2:94-99, 1994

77. Reiman PR, Jackson DW: Anatomy of the anterior cruciate ligament, in Jackson DW, Drez D (eds): *The Anterior Cruciate Deficient Knee*. St. Louis, CV Mosby & Co, 1987, pp 17-26.
78. Rosenberg TD, Graf B: *Techniques for ACL reconstruction with Multi-Trac drill guide*. Mansfield, MA, Acufex Microsurgical Inc., 1994.
79. Rosenberg TD, Graf B: *Techniques for ACL reconstruction with Multi-Trac drill guide*. Mansfield, MA, Acufex Microsurgical Inc., 1994
80. 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* 15(2):285-93, 1997.
81. 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. *J Bone Joint Surg* 1991;73A:248–56.
82. 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.
83. Smith BA, Livesay GA, Woo SL-Y. Biology and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clin Sports Med* 1993;12:637– 70.
84. Strobel M: Apparative Laxizitätsbestimmung, in Strobel M (ed): *Diagnostik des Kniegelenkes* (ed 3). Berlin, Springer, 1995, pp 351-385.
85. Stocchi R, De Pasquale V, Gubellini P, et al (1992) The human anterior cruciate ligament: histological and ultrastructural observations. *J Anat* 180:515–519
86. 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.
87. Takeuchi R, Saito T, Mituhashi S, et al.: Double-bundle anatomic anterior cruciate ligament reconstruction using bone-hamstring-bone composite graft. *Arthroscopy* 18(5):550-5, 2002.
88. Tomita F, Yasuda K, Mikami S, et al: Comparisons of intraosseous graft healing between the doubled flexor tendon graft and the bone patellar tendon-bone graft in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 17:461-476, 2001
89. 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.
90. 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. *J Bone Joint Surg* 1993;75A:377– 86.
91. 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.
92. Woo SL, Kanamori A, Zeminski J, et al.: The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon. A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads. *J Bone Joint Surg Am* 84-A(6):907-14, 2002.
93. Yagi M, Wong EK, Kanamori A, et al.: Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 30(5):660-6, 2002.
94. Yamazaki S, Yasuda K, Tomita F, et al: The effect of graft-tunnel diameter disparity on intraosseous healing of the flexor tendon graft in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 30:498-505, 2002
95. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, et al.: Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts. *Arthroscopy* 20(10):1015-25, 2004.

96. Yasuda K: Anatomical reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament. Proceedings of Biennial Congress of International Society of Arthroscopy, Knee Surgery and Orthopaetic Sports Medicine, Auckland, New Zeland, March 10-14, 2003, pp 36-38.
97. Zaricznyj B. Reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee using a doubled tendon graft. Clin Orthop 220:162-75, 1987.