

Biyomekanikğin ön çapraz bağ rekonstrüksiyonuna katkıları

Contribution of biomechanics to anterior cruciate ligament reconstruction

Savio L-Y. WOO, Sinan KARAOĞLU, Özgür DEDE

Musculoskeletal Research Center, Department of Bioengineering University of Pittsburgh

Ortopedik cerrahlar ve biyomühendisler, biyomekanikği yıllardır ön çapraz bağın (ÖÇB) karmaşık yapısı hakkında bilgi edinme ve daha iyi bir ÖÇB rekonstrüksiyonu yöntemi geliştirmede kullanmışlardır. Matematik modeller ve robotik test sistemleri gibi yeni yöntemler, çoklu serbestlik derecesinde diz kinematikğini, *in situ* kuvvetleri ve ÖÇB'nin biyomekanik özelliklerini ölçmede kullanılmıştır. Bu derlemede, örnekler verilerek biyomekanikğin, greft seçimi, tünel yerleşimi, başlangıç greft gerginliği, tespit yöntemleri ve tünel-greft iyileşmesi gibi ÖÇB rekonstrüksiyonunun önemli noktalarının gelişimine nasıl katkıda bulunduğu vurgulanacaktır. Ayrıca, tek bant ÖÇB rekonstrüksiyonundan, daha anatomik olan çift bant ÖÇB rekonstrüksiyonuna geçiş irdelenecektir. Son olarak, gelecekte biyomekanikğin, ÖÇB rekonstrüksiyonunun daha başarılı hale getirilebilmesinde, özellikle *in vivo* verileri kullanarak, nasıl katkıda bulunabileceği tartışılacaktır.

Anahtar sözcükler: Ön çapraz bağ/yaralanma/cerrahi; biyomekanik; diz eklemi/fizyopatoloji/cerrahi.

For years, bioengineers and orthopedic surgeons have applied the principles of biomechanics to gain valuable information about the complex function of the anterior cruciate ligament (ACL), as well as to improve the design of replacement grafts for ACL reconstruction. New experimental tools, such as robotic testing systems and mathematical models have been used to measure the multiple degree-of-freedom (DOF) knee kinematics, *in situ* forces, and biomechanical properties of the ACL. This manuscript will review specific examples of how biomechanics has impacted surgical reconstruction of the ACL by improving technical factors such as graft selection, tunnel placement, initial graft tension, graft fixation, and graft tunnel healing. Evolution of the single-bundle ACL reconstruction to the more anatomical double-bundle reconstruction will be featured. Finally, the future role of biomechanics to facilitate *in vivo* data for further improvement of ACL reconstruction will be discussed.

Key words: Anterior cruciate ligament/injuries/surgery; biomechanics; knee joint/physiopathology/surgery.

Geçtiğimiz birkaç 10 yılda, ortopedik cerrahlar ve biyomühendisler ön çapraz bağın (ÖÇB) karmaşık işlevi ve diz stabilitesine katkılarını anlamada kullanılacak verileri elde etmek için biyomekanikği kullanmışlardır. Bilgisayar ve teknolojideki gelişmeler, rekonstrüksiyonların başarısında etkili olan faktörlerin daha iyi anlaşılmasını sağlamıştır.

Kliniğe yansması olan bu biyomekanik çalışmaları, tedavi yöntemlerini geliştirme ve rekonstrüksiyonların sonuçlarını iyileştirme çabalarının önemli bir parçasıdır. Gerek uzun gerekse kısa takip süreli

çalışmalar, ÖÇB rekonstrüksiyonundan sonra hala hastaların bir kısmının (%11-32) yeterli memnuniyet düzeyine ulaşmadığını göstermektedir.^[1-5] Ayrıca, ÖÇB rekonstrüksiyonunun dejeneratif eklem hastalığını önlemede yeterli olmadığını gösteren çalışmalar da vardır.^[6]

Bu derlemede, normal ÖÇB'nin karmaşık işlevini anlamada olduğu kadar, ÖÇB rekonstrüksiyonlarının geliştirilmesinde de biyomekanikğin nasıl bir etkisinin olduğu gözden geçirilecektir. Günümüzde greft seçimi, tünel yerleşimi, greft tespiti, başlangıç

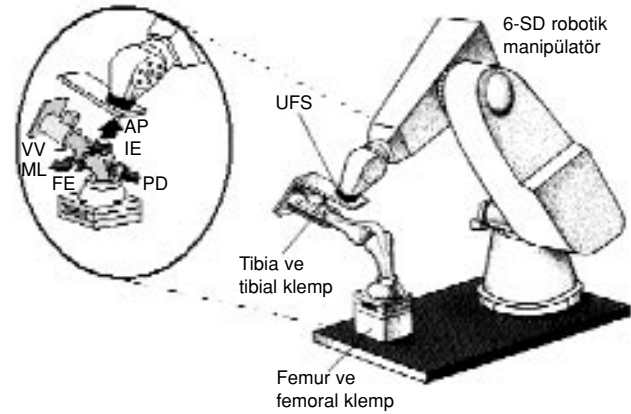
greft gerginliği, rehabilitasyon yöntemleri gibi birçok faktörün ÖÇB rekonstrüksiyonunun sonucunu etkileyebileceği bilinmektedir. Klinisyenlerin yukarıda belirtilen faktörlerin farkında olması çok önemlidir; bu nedenle, biyomekaniğin ÖÇB rekonstrüksiyonunun geliştirilmesine olan etkilerini gösteren spesifik örnekler verilecektir. Son olarak da, biyomekaniğin ÖÇB rekonstrüksiyonunun daha başarılı hale getirilebilmesinde gelecekte nasıl katkıda bulunabileceği tartışılacaktır.

Normal ÖÇB işlevi – ÖÇB biyomekaniğini araştırmada kullanılan sistemler

Ön çapraz bağ, diz hareketlerini 6 serbestlik derecesinde (six degrees of freedom) stabilize etmek üzere mükemmel düzenlenmiş bir anatomik yapıya sahiptir. Ön çapraz bağa ait stres ve strain gibi biyomekanik verileri ve *in situ* kuvvetleri olduğu kadar, çoklu serbestlik derecesinde diz kinematiğinin ölçümüne yarayacak hem deneysel hem de matematiksel metotlar geliştirilmiştir. Tüm bu niceliksel verilerle bir temel oluşturulduğunda, değişik rekonstrüksiyon yöntemlerinin biyomekanik değerlerinin sağlam ÖÇB değerlerine ne kadar yaklaştığı tartışılabilir.^[7-9]

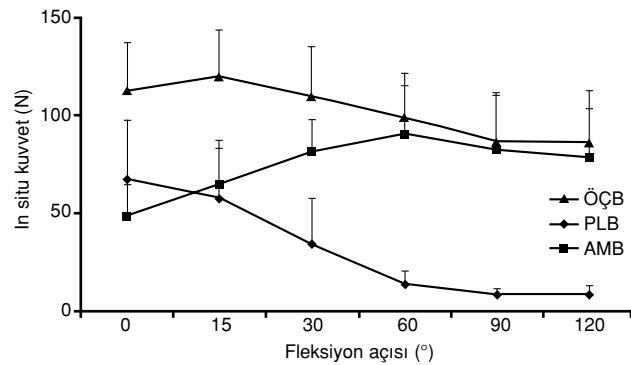
On yıldan daha fazla bir süre önce, araştırma merkezimizde (MSRC) yumuşak dokulardaki, özellikle de dize dıştan uygulanan bir yüklenme durumunda ÖÇB'ye binen *in situ* yüklerin ölçümüne yarayan, robotik manipülatör ve evrensel yük-hareket algılayıcının (Universal Force-moment Sensor, UFS) birleştirildiği eşsiz bir test sistemi geliştirilmiştir (Şekil 1).^[10]

Bu sistem, diz ekleminde her yöndeki rotasyon ve translasyonları hassas bir şekilde algılayıp aynen tekrar edebilmekte, bu da ÖÇB'ye fiziksel bir temas olmadan *in situ* yükleri ölçmeye imkan vermektedir. Robotun 6 serbestlik derecesinde kinematiği hassas olarak kaydedip, hareketi aynen tekrar edebilme yeteneği, bizim aynı kadavra dizinde değişik senaryoları (örneğin sağlam, ÖÇB yırtık ve ÖÇB rekonstrüksiyonu yapılmış diz senaryoları) test edip karşılaştırabilmemizi mümkün kılmaktadır. Bu da hem istatistiksel gücü hem de test için gerekli kadavra diz sayısını azaltmaktadır. Bu yeni ve etkili test sistemi sayesinde, ligament ve menisküslerin kinematik ve *in situ* yükleri hakkında literatüre birçok yeni bilgi kazandırılmıştır. Bu test yönteminin nasıl bir ilerleme sağladığını merak eden okuyucuların araştırma merkezimizden yayınlanmış bazı yazıları okumalarını öneririz.^[11,12]



Şekil 1. Musculoskeletal Research Center'de (MSRC) geliştirilen robotik/UFS test sisteminin çizimi. Oklar diz eklemindeki anatomik aksları göstermektedir. AP: Anterior/posterior; IE: İnternal/eksternal; PD: Proksimal/distal; VV: Varus/valgus; ML: Medial/lateral; FE: Fleksiyon/ekstansiyon.

Söz konusu robotik/UFS test sistemini kullanarak ÖÇB'nin, daha da önemlisi anteromedial (AM) ve posteolateral (PL) bantların bütün fleksiyon ve ekstansiyon derecelerinde oynadıkları rolleri ortaya koymak mümkün olmuştur (Şekil 2). Örneğin 134 N anterior tibial yük uygulandığında, 15° ve 90° fleksiyonda ÖÇB'ye binen *in situ* yükler sırasıyla, 119±24 N ve 86±30 N olarak bulunmuştur. Ayrıca, tam ekstansiyonda iken PL banta (67±30 N) AM banttan (48±16 N) daha fazla *in situ* yük bindiği, 90° fleksiyonda ise AM banta (85±29 N) PL banttan (8±3 N) çok daha fazla yük bindiği gösterilmiştir (Şekil 2).^[7] Aynı dize 15° fleksiyonda, 10 Nm valgus ve 5 Nm internal tibial rotasyon kombine yüklenmesi uygulandığında (Pivot shift simülasyonu), AM



Şekil 2. 134 N anterior tibial yük altında normal ÖÇB'deki *in situ* kuvvet ve AM-PL bantları arasındaki kuvvet dağılımı. Gabriel MT, Wong EK, Woo SL, ve ark.dan izin alınarak uyarlanmıştır. ÖÇB: Ön çapraz bağ; PLB: Posteolateral bant; AMB: Anteromedial bant.

bant 30 ± 15 N ve PL bant 21 ± 11 N *in situ* yük taşımaktadır. Anteromedial bant, PL banttan daha fazla *in situ* yük taşımaya karşın, PL bant, yapışma yeri femoral tarafta daha lateralde olması nedeniyle, rotatuar stabiliteyi sağlamada daha önemli bir rol oynamaktadır.^[8,13] Rotatuar ve anterior diz stabilitesinde ÖÇB'nin rolü konusunda daha geniş bilgi edinmek isteyen okuyucular bununla ilgili önceki yayımlarımızdan yararlanabilirler.^[14]

Ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu – Biyomekanik rolü

Robotik/UFS test sistemiyle, sağlam ÖÇB verileri, rekonstrükte edilmiş bir dizdeki kinematikler, ÖÇB grefti üzerine binen *in situ* yükler elde edilebilir. Böylece, ÖÇB rekonstrüksiyonunun etkinliği, özellikle de greft seçimi, tünel yerleşimi, başlangıç greft gerginliği, tespit yöntemleri gibi değişkenlerin etkinliği, normal diz verileriyle karşılaştırılarak değerlendirilebilir.

Greft seçimi: İdeal greft seçiminde, greft materyalinin normal ÖÇB yapısal özelliklerinde olması amaçlanmaktadır. Geçmişteki birçok greft seçeneği arasından, kemik patellar tendon kemik (KPTK) ya da dört katlı semitendinosus ve grasilis (4STG) tendon otogreftleri tercih edilen greftler olarak günümüze ulaşmıştır.^[15] On milimetre genişliğindeki KPTK grefti 210 ± 65 N/mm katılık (stiffness) ve 1784 ± 580 N taşıma yükü (ultimate load) özelliklerine sahip iken, bu değerler insan femur-ÖÇB-tibia kompleksi için 242 ± 28 N/mm katılık ve 2160 ± 157 N taşıma yükü özelliklerine sahiptir.^[16,17] KPTK greftinin greftinin kemik bloğunun olması, kemik tünel içinde iyi bir tespit avantajını da beraberinde getirmektedir. Diğer yandan, ön diz ağrısı, artrofibrozis ve donör saha sorunları gibi bazı istenmeyen yönleri de vardır.^[15,18] Diğer bir seçenek olarak hamstring tendon otogreftlerinde, tek bant semi tendinosus kullanımından 4STG kullanımına doğru gelişim yaşanmıştır. Dört kat kullanıldığında (4STG) bu greft 776 ± 204 N/mm katılık ve 4090 ± 295 N taşıma yükü değerlerine sahiptir.^[19] Bir yandan 4STG göreceli olarak düşük donör saha sorununa sahip iken, kemik tünel içinde gecikmiş tendon-kemik iyileşmesi gibi bir dezavantaj söz konusudur.^[20] Ayrıca, kemik blok içermemesi nedeniyle transvers yönde 0.2 mm tünel içi greft hareketi olduğu gösterilmiştir ki, bu etkiyle greft-kemik iyileşmesi daha da yavaşlayabilir.^[21]

Tünel yerleşimi: Greft tüneli yerleşimi, özellikle de femoral taraftaki tünel yerleşimi uzun yıllar tar-

tışma konusu olmuştur. Geçmişte, ÖÇB greftinin izometrik yerleşimi önerilirdi. Buna karşın, biyomekanik çalışmalar bu yerleşimin doğru olmadığını gösterdi. Zira diz hareketleri sırasında ÖÇB izometrik değildir. Yine, günümüze kadar femoral tünel açarken büyük çoğunluk AM bantın yapışma yerini, yani sağ dize önden bakıldığında saat 11 pozisyonunu seçmiştir. Ancak, biyomekanik araştırmaların sonuçları, rotatuar stabiliteyi sağlamak için tünelin daha lateralde oluşturulması gerektiğini göstermiştir. Bu nedenle, tüneli daha laterale, PL bantının ayak izine doğru (saat 10 pozisyonu) oluşturma eğilimi ortaya çıkmıştır. Bunlara ek olarak, biyomekanik veriler grefti AM veya PL yapışma yerine fikse etmenin anterior tibial yüklenmeye karşı denk miktarda direnç gösterdiğini, ancak daha laterale yerleştirilen PL insersiyonunun rotatuar yüklenme altında daha üstün stabilite sağladığını göstermiştir. Buna karşın, yine de sağlam bir dizin sahip olduğu rotatuar stabiliteyi sağlayamamaktadır.^[22]

Dahası, tünel pozisyonu değerlendirilirken, frontal plana (saat pozisyonu) ek olarak sagittal plan da hesaba katılmalıdır.^[23] Ön çapraz bağ revizyon cerrahileri büyük oranda tünelin sagittal planda kötü yerleştirilmesi nedeniyle yapılmaktadır.^[24] Biyomekanik veriler femoral tünelin anterior-posterior pozisyonunun ÖÇB rekonstrüksiyonu sırasında, saat pozisyonundan daha önemli olduğunu göstermiştir. Sagittal planda, ÖÇB ayak izinin posterior 1/3'ü normal diz kinematiklerini sağlamak için en uygun tünel pozisyonudur.^[25,26]

Tibial tünelin ÖÇB insersiyonunun posterioruna santral olarak açılması gerektiği şeklinde görüş birliği vardır, bu yerleşim PL bantının insersiyonuna yakındır ve tavan sıkışmasını önlemek için bu şekilde planlanmıştır.^[24]

Başlangıç greft gerginliği: Cerrahi sırasında tespitten hemen önce grefte uygulanan gerginlik eklem kinematiklerini ve greft üzerindeki kuvvetleri etkileyebilir. Robotik/UFS sistemini kullanarak yapılan bir çalışmada, 88N başlangıç greft gerginliğinin dizde aşırı kısıtlamaya neden olduğu gösterilmiştir; 44N ise anterior tibial translasyonu normal diz seviyesine getirmiştir.^[27] Greft gerginliğinin fiksasyondan sonra kısa süre içinde, tendonun viskoelastik özellikleri nedeniyle %50'ye varan oranlarda azaldığı hatırlanmalıdır.^[28,29] Bu nedenle, nispeten yüksek başlangıç gerginliği önerilmektedir; ancak, kesin cevaplar henüz bilinmemektedir.^[30]

Greft tespiti: İdeal olarak, greft ve tespit cihazının birlikte katılığının normal ÖÇB katılık değerine yakın olması gerekir (242 ± 28 N/mm).^[17] KPTK grefti için, kemik blokların kemik tüneller içinde interferans vidasıyla tespit edilmesi sonrası oluşan kompleks katılığı 51 ± 17 N/mm'dir; bu değer normal ÖÇB katılığının çok altındadır.^[31] 4STG için ise staple, sütür-düğme, kansellöz vidalar, sütür postu, yumuşak doku pulları, titanyum düğme/polyester teyp, interferans vidası ve çapraz pinler gibi pek çok değişik tespit cihazları kullanılmaktadır. Proksimalde titanyum düğme/polyester teyp (endobutton), distalde sütür postları ile yapılan bir hamstring greft tespiti 42 ± 23 N/mm katılığa sahiptir ki, bu değer yukarıda gösterilen KPTK greft tespitine yakındır.^[31] Sonuç olarak, biyomekanik veriler greft tespitiyle oluşan komplekslerin katılıklarının hem greftlerin, hem de normal ÖÇB'nin katılığından çok düşük olduğunu göstermiştir.

Tespit cihazlarının etkileri, greftin tünel içindeki hareketi açısından da değerlendirilebilir. Keçiler üzerinde yapılan bir çalışmada, titanyum düğme/polyester teyp ile tespit edilen yumuşak doku greftinin tünel içindeki uzunlamasına hareketinin 0.8 ± 0.4 mm, yanlara hareketinin ise 0.5 ± 0.2 mm olduğu gösterilmiştir. Buna karşın, biyolojik olarak yıkılabilen interferans vidasıyla tespit edilen greftin tünel içindeki longitudinal hareketi 0.2 ± 0.1 mm, transvers hareketi ise 0.1 ± 0.1 mm bulunmuştur. Ayrıca, anterior tibial yük uygulandığında, endobutton ile yapılan rekonstrüksiyonların anterior tibial translasyonları, interferans vidasıyla yapılan rekonstrüksiyonlardan daha fazla bulunmuştur (5.3 ± 1.2 mm'ye karşılık 4.2 ± 0.9 mm).^[21]

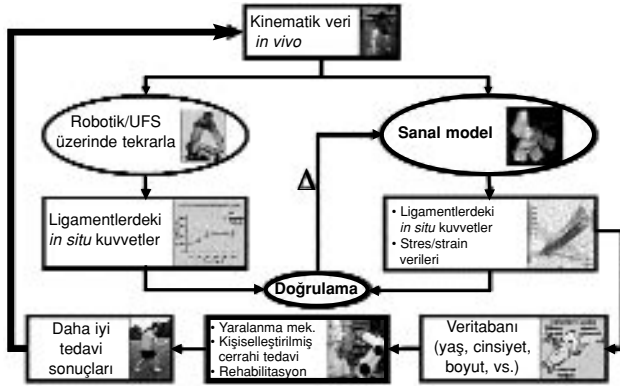
Greft tünel iyileşmesi: Hayvan modellerinde, tendon-kemik integrasyonunun 12 hafta kadar bir süre aldığı gösterilmiştir.^[20,32] Bu olayı hızlandırmak için, çeşitli büyüme faktörleri kullanılmış ve sekiz hafta sonunda taşıma yükünde %80 oranında bir artış görülmüştür.^[33,34] Yakın zamanda yapılan bir çalışmada, tendon üzerine periost iliştirilip kemik tünel içine gömüldüğünde daha üstün ve güçlü bir iyileşme olduğu gösterilmiştir.^[35] Tavşanlarda, semitendinosus tendonu modelinde, adenoviral gen transferi teknikleri kullanılarak "bone morphogenetic protein-2" tendon-kemik arayüzüne yapılmış (AdBMP-2) ve sonuçta iyileşmede olumlu gelişme sağlanmıştır. Katılık ve taşıma yükü değerleri kontrol grubunda

sırasıyla 17 ± 8 N/mm ve 45 ± 18 N iken, tedavi grubunda 29 ± 7 N/mm ve 109 ± 51 N bulunmuştur.^[33] Bu erken sonuçlar cesaret vericidir. Biyolojik faktörlerin tendon-kemik iyileştirmesini desteklemek için kullanılması gelecek vaad etmektedir. Ancak, klinik uygulamaya geçmeden önce uygulama zamanı ve dozaj konularında ileri çalışmalar yapılması şarttır.

Anatomik "çift bant" ÖÇB rekonstrüksiyonunun değerlendirilmesi: Dizin hareketi sırasında AM ve PL bantları üzerindeki yük dağılımının eşit olmadığı biyomekanik çalışmalarla gösterilmiştir.^[7,8,36,37] Ön çapraz bağın, diz anterior tibial ve kombine rotatuar yüklere maruz kaldığı zaman fonksiyon gösterdiği bilinmektedir; bu nedenle, ÖÇB'nin yerini alacak greft bu yüklenme durumları düşünülerek planlanmalıdır. Halen, ÖÇB rekonstrüksiyon yöntemleri sadece AM bantının oluşturulmasını hedeflemektedir; çünkü, bilindiği gibi bu bant anterior tibial yüklere karşı koymaktadır.^[14,38] Ancak, greftin femur veya tibia aksisinin merkezine yakın yerleştirilmesi, rotatuar yüklere etkili bir şekilde karşı koyamamasına neden olabilmektedir.^[22]

Bu nedenle, özellikle Avrupa ve Japonya'da, hem AM hem de PL bantı rekonstrükte ederek anatomik bir yapı oluşturulması önerilmiştir.^[39-42] Araştırma merkezimizde elde edilen veriler çift bantla rekonstrüksiyonun, tek bant rekonstrüksiyonuyla karşılaştırıldığında, normale daha yakın kinematik ve *in situ* kuvvetlerle sonuçlandığını göstermiştir. Bu sonuçlar çift bantla yapılan rekonstrüksiyonun biyomekanik olarak daha avantajlı olduğunu göstermektedir. Normal dizlerde, 134 N anterior tibial yük altında anterior tibial translasyon, tam ekstansiyonda 4.1 ± 0.6 mm ile 30° fleksiyonda 6.4 ± 2.4 mm arasında bulunmuştur. Tek bantla yapılan rekonstrüksiyonda aynı değerler sırasıyla 3.8 ± 2.3 mm ve 10.2 ± 2.4 mm'dir. Çift bantla yapılan rekonstrüksiyonda ise anterior tibial translasyon 4.4 ± 2.2 mm ile 7.8 ± 2.3 mm olarak bulunmuştur. Kombine rotatuar yükler altında, anatomik çift bant rekonstrüksiyonuyla elde edilen *in situ* kuvvet, normal ÖÇB'nin %91'idir; tek bant rekonstrüksiyonunda ise bu değer normalin sadece %66'sıdır ($p<0.05$).^[43] Araştırma merkezimizden bu konuda yayınlanan üç makaleyi, bu konuda tam bir bakış açısı elde etmek isteyen okuyuculara öneriyoruz.^[22,43,44]

Anatomik çift bağ rekonstrüksiyonu daha karmaşık bir cerrahi teknik gerektirmektedir. Bu teknik iki ayrı greft gerektirir ve greft kaybını engellemek için



Şekil 3. Biyomekaniğin tedavi sonuçlarını iyileştirmeye katkılarının geleceğini *in vivo* kinematik verilerden yola çıkarak özetleyen akış şeması.^[11]

her iki greftin de aşırı yüklenmesini önlemek gerekir. Özellikle PL grefti daha kısa ve daha ince olduğu için risk altındadır. Bu nedenle, önemli bir konu greftlerin uygun diz fleksiyon açılarında tespit edilmesidir. Araştırma merkezimizde, AM ve PL greftleri 30 derecede aynı anda tespit edildiğinde, PL greftindeki *in situ* kuvvetin normal PL bantına göre belirgin miktarda yüksek olduğunu (%46) bulduk. Anteromedial greft 60°, PL grefti tam ekstansiyonda tespit edildiğinde ise, AM grefti normal AM bantı ile karşılaştırıldığında %34 daha fazla kuvvet taşıyordu.^[45] Anatomik çift bant rekonstrüksiyonu yaparken uygun tespit açılarını bulmak için ileri çalışmalar gerekmektedir.

Ön çapraz bağ cerrahisinin geleceği – Biyomekaniğin önemli rolü

In vitro biyomekanik çalışmalar ÖÇB ve ÖÇB greftlerinin fonksiyonlarının anlaşılabilmesi için çok önemli rol oynamışlardır. Ancak, artık *in vivo* aktiviteler sırasında çoklu serbestlik derecelerinde diz kinematiği ölçümlerinin yapılmasının zamanı gelmiştir. Birkaç yıl önce bu yaklaşımın gerekliliğini fark ederek bir akış şeması planladık (Şekil 3).^[46] Öncelikle *in vivo* kinematikleri ölçebilmek için yeterli teknoloji gerekmektedir (0.1 mm ve 0.1 derece yanılma payında). Daha sonra elde edilen kinematik veriler robot kullanılarak kadavra dizleri üzerinde tekrarlanıp ÖÇB ve ÖÇB greftleri üzerindeki kuvvetler belirlenebilir. Ek olarak, aynı veriler bilgisayar modellerine girilerek kuvvetler üzerinde tahminler yürütülebilir. Eğer robot verileriyle bilgisayar modellerinin tahminleri eşleşirse modeller geçerli demektir. Daha sonra, bu modeller kullanılarak ÖÇB

içindeki stres ve strain dağılımları hesaplanabilir, dahası robotla taklit edilemeyecek karmaşık hareketler sırasındaki *in situ* kuvvetler hesaplanabilir.

Sonuç olarak, ÖÇB ve ÖÇB greftlerinin fonksiyonları hakkında, yaş, cinsiyet, geometri gibi değişkenler kullanılarak geniş bir veritabanı oluşturulabilir. Bu model kullanılarak ÖÇB yaralanmalarının spesifik mekanizmaları aydınlatılabilir, cerrahi tedavi ve cerrahi sonrası rehabilitasyon protokolleri hastaya göre bireyselleştirilerek sonuçlar iyileştirilebilir. İnanıyoruz ki, önerilen bu biyomekanik tabanlı yaklaşım, ÖÇB cerrahilerinin ve cerrahi sonrası rehabilitasyon protokollerinin gelişmesine, tedavi sonuçlarının iyileşmesine yardımcı olacak değerli bilimsel veriler sağlayacaktır.

Yazı içinde geçen terimler:

Serbestlik derecesi (SD): Bir cismin uzaydaki bağıl pozisyonunu tarif etmek için gereken bağımsız parametre sayısı. Üçboyutlu bir uzay için (içinde bulunduğumuz uzay üçboyutludur) 6 parametre gereklidir. Eklemler için, 3 translasyon ve 3 rotasyon olarak tarif edilir. Rotasyonlar: Fleksiyon-ekstansiyon, internal-eksternal rotasyon, abduksiyon-adduksiyon. Translasyonlar: Anterior-posterior, medial-lateral ve proksimal-distal.

Stres: Uygulanan kuvvetin ligament veya tendonun kesit alanına oranı (MPa).

Strain: Son uzunluğun ilk uzunluktan farkının ilk uzunluğa oranı, yüzde olarak ifade edilir.

UFS (Universal Force Moment Sensor): Test edilen eklem üzerindeki kuvvetleri algılayan cihaz.

Katılık: Kuvvetin uzunluk farkına oranı. Cismi 1 birim uzatmak için gereken kuvvet miktarı (N/mm). Yük-uzama eğrisinin lineer kısmının eğimi olarak hesaplanır.

Taşıma yükü: Test edilen tendon veya ligamentin kopması için gereken yük miktarı (N).

Kaynaklar

1. Anderson AF, Snyder RB, Lipscomb AB Jr. Anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study of three surgical methods. *Am J Sports Med* 2001;29:272-9.
2. Aune AK, Holm I, Risberg MA, Jensen HK, Steen H. Four-strand hamstring tendon autograft compared with patellar tendon-bone autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. A randomized study with two-year follow-up. *Am J Sports Med* 2001;29:722-8.
3. Shelbourne KD, Gray T. Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two- to nine-year follow-up.

- Am J Sports Med 1997;25:786-95.
4. Shelbourne KD, Trumper RV. Preventing anterior knee pain after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1997;25:41-7.
 5. Herrington L, Wrapson C, Matthews M, Matthews H. Anterior cruciate ligament reconstruction, hamstring versus bone-patella tendon-bone grafts: a systematic literature review of outcome from surgery. *Knee* 2005;12:41-50.
 6. Fithian DC, Paxton EW, Stone ML, Luetzow WF, Csintalan RP, Phelan D, et al. Prospective trial of a treatment algorithm for the management of the anterior cruciate ligament-injured knee. *Am J Sports Med* 2005;33:335-46.
 7. Gabriel MT, Wong EK, Woo SL, Yagi M, Debski RE. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res* 2004;22:85-9.
 8. Sakane M, Fox RJ, Woo SL, Livesay GA, Li G, Fu FH. In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res* 1997;15:285-93.
 9. Fukuda Y, Woo SL, Loh JC, Tsuda E, Tang P, McMahon PJ, et al. A quantitative analysis of valgus torque on the ACL: a human cadaveric study. *J Orthop Res* 2003;21:1107-12.
 10. Fujie H, Livesay GA, Woo SL, Kashiwaguchi S, Blomstrom G. The use of a universal force-moment sensor to determine in-situ forces in ligaments: a new methodology. *J Biomech Eng* 1995;117:1-7.
 11. Woo SL, Debski RE, Wong EK, Yagi M, Tarinelli D. Use of robotic technology for diarthrodial joint research. *J Sci Med Sport* 1999;2:283-97.
 12. Rudy TW, Livesay GA, Woo SL, Fu FH. A combined robotic/universal force sensor approach to determine in situ forces of knee ligaments. *J Biomech* 1996;29:1357-60.
 13. Kanamori A, Woo SL, Ma CB, Zeminski J, Rudy TW, Li G, et al. The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology. *Arthroscopy* 2000;16:633-9.
 14. Woo SL, Kanamori A, Zeminski J, Yagi M, Papageorgiou C, Fu FH. 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]* 2002;84:907-14.
 15. Freedman KB, D'Amato MJ, Nedeff DD, Kaz A, Bach BR Jr. Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a metaanalysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts. *Am J Sports Med* 2003;31:2-11.
 16. Wilson TW, Zafuta MP, Zobitz M. A biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts. *Am J Sports Med* 1999;27:202-7.
 17. Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 1991;19:217-25.
 18. Kartus J, Magnusson L, Stener S, Brandsson S, Eriksson BI, Karlsson J. Complications following arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. A 2-5-year follow-up of 604 patients with special emphasis on anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1999;7:2-8.
 19. 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;81:549-57.
 20. Rodeo SA, Arnoczky SP, Torzilli PA, Hidaka C, Warren RF. Tendon-healing in a bone tunnel. A biomechanical and histological study in the dog. *J Bone Joint Surg [Am]* 1993;75:1795-803.
 21. Tsuda E, Fukuda Y, Loh JC, Debski RE, Fu FH, Woo SL. The effect of soft-tissue graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction on graft-tunnel motion under anterior tibial loading. *Arthroscopy* 2002;18:960-7.
 22. Loh JC, Fukuda Y, Tsuda E, Steadman RJ, Fu FH, Woo SL. Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement. 2002 Richard O'Connor Award paper. *Arthroscopy* 2003;19:297-304.
 23. Bernard M, Hertel P, Hornung H, Cierpinski T. Femoral insertion of the ACL. Radiographic quadrant method. *Am J Knee Surg* 1997;10:14-22.
 24. Sommer C, Friederich NF, Muller W. Improperly placed anterior cruciate ligament grafts: correlation between radiological parameters and clinical results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2000;8:207-13.
 25. Markolf KL, Hame S, Hunter DM, Oakes DA, Zoric B, Gause P, et al. Effects of femoral tunnel placement on knee laxity and forces in an anterior cruciate ligament graft. *J Orthop Res* 2002;20:1016-24.
 26. Scopp JM, Jasper LE, Belkoff SM, Moorman CT 3rd. The effect of oblique femoral tunnel placement on rotational constraint of the knee reconstructed using patellar tendon autografts. *Arthroscopy* 2004;20:294-9.
 27. Mae T, Shino K, Miyama T, Shinjo H, Ochi T, Yoshikawa H, et al. Single- versus two-femoral socket anterior cruciate ligament reconstruction technique: Biomechanical analysis using a robotic simulator. *Arthroscopy* 2001;17:708-16.
 28. Boylan D, Greis PE, West JR, Bachus KN, Burks RT. Effects of initial graft tension on knee stability after anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons: a cadaver study. *Arthroscopy* 2003;19:700-5.
 29. Johnson GA, Tramaglini DM, Levine RE, Ohno K, Choi NY, Woo SL. Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon. *J Orthop Res* 1994;12:796-803.
 30. Nicholas SJ, D'Amato MJ, Mullaney MJ, Tyler TF, Kolstad K, McHugh MP. A prospectively randomized double-blind study on the effect of initial graft tension on knee stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2004;32:1881-6.
 31. Rowden NJ, Sher D, Rogers GJ, Schindhelm K. Anterior cruciate ligament graft fixation. Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers. *Am J Sports Med* 1997;25:472-8.
 32. Grana WA, Egle DM, Mahnken R, Goodhart CW. An analysis of autograft fixation after anterior cruciate ligament reconstruction in a rabbit model. *Am J Sports Med* 1994;22:344-51.
 33. Martinek V, Latterman C, Usas A, Abramowitch S, Woo SL, Fu FH, et al. Enhancement of tendon-bone integration of anterior cruciate ligament grafts with bone morphogenetic protein-2 gene transfer: a histological and biomechanical study. *J Bone Joint Surg [Am]* 2002;84:1123-31.
 34. Yasuda K, Tomita F, Yamazaki S, Minami A, Tohyama H. The effect of growth factors on biomechanical properties of the bone-patellar tendon-bone graft after anterior cruciate ligament reconstruction: a canine model study. *Am J Sports Med* 2004;32:870-80.
 35. Chen CH, Chen WJ, Shih CH, Chou SW. Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction with periosteum-enveloping hamstring tendon graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2004;12:398-405.

36. Harner CD, Baek GH, Vogrin TM, Carlin GJ, Kashiwaguchi S, Woo SL. Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions. *Arthroscopy* 1999;15:741-9.
37. Palmer I. On the injuries to the ligaments of the knee joint. A clinical study. *Acta Chir Scand* 1938;(Suppl 53):1-282.
38. Sbihi A, Franceschi JP, Christel P, Colombet P, Djian P, Bellier G. Anterior cruciate ligament reconstruction: biomechanical comparison on cadaver specimens using a single or double hamstring technique. [Article in French] *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2004;90:643-50.
39. Hamada M, Shino K, Horibe S, Mitsuoka T, Miyama T, Shiozaki Y, et al. Single- versus bi-socket anterior cruciate ligament reconstruction using autogenous multiple-stranded hamstring tendons with endoButton femoral fixation: A prospective study. *Arthroscopy* 2001;17:801-7.
40. Marcacci M, Molgora AP, Zaffagnini S, Vascellari A, Iacono F, Presti ML. Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings. *Arthroscopy* 2003;19:540-6.
41. Muneta T, Sekiya I, Yagishita K, Ogiuchi T, Yamamoto H, Shinomiya K. Two-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament using semitendinosus tendon with endobuttons: operative technique and preliminary results. *Arthroscopy* 1999;15:618-24.
42. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Kitamura N, Tanabe Y, Tohyama H, et al. Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts. *Arthroscopy* 2004;20:1015-25.
43. Yagi M, Wong EK, Kanamori A, Debski RE, Fu FH, Woo SL. Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2002;30:660-6.
44. Yamamoto Y, Hsu WH, Woo SL, Van Scyoc AH, Takakura Y, Debski RE. Knee stability and graft function after anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of a lateral and an anatomical femoral tunnel placement. *Am J Sports Med* 2004;32:1825-32.
45. Miura K, Woo SL, Brinkley R, Fu YC, Noorani S. Effects of knee flexion angles for graft fixation on force distribution in double-bundle anterior cruciate ligament grafts. *Am J Sports Med* 2005; [Epub ahead of print]
46. Livesay GA, Woo SL-Y, Runco TJ, Rudy TT. Application of robotics technology to the study of knee kinematics. In: Allard P, Capopozzo A, Lundberg A, Vaughan C, editors. *Three-dimensional analysis of human locomotion*. Vol. 12. Chichester: John Wiley & Sons; 1997. p. 229-56.