



## Ön çapraz bağ yaralanması sonrası cerrahi tedavide tespit seçenekleri

### Fixation alternatives in the surgical treatment of anterior cruciate ligament injury

Tahsin Beyzadeoğlu<sup>1,2</sup>, Kerem Yıldırım<sup>1,3</sup>, Tuna Pehlivanoğlu<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Beyzadeoğlu Klinik, Ortopedi ve Travmatoloji, İstanbul

<sup>2</sup>Haliç Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Yüksekokulu, İstanbul

<sup>3</sup>İstanbul Gelişim Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Yüksekokulu, İstanbul

<sup>4</sup>İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, İstanbul

Ön çapraz bağ (ÖÇB) rekonstrüksiyonunda greft tespitinin amacı, kemik tüneller içerisinde biyolojik kemik-greft tespiti tamamlanana kadar, günlük aktivite ve fizyoterapide yeterli olacak düzeyde bir tespit kuvveti sağlamaktır. Günümüzde bu amaca yönelik çok sayıda ve değişik özellikte implant tasarlanmış ve üretilmiştir. Bu implantlardan herhangi birinin tercih edilmesinde implantların mekanik özellikleri kadar; tünel içi greft iyileşmesine etkileri, ameliyat sonrası görüntülemelerde artefakt yaratmaları, neden olabilecekleri muhtemel biyolojik reaksiyonlar, implant çıkarma gereksinimleri ve ÖÇB revizyon cerrahisi sırasında zorluk yaratıp yaratmayacakları gibi özellikleri de önemlidir. Tespit materyali, erken dönemde fizyoterapiye izin verilebilecek stabiliteyi sağlamalı ve greftin iyileşmesi için uygun ortamın oluşmasına engel olmamalıdır. İdeal bir tespit yöntemi bulunmamakla birlikte, her tespit yöntemi ve materyalinin kendine özgü avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. ÖÇB rekonstrüksiyonu yapacak ortopedik cerrah, tüm bu tespit yöntemleri ve implantlara hakim olmalı; her bir implantın değişik özelliklerini göz önünde bulundurarak her hastaya ve olguya göre uygun tespit yöntem ve materyaline karar vermelidir.

**Anahtar sözcükler:** ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu; ÖÇB; tespit materyali

The purpose of graft fixation in anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction is to provide a fixation force sufficient for daily activity and physiotherapy until biological bone-graft detection is completed within the bone tunnels. Many devices with different features have been designed and manufactured for this purpose. In the preference of any of these devices; as well as their mechanical properties; features such as their effects on intra-tunnel graft healing, their artifact in postoperative imaging, possible biologic behavior, possible need for implant removal and whether they will cause difficulties during ACL revision surgery are also important. The fixation device should provide the stability that physiotherapy can be allowed in the early period and should not disrupt the formation of a suitable environment for graft healing. Although there is no ideal fixation method, each method and device have their own advantages and disadvantages. The orthopedic surgeon who will perform ACL reconstruction must be familiar with all these fixation methods and devices; and should decide for the appropriate fixation method and device for each patient considering their different characteristics.

**Key words:** anterior cruciate ligament reconstruction; ACL; fixation device

Ön çapraz bağ (ÖÇB) rekonstrüksiyonunda greft tespitinin amacı, kemik tüneller içerisinde biyolojik kemik-greft tespiti tamamlanana kadar, günlük aktivite ve fizyoterapide yeterli olacak düzeyde bir tespit kuvveti sağlamaktır. Günümüzde bu amaca yönelik çok sayıda ve değişik özellikte implant tasarlanmış ve üretilmiştir. Bu implantlardan herhangi birinin tercih edilmesinde implantların mekanik özellikleri kadar; tünel içi greft

iyileşmesine etkileri, ameliyat sonrası görüntülemelerde artefakt yaratmaları, neden olabilecekleri muhtemel biyolojik reaksiyonlar, implant çıkarma gereksinimleri ve ÖÇB revizyon cerrahisi sırasında zorluk yaratıp yaratmayacakları gibi özellikleri de önemlidir. Tespit materyali, erken dönemde fizyoterapiye izin verilebilecek stabiliteyi sağlamalı ve greftin iyileşmesi için uygun ortamın oluşmasına engel olmamalıdır.

- İletişim adresi: Prof. Dr. Tahsin Beyzadeoğlu, Beyzadeoğlu Klinik, Bağdat Cad. No:333/8 Erenköy, 34738 İstanbul  
Tel: 0216 - 360 50 60 e-posta: info@beyzadeoglu.com
- Geliş tarihi: 2 Nisan 2020 Kabul tarihi: 14 Nisan 2020

## GREFT BİYOMEKANIĞI

ÖÇB rekonstrüksiyonu cerrahisinde en yaygın olarak kullanılan iki greft tipi kemik - patellar tendon - kemik (*bone-tendon-bone*, BTB) ve hamstring tendon (HT) otogreftleridir. Yapılan çalışmalarda; BTB greft kullanılan olgularda ilk altı hafta<sup>[1]</sup>, HT grefti kullanılan olgularda ise ilk 12 hafta<sup>[2]</sup> süresince, tüm ÖÇB rekonstrüksiyonunun zayıf halkalarının greft-tünel tespit bölgeleri olduğu gösterilmiştir. Doğal ÖÇB'nin iflas öncesi maksimum yüklenme kuvvetinin 1730-2160 N<sup>[3,4]</sup> olduğu, buna karşılık 10 mm kalınlığında BTB greftinin kopma kuvvetinin 2977 N<sup>[5]</sup>, HT greftinin kopma kuvvetinin ise 4000 N<sup>[6]</sup> olduğu gösterilmiştir. Bu durumda ÖÇB rekonstrüksiyonunun erken dönemdeki dayanıklılığı tümüyle cerrahi tespit yöntemine bağlıdır.

## FEMORAL VE TİBİAL TÜNEL TESPİT FARKLILIKLARI

Femoral tünel ve tibial tünel tespitleri arasında iki temel farklılık vardır. Birincisi; proksimal tibia kemik mineral yoğunluğu distal femura oranla daha düşüktür ve bu durum interferans vida tespitinde önem arz eder. İkinci farklılık ise ÖÇB grefti üzerine etki eden kuvvetin doğrultusunun tibial tarafta tünele paralel, femoral tarafta ise tünele oblik olmasıdır.<sup>[7]</sup> Bu nedenle tibial greft tespit bölgesi ÖÇB rekonstrüksiyonunun en zayıf noktası olarak kabul edilir.<sup>[8]</sup>

## TESPİT MATERYALLERİ

ÖÇB greft tespit materyalleri greftin hangi noktada tespit edildiğine göre tünel içi, tünel dışı ve askı (kortikal buton) materyaller olarak üç gruba ayrılabilir (Tablo 1).

### Tespit Noktası ve Greft Hareketi

ÖÇB greftinin tünel içindeki hareketinin, greft iyileşmesi üzerine olumsuz etkisi olduğu<sup>[9]</sup> ve tünel genişlemesine neden olabileceği<sup>[10]</sup> gösterilmiştir. İki tür tünel içi greft hareketi tanımlanmıştır. Bunlardan biri, greftin tünel içindeki uzunlaşmasına hareketi olan “*bungee* etkisi”; diğeri ise greftin tünel içindeki yatay hareketini tanımlayan “*windshield wiper*” (cam sileceği) etkisidir.

Tünel içi greft hareketinin tünel girişinde minimum, tünel çıkışında ise maksimum olduğu ve tünel girişinde uygulanan tespit yöntemlerinin tünel çıkışında uygulanan askı sistemlere oranla daha az tünel içi greft hareketine izin verdiği, hayvan deneyleri ve biyomekanik çalışmalarla gösterilmiştir.<sup>[9,11,12]</sup> Ancak bu farklılığın istatistiksel önem arz edecek düzeyde olmadığını gösteren kadavra çalışmaları da mevcuttur.<sup>[13]</sup> Yapılan klinik çalışmalarda ise greft tespit yerinin tünel girişinde ya da tünel dışında olmasının tünel genişlemesi, stabilize ya da fonksiyonel sonuçlar açısından, istatistiksel anlamlı bir farka neden olmadığı görülmüştür.<sup>[14-16]</sup> Tespit noktasının yeri ile klinik sonuçlar arasında doğrudan bir ilişki bulunamamıştır.

### İnterferans Vidaları

İnterferans vidaları tünel girişinde grefti eklem yüzeyine yakın bir noktada tünel duvarına komprese ederek sağlam bir tespit sağlarlar. Uzun süredir hem HT hem de BTB greftler ile kullanımlarında başarılı sonuçlar bildirilmiştir.<sup>[17]</sup> Ancak yumuşak doku greftlerinin tespitinde uyguladıkları bası ile greftin mekanik özelliklerini zayıflatabilecekleri ve iyileşmesini olumsuz yönde etkileyebilecekleri yönünde endişeler mevcuttur. Bir hayvan modelinde, interferans vidası ile tespit edilen tendon otogreftlerinin tamamının iflas bölgelerinin vida ile tespit noktaları olduğu görülmüştür.<sup>[18]</sup>

İnterferans vidalarının iflas öncesi maksimum yüklenme kuvveti farklı çalışmalarda 390 N<sup>[19]</sup> ile 790 N<sup>[20]</sup> arasında bildirilmiştir. Ancak bu kuvveti etkileyebilecek pek çok faktör bulunmaktadır. Bu faktörler vidanın boyu, çapı, pozisyonu ve tünel içindeki sapması; tünel ve vida boyutları arasındaki orantısal fark; kortikospongiyöz ya da spongiyöz tespit yapılması ve vidanın yerleştirilmesi için uygulanan tork kuvveti olarak sıralanabilir.

Vida boyunun etkisi tartışmalıdır. Daha uzun vidaların daha sağlam bir tespit sağladığını işaret eden çalışmalar bulunsa da bunun aksine, farklı vida boylarının sağladıkları tespit kuvvetleri arasında istatistiksel anlamlı bir fark bulunmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur.<sup>[21,22]</sup> Bunun yanında; uygulanan vidanın

**Tablo 1.** ÖÇB rekonstrüksiyonunda kullanılacak greft tespit materyali çeşitleri

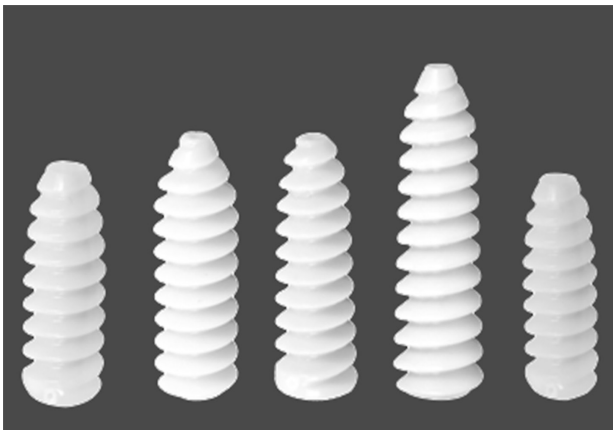
Tünel içi tespit materyalleri	Askı tespit materyalleri	Tünel dışı tespit materyalleri
İnterferans vidaları	Kortikal butonlar	U çivileri ( <i>staples</i> )
Dübel-vida sistemi		Vida-dişli pul sistemleri
<i>Cross-pin</i> 'ler		Vida-dışı sistemleri
Transfemoral askı pinler		



**Şekil 1.** Değişik boy ve çaplarda metal interferans vidaları (Arthrex®, FL, ABD).



**Şekil 2.** Greft tespiti femoral tünelde metal interferans vidası ve tibial tünelde vida-dikiş sistemi ile yapılan 27 yıllık bir olgunun anteroposterior ve lateral grafileri.



**Şekil 3.** Değişik boy ve çaplarda biyo-emilir interferans vidaları (Arthrex®, FL, ABD).

boyu ne olursa olsun, vida ucunun tibial platoya kadar uzanması durumunda tespit gücünde bir fark olmayacağı da gösterilmiştir.<sup>[23]</sup>

Vida çapının artırılması hem HT hem de BTB greftlerinin tespit gücünü artırmaktadır.<sup>[20]</sup> Özellikle HT greft kullanımında biyo-emilir interferans vidası ile tespit, tünel çapından 1 mm daha geniş çapa sahip bir vida kullanılması önerilmektedir.<sup>[24]</sup> Ancak geniş çaplı vida kullanımında, vidanın yumuşak doku greftini lasere edebileceği de unutulmamalıdır.

İnterferans vidasının HT greftinin dört bacağı arasında tünel içinde konsantrik uygulanması tendon-kemik temas yüzeyini artırarak biyolojik tespit gerçeğe geçişi yüzey alanını genişletecektir. Ancak yapılan kadavra çalışmaları ve biyomekanik çalışmalarda vidanın konsantrik ve eksantrik uygulamaları ile ilk anda (*time zero*) sağlanan tespit güçleri arasında fark tespit edilememiştir.<sup>[25]</sup>

Vida doğrultusunun tünel içindeki 20°'den büyük sapmalarının biyomekanik olarak tespit gücünü azalttığı bilinmekle birlikte bu sapma ile stabilite ya da klinik sonuçlar arasında korelasyon kurabilmiş bir klinik çalışma mevcut değildir.<sup>[26]</sup>

Kortikospongiyöz tespit, spongiyöz tespite oranla daha güçlü bir tespit sağlar. Döngüsel yüklenme altındayken, spongiyöz tespit sonrası ölçülen iflas kuvvetlerinin kortikospongiyöz tespit sonrası ölçülen kuvvetlerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha küçük olduğu da biyomekanik olarak gösterilmiştir.<sup>[27]</sup>

Vidanın yerleştirilmesi sırasında uygulanan tork kuvveti de, tespit iflası öncesi uygulanabilecek maksimum kuvvet hakkında bir öngörü sağlayabilir<sup>7</sup>. Metal interferans vidalarının yerleştirilmesi için gereken tork kuvveti biyo-emilir vidaların yerleştirilmesi sırasında uygulanan kuvvetten daha büyüktür.<sup>[28]</sup>

Biyomekanik çalışmalarda metal interferans vidalarının (Şekil 1 ve 2) iki ile üç yıl arası bir sürede emilen biyo-emilir interferans vidalarına (Şekil 3) oranla daha güçlü bir tespit sağladığı ve iflas öncesi daha büyük bir kuvvete karşı dayanabildiği gösterilmiş olsa da revizyon cerrahisi sırasında implantların çıkartılması gerekliliği ve ameliyat sonrası çekilen MR görüntülemelerinde artefakt oluşturmaları gibi dezavantajları bulunmaktadır. Yapılan meta-analizlerde ise biyo-emilir vida uygulamalarında implant kırılması, femoral tünel genişlemesi ve eklem içi effüzyonun uzun sürmesi gibi komplikasyonlara metal interferans vidası uygulamalarından daha sık rastlanmıştır. Ancak her iki vida tipi karşılaştırıldığında, hem HT hem de BTB uygulamalarında klinik ve fonksiyonel sonuçlar açısından anlamlı fark saptanmamıştır.<sup>[29]</sup>

### Dübel-Vida Sistemleri

Dübel-vida sistemi, vidanın tünel içinde konsantrik yerleşimini sağlayarak yumuşak doku tendon grefti bacakları ile kemik tünel duvarı arasında homojen bir sürtünme yüzeyi ve geniş temas alanı sağlanması hedeflenerek geliştirilmiştir. Sıyırılma iflas için gereken kuvvetlerin karşılaştırıldığı biyomekanik çalışmalar arasında bu sistemlerin diğer mevcut sistemlerden üstün olduğu, aralarında anlamlı fark bulunmadığı ya da diğer sistemlerin dübel-vida sistemlerine üstün olduğu şeklinde birbiriyel çelişen sonuçlar bildirilmiştir.<sup>[30-32]</sup> Bu sistem ile ilgili yapılan klinik çalışmalar kısıtlı olmakla birlikte, dübel-vida sisteminin diğer tespit yöntemleriyle karşılaştırıldığı ileriye dönük bir klinik çalışmada klinik ya da istatistiksel sonuçlar açısından anlamlı bir fark saptanmamıştır.<sup>[33]</sup>

### Cross-Pin Sistemleri

Greftin gövdesinden transvers olarak geçirilerek greftin kemiğe tespitini sağlamayı amaçlayan biyo-emilir *cross-pin* sistemleri, HT ve BTB greftleri ile birlikte femoral ve tibial tünel tespitinde başanlı bir biçimde kullanılmışlardır. Sağladıkları en büyük avantaj, muhtemel bir revizyon ameliyatında tünel içinde kalmış herhangi bir implant bulunmayacağından zorluk oluşturmamaktır. Biyomekanik olarak diğer sistemlere üstün olduğunu bildiren çalışmalar bulunduğu gibi, tam tersi bildiren çalışmalar da mevcuttur.<sup>[34,35]</sup> Klinik çalışmalarda ise klinik sonuçlar açısından metal veya biyo-emilir interferans vidaları ya da kortikal butonlar ile *cross-pin* sistemleri arasında anlamlı fark saptanmamıştır.<sup>[36-39]</sup>

### Transfemoral Askı Pinleri

Yumuşak doku greftleri, femoral tünel içinde metal ya da biyo-emilir bir transvers askı pini (Şekil 4) çevresinde



Şekil 4. Metal transfemoral askı pini (Arthrex®, FL, ABD).

180° döndürülerek bu pin üzerine asılmak suretiyle tünel içinde fikse edilebilir. Transfemoral askı pinlerinin, diğer tespit sistemleri ile karşılaştırıldıkları bir biyomekanik çalışmada tüm sistemler arasında en yüksek iflas öncesi maksimum yük taşıma kapasitesine sahip oldukları gösterilmiştir.<sup>[20]</sup> Ancak bu sistemin uygulaması komplikasyonlara açık olduğu gibi, uygulama sonrasında pinin kırılması ya da kemik tünel dışına migrasyonu gibi sorunlarla karşılaşabilmektedir.<sup>[40,41]</sup> Klinik sonuçlar açısından transfemoral askı pini kullanılması ile biyo-emilir interferans vidası ya da kortikal buton kullanılması arasında anlamlı fark bulunmamaktadır.<sup>[42,43]</sup>

### Kortikal Butonlar

Kortikal butonlar ile hem femoral hem de tibial tünelde HT ve BTB greftlerin askı tespit sağlanabilmektedir. Butonlar konusunda, HT greftin tünel içi longitudinal hareketi nedeniyle tünel genişlemesi oluşması yönünde endişeler olsa da<sup>[10]</sup>; diğer yöntemler karşısında en az tünel genişlemesinin buton kullanılan hastalarda meydana geldiğini gösteren çalışmalar da bulunmaktadır.<sup>[44]</sup>

Butonların mükemmel tespit sağladıkları ve iflas öncesinde oldukça büyük kuvvetlere kadar dayanabildikleri (1086 N)<sup>[20]</sup> biyomekanik olarak gösterilmiştir. Birçok klinik çalışmada ise kortikal buton kullanılan ÖÇB rekonstrüksiyonu olgularında mükemmel stabilite ve fonksiyonel sonuçlar bildirilmiştir.<sup>[16]</sup> Primer rekonstrüksiyonun buton kullanılarak yapılmış olduğu olguların revizyonunda ise ek bir cerrahi zorluk ortaya çıkmamaktadır.

Butonların implantın grefte sabit uzunlukta bir ilmek ile bağlandığı sabit uzunluklu (Şekil 5) ya da uzunluğu ayarlanabilen bir ilmek ile bağlandığı ayarlanabilir çeşitleri (Şekil 6 ve 7) mevcuttur. Sabit uzunluklu butonların uygulanmasında birtakım zorluklarla karşılaşılabilir. Açılacak tünelin uzunluğu ve kullanılacak butonun boyu önceden hesaplanmalı, tünel bu hesaba uygun olacak derinlikte açılmalıdır. Planlama ya da uygulama esnasında yapılacak hatalar neticesinde implantın korteksten dışarı alınamaması, kemik korteks üzerine sıkıca oturtulamaması ya da tünel içinde kalan greft uzunluğunun yetersiz kalması gibi sorunlar doğabilmektedir. Uzunluğu ayarlanabilen butonların kullanımı, tünel uzunluğu ve yerleşimi fark etmeksizin istenilen boyda implant kullanımına ve kemik tünelin tümüyle greft ile doldurulabilmesine imkan sağlamaları ile söz konusu sorunların doğmasına engel olur. Ancak ayarlanabilir butonlar her ne kadar yeterli iflas öncesi uygulanabilir kuvvet direncine (780N) sahip olsalar da döngüsel yüklenme ile greft-implant bağlantısını sağlayan ayarlanabilir ilmeğin uzayabileceği; bunun da tünel genişlemesi, instabilite ya da iflasa neden olabileceği gösterilmiştir.<sup>[45-47]</sup>



**Şekil 5.** Greft tespiti femoral tünelde sabit ilmekli kortikal butonla, tibial tünelde ise biyo-emilir interferans vidası ve U çivisi ile yapılan bir olgunun anteroposterior ve lateral grafileri



**Şekil 6.** Greft tespiti, femoral ve tibial tünellerin her ikisinde de ayarlanabilir ilmekli kortikal butonlar ile yapılarak, “tamamı içeride” (*all-inside*) tekniği uygulanan bir olgunun anteroposterior ve lateral grafileri.



**Şekil 7.** Ayarlanabilir ilmekli kortikal buton (Arthrex®, FL, ABD).

## U Çivileri

U çivileri HT ve BTB greft kullanımında tünel dışı tespit için kullanılabilir (Şekil 5). Biyomekanik açıdan interferans vidaları ya da vida-dikiş sistemlerine kıyasla iflas öncesi daha küçük kuvvetlere direnebildikleri gösterilmiştir.<sup>[48]</sup> Ayrıca uzun dönemde diz çökme sırasında diz ağrısına neden olabilmeleri nedeniyle U çivilerinin çıkartılması gerekebilir.

## Vida-Dişli Pul Sistemleri

HT grefti ile yapılan ÖÇB rekonstrüksiyonu için özel üretilmiş vida-dişli pul sistemleri tendon greftini tibial tünel dışında korteks üzerine komprese ederek tespit sağlayabilir. Bu sistemin iflas öncesi maksimum yüklenme kuvveti iki farklı çalışmada 765 ve 945 N olarak bildirilmiştir.<sup>[20,49]</sup> İnterferans vidalarıyla karşılaştırıldığı bir hayvan modelinde, bu sistemin sağlamlığı ve dayanıklılığının ilk dört hafta sonunda interferans vidasına kıyasla daha yüksek olduğu bildirilmiştir.<sup>[49]</sup> Vida-dişli pul sistemi ile ilgili dezavantajlar, klinik deneyim ve çalışmaların az olmasının yanında mekanik şikayete neden olan implantların iyileşme sonrasında çıkartılmasının ve bu esnada implanta sıkıca tutunan kortikal kemiğin de eksizye edilmesinin gerekebilmesidir.

## Vida-Dikiş Sistemleri

HT ya da BTB greftinin ucu, kemiğe uygulanmış olan bir vidaya serbest dikişlerle tespit edilebilir (Şekil 2). Ancak bu şekilde gerçekleştirilen tespit mekanik özelliklerinin interferans vidalarının mekanik direnç ve dayanıklılığına kıyasla daha düşük olduğu gösterilmiştir.<sup>[48]</sup> Belirgin olarak korteksten yüksek seviyede bulunan vidanın mekanik şikayetlere neden olması durumunda da biyolojik tespit gerçekleşmesi sonrasında implantın çıkartılması gerekebilir. Bir diğer dezavantaj ise vida-dikiş sistemleri ile ilgili klinik deneyim ve çalışmanın sınırlı düzeyde olmasıdır.

ÖÇB rekonstrüksiyonunda kullanılabilen çeşitli tespit materyallerinin avantaj ve dezavantajları Tablo 2’de<sup>[50]</sup> özetlenmiştir.

## SONUÇ

ÖÇB rekonstrüksiyonunda kullanılacak değişik tipte ve özellikte tespit materyalleri mevcuttur. Tespitin amacı BTB greftinde altı haftada, HT greftinde üç ayda gerçekleşen biyolojik tespit ve iyileşme tamamlanana kadar günlük aktivitelere ve erken dönemde fizyoterapiye izin verecek düzeyde mekanik stabilite sağlamaktır. İdeal bir tespit yöntemi olmamakla birlikte her yöntemin kendine özgü avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Cerrah, her bir implantın değişik özelliklerini göz önünde bulundurarak her hastaya ve olguya göre uygun tespit yöntem ve materyaline karar vermelidir.

**Tablo 2.** ÖÇB rekonstrüksiyonunda kullanılan çeşitli tespit materyallerinin avantaj ve dezavantajları<sup>50</sup>

Tespit materyali	Avantajları	Dezavantajları
Metal interferans vidası (MİV)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Mükemmel eski sonuçlar</li> <li>Düşük komplikasyon oranı</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>MR görüntüleme artefakt</li> <li>Revizyonda zorluk</li> </ul>
Biyo-emilir interferans vidası	<ul style="list-style-type: none"> <li>MİV ile benzer klinik sonuçlar</li> <li>Kolay revizyon</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Vida kırılması riski</li> <li>Uzamış efüzyon</li> <li>Tünel genişlemesi</li> </ul>
Dübel-vida sistemi	<ul style="list-style-type: none"> <li>Konsantrik vida yerleşimi</li> <li>Geniş greft-kemik temas yüzeyi</li> <li>Sadece vidaya oranla daha yüksek radyal kuvvetler</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sınırlı sayıda klinik çalışma</li> </ul>
Cross-pin	<ul style="list-style-type: none"> <li>Basit revizyon</li> <li>Diğer implantlarla benzer klinik sonuçlar</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>İmplant kırılması riski</li> </ul>
Transfemoral askı pini	<ul style="list-style-type: none"> <li>Büyük iflas öncesi yüklenme kuvveti</li> <li>Diğer implantlarla benzer klinik sonuçlar</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>İmplant kırılması riski</li> </ul>
Kortikal buton	<ul style="list-style-type: none"> <li>Mükemmel eski sonuçlar</li> <li>Basit revizyon</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Ayarlanabilir butonlarda uzama riski</li> </ul>
U çivisi	<ul style="list-style-type: none"> <li>Makul iflas öncesi yüklenme kuvveti (ancak diğer implantlara oranla daha küçük)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sınırlı sayıda klinik çalışma</li> <li>İmplant çıkarma gerekliliği</li> </ul>
Vida-dişli pul sistemi	<ul style="list-style-type: none"> <li>Büyük iflas öncesi yüklenme kuvveti</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sınırlı sayıda klinik çalışma</li> <li>Komplike implant çıkarma ihtiyacı</li> </ul>
Vida-dikiş sistemi	<ul style="list-style-type: none"> <li>Makul iflas öncesi yüklenme kuvveti (ancak diğer implantlara oranla daha küçük)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sınırlı sayıda klinik çalışma</li> <li>İmplant çıkarma gerekliliği</li> </ul>

## KAYNAKLAR

- Papageorgiou CD, Ma CB, Abramowitch SD, Clineff TD, Woo SL-Y. A multidisciplinary study of the healing of an intraarticular anterior cruciate ligament graft in a goat model. *Am J Sports Med* 2001;29(5):620-6. [Crossref](#)
- Goradia VK, Rochat MC, Kida M, Grana WA. Natural history of a hamstring tendon autograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in a sheep model. *Am J Sports Med* 2000;28(1):40-6. [Crossref](#)
- Noyes FR, Butler DL, Groot ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66(3):344-52. [Crossref](#)
- Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex: the effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 1991;19(3):217-25. [Crossref](#)
- Cooper DE. Biomechanical properties of the central third patellar tendon graft: effect of rotation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998;6(5):S16-9. [Crossref](#)
- Hamner DL, Brown CH Jr, Steiner ME, Hecker AT, Hayes WC. Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81(4):549-57. [Crossref](#)
- Brand JC, Pienkowski D, Steenlage E, Hamilton D, Johnson DL, Caborn DNM. Interference screw fixation strength of a quadrupled hamstring tendon graft is directly related to bone mineral density and insertion torque. *Am J Sports Med* 2000;28(5):705-10. [Crossref](#)
- Aga C, Rasmussen MT, Smith SD, Jansson KS, LaPrade RF, Engebretsen L, Wijdicks CA. Biomechanical comparison of interference screws and combination screw and sheath devices for soft tissue anterior cruciate ligament reconstruction on the tibial side. *Am J Sports Med* 2013;41(4):841-8. [Crossref](#)
- Rodeo SA, Kawamura S, Kim HJ, Dymbil C, Ying L. Tendon healing in a bone tunnel differs at the tunnel entrance versus the tunnel exit: an effect of graft-tunnel motion? *Am J Sports Med* 2006;34(11):1790-800. [Crossref](#)
- Höher J, Möller HD, Fu FH. Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction: fact or fiction? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998;6(4):231-40. [Crossref](#)
- Ishibashi Y, Rudy TW, Livesay GA, Stone JD, Fu FH, Woo SLY. The effect of anterior cruciate ligament graft fixation site at the tibia on knee stability: evaluation using a robotic testing system. *Arthroscopy* 1997;13(2):177-82. [Crossref](#)
- Tsuda E, Fukuda Y, Loh JC, Debski RE, Fu FH, Woo SLY. The effect of soft-tissue graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction on graft-tunnel motion under anterior tibial loading. *Arthroscopy* 2002;18(9):960-7. [Crossref](#)
- Brown CH Jr, Wilson DR, Hecker AT, Ferragamo M. Graft-bone motion and tensile properties of hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament femoral graft fixation under cyclic loading. *Arthroscopy* 2004;20(9):922-35. [Crossref](#)
- Clatworthy MG, Anear P, Bulow JU, Bartlett RJ. Tunnel widening in anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective evaluation of hamstring and patellar tendon grafts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1999;7(3):138-45. [Crossref](#)

15. Lubowitz JH, Schwartzberg R, Smith P. Cortical suspensory button versus aperture interference screw fixation for knee anterior cruciate ligament soft-tissue allograft: a prospective, randomized controlled trial. *Arthroscopy* 2015;31(9):1733–9. [Crossref](#)
16. Prodromos CC, Joyce BT, Shi K, Keller BL. A meta-analysis of stability after anterior cruciate ligament reconstruction as a function of hamstring versus patellar tendon graft and fixation type. *Arthroscopy* 2005;21(10):1202e1–9. [Crossref](#)
17. Pinczewski LA, Lyman J, Salmon LJ, Russell VJ, Roe J, Linklater J. A 10-year comparison of anterior cruciate ligament reconstructions with hamstring tendon and patellar tendon autograft: a controlled, prospective trial. *Am J Sports Med* 2007;35(4):564–74. [Crossref](#)
18. Weiler A, Peine R, Pashmineh-Azar A, Abel C, Südkamp NP, Hoffmann RF. Tendon healing in a bone tunnel. Part I. biomechanical results after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy* 2002;18(2):113–23. [Crossref](#)
19. Milano G, Mulas PD, Zirano F, Piras S, Manunta A, Fabbriani C. Comparison between different femoral fixation devices for ACL reconstruction with doubled hamstring tendon graft: a biomechanical analysis. *Arthroscopy* 2006;22(6):660–8. [Crossref](#)
20. Kohn D, Rose C. Primary stability of interference screw fixation: Influence of screw diameter and insertion torque. *Am J Sports Med* 1994;22(3):334–8. [Crossref](#)
21. Brown CH Jr, Hecker AJ, Hipp JA, Myers ER, Hayes WC. The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament grafts. *Am J Sports Med* 1993;21(6):880–6. [Crossref](#)
22. Black KP, Saunders MM, Stube KC, Moulton MJR, Jacobs CR. Effects of interference fit screw length on tibial tunnel fixation for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2000;28(6):846–9. [Crossref](#)
23. Stadelmaier DM, Lowe WR, Ilahi OA, Noble PC, Kohl HW. Cyclic pull-out strength of hamstring tendon graft fixation with soft tissue interference screws. Influence of screw length. *Am J Sports Med* 1999;27(6):778–83. [Crossref](#)
24. Weiler A, Hoffmann RFG, Siepe CJ, Kolbeck SF, Südkamp NP. The influence of screw geometry on hamstring tendon interference fit fixation. *Am J Sports Med* 2000;28(3):356–9. [Crossref](#)
25. Simonian PT, Sussman PS, Baldini TH, Crockett HC, Wickiewicz TL. Interference screw position and hamstring graft location for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1998;14(5):459–64. [Crossref](#)
26. Harvey AR, Thomas NP, Amis AA. Fixation of the graft in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87(5):593–603. [Crossref](#)
27. Harvey AR, Thomas NP, Amis AA. The effect of screw length and position on fixation of four-stranded hamstring grafts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee* 2003;10(1):97–102. [Crossref](#)
28. Pena F, Grontvedt T, Brown GA, Aune AK, Engebretsen L. Comparison of failure strength between metallic and absorbable interference screws: influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, bone mineral density and interference. *Am J Sports Med* 1996;24(3):329–34. [Crossref](#)
29. Mascarenhas R, Saltzman BM, Sayegh ET, Verma NN, Cole BJ, Bush-Joseph C, Bach BR. Bioabsorbable versus metallic interference screws: a systematic review of overlapping meta-analysis. *Arthroscopy* 2015;31(3):561–8. [Crossref](#)
30. Kousa P, Jarvinen TLN, Vihavainen M, Kannus P, Jarvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II. tibial site. *Am J Sports Med* 2003;31(2):182–8. [Crossref](#)
31. Coleridge SD, Amis AA. A comparison of five tibial-fixation systems in hamstring-graft anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2004;12(5):391–7. [Crossref](#)
32. Smith KE, Garcia M, McAnuff K, Lamell R, Yakacki CM, Griffis J, Higgs GB, Gall K. Anterior cruciate ligament fixation: is radial force a predictor of the pullout strength of soft-tissue interference screws? *Knee* 2012;19(6):786–92. [Crossref](#)
33. Harilainen A, Sandelin J. A prospective comparison of 3 hamstring fixation devices; rigidfix, bioscrew and intrafix; randomized into 4 groups with 2 years of follow-up. *Am J Sports Med* 2009;37(4):699–706. [Crossref](#)
34. Zantop T, Weimann A, Wolle K, Musahl V, Langer M, Petersen W. Initial and 6 weeks postoperative structural properties of soft tissue anterior cruciate ligament reconstructions with cross-pin or interference screw fixation: an in vivo study in sheep. *Arthroscopy* 2007;23(1):14–20. [Crossref](#)
35. Ahmad CS, Gardner TR, Groh M, Arnouk J, Levine WN. Mechanical properties of soft tissue femoral fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2004;32(3):635–40. [Crossref](#)
36. Ibrahim SAR, Ghafar SA, Marwan Y, Mahgoub AM, Misfer AA, Farouk H, Wagdy M, Alherran H, Khirait S. Intratunnel versus extratunnel autologous hamstring double-bundle graft for anterior cruciate ligament reconstruction. A comparison of 2 femoral fixation procedures. *Am J Sports Med* 2014;43(1):161–8. [Crossref](#)
37. Frosch S, Rittstiegl A, Balcerek P, Walde TA, Schüttrumpf JP, Wachowski MM, Stürmer KM, Frosch KH. Bioabsorbable interference screw versus bioabsorbable cross pins: influence of femoral graft fixation on the clinical outcome after ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20(11):2251–6. [Crossref](#)
38. Stengel D, Casper D, Bauwens K, Ekkernkamp A, Wich M. Bioresorbable pins and interference screws for fixation of hamstring tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction surgery. A randomized controlled trial. *Am J Sports Med* 2009;37(9):1692–8. [Crossref](#)
39. Volpi P, Marinoni L, Bait C, Galli M, de Girolamo L. Tibial fixation in anterior cruciate ligament reconstruction with bone-patellar tendon-bone and semitendinosus-gracilis autografts. A comparison between bioabsorbable screws and bioabsorbable cross-pin fixation. *Am J Sports Med* 2009;37(4):808–12. [Crossref](#)
40. Lee YS, Ahn JH, Kim JG, Park JH, Park JW, Kim CB, Lee SW. Analysis and prevention of intra-operative complication of TransFix fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2008;16(7):639–44. [Crossref](#)
41. Choi NH, Son KM, Yoo SY, Victoroff BN. Femoral tunnel widening after hamstring anterior cruciate ligament reconstruction with bioabsorbable transfix. *Am J Sports Med* 2012;40(2):383–7. [Crossref](#)
42. Price R, Stoney J, Brown G. Prospective randomized comparison of endobutton versus crosspin femoral fixation in hamstring anterior cruciate ligament reconstruction with 2-year follow-up. *ANZ J Surg* 2010;80(3):162–5. [Crossref](#)
43. Rose T, Hepp P, Venus J, Stockmar C, Josten C, Lill H. Prospective randomized clinical comparison of femoral transfixation versus bioscrew fixation in hamstring tendon ACL reconstruction: a preliminary report. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14(8):730–8. [Crossref](#)

44. Bartlett RJ, Clatworthy MG, Nguyen TNV. Graft selection in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br* 2001;83-B(5):625-34. [Crossref](#)
45. Barrow AE, Pilia M, Guda T, Kadrmaz WR, Burns TC. Femoral suspension devices for anterior cruciate ligament reconstruction: do adjustable loops lengthen? *Am J Sports Med* 2014;42(2):343-9. [Crossref](#)
46. Johnson JS, Smith SD, LaPrade CM, Turnbull TL, LaPrade RF, Wijdicks CA. A biomechanical comparison of femoral cortical suspension devices for soft tissue anterior cruciate ligament reconstruction under high loads. *Am J Sports Med* 2014;43(1):154-60. [Crossref](#)
47. Petre BM, Smith SD, Jansson KS, PP de Meijer, Hackett TR, LaPrade RF, Wijdicks CA. Femoral cortical suspension devices for soft tissue anterior cruciate ligament reconstruction. A comparative biomechanical study. *Am J Sports Med* 2012;41(2):416-22. [Crossref](#)
48. Kurosaka M, Yoshiya S, Andrish JT. A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1987;15(3):225-9. [Crossref](#)
49. Singhatat W, Lawhorn KW, Howell SM, Hull ML. How four weeks of implantation affect the strength and stiffness of a tendon graft in a bone tunnel: a study of two fixation devices in an extraarticular model in ovine. *Am J Sports Med* 2002;30(4):505-13. [Crossref](#)
50. Herickhoff PK, Safran MR, Yung P, Chan KM. Pros and Cons of Different ACL Graft Fixation Devices. In: Nakamura N, Zaffagnini S, Marx RG, Musahl V, editors. *Controversies in the Technical Aspects of ACL Reconstruction: An Evidence-Based Medicine Approach*, Berlin: Springer Verlag; 2017. pp.277-88.