

Ön çapraz bağ anatomik ve biyomekanik özellikleri ve diz kinematikiindeki rolü

Can Hürel⁽¹⁾, Gürbüz Çelebi⁽²⁾

Diz eklemi insan vücudundaki en büyük sinoviyal eklemdir. Yapısal özelliği nedeniyle vücutta yaralanmalara en açık olan bu eklemden ön çapraz bağ (ÖÇB) yaralanmaları oldukça sık görülür. Bu nedenle ÖÇB'nin özelliklerini, işlevlerini ve tamir yöntemlerini konu alan pek çok çalışma yapılmıştır. Klinik öncesi bilimlerin temel ilgi alanına giren ön çapraz bağın anatomisi, biomekaniği ve kinematikii genellikle klinisyenlerin çok fazla ilgisini çekmeyen konulardır. Fakat ön çapraz bağ hasarının teşhisi, tedavisi ve rehabilitasyonu ile ilgilenen ortopedik cerrahların bu bölümde ele alınacak bazı temel kavramları bilmeleri önem taşımaktadır.

Ön çapraz bağ diz stabilize eden dört ana ligamandan biridir ve tibianın femura göre öne kaymasını önleyen birincil pasif stabilizördür. Günlük aktivitelerde ön çapraz bağa etki eden kuvvetler 285-400 N aralığındadır. ÖÇB tibianın femura göre öne doğru hareketi esnasında eklem içinde oluşan kuvvetin %75-85'ini karşılar ve 30°'lik fleksiyonda tibianın femur üzerinde 5-8 mm öne kaymasına izin verir.

Ön çapraz bağın anatomisi

Makro Anatomi

Ön çapraz bağ tamamen intraartiküler bir yapı olup hiçbir kapsüler bağlantısı olmayan tek diz liga-

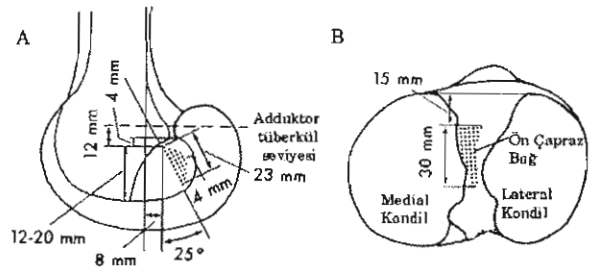
manıdır. Bu nedenle sağlam bir dizde palpasyon ile algılanması mümkün değildir. ÖÇB, femurdan tibiaya, önden arkaya, lateralden mediale doğru diz eklemine çaprazlayarak uzanır (Şekil 1). Kemik yapışma yerlerine uyum sağlayabilmek için kendi etrafında hafifçe dışa doğru döner. Girgis ve arkadaşları yaptıkları kadavra çalışmasında ÖÇB'nin ortalama uzunluğunu 38 mm, ortalama genişliğini ise 11 mm olarak bildirmişlerdir (6).

Bağ interkondiler çentikte femur lateral kondilinin medial yüzünde ve posteriorunda yer alan bir fossaya yarım daire şeklinde yapışır. Uzunluğu yaklaşık 20 mm olan bu yapışma yerinin ön kenarı hemen hemen düzdür ve femurun uzun eksenini ile 25°'lik bir açı yapar. Arka kısmı ise konveks olup femur posterior kondilinin eklem yüzeyine paraleldir (Şekil 2A). ÖÇB femoral yapışma yerinin 10-12 mm distalinde çan şeklinde genişlemeye başlayarak tibianın medial tüberkülünün antero-lateralindeki fossaya yapışır. Tibiadaki yapışma yeri 30 mm uzunluğundadır ve tibianın anterior eklem yüzeyinin 15 mm arkasından başlar (2,6) (Şekil 2B). Tibiaya yapışma yeri femurdakine göre daha geniştir ve bu bölgede bağ kemiğe daha kuvvetle bağlanmıştır.

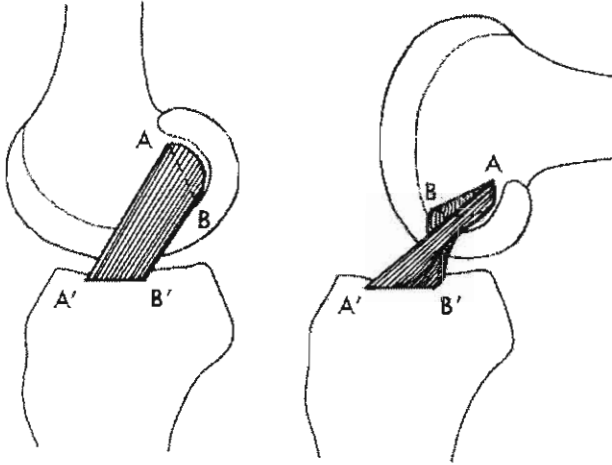
ÖÇB'nin bazı lifleri tibiada transvers intermeniskal ligamanın altından geçerek lateral menisküsün ön boynuzuna bağlanır. Bazı olgularda ise ÖÇB tibial yapışma yerinin posteriorundan ayrılan lifler late-



Şekil 1 : Ekstansiyondaki dizde medial femoral kondilinin uzaklaştırılması ile ön çapraz bağın medialden görünüşü. (Strobel ve Stedtfeld, 1990'dan alınmıştır).



Şekil 2: Ön çapraz bağın femoral (A) ve tibial (B) yapışma yerleri ve kemiksel ilişkilerinin ortalama ölçümleri (Girgis ve ark., 1975'den alınmıştır).



Şekil 3: Ön çapraz bağ bileşenlerinin ekstansiyon ve fleksiyondaki şekil ve gerginlik değişiklikleri. Artan fleksiyonda anteromedial bant, A-A' daki gerilme, posterolateral bant B-B' daki gevşeme (Girgis ve ark.,1975'den alınmıştır).

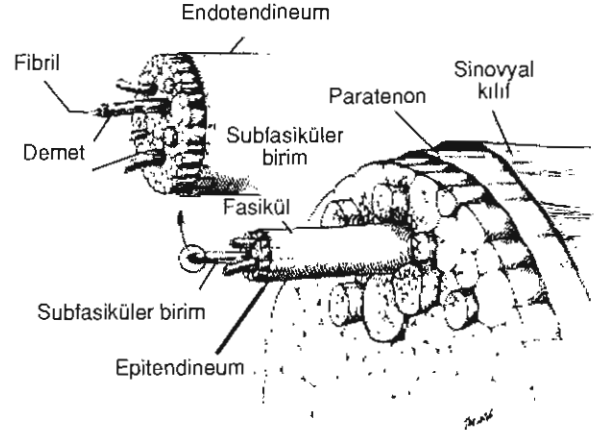
ral menisküs arka boynuzunun yapısına katılabilir (2,6). Ayrıca, ÖÇB'nin bazı lifleri tibiada, medial menisküs arka boynuzunun hemen önündeki küçük bir alana da güçlü bir biçimde yapışırlar (6). ÖÇB anatomik olarak çok belirgin olmayan fakat fonksiyonel açıdan iyi ayrılmış iki banttan oluşur. Bu bantlar tibiadaki yapışma yerlerine göre adlandırılırlar. Anteromedial bant (AMB) femurda posterior konveks alandan başlayıp tibiada anteromediale; posterolateral bant (PLB) ise femurda düz anterior alandan başlayıp tibiada posterolaterale yapışır (2,6). Diz fleksiyonda iken AMB, ekstansiyonda iken PLB gergindir (Şekil 3). Bu geçiş uyumlu bir şekilde gerçekleşir ve dizin her fleksiyon açısında bağın bir bölümü gergin kalarak tibianın öne doğru yer değiştirmesini engeller.

Genellikle kabul gören görüş ÖÇB'nin anatomik yapısının iki bantlı olduğudur. Ancak önce Norwood ve Cross (16), daha sonra Amis ve Dawkins (1), yaptıkları kadavra çalışmalarına dayanarak ÖÇB'nin üç bantlı (anteromedial, intermedier ve posterolateral bantlar) bir yapıya sahip olduğunu öne sürmüşlerdir. Bu yazarların ek olarak tanımladıkları intermedier bant tibiada, orta hatta, interkondiler emineniya ve AMB'nin lateraline yapışır. Femurda ise yapışma yeri AMB ve PLB'nin tam ortasındadır

Ön çapraz bağın topografik anatomisinin iyi bilinmesi bağ rekonstrüksiyonunda greftin izometri ilkesine en uygun biçimde yerleştirilmesi açısından kritik öneme sahiptir.

Mikro Anatomi

ÖÇB'nin temel yapı taşı kollajendir. 150-250 nm çapındaki kollajen fibrilleri, ligamanın uzun eksenine boyunca bir örgü halinde 1-20 µm çapında demetler oluştururlar. Bu demetler de subfasiküler birim denen 100-250 µm çapındaki yapıları oluştururlar. Subfasiküler birimler endotenon diye bilinen gevşek bir bağ dokusu ile çevrelenmişlerdir. Üç ila 20 sub-



Şekil 4: Ön çapraz bağın mikroskopik yapısı (Dye ve Cannon, 1988'den alınmıştır).

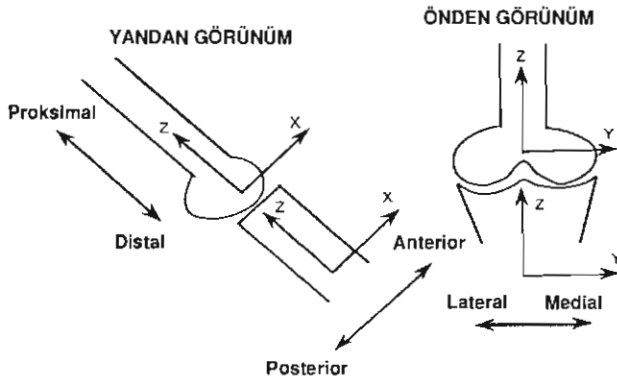
fasiküler birim birleşerek 250 µm ila birkaç milimetre çapındaki fasikülleri oluşturur. Epitenon ile sarılmış fasiküller ise helezonik şekilde femurdan tibiaya uzanarak ligamanı meydana getirirler. Tüm ligamanı en dıştan çevreleyen bağ dokusu ise paratenon diye adlandırılır (Şekil 4).

Esnek ligamentöz dokudan sert kemik dokusuna geçiş sırası ile fibrokartilaj ve mineralize fibrokartilaj dokudan oluşan bir bölge üzerinden olur. Ligamandan kemiğe geçişteki bu mikrostrüktürel değişim doku sertliğinde dereceli bir geçiş sağlar ve stres birikimini önler (2). Bu bölge aynı zamanda endosteal damarların ÖÇB içine geçmesini de engeller (3).

Ön çapraz bağın yapısındaki fibroblastları çevreleyen ekstrasellüler matriks büyük oranda Tip 1 kollajen ve sudan oluşur. Diğer matriks makromolekülleri proteoglikan, elastin, fibronektin ve Tip 3 kollajendir.

Nörovasküler anatomi

Ön çapraz bağ tamamen diz içine yerleşmiş olmasına karşın, posterior interkondiler mesafeden köken alan ve mezantere benzer sinovial bir kılıfla sarılmış ekstrasinoviyal bir oluşumdur. Kanlanması yoğun olarak orta geniküler arterden az miktarda da medial ve lateral inferior geniküler arterlerin terminal dallarından olmaktadır. Damarlar ÖÇB'a femoral yapışma yerinin arka yüzünden girerek sinovium içinde dallanırlar ve periligamentöz damar ağını oluştururlar. Bu damar ağı ÖÇB'nin bağ dokusunu besleyen endoligamentöz damar ağı ile anastomoz yaparak tüm ligamanı besleyen bir sistem oluşturur (3). Bu kanlanma biçimi parsiyel ÖÇB lezyonlarının değişken prognozu ile yakından ilişkilidir. Fleksiyondaki dizde ani yavaşlama travması ile tek başına AMB'nin hasar gördüğü lezyonlarda sağlam kalan bağın kanlanması bozulmadığı için prognoz iyi olmaya eğilimlidir. Buna karşın damarların bağa girdiği bölgedeki PLB'nin tek başına hasar gördüğü hipe-



Şekil 5: Femur ve tibia üzerinde tanımlanmış yerel koordinat sistemleri (Meglan 1989'dan alınmıştır)

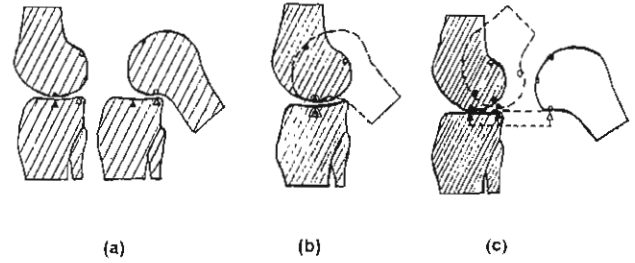
rekstansiyon travması yaralanmalarında tüm ligamanın kanlanması bozulacağı için prognoz kötü olabilir (18).

Ön çapraz bağın innervasyonu büyük ölçüde tibial sinirden köken alır. Az sayıda sinir demeti bağın fasikülleri arasında sonlanarak buradaki reseptörlere bağlanırlar. Reseptörler özellikle ÖÇB yapışma yerleri ile subsinovial bölgelerde yoğun olarak bulunurlar. Mekano ve nosiseptif modalitelerde olan bu reseptörlerin çoğu Ruffini tipi mekanoreseptörler ve serbest sinir uçlarıdır. Az sayıda Pacini tipi mekanoreseptörler de mevcuttur. Ruffini mekanoreseptörleri gerilmeye duyarlıdır ve dizin ekstansiyonu sırasında aktivite gösterirler. Pacini tipi mekanoreseptörler ise basıya duyarlı olup fleksiyon sırasında uyarılırlar. Serbest sinir uçları temel olarak eklem inflamasyonuna ve ağrıya duyarlıdır. Ayrıca, nöropeptidler salgılayarak lokal vazomotor kontrole de katkıda bulunurlar. Bu fonksiyonları ile normal doku homeostazında ve greft remodelajında düzenleyici rol alabilecekleri düşünülmektedir (8).

Diz eklemi kinematığında ön çapraz bağın işlevi:

Diz eklemi kompleks hareketler yapan bir eklem olduğundan eklem elemanlarının üç boyuttaki çeşitli konumlarını tanımlamak için femurun distal ucuna, tibianın proksimal ucuna üç boyutlu iki ayrı koordinat sistemi yerleştirmek uygun olur (Şekil 5). Eklem ekstansiyonda iken iki koordinat sistemi çakışır. Bu koordinat sistemleri esas alınarak eklem kinematik değişkenlerini tanımlamakta kullanılan klinik terminoloji Tablo I'de verilmiştir.

Eklem fleksiyona giderken femur ile tibianın birbirine göre hareketi başlıca iki hareketin karışımıdır: Kayma ve yuvarlanma. Bu sayede eklem dar bir hacim içinde fakat geniş açılarda hareket edebilir. Eğer femur tibia üzerinde sadece yuvarlan-



Şekil 6: İnsan dizinde kayma-yuvarlanma mekanizması. Femurun sadece rotasyonu (a)'daki, sadece kayması (b)'deki duruma yol açardı. Kayma-yuvarlanma (c)'deki gibi dar bir hacim içinde geniş bir fleksiyon aralığı sağlamaktadır.

Tablo I. Diz Eklemine Kinematik Değişkenlerini Tanımlamakta Kullanılan Klinik Terminoloji (Kurosaka, ve ark., 1987'den)

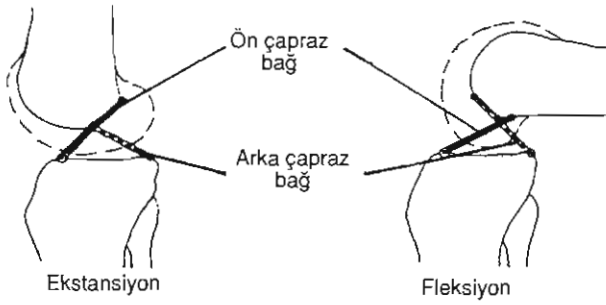
Eksen	Eksen üzerinde translasyon	Eksen etrafında rotasyon
x	anterior/posterior	addüksiyon/abdüksiyon (varus/valgus)
y	medial/lateral	fleksiyon/ekstansiyon
z	proksimal/distal (baskı/çekme)	içer/dışa

ma yapsaydı yaklaşık 45°'lik fleksiyonda tibia platosunun dışına çıkardı (Şekil 6a). Diğer taraftan, eğer femur tibia üzerinde sadece kaysa idi femur metafizi yaklaşık 130° fleksiyonda tibia platosunun arka kenarına çarpacağı için fleksiyon bu açı ile sınırlı olurdu (Şekil 6b). Oysa iki hareketin kombinasyonu sonucu femur tibia platosu üzerinde geniş açılarda hareket edebilmektedir (Şekil 6c). (15)

Diz eklemine aktif ve pasif kontrolü:

Diz eklemi, çevresindeki çeşitli kas grupları ile aktif olarak hareket ettirilir ve stabilize edilir (14). Eklem hareketi patellofemoral ve tibiofemoral eklem yüzeyleri ve ligamanlar tarafından pasif olarak sınırlanır. Ön çapraz bağ dizi stabilize eden dört ana ligamandan biridir ve tibianın femura göre öne kaymasını önler. Bunun yanı sıra, ÖÇB yetmezliği olan dizlerde, iç menisküs arka boynuzu, iç yan bağ (İYB) ve posteromedial kapsül tüm fleksiyon açılarında bu harekete karşı koyan ikincil stabilizörler olarak görev yaparlar. Dış yan bağ (DYB) ve posterolateral yapılar ekstansiyon sırasında öne kaymaya engel olurken, iliotibial bant ve midlateral kapsül 15°-90° aralığındaki fleksiyon açılarında öne kaymaya karşı koyarlar.

ÖÇB ayrıca, iç yan bağ (İYB) ve posteromedial yapıların yetmezliğinde, özellikle ekstansiyonda, iç



Şekil 7: Diz eklemindeki "four bar" kaldıraç mekanizması.

rotasyona direnen ikincil engel olarak görev yapar. İnternal rotasyon ve ekstansiyonda ÖÇB'nin lifleri arka çapraz bağ etrafında dönerek internal tibial torca karşı koyarlar. ÖÇB ve İYB'nin kombine yetmezliklerinde oluşan laksite, bu bağların "izole" yaralanmaları halinde görülenden daha fazladır. Diğer taraftan, ÖÇB, İYB ve posteromedial yapıların birlikte yaralanmaları halinde eksternal rotasyonda bir artış da meydana gelir. Tüm bunlara ek olarak ÖÇB, medial kolateral ligaman yetersizliğinde valgusu sınırlayan ikincil bir elemandır (20).

Daha önce de belirtildiği gibi dizin herhangi bir fleksiyonunda bu ligamanın bazı lifleri daima gergin durumdadır. PLB diz fleksiyona giderken gevşer, ekstansiyona giderken gerilir. AMB ise bunun aksi bir davranış gösterir.

Ön çapraz bağ diz eklemindeki dört elemanlı kaldıraç (four bar linkage) elemanlarından biridir. Diğer üç eleman, femur kondili, tibia platosu ve arka çapraz bağdan oluşur (Şekil 7). Bu modele göre çapraz bağlar dizin basit rotasyonel hareketlerini daha karmaşık bir harekete dönüştürürler. Böylece, çapraz bağlar eklemden gerçek birer dişli (gear) görevi yaparak eklem kinematiğinin temelini oluştururlar. Bu model iki boyutlu olmakla birlikte eklemden kayma-yuvarlanma ilişkisi, femurun krank mekanizması ve tibio-femoral eklem temas noktasının fleksiyonla arkaya kayması gibi önemli eklem özelliklerini açıklayabilir. Diz 0°-90° arasında fleksiyonda iken femur-tibia temas noktası yaklaşık 14 mm arkaya kayar.

Diz fleksiyonu sırasında diz ligamanlarının uzunluklarındaki değişimin minimum olması izometri kavramı olarak bilinmektedir. Daha önce de belirtildiği gibi ÖÇB tümü ile izometrik değildir. Ancak her fleksiyon açısı için bazı bantların uzunluğu değişmez.

ÖÇB'nin en önemli fonksiyonlarından biri de femurun vidalama hareketi ile tibia üzerindeki yerine oturmasında oynadığı kılavuzluk rolüdür (screw home mekanizması). Bu olay şöyle gerçekleşir: Diz 90° fleksiyonda iken ÖÇB gergindir. Fleksiyon 30°-40°'ye düştüğünde maksimal derecede gevşer ve

fleksiyon daha da azaldıkça hızla gerilir. Bunun sonucu olarak fleksiyonda tibia iç rotasyonu, ekstansiyonda ise dış rotasyonu gözlenir. Bu olayda femur lateral kondilinin medial kondilinden daha büyük bir yarıçapa sahip olması da rol oynar.

ÖÇB yetersizliğinin mekanizmaları:

ÖÇB yetersizliğine yol açan üç yaygın mekanizmadan söz edilebilir. Tahmin edileceği gibi bunların tümünün nedeni diz ekleminde ön çapraz bağı aşırı stres altına sokacak yüklerin uygulanmasıdır. Gerçi hiç bir hasar sadece bir doku ile sınırlı kalmaz, fakat hiper ekstansiyon ve ani yavaşlama sonucu ortaya çıkan aşırı iç rotasyon ÖÇB'nin tek başına hasarına neden olabilir. Ayrıca, eğer önceden bir medial kolateral ligaman yetersizliği mevcut ise fleksiyon-valgus-dışa rotasyon ÖÇB'ye zarar verebilir. Böyle bir hasara medial menisküs hasarı da eşlik edebilir. Son olarak, diğer iki durumdan daha nadir olmakla birlikte hiperfleksiyon da ÖÇB bağ hasarına yol açabilir.

ÖÇB elastik deformasyon sınırını aşan yükler altında kopar. Elastik sınırı aşan aşırı kuvvetler bağı önce plastik deformasyona uğratar. Kollajen fibrilleri arasındaki çapraz bağların kopması ile karakterize olan plastik deformasyon kalıcıdır. Bu durumda bağda makroskopik bir hasar gözlenmese bile laksite artmıştır. 2000 N dolayındaki kuvvetler altında ise bağ makroskopik olarak da kopar ve sonuç ÖÇB yetmezliğidir. Bağın elastikliğini azaltarak plastik deformasyon eşliğini düşüren en önemli faktör immobilizasyondur. Steroidler, yaşlanma, dolaşım sorunları ve tekrarlayan travmalar da daha az olarak aynı etkiyi gösterirler.

ÖÇB yetmezliği birçok soruna yol açabilir. ÖÇB yetmezliğinin doğrudan sonuçlarından biri femurun tibia üzerindeki kayma-yuvarlanma mekanizmasının bozulmasıdır. Bu durumda femur tibia üzerinde kaymaya başlamadan önce aşırı derecede yuvarlanacaktır. Başlangıçta ÖÇB yetmezliğinin getirdiği diz instabilitesi klinik açıdan ciddi bir sorun yaratmayabilir, hatta normal diz fonksiyonunu da etkilemeyebilir. Fakat bu durum femuru öne kaydıran hareketlerde dizin ikincil stabilizörlerinin aşırı derecede yüklenmelerine yol açacağından eklemden zamanla artan sıklıkla klinik instabiliteye neden olur.

Ayrıca, ÖÇB yetersiz ise ekstansiyon halindeki diz valgus ve iç rotasyon stresleri altında 30°-40° fleksiyona getirilirken destek noktası kayması (lateral pivot shift) görülür. Eklem bu kayma anından hemen önce muayene edilirse tibiada artan bir öne sublüksasyon gözlenir. Destek noktası kaymasından sonra sublüksasyon aniden azalır ve ulaşılan fleksiyon açısı için femur ve tibia birbirine göre bir kez daha normal konumlarına gelirler. Bu uyumsuzluk ilk 30°'lik fleksiyon için femurun tibia üzerinde

kaymadan yuvarlandığını ve böylece tibia platosu üzerinde aşırı geri bir konuma geldiğini gösterir.

ÖÇB yırtıklarının bir diğer sonucu da gelişebilecek olan menisküs yırtıklarıdır. Bu olumsuzluklar femurun menisküs üzerinde önce yuvarlanıp sonra geriye kaymasının direkt sonucudur ve zamanla meniskal yaralanmalara ek olarak ilerleyici kıkırdak hasarına da yol açar.

ÖÇB tamirinin biyomekanik kriterleri:

Diz ekleminin herhangi bir hasarı sonucu ÖÇB yetmezliği ortaya çıkarsa eklem stabilitesi bozulur ve eğer bu durum, yeterli fizik tedaviye rağmen hastanın günlük yaşamını etkileyebilecek boyutlara ulaşır veya hasta sporcu ise ÖÇB rekonstrüksiyonuna başvurulur. Melhorn ve Henning'in (1987) tahminlerine göre ÖÇB rekonstrüksiyon tekniğinin tarihi boyunca altmışı aşkın eklem içi rekonstrüksiyon tekniği tanımlanmıştır (13). Ancak son yıllarda otogreflerin kullanıldığı artroskopik yöntemler tercih edilmektedir. Rekonstrüktif cerrahiden başarılı sonuç almak için göz önüne alınması gereken en önemli kriterlerin greftin konumuna izometrik bir şekilde ve optimum başlangıç gerginliği (pretension) ile yerleştirilmesi olduğu kabul edilir (10,19, 22, 23)

Bir greftin izometrik olarak yerleştirilmesi demek, greftin dizin pasif hareketleri süresince greft uzunluğunun ve gerginliğinin fazla değişmeyeceği bir doğrultuda yerleştirilmesi demektir. Optimum başlangıç gerginliği ise greft gerginliğinin normal eklem kinematiğine olanak sağlayacak bir değere ayarlanması anlamına gelir. Bu iki kritere ilişkin çok sayıda araştırma yapılmıştır. (4, 7, 11,12, 17, 19)

Kaynaklar:

- Amis AA, Dawkins GP. Functional Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament; Fibre Bundel Actions Related To Ligament Replacements And Injuries. *J Bone Joint Surg* 73 (B): 260-267, 1991.
- Amoczky ST. Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament. *Clin Orthop* 172:19 -25, 1983.
- Amoczky ST. Blood Supply to the Anterior Cruciate Ligament and Supporting Structures. *Orthop Clin North Am* 16: 15-28, 1985.
- Bylski DI, Grood ES, Hefzy MS, Holden JP and Butler DL. Anterior Cruciate Ligament Replacements: A Mechanical Study of Femoral Attachment Location, Flexion Angle at Tensioning and Initial Tension. *J Orthop Res*, 8: 522-531, 1990.
- Dye SF, Cannon WJD. Anatomy and Biomechanics of Anterior Cruciate Ligament. *Clin Sports Med* 7:715-725, 1988.
- Girgis FG, Marshall JL, Monajem AR. The Cruciate Ligaments of the Knee Joint; Anatomical, Functional and Experimental Analysis. *Clin Orthop* 106: 216-231, 1975.
- Hefzy MS, Grood ES and Noyes FR. Factors Affecting the Region of most Isometric Femoral Attachments, Part II: The anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 17 : 208-216, 1989.
- Hogervorst T, Brand RA : Mechanoreceptors in Joint Function. *J Bone Joint Surg* 80-A: 1365-1378, 1998.
- Kurosaka M, Yoshiya S and Andrich JT. A Biomechanical Comparison of Different Surgical Techniques of Graft Fixation: Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med*, 15 : 225-229, 1987.
- Lewis JL, Lew WD, Hill JA, Hanley P, Ohland K, Kirstukas S and Hunter RE. Knee Joint Motion and Ligament Forces Before and After ACL Reconstruction. *J Biomech Eng* 111: 97-106, 1989.
- Lewis JL, Lew WD, Engebretsen L, Hunter RE and Kowalczyk C. Factors Affecting Graft Force in Surgical Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament. *J Orthop Res* 8(4): 522-531, 1990.
- Meglan JF. Quantification of Knee Motion. Master's Thesis. The Ohio State University, 1989.
- Melhorn J and Henning C. The Relationship of the Femoral Attachment Site to the Anterior Cruciate Ligament Graft. *Am J Sports Med* 15: 539-542, 1987.
- Morris' Human Anatomy: A complete systematic treatise. Schaeffer JP (Ed). The Blakiston Company, New York, 1951, p. 348.
- Müller W. The Knee: Form, Function and Ligament Reconstruction. Springer-Verlag, Berlin, 1983.
- Norwood LA, Cross MJ. Anterior Cruciate Ligament: Functional Anatomy of its Bundles in Rotatory Instabilities. *Am J Sports Med* 7: 23-26,1979.
- Penner DA, Daniel DM, Wood P and Mishra D. An In Vitro Study of Anterior Cruciate Ligament Graft Placement and Isometry. *Am J Sports Med* 16: 238-243, 1988.
- Salley PI, Feagin JA. Basic science of the Cruciate Ligaments. In: Operative Arthroscopy. McGinty JB, Caspari B, Jackson RW, Poehling GG (Eds). Lippincott. Raven, Philadelphia, Second Edition, 1996, pp. 477-497.
- Sapega, AA, Moyer RA, Schneck C and Komalahiranya N. Testing for Isometry during Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament'. *J Bone Joint Surg* 72-A: 263-267, 1990.
- Shapiro MS, Markolf KL and Finerman GAM. The Effect of Medial Instability on Measured Force in the ACL. *Trans Ortho Res Soc*, 15: 517, 1990.
- Strobel M, Stedfeld H-W. Anatomy, Proprioception, Biomechanics: *Diagnostic Evolution of the Knee*. Springer-Verlag;10: 2-48,1990.
- Terrill DM, Zuelzer WA, Çelebi G, Berme N and De Santis M. The Effects of Anterior Cruciate Ligament Pretension on the Kinematics of the Human Knee. Trans of the Comb Meeting of Ortho Res Soc of USA, Japan and Canada. Banff, Alberta, 1991.
- Yoshiya SJ, Andrich T, Manley MT and Bauer TW. Graft Tension in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med* 15: 464-469, 1987.

Yazışma adresi

Uzman Dr. Can Hürel

El Mikrocerrahi Ortopedi ve

Travmatoloji Hastanesi, İzmir