

T.C.
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

ÖN ÇAPRAZ BAĞ REKONSTRÜKSİYONUNDA FARKLI
OTOGREFT KULLANIMININ KAS MİMARİSİ VE KUVVETİ
ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ

Uzmanlık Tezi

Dr. Mustafa Afşin AYAZOĞLU

Trabzon-2024

T.C.
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

ÖN ÇAPRAZ BAĞ REKONSTRÜKSİYONUNDA FARKLI
OTOGREFT KULLANIMININ KAS MİMARİSİ VE KUVVETİ
ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ

Uzmanlık Tezi

Dr. Mustafa Afşin AYAZOĞLU

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Osman AYNACI

Trabzon-2024

ÖZET

Ön çapraz bağ rekonstrüksiyonunda farklı otogreft kullanımının kas mimarisi ve kuvveti üzerindeki etkileri

Amaç: Bu çalışmanın amacı; farklı otogreft kullanılarak ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu (ÖÇBR) yapılan hastaların kas mimarisi ve kuvvet parametrelerini karşılaştırmaktır.

Materyal ve Metod: Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi Kliniğinde semitendinosus (ST), ST+gracilis (ST+GS) ve peroneus longus (PL) otogreftleri kullanılarak opere edilen hastalar üç gruba ayrıldı. Ultrason kullanılarak her iki taraf vastus lateralis (VL), rektus femoris (RF), tibialis anterior (TA), biceps femoris longus (BFL), gastrokinemius medialis (GM) ve gastrokinemius lateralis (GL) kaslarına ait görüntüler alındı. Bu görüntüler kullanılarak penasyon açısı, kas kalınlığı ve lif uzunluğu parametreleri hesaplandı. Diz ekstansör ve fleksör kas gruplarına ilişkin 60°/sn ve 180°/sn açısal hızdaki kuvvet ölçümleri izokinetik cihaz kullanılarak elde edildi.

Bulgular: Cerrahi taraf GM kasına ait penasyon açısı, ST grubuna kıyasla PL grubunda anlamlı olarak daha yüksekti ($p=0,025$). Bunun dışındaki kas mimarisi değerlendirmeleri açısından gruplar arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$). Cerrahi tarafa ait 60°/sn açısal hızdaki zirve tork fleksiyon/ekstansiyon parametresi ile 180°/sn açısal hızdaki zirve tork ve zirve iş fleksiyon/ekstansiyon parametreleri PL grubuna kıyasla ST grubunda anlamlı olarak daha yüksekti ($p<0,05$). VL, RF ve GM kas kalınlığı ST grubunda; VL ve GM kas kalınlığı ST+GS grubunda; TA kas kalınlığı ise PL grubunda cerrahi tarafa kıyasla sağlıklı tarafta daha yüksekti ($p<0,05$). 60°/sn açısal hızdaki zirve tork fleksiyon ve ekstansiyon parametreleri tüm gruplarda cerrahi tarafa kıyasla sağlıklı tarafta daha yüksekti ($p<0,05$).

Sonuç: ST, ST+GS ve PL otogreftleri kullanılarak ÖÇBR geçiren hastalar kas mimarisi ve kuvvet parametreleri açısından benzer sonuçlara sahiptir. Sağlıklı tarafa kıyasla cerrahi taraftaki defisitler sebebiyle ÖÇBR sonrası etkin bir fizyoterapi ve rehabilitasyon programına ihtiyaç vardır.

SUMMARY

Effects of using different autografts on muscle architecture and strength in anterior cruciate ligament reconstruction.

Objective: The aim of this study was to compare the muscle architecture and strength parameters of patients who underwent anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR) using different autografts.

Material and Method: Patients who were operated on using semitendinosus (ST), ST+gracilis (ST+GC) and peroneus longus (PL) autografts at Karadeniz Technical University Faculty of Medicine Orthopedics Clinic were divided into three groups. Using ultrasound, images of the vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), tibialis anterior (TA), biceps femoris longus (BFL), gastrocnemius medialis (GM) and gastrocnemius lateralis (GL) muscles were taken on both sides. Using these images, pennation angle, muscle thickness and fiber length parameters were calculated. Strength measurements of the knee extensor and flexor muscle groups at angular velocities of 60⁰/sec and 180⁰/sec were obtained using an isokinetic device.

Results: Pennation angle of the surgical side GM muscle was significantly higher in the PL group compared to the ST group ($p=0.025$). Apart from this, there was no significant difference between the groups in terms of muscle architecture evaluations ($p>0.05$). The peak torque flexion/extension parameter at an angular speed of 60⁰/sec and the peak torque and peak work flexion/extension parameters at an angular velocity of 180⁰/sec of the surgical side were significantly higher in the ST group compared to the PL group ($p<0.05$). VL, RF and GM muscle thickness in the ST group; VL and GM muscle thickness in ST+GS group; TA muscle thickness in the PL group was higher on the healthy side compared to the surgical side ($p<0.05$). Peak torque flexion and extension parameters at an angular velocity of 60⁰/sec were higher on the healthy side compared to the surgical side in all groups ($p<0.05$).

Conclusion: Patients undergoing ACLR using ST, ST+GS and PL autografts have similar results in terms of muscle architecture and strength parameters. Due to the deficits on the surgical side compared to the healthy side, an effective physiotherapy and rehabilitation program is needed after ACLR.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	İV
SUMMARY	V
İÇİNDEKİLER	VI
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	X
TABLOLAR DİZİNİ	XII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Tarihçe.....	4
2.2. Embriyoloji ve Histoloji.....	5
2.3. Anatomi.....	5
2.4. Diz ve Ön Çapraz Bağın Biyomekanik Özellikleri.....	9
2.5. ÖÇB yaralanma mekanizmaları ve risk faktörleri.....	11
2.6. Ön Çapraz Bağ Yaralanmalarında Öykü ve Fizik Muayene.....	12
2.6.1. Lachmann Testi	12
2.6.2. Ön Çekmece Testi	13
2.6.3. Pivot-shift testleri	13
2.7. Radyolojik Değerlendirme	13
2.7.1. Direkt Grafi	14
2.7.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)	14
2.7.3. Bilgisayarlı Tomografi	15
2.8. Ön Çapraz Bağ Yaralanmalarına Eşlik Eden Yaralanmalar	15
2.9. Ön Çapraz Bağ Yaralanmalarında Doğal Seyir	16
2.10. Ön Çapraz Bağ Yaralanmalarında Tedavi	16
2.10.1. Konservatif Tedavi	16
2.10.2. Cerrahi Tedavi.....	17
2.10.3. Ön Çapraz Bağ Rekonstrüksiyonunda Komplikasyonlar.....	20
2.10.4. ÖÇBR sonrası rehabilitasyon	21
3. MATERYAL VE METOD	22

4. BULGULAR.....	30
5. TARTIŞMA	52
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	58
7. KAYNAKLAR	59



KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

AÇB : Arka Çapraz Bağ

Ark. : Arkadaşları

FAAM : Foot and Ankle Ability Measure (Ayak Ayak Bileği Kullanılabilirlik Ölçüsü)

BF : Biceps Femoris

BFL : Biceps Femoris Longus

BT : Bilgisayarlı Tomografi

GL : Gastroknemius Lateralis

GM : Gastroknemius Medialis

GS : Gracilis

IKDC-SKF: International Knee Documentation Committee-Subjective Knee Form (Uluslararası Diz Dokümantasyon Komitesi, Subjektif Diz Değerlendirme Formu)

KK : Kas Kuvveti

KOOS : Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (Diz İncinme ve Osteoartrit Sonuç Skoru)

LU : Lif Uzunluğu

MM: Medial Menisküs

MKL: Medial Kollateral Ligament

MR : Manyetik Rezonans

MRG : Manyetik Rezonans Görüntüleme

ÖÇB : Ön Çapraz Bağ

ÖÇBR: Ön Çapraz Bağ Rekonstrüksiyonu

PA : Penasyon Açısı

PL : Peroneus Longus

RF : Rektus Femoris

ST : Semitendinosus

TA : Tibialis Anterior

VL : Vastus Lateralis

VM : Vastus Medialis

VKI: Vücut Kitle İndeksi



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. 1917 yılında Groves tarafından tanımlanan kemik tünellerden fasya lata geçirilmesiyle uygulanan ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu (26).....	4
Şekil 2. Fetal diz A- Önden görünümü B- Yandan görünümü (30).....	5
Şekil 3. Diz anatomisi (31).....	6
Şekil 4. Ön çapraz bağın yapışma yerleri (31).	7
Şekil 5. ÖÇB'nin AM ve PL bantlarının kadavra görünümü (LCF:Lateral femoral kondil) (31).	7
Şekil 6. Ekstansiyonda ve fleksiyonda ÖÇB' nin AM ve PL bantlarının pozisyonları (31).	7
Şekil 7. Diz ekstansiyonunda(A) ve fleksiyonunda(B) ÖÇB 'nin AM ve PL bantlarının femur ve tibiaya yapışma alanları (38).....	8
Şekil 8. Orta genikulat arterin kapsülü delerek intraartiküle alana girmesi, ÖÇB ve diğer yapılarda dağılması(42)	9
Şekil 9. AM ve PL bandın dizin fleksiyonuyla birlikte uzunluklarındaki değişimi(mm)(42)	10
Şekil 10. ÖÇB'nin en sık yaralanma mekanizması, hafif fleksiyon ve valgus pozisyonundaki dizin non-kontakt pivot zorlanmasıdır (52)	11
Şekil 11. Ön çekmece, Lachmann ve pivot shift testleri.....	13
Şekil 12. Segond Kırığı Düz Grafi Görüntüsü (68).	14
Şekil 13. Normal ön çapraz bağ ve kopuk ön çapraz bağ MRG görüntüsü(72).	15
Şekil 14. Tibia ve femurda ÖÇB rüptürü ile beraber görülen kontüzyon (Bone bruise) (73).....	15
Şekil 15. A: İpsilateral PL greft alınması; B: ikiye katlanmış greftin ölçülmesi ve dikilmesi(101)	19
Şekil 16. ÖÇBR' de kullanılan tespit çeşitleri (103).....	20
Şekil 17. Örnek ultrason görüntüsü.....	26
Şekil 18. Ultrason görüntüsü üzerinde aponevroz açısının hesaplanması.	27
Şekil 19. Ultrason görüntüsü üzerinde penasyon açısının hesaplanması.	27
Şekil 20. Ultrason görüntüsü üzerinde kas kalınlığının hesaplanması.....	28

Şekil 21. Katılımcıların dominant ve nondominant taraf bilgileri.	31
Şekil 22. Katılımcıların cerrahi ve sağlıklı taraf bilgileri.	31
Şekil 23. Katılımcıların ayak fonksiyonlarına yönelik bildirimleri	32



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Katılımcıların tanımlayıcı özellikleri.....	30
Tablo 2. Fonksiyonel düzeylerin gruplar arası karşılaştırması	32
Tablo 3. Vastus lateralis kasına ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre gruplar arası karşılaştırması	33
Tablo 4. Rektus femoris kasına ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre gruplar arası karşılaştırması	34
Tablo 5. Tibialis anterior kasına ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre gruplar arası karşılaştırması	35
Tablo 6. Biseps femoris longus kasına ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre gruplar arası karşılaştırması	36
Tablo 7. Gastrokinemius lateralis kasına ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre gruplar arası karşılaştırması	37
Tablo 8. Gastrokinemius medialis kasına ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre gruplar arası karşılaştırması	38
Tablo 9. ST grubuna ait kas mimarisi parametrelerinin taraflar arası karşılaştırması	39
Tablo 10. ST+GS grubuna ait kas mimarisi parametrelerinin taraflar arası karşılaştırması	40
Tablo 11. PL grubuna ait kas mimarisi parametrelerinin taraflar arası karşılaştırması	41
Tablo 12. Cerrahi taraf 60 ⁰ /sn izokinetik test sonuçlarının gruplar arası karşılaştırması	42
Tablo 13. Sağlıklı taraf 60 ⁰ /sn izokinetik test sonuçlarının gruplar arası karşılaştırması	43
Tablo 14. Cerrahi taraf 180 ⁰ /sn izokinetik test sonuçlarının gruplar arası karşılaştırması	44
Tablo 15. Sağlıklı taraf 180 ⁰ /sn izokinetik test sonuçlarının gruplar arası karşılaştırması	45
Tablo 16. ST grubuna ait 60 ⁰ /sn izokinetik test sonuçların taraflar arası karşılaştırması	46

Tablo 17. ST grubuna ait 180 ⁰ /sn izokinetik test sonuçların taraflar arası karşılaştırması	47
Tablo 18. ST+GS grubuna ait 60 ⁰ /sn izokinetik test sonuçların taraflar arası karşılaştırması	48
Tablo 19. ST+GS grubuna ait 180 ⁰ /sn izokinetik test sonuçların taraflar arası karşılaştırması	49
Tablo 20. PL grubuna ait 60 ⁰ /sn izokinetik test sonuçların taraflar arası karşılaştırması	50
Tablo 21. PL grubuna ait 180 ⁰ /sn izokinetik test sonuçların taraflar arası karşılaştırması	51



1. GİRİŞ

Ön çapraz bağ (ÖÇB) tibia'nın femur üzerinde anteriora translasyonunu ve aşırı tibial rotasyonunu kontrol eden önemli bir ligamenttir (1). Lateral femoral kondilin medial duvarından başlamakta ve interkondiler alanın orta kısmına yapışmaktadır. Fonksiyonel açıdan ve tibia'daki yapışma yerine göre yapılan isimlendirmeye göre anteromedial ve posterolateral olarak iki demettir. Anteromedial lifler, posterolateral liflere göre fleksiyon hareketinde daha gergindir. ÖÇB'nin beslenmesi ise orta genikülat arterden sağlanmaktadır (2). ÖÇB yaralanmaları özellikle dönme ve sıçrayıcı aktivitelere katılan genç bireylerde yaygın olarak görülmektedir. Yaralanma sonrasında birçok kişi ÖÇB rekonstrüksiyonu (ÖÇBR) cerrahisi geçirmektedir. ÖÇBR geçiren bireylerin %81'inin sonrasında spora döndüğünü, bu bireylerden yalnızca %65'inin yaralanma öncesi seviyeye geri dönebildiğini göstermektedir. Hastaların %20 ile %50'sine 10 ile 20 yıl sonrasında değişen süre zarfında osteoartrit tanısı koyulabilmektedir (3).

ÖÇBR cerrahisinde farklı greft türleri tercih edilmektedir (4). Greft seçiminde otogreft veya allogreft ile yumuşak doku greftleri ve kemik greftleri gibi önemli birkaç husus vardır. Yaygın olarak kullanılan greftler arasında hamstring grefti, kemik-patellar tendon-kemik grefti, kuadriseps grefti ve; daha az sıklıkla kullanılanlarda da tibialis anterior grefti, tibialis posterior grefti, aşıl ve peroneus longus(PL) tendon greftleri yer almaktadır (5). Bu greftlerin birbirine karşı avantaj ve dezavantajları içeren araştırmalar literatürde yer almaktadır. ÖÇB rekonstrüksiyonunda semitendinosus otogreftine grasilis(GS) tendonunun eklenmesinin, izometrik tepe fleksiyon torkunda taraflar arası farkın artmasına neden olduğu bildirilmektedir (6). Semitendinosus(ST) greftine GS tendonunun eklenmesi diz fleksör gücünde ve hamstring kuadriseps oranında azalmaya neden olabilir (7). PL tendon grefti kullanılan hastalarında daha hızlı diz ekstansiyonları, daha az anteromedial diz ağrısı ve uyluk hipotrofisi gözlemlenmektedir. Bu tendounun gücü, daha geniş greft çapı ve diz bölgesinden alınan hamstring otogreftinin olası komplikasyonlarını önlemesi nedeniyle ÖÇBR için uygun bir otogreft olabilir (8). Hamstring

otogreftiyle karşılaştırıldığında benzer fonksiyonel sonuçlar ve greft sağkalım oranları gösterdiği için dizden otogreft alınırken meydana gelebilecek kuadriseps-hamstring dengesizliğinin komplikasyonunu önlemek için ÖÇBR için diz dışından alınan uygun bir otogreftir (9). Kuadriceps ve hamstring kasları arasındaki bu dengesizliğe neden olan kuvvet kayıpları hamstringe kıyasla quadriceps kası için üç kat daha fazla olmakta, buna bağlı olarak da hamstring kuadriceps oranı hafifçe arttırmaktadır (10). Kuadriseps kasları arasında görülen izometrik kuvvet asimetrisi, erken duruş fazında diz fleksiyon açılarındaki ve orta duruş fazında diz ekstansiyon momentlerindeki asimetriyle önemli ölçüde ilişki göstermektedir (11). ÖÇB yaralanması sonrasında yapılan bir EMG çalışmasında alt ekstremitede incelenen 10 kas içerisinde sağlıklı bireylere kıyasla en çok etkilenen kasın Kuadricepsi oluşturan kaslardan biri olan vastus lateralis olduğu belirtilmektedir (12). Hamstring açısından bakıldığında ise ÖÇBR geçiren bireylerin etkilenen tarafları diğer taraflarına kıyasla daha düşük eksantrik kuvvete sahiptir(13). Kadavralar üzerinde hamstring kaslarının incelenmesine yönelik yapılan bir çalışmada dize 0, 30, 60 ve 90'lik fleksiyon açılarındaki yapılan yüklemelerde, biceps femoris(BF) kasının medial hamstringlere kıyasla ÖÇB üzerindeki gerilimin azaltılmasına daha çok katkı sağladığı belirtilmiştir(14). BF kasının aktivasyonunun sağlanmasıyla tibial internal rotasyon torkunun ve anterior translasyon kuvvetinin azaldığı bildirilmektedir(15). Bu durumlar BF'nin ÖÇB ile sinerjistik görev üstlendiğini gösterir. Kuadriceps ve hamstring kaslarında görülen kuvvet değişiklikleri kas mimarisi açısından da görülmektedir. ÖÇBR sonrasında kuadrisepsi oluşturan rektus femoris(RF), vastus medialis(VM), vastus lateralis(VL), vastus medialis obliquus ve vastus intermedius kaslarının kalınlığında ilk haftada düşüş gözlemlenmektedir(16). Kemik-patellar tendon-kemik veya hamstring otogrefti kullanılarak ÖÇBR geçiren bireylerin etkilenen taraflarının rekonstrüksiyon öncesinde penasyon açısı(PA), kas hacmi ve enine kesit alanı açısından yaralanmayan tarafa kıyasla anlamlı olarak daha düşük olduğu belirtilmektedir. Lif uzunluğu(LU) da anlamlı fark olmasa da azalmaktadır. Bu kas mimarisi özelliklerinden hiçbirinin rekonstrüksiyon ve rehabilitasyondan sonra önemli bir iyileşme göstermediği, hatta kas hacminde

daha fazla azalma olduğu belirtilmiştir(17). Yine ÖÇBR geçiren bireylerde yapılan bir çalışmada geniş VL enine kesit alanı ile Uluslararası Diz Dokümantasyon Komitesi (IKDC) ve Diz İncinme ve Osteoartrit Sonuç Skoru (KOOS) arasında pozitif yönlü anlamlı ilişki olduğu ortaya konmuştur(18). ÖÇBR’li bireylerin kontralateral olarak karşılaştırıldığında ST ve GS kaslarının enine kesit alanı azalmaktadır(19). Medial (semimembranosus ve semitendinosus) ve lateral (biceps femoris brevis ve biceps femoris longus(BFL)) tarafta yer alan kaslar kendi içlerinde anatomik benzerlikler gösterse de taraflar arasında mimari açıdan farklılıklar vardır. Bu durum hamstring kaslarını tek bir kas olarak modellemenin çok da doğru olmayacağını göstermektedir(20). BFL kasının, ÖÇB yaralanması geçiren bireylerde etkilenmemiş tarafa kıyasla yaralanmış tarafta daha düşük lif uzunluğuna ve daha yüksek PA sahip olduğu belirtilmektedir(21). Bu durum ÖÇB açısından sinerjistik görev üstlenen BF’nin yaralanmaları açısından da oldukça önemlidir. Örneđin, elit futbolcularda BFL’nin düşük lif uzunluğuna sahip olması (<10,56 cm) hamstring strain yaralanma riskini arttırmaktadır(22). Daha uzun BFL lif uzunluğuna ve yüksek eksantrik güce sahip yaşlı veya hamstring yaralanma hikayesi olan bireylerin gelecekteki yaşayabileceği hamstring yaralanmalarının riski azalmaktadır(23).

Sonuç olarak ÖÇBR sonrasında alt ekstremite kaslarının makroskopik yapısında ve kuvvetinde etkilenimler olmaktadır. Mevcut araştırmamız kapsamında bu etkilenimler farklı greft kullanımına bağlı olarak incelenecektir.

2. GENEL BİLGİLER

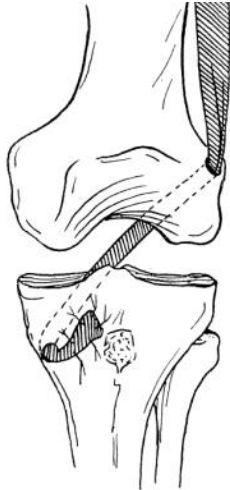
2.1. Tarihçe

Eski mısır döneminde çapraz bağlar papirüslerde(M.Ö.3000) geçmektedir. Ancak çapraz bağın doğasını ilk kez betimleyen kişi yunan doktor Cladius Galen idi. Galen ÖÇB'ı anormal diz hareketini önleyen ve eklemi destekleyen bir yapı olarak betimlemiş, genu cruciata olarak adlandırmıştır (24).

Weber kardeşler ön çapraz bağın kopmasından sonra tibia kemiğinde normal olmayan ön arka hareket farkettiler. Ayrıca Weber kardeşler, dizin farklı fleksiyon derecelerinde her bir ön çapraz bağın gerildiğini tanımlayan ilk kişiler oldular (24).

Battle 1900'de ilk ÖÇB onarımını tanımlamıştır. Diz çıkığını tedavi etmek amacıyla yapıldığı dışında başka bir açıklama yoktur (25).

Groves, 1917 yılında fasya lata greftini bağ anatomisine uygun olarak oluşturduğu tünellerden geçirerek ÖÇBR yapmıştır (Şekil 1) (26) . Galeazzi, 1935 yılında ÖÇBR' yi hamstring tendonlarını kullanarak yapmıştır. Campbell, 1935 yılında patellar tendon kullanarak, Jones ise 1963 yılında kemik-patellar tendon-kemik grefti kullanarak ÖÇBR uygulamıştır (27) .

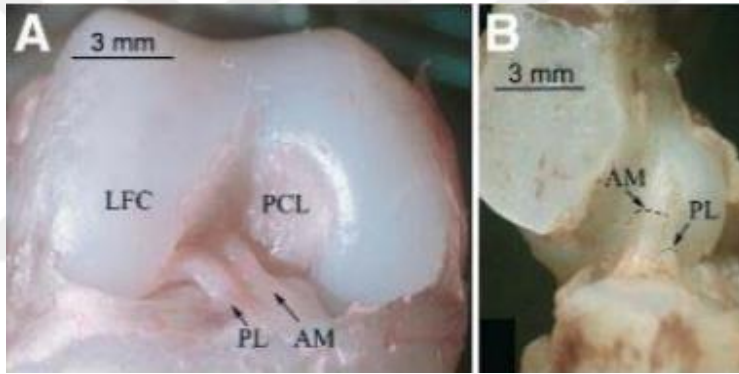


Şekil 1. 1917 yılında Groves tarafından tanımlanan kemik tünellerden fasya lata geçirilmesiyle uygulanan ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu (26)

ÖÇB ile ilgili artroskopik uygulamalar 1980'li yıllarda başlamıştır (28). Çift bant rekonstrüksiyonları gündeme 2000'li yıllarda gelmiştir. Daha sonraki yıllarda tünel sayısı ve yerleşimi, tespit materyalleri ve greft seçenekleri ile ilgili farklı birçok teknik tarif edilip uygulanmıştır (29) .

2.2. Embriyoloji ve Histoloji

ÖÇB; gestasyonun 6-7. haftalarında, blastomanın içinde mezenkimal bir yoğunlaşma şeklinde görülür (30) . Ön ve arka çapraz bağ, intraartiküler ancak ekstrasinovyal yapılardır. Gestasyonun 8.haftasında ön ve arka çapraz bağ görünür hale gelmiştir. 14.haftada ise tüm diz yapıları oluşmuştur (Şekil 2) (31,32) .



Şekil 2. Fetal diz A- Önden görünümü B- Yandan görünümü (30)

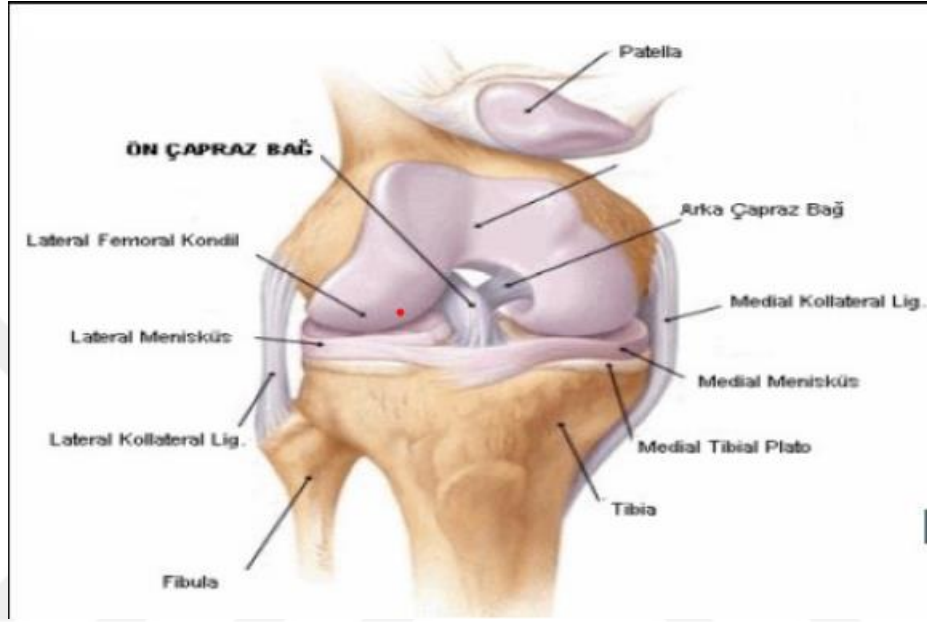
ÖÇB histolojik olarak %90 Tip 1 kollajen ve %10 oranında Tip 3 kollajenden oluşmaktadır (32). Ön çapraz bağ yapışma bölgelerinde Tip 2,4,6 kollajenler de bulunmaktadır. ÖÇB diğer tendonlara göre daha viskoelastiktir, bunun sebebi daha fazla glikozaminoglikan içermesidir. ÖÇB'de yer alan glikokonjugatlardan özellikle fibronektin, hücresel bağlanma ve hücre göçünde anahtar role sahiptir(31) .

2.3. Anatomi

Diz eklemi, vücudun en büyük eklemidir. Diz eklemi en sık yaralanan eklemdir. Diz eklemi menteşe tipi eklemdir. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketini yaparken femur kondilleri tibia platosu üzerinde yuvarlanma, kayma ve rotasyon

hareketlerini yapar. ÖÇB rüptürü diz stabilitesindeki katkısı nedeniyle sıkça karşılaştığımız bir yaralanmadır (33).

Ön çapraz bağ; intraartiküler, ekstrasinovyal, 31-38mm uzunluğunda ve 10-11 mm eninde, femur ile tibia arasında uzanan kollajen bir bağdır (Şekil 3) (31).



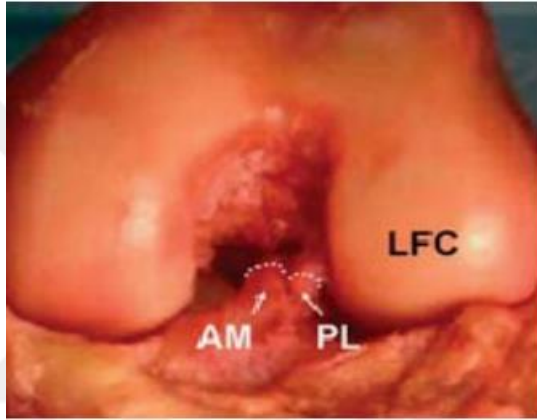
Şekil 3. Diz anatomisi (31)

Ön çapraz bağ lateral femur kondilin medial-posterioruna, tibiada ise anterior eminensiyanın ön ve lateralinde yer alan fossaya yapışır. ÖÇB' nin tibia yapışma yeri daha kuvvetlidir. Bunun sebebi ÖÇB femur tarafında yapışma alanının 2-2.5 cm² iken tibia tarafındaki yapışma alanının yaklaşık 3cm² olmasıdır (Şekil 4) (34).

Ön çapraz bağ, iki demetten oluşur ve dinamik bir yapıya sahiptir. Anatomik olarak tibiadaki yapışma yerlerinin konumuna göre adlandırılır. Bunlar anteromedial ve posterolateraldir(35,36). Bu yapılar arasında anatomik bir sınır olmamakla birlikte, bu yapılar yapışma yerleri ve hareket sırasındaki davranışları nedeni ile fonksiyonel ayrılık gösterirler. Diz eklemi fleksiyondan ekstansiyona gelirken ÖÇB' nin anteromedial ve posterolateral bantları üzerindeki gerginlik, femoral yapışma yerinin oryantasyonunun değişmesine bağlı olarak değişmektedir (şekil 5) (37) .

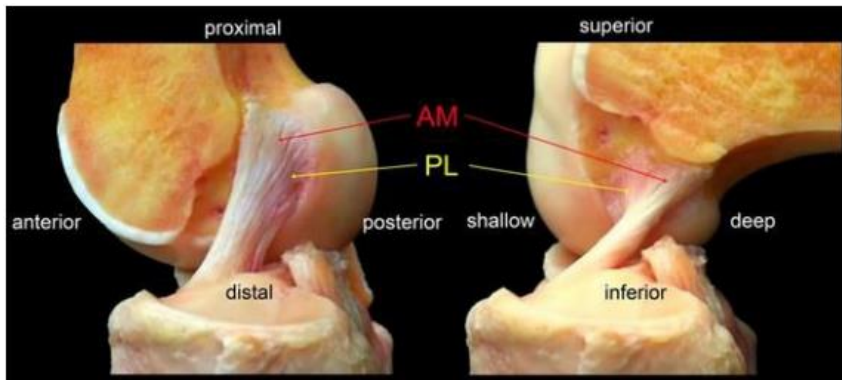


Şekil 4. Ön çapraz bağın yapışma yerleri (31).



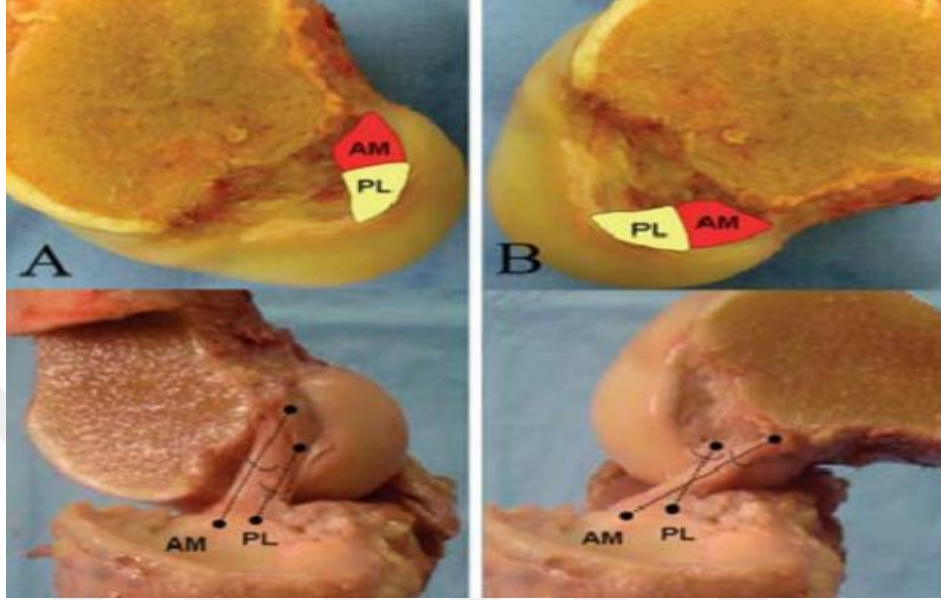
Şekil 5. ÖÇB'nin AM ve PL bantlarının kadavra görünümü (LCF:Lateral femoral kondil) (31).

ÖÇB'nin posterolateral demeti ekstansiyonda gerginken, fleksiyon arttıkça gevşer. Anteromedial demet ise ekstansiyonda gevşekken, fleksiyon arttıkça gerginleşir (Şekil 6) (37) .



Şekil 6. Ekstansiyonda ve fleksiyonda ÖÇB' nin AM ve PL bantlarının pozisyonları (31).

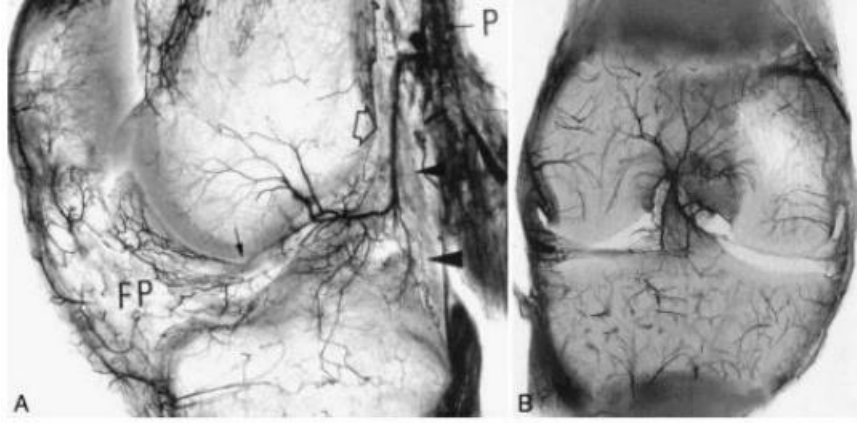
Anteromedial bant femurda daha proksimalden başlarken, posterolateral bant femurda daha distalden başlar. Tibiada ise yapışma yerleri anteromedial bandın anteromedialde, posterolateral bandın ise posterolateraldedir. (Şekil 7) (38) .



Şekil 7. Diz ekstansiyonunda(A) ve fleksiyonunda(B) ÖÇB 'nin AM ve PL bantlarının femur ve tibiaya yapışma alanları (38).

Femoral ve tibial yapışma bölgeleri yelpaze benzeri uzanımlar gösterir. Femoral yapışma bölgesinde interkondiler çentiğin lateral duvarında Resident's line olarak isimlendirilen çıkıntı ÖÇB'nin ön sınırını meydana getirir . ÖÇBR sırasında bu belirteçler kullanılabilir. Tibial yapışma yerinde ise lateral menisküs ön boynuzu ve intermeniskal ligament yapıları belirteç olarak kullanılabilir (39,40) .

ÖÇB'nin kanlanması başlıca popliteal arterden çıkan orta genikulat arterin ligamentöz dallarından olmaktadır (Şekil 8) (41).



Şekil 8. Orta genikulat arterin kapsülü delerek intraartiküle alana girmesi, ÖÇB ve diğer yapılarda dağılması(42)

ÖÇB'yi innerve eden sinir, tibial sinirin bir dalı olan posterior artiküler sinirdir. ÖÇB' nin damar yapılarının yüzeyinde ve dış sinovyasında proprioepsiyonda önemli rolü olan mekanoreseptörler bulunur. Bu reeptörler özellikle bağın femoral taraf yapışma yerinde bulunmaktadır. Bunlar; pacini,ruffini,golgi ve serbest sinir uçlarıdır. Çoğunlukla ruffini tipi reseptör bulunur ve gerilmeye duyarlıdırlar. Az sayıda bulunan pacini tipi reseptörler ise basıya duyarlıdırlar. Bu yüzden ruffini reseptörü diz ekstansiyonunda aktive olurken, pacini reseptörleri ise fleksiyon sırasında aktive olur. Eklem inflamasyonu ve ağrıya duyarlı olan temelde serbest sinir uçlarıdır (43,44).

2.4. Diz ve Ön Çapraz Bağın Biyomekanik Özellikleri

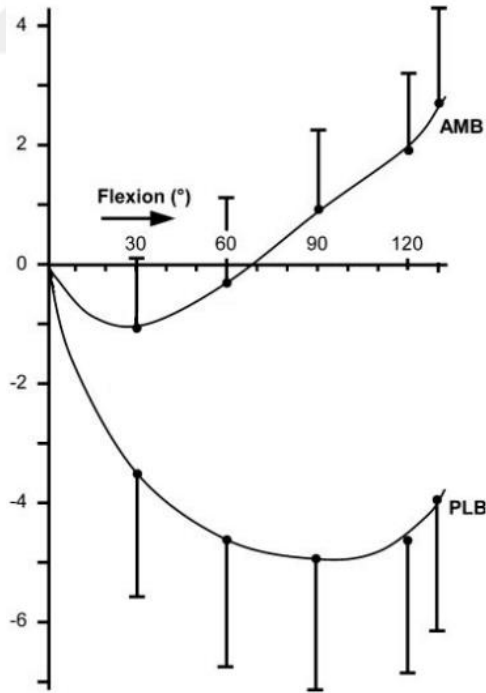
Diz eklemi fleksiyon ekstansiyon hareketleri esnasında femur kondilleri tibia platosu üzerinde, yuvarlanma (rolling) ve kayma (gliding) olmak üzere iki ana hareket yapar (45). Bu hareketlerin sayesinde diz eklemi açısal değer olarak dar bir alan içerisinde geniş bir hareket aralığı kazanır. Diz tam ekstansiyondan 20 derece fleksiyona gelene kadar sadece yuvarlanma hareketi gerçekleştirir. Yirmi derece fleksiyondan sonra ise yuvarlanma hareketi azalırken, kayma hareketi ön plana çıkar ve fleksiyon derecesinin artması ile kayma hareketi de giderek artar. Fleksiyonun sonuna gelindiğinde ise kondiller sadece kayma hareketini gerçekleştirir (46).

Diz tam ekstansiyondayken femur tibia üzerinde iç rotasyondadır. Bunun nedeni medial femoral kondilin lateral femoral kondile göre daha büyük olması ve medial tibia platonun konkav ancak lateral tibial platonun konveks yapıda olması

sonucunda medial kompartmanın geniş temas yüzeyine sahip olmasıdır. Diz ekstansiyondayken tibia eminensiyaları femur interkondiler çentiğine oturur. Dizin bu özelliğine ‘‘vida yuva mekanizması (screw home)’’ adı verilir. Bundan dolayı dizin tam ekstansiyon pozisyonundayken hiç rotasyon hareketi yoktur, fleksiyon derecesi arttıkça rotasyon miktarı da artar 90 derecede maksimum rotasyon düzeyi olur (47).

ÖÇB’nin başlıca görevi tibianın öne translasyonunu önlemektir. Ayrıca tibianın iç rotasyonu ve valgus açılanmasını sınırlar. ÖÇB’nin gerilme kuvveti yaklaşık 2200 N’ dur. Ancak bu rakam tekrarlayan yüklenmeler ve yaşla birlikte değişkenlik gösterir (48).

ÖÇB liflerinde diz hareketi boyunca uzunluk değişimi olur. Diz tam ekstansiyondan 90 derece fleksiyona gelirken anteromedial demet uzunluğu artarken, posterolateral demet uzunluğu kısalmır (Şekil 9). Fleksiyon arttıkça anteromedial demet baskın hale gelirken, ekstansiyonda ise posterolateral demet daha baskındır. Klinik anlamda ön çekmece testinden anteromedial demet sorumluyken, posterolateral demet pivot-shift testinden sorumludur (48).

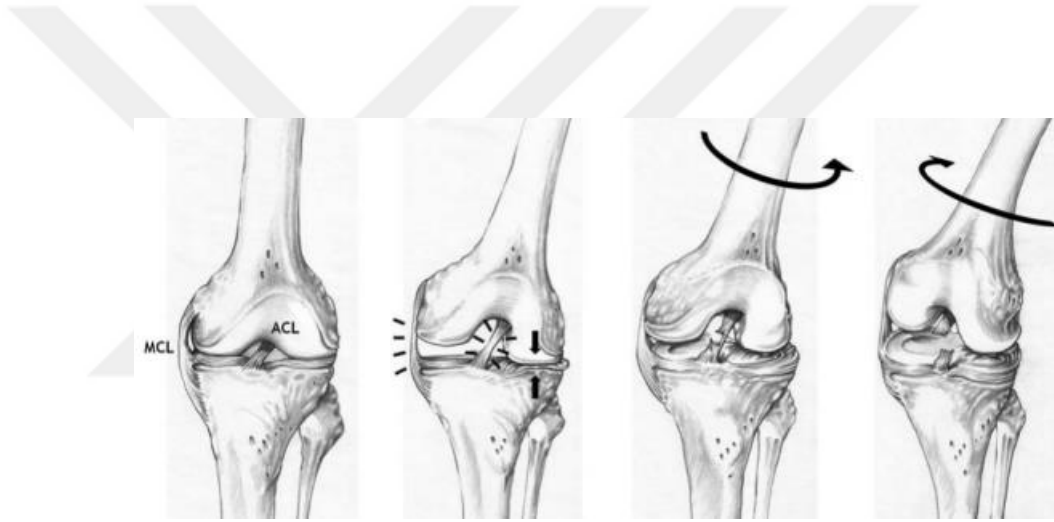


Şekil 9. AM ve PL bandın dizin fleksiyonuyla birlikte uzunluklarındaki değişimi(mm)(42)

Günlük aktivitelerde ÖÇB'ye binen kuvvet 285-400 N arasındadır. ÖÇB'ye giderek artan yükler uygulandığında ÖÇB elastik deformasyon, plastik deformasyon ve yetmezlik olmak üzere 3 aşamada bozunmaya uğrar. Elastik deformasyon sınırını aşan kuvvetler uygulanırsa ÖÇB rüptüre olur (49).

2.5. ÖÇB yaralanma mekanizmaları ve risk faktörleri

ÖÇB kopmaları kontakt veya non-kontakt yaralanmalar sonucunda meydana gelir (50). Dörtte üçü non-kontakt yaralanmalar sonucunda olur (Şekil 10). Aynı spor türüyle uğraşan kadın ve erkek sporcular kıyaslandığında kadınların 2-8 kat daha fazla risk altında olduğu bildirilmiştir (51).



Şekil 10. ÖÇB'nin en sık yaralanma mekanizması, hafif fleksiyon ve valgus pozisyonundaki dizin non-kontakt pivot zorlanmasıdır (52)

ÖÇB yaralanmalarında iç (bireysel) ve dış(çevresel) kaynaklı olmak üzere risk faktörleri vardır.

Dış kaynaklı risk faktörleri: Suni/kötü zemin şartları, iklim şartları(53–55) .

İç kaynaklı risk faktörleri: Anatomik faktörler(femoral interkondiler çentik aralığının darlığı, tibial eğim değerinin lateral ve posterior eksenlerde normalden daha fazla olması, jeneralize dizde laksite durumu, dizde rekurvatum deformitesi, ÖÇB çapının dar ve boyunun uzun olması vb.), kuadriseps kas gücü, nöromusküler faktörler, fizyolojik faktörler, biyomekanik faktörler,genetik faktörler(56–58) .

2.6. Ön Çapraz Bağ Yaralanmalarında Öykü ve Fizik Muayene

ÖÇB yaralanmasında hastalar sıklıkla ağrı, dizde dönme, topallama ve dizde güvensizlik hissi gibi şikayetlerle başvururlar. Hastaların bazıları yaralanma sırasında “popping” olarak betimlenen ses duyduklarını söylerler. Hastaların çoğunda hemartroza bağlı şişlik meydana gelir (59). Kronik diz yaralanmalarında ise, dizde kilitlenme ve diz önü ağrısı gibi şikayetler de görülebilir. Bunun sebebi ÖÇB yaralanmasına ek kıkırdak yada menisküs lezyonlarının olmasıdır (60).

Muayene sırasında patolojik olan instabiliteyi laksiteden iyi ayırt etmek gerekir. Laksite bağların gevşek olması sonucu ortaya çıkan fizyolojik bir durumdur. İnstabilite ise, travma sonrası meydana gelen ve fonksiyon kaybıyla sonuçlanan patolojik bir bulgudur. Bu nedenle dizde muayenede laksiteye neden olabilecek ek hastalıklar anamnezde sorgulanmalıdır(61).

Bağ yaralanmasından şüphelenilen bir durumda muayene ilk 6 saat içerisinde yapılmalıdır. Bunun nedeni 6 saatten sonra hastanın dizinde hemartroz oluşması ve adele spazmının meydana gelmesi sonucu muayenenin optimal değerlendirilememesidir (61).

Hemartrozu ciddi olan hastalara muayene öncesi dizine ponksiyon yapılabilir. Gelen sıvının özelliklerine göre ön tanımlar düşünülebilir. Gelen sıvı yağ tanecikleri şeklindeyse kıkırdak lezyonu veya eklem içi kırık düşünülebilir, gelen sıvı hemorajikse menisküs yada bağ lezyonlarından şüphelenilmelidir (61).

ÖÇB yaralanmasının değerlendirilmesinde farklı instabilite testleri bulunmaktadır. Lachmann testi, pivot-shift testi ve ön çekmece testi sıklıkla kullanılan testlerdir. Bunların haricinde, fleksiyon-rotasyon çekmece testi, lose test, jerk testi ve quadriceps aktivite testleri de tanımlanmıştır (62).

2.6.1. Lachmann Testi

İKDC kılavuzuna göre bu test hastanın dizi 30 derece fleksiyonda ve sağlam dizle kıyaslanarak yapılmalıdır (63). Muayene esnasında bir el femur distaline, diğer el tibia posterioruna yerleştirilir. Daha sonra tibia posterioruna kuvvet uygulayarak femura göre tibia anterior translasyona zorlanır. Anteriora translase olan ve yumuşak bir son nokta hissi veren dizde Lachmann testi pozitif kabul edilir. Translasyon sağlam

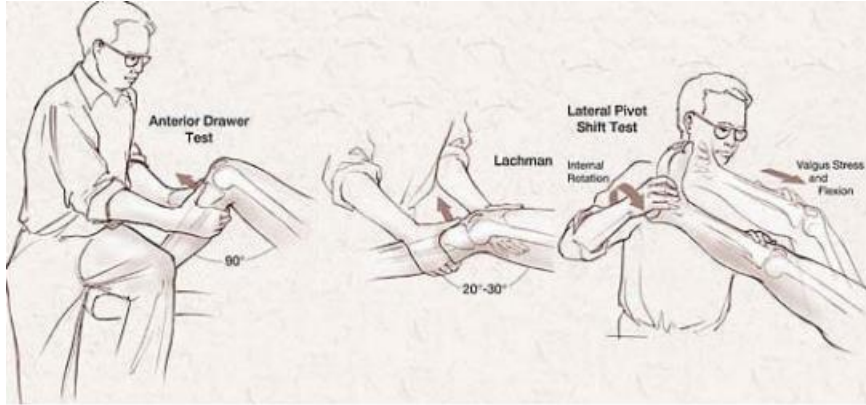
dizle kıyaslandığında, 5mm' den az olması +, 5-10 mm arası olması ++, 10 mm'den fazla olması +++ olarak kabul edilir (64).

2.6.2. Ön Çekmece Testi

Bu test hasta supin pozisyondayken kalça 45 derece fleksiyonda diz 90 derece fleksiyona alınarak değerlendirilir. İki elle tibia arkadan kavranır ve öne doğru çekilir. Normal bağ yapısında tibianın anteriora translasyonu 6 mm'dir (65). Pozitif ön çekmece testi ÖÇB yaralanmasını gösterirken; testin negatif olması ÖÇB yaralanmasını dışlamamaktadır (66).

2.6.3. Pivot-shift testleri

ÖÇB yaralanması olan hastalarda; diz subluksasyonunun redükte edilmesine dayanan bir testtir. Bu testte hasta supin pozisyonunda yatırılır. Tam ekstansiyon ve hafif iç rotasyonda tutulan dize, valgus stresi ve dizi fleksiyona getiren bir kuvvet uygulanır. Diz 20-30 derece arası fleksiyona getirildiğinde, anteriora sublukse olan tibia, iliotibial bandın etkisiyle femura göre normal olan pozisyonuna redükte olur. Bu test, kuadriseps kas gücü yetmezliği veya anterior diz laksitesi fazla olan normal kişilerde hafif bir fizyolojik pivot shift gösterebilir (Şekil 11) (66).



Şekil 11. Ön çekmece, Lachmann ve pivot shift testleri

2.7. Radyolojik Değerlendirme

ÖÇB yaralanmalarının değerlendirilmesinde klinik değerlendirmeye beraber radyolojik değerlendirme ayrılmaz bir bütündür (67).

2.7.1. Direkt Grafi

ÖÇB yaralanmalarında x ray genellikle normaldir. Ancak diz çevresi yaralanmalarında dizin anteriorposterior ve lateral x ray'leri rutin çekilmelidir(68).

Lateral kapsülün 1/3 orta kısmının tibia platosundan avülsiyon kırık şeklinde ayrışması Segond kırığı olarak adlandırılır (Şekil 12). Segond kırığı varus ve iç rotasyon zorlaması ile oluşur. Bu kırık anterolateral instabilite ve ÖÇB yaralanması için patogonomiktir ve neredeyse daima ÖÇB rüptürü ile birliktelik gösterir. Ancak buna karşın ÖÇB rüptürlerinin yalnızca %6 'sında Segond kırığı görülmektedir (68).



Şekil 12. Segond Kırığı Düz Grafi Görüntüsü (68).

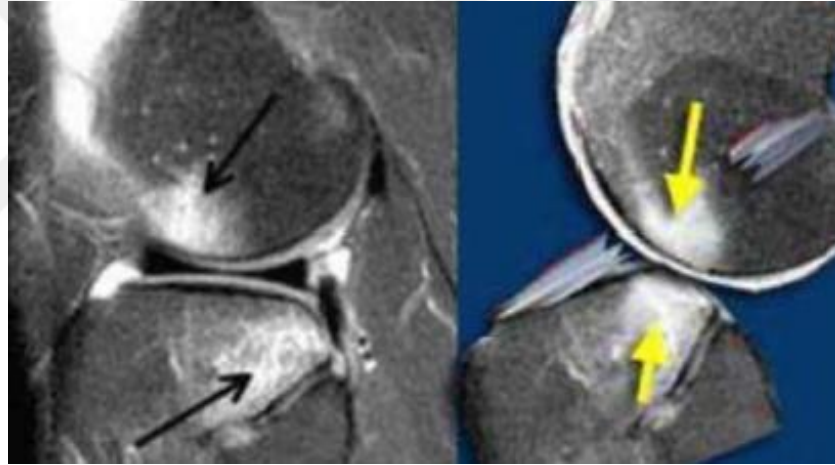
2.7.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

Günümüzde ÖÇB yaralanmalarının değerlendirilmesinde altın standart radyolojik yöntem MRG'dır. Bunun yanında MRG, ÖÇB yaralanmasına eşlik edebilecek kemik kırıklarını, kıkırdak hasarını, menisküs yaralanmasını ve diğer bağ yaralanmalarını da tespit edebilmektedir (Şekil 13) (69).

ÖÇB yaralanmalarında temelde MRG'de sagittal kesit T2 ağırlıklı kullanılmaktadır. ÖÇB liflerinin olması gereken yerde ödem olması, ÖÇB liflerinin inferiora veya posteriora düşmesi, lateral femoral kondilde ÖÇB' nin yapıştığı yerin boş olması (boş çentik işareti), özellikle adolesan yaş gurubunda ÖÇB nin tibial taraf yapışma yerinden avülsiyon kırık olması ÖÇB' nin görüntülenememesi (kronik dönem) gibi bulgular ÖÇB rüptürünün MRG'de doğrudan işaretleridir (70). ÖÇB yaralanmasını düşündüren diğer bulgular; lateral femoral kondilde kemik iliği ödemi olması veya osteokondral çökme olması, hemartroz, tibianın anteriora translasyonudur (Şekil 14). Akut ÖÇB rüptürünün MRG sensitivitesi %92-96, spesifitesi %92-98 arasında olduğu bildirilmektedir (71).



Şekil 13. Normal ön çapraz bağ ve kopuk ön çapraz bağ MRG görüntüsü(72).



Şekil 14. Tibia ve femurda ÖÇB rüptürü ile beraber görülen kontüzyon (Bone bruise) (73)

2.7.3. Bilgisayarlı Tomografi

X ray’de şüpheli avulsiyon kırıkları, osteokondral kırıklar, Segond kırığı gibi patolojileri doğrulamak için kullanılabilir. Ayrıca ÖÇBR revizyonlarında tünel pozisyonları ve genişliklerinin değerlendirilmesinde yardımcıdır (74).

2.8. Ön Çapraz Bağ Yaralanmalarına Eşlik Eden Yaralanmalar

En sık eşlik eden yaralanmalar menisküs, medial kollateral ligament(MKL) ve anterolateral ligament yaralanmalarıdır. Akut ÖÇB rüptürlerinde lateral menisküs

hasarı daha sık görülürken, kronik ÖÇB rüptüründe medial menisküs hasarı daha sık görülür (75).

2.9. Ön Çapraz Bağ Yaralanmalarında Doğal Seyir

ÖÇB rüptüründe eklem kinematiği bozulur ve diz rotasyon merkezi yer değiştirir. ÖÇB yetmezliğinde dizin dinamik ve statik stabilizatörlerinin disfonksiyonu sonucu instabilite semptomları ortaya çıkar (76).

ÖÇB rüptürü sonrası osteoartrit meydana gelmesinde; eklem kıkırdağı, ligament ve menisküslerin primer hasarı, instabiliteye bağlı oluşan sekonder hasarlar veya biyomekanik değişimlerin sebep olduğu kronik travmalar etkilidir. ÖÇB yaralanması sonrasındaki osteoartrit gelişimi %40-90 oranında değiştiği gösterilmektedir (77).

ÖÇB yaralanması rekonstrüksiyon yapılsın veya yapılmaz osteoartrit gelişimi için risk faktörü olduğu bilinmektedir. Ancak yapılan çalışmalarda; yaş, cinsiyet, eşlik eden lezyonlar, meslek spor aktivite düzeyi, farklı tedavi metodları, farklı cerrahi seçenekleri değerlendirilmiş ancak ortak bir sonuca ulaşılamamıştır (78).

2.10. Ön Çapraz Bağ Yaralanmalarında Tedavi

ÖÇB yaralanması sonrası cerrahi veya konservatif olmak üzere iki tedavi bulunmaktadır. Her ikisi için de amaç, dizin stabilitesini sağlamak ve bu vesileyle tekrarlayan travmalardan dizi koruyarak hastayı en kısa zamanda günlük işlerine ve spor hayatına geri döndürmektir (79).

2.10.1. Konservatif Tedavi

Bu tedavi genellikle düşük beklenti düzeyi olan, sedanter yaşantısı olan ve nadiren instabilite travmaları geçiren hastalar için endikedir. Konservatif tedavi temelde aktiviteyi modifiye ederek, quadriceps ve hamstring kas gruplarını kuvvetlendirme ile denge koordinasyon ağırlıklı fizik tedavi programlarını içerir (80,81).

2.10.2. Cerrahi Tedavi

ÖÇB rekonstrüksiyonu cerrahi tedavisindeki amaç yaralanma öncesindeki aktivite düzeyinin sağlanmasıdır. Bu sebeple aktif yaşam süren hastalarda semptomatik instabilite mevcutsa yaştan bağımsız olarak cerrahi tedavi önerilmektedir(82).

Cerrahinin ne zaman yapılacağı dizin hareketlerini kaybetmemek için önemlidir. Dizdeki hareket kısıtlılığı ve ödem konservatif tedavi edilip inflamasyon azaldığı zaman cerrahi düşünülmelidir. Yaralanma sonrası akut (ilk 3 hafta), subakut(4-12 hafta arası) ve kronik (12.haftadan sonrası) dönem olarak isimlendirilmektedir. Akut dönemde özellikle de ilk hafta içerisinde yapılan rekonstrüksiyon diz eklem hareketlerinde kısıtlılık ile bulgu veren artrofibrozis gelişme riskinde artışa sebep olmaktadır (83).

ÖÇB rekonstrüksiyonunda en başarılı sonuçlar; 4-12 hafta arasında cerrahi yapılan, ekstremit kontrolü ve eklem hareket açıklığı sağlanmış quadriseps gücünü iyi bir şekilde kazanmış dizlerde alındığı gösterilmiştir(84).

Greft Seçimi

ÖÇB rekonstrüksiyonunda kullanılan greftler, otogreft, allogreft ve sentetik olmak üzere üç gruba ayrılır. Her greftin kendi içinde avantaj ve dezavantajı mevcuttur (85,86).

Günümüzde sık kullanılan otogreft seçenekleri; hamstring, kemik-patellar tendon-kemik (patellar tendon grefti), quadriseps ve PL tendon greftleridir (87).

Patellar tendon grefti; patella tendonu otogreftinin proksimal ve distal ucunda kemik olduğu için iyi fikse olur. İyileşmesi hızlıdır ve rijid bir fiksasyon sağlar (88).

Hamstring tendon grefti; hamstring tendon otogrefti olarak GS ve ST kaslarının tendonları kullanılmaktadır. Dörde katlanmış GS ve ST otogreftinin sertliği 807-954 N/mm ve gücü 4108-4213 N dur (89). Dayanıklılığı patellar tendon otogreftinden %138, ÖÇB' den %240 daha yüksektir (90).

PL tendon otogrefti; diz bölgesinden alınan otogreftlerde gelişen komplikasyonlardan korunmak için PL tendon otogreftinin ÖÇB rekonstrüksiyonunda uygun bir greft kaynağı olabileceği gösterilmiştir (91). PL tendon otogreft alımında

temel kaygı ayak kinematiği ve yürüyüş paterninin bozulmasıdır. Ancak bununla alakalı etkisi tam anlamıyla bilinmemektedir (91,92).

Allogreft farklı genetiğe sahip aynı tür bir donörden doku transferine verilen genel isimdir. Ototgreftlerle kıyaslandığında donör saha morbiditesi olmaması diz hareketlerinde ve kuvvetinde kayıp yaşanmaması avantajları olarak sayılabilir. Greft iyileşmesi ise dezavantajlı olduğu yerdir ve bu nedenle primer rekonstrüksiyonda tercih edilmezler (93).

Sentetik greftler allogreft ve otogreft ile cerrahi sonuçları kıyaslandığında daha kötü olması ve başarısızlık oranındaki fazlalık nedeniyle tercih edilmemektedirler (94).

Greftin ligamentizasyonu

Eklem içerisine yerleştirilen greftler doğal ÖÇB' ye benzemeye çalışırlar ve bu süreçte birçok biyomekanik ve fizyolojik değişiklikler geçirirler. Greftler kemiğe integrasyon oluştururken inflamatuvar, neovaskülarizasyon ve ligamentizasyon süreçlerinden geçerler. İntegrasyonun olması için birinci ve olmazsa olmaz şart, kemik tünel içinde tendonun izometrik ve rijid bir şekilde tespit edilmesidir. Bu şart sağlanmazsa ilk aşama olan inflamatuvar cevap gecikir yada hiç meydana gelmez (95).

Cerrahi sonrası tendon grefti 1-3 ay içinde sırasıyla avasküler nekroz, hücre migrasyonu ve artımı ile revaskülarizasyon, ligamentizasyonu süreçlerinden geçer ve doğal ÖÇB' ye benzemeye başlar. Bu süre totalde 12-30 haftadır (96).

Histolojik olarak greftin normal ÖÇB' ye benzemesi 6 aydan sonra olur (97).

Tanısal Artroskopi

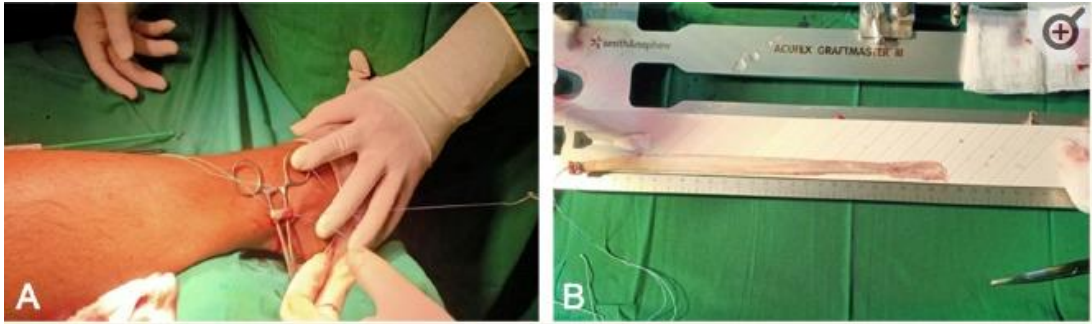
Amaç ÖÇB' nin rüptüre olup olmadığının belirlenmesi ve diz içinde ek yaralanmalarının tespitidir. Bu amaçla anterolateral portal kullanılır. Tanısal artroskopide suprapatellar boşluk, lateral gutter, medial gutter, patellofemoral eklem, medial ve lateral menisküs ve kompartmanlar, ÖÇB, AÇB değerlendirilir (98).

İnfrapatellar yağ yastıkçığı görüş açısını engelliyorsa debridman gerekebilir. Artroskopi esnasında öncelikle diğer patolojilere müdahale edilir. Menisektomi yapılması düşünülüyorsa yapılır ancak menisküs onarımı yapılacaksa sütürler atılır ama bağlanmaz, ÖÇB rekonstrüksiyonu sonlandırıldıktan sonra sütürler bağlanır (99).

Greft Alınması

Hamstring otgrefti için GS ve ST tendonu palpe edilerek cilt insizyonunun nerden yapılacağına karar verilir. Ek insizyona gerek kalmaması açısından insizyon yapılırken tibia tüneline de açabilecek şekilde ayarlanır. Oblik insizyon önerilmektedir. Bunun nedeni safen sinirin infrapatellar dalını yaralamamaktır. Sartorius fasyasına gelene kadar keskin diseksiyonla cilt altı dokular geçerilir. Gracilis tendonu palpe edilir ve sartorius fasyası kesilir. GS ve ST tendonlarına ve yüzeysel medial kollateral ligamana zarar vermemeye özen gösterilmelidir. Superiorda yer alan GS tendonu yapışma yerinden kesilerek çevre dokulardan serbestleştirilir ve tendon sıyrıcısıyla proksimale doğru sıyrılarak alınır. Aynı işlem ST için tekrarlanır. Etraf dokulardan iyi bir şekilde serbestleştirilmesi önemlidir. Aksi durumda tendon sıyrılırken prematür amputasyon gerçekleşebilir (100).

PL tendonunun alınması, lateral malleolün arka sınırı üzerinden 2 cm'lik uzunlamasına bir kesi yaparak diseksiyonla PL tendonuna ulaşılır distal kısmı kesilip sütüre edilir. Peroneal sinir hasarını önlemek için sıyırma işlemi sırasında proksimalde fibula başından 4-5 cm aşağısından yukarıya gitmeyecek şekilde sıyrılır. Tendon uzunluğu ve kalınlığını ölçmek için kas ve yumuşak dokudan sıyrılır (Şekil 15) (101).

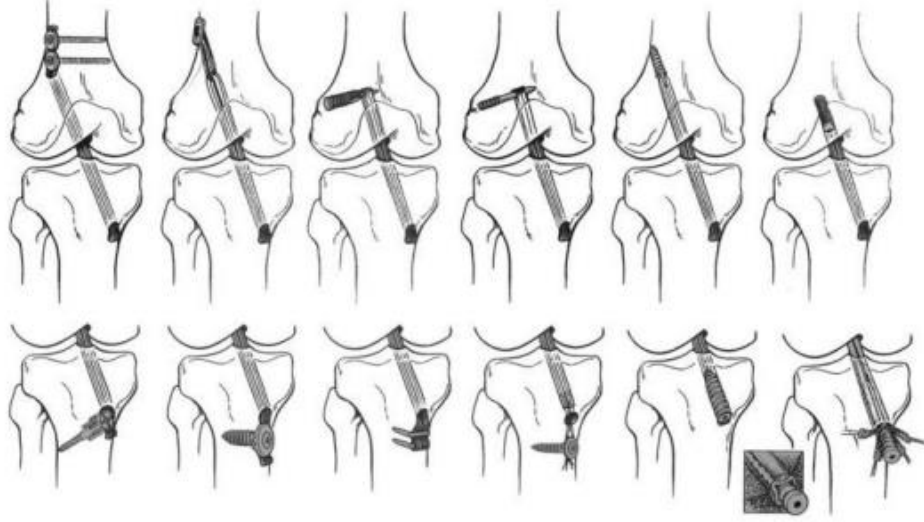


Şekil 15. A: İpsilateral PL greft alınması; B: ikiye katlanmış greftin ölçülmesi ve dikilmesi(101)

Greft Tespiti

ÖÇBR'de greftin tutunması greft farklılığına göre değişmektedir. Tutunma süreci kemik-patellar tendon-kemik greftlerinde 6 hafta, diğer otogreftlerde 8-12 hafta ve allogreftlerde 6 ay olarak bildirilmiştir (102). Erken dönemde, greftin tutunmasında greft tespit seçenekleri önemlidir. Femoral fiksasyonda kemikli greftlerde metalik veya interferans vidası ile tespit altın standarttır. Yumuşak doku greftleri için ise, kortikokanselloz askı, kansellöz askı ve kortikal askı sistemleri mevcuttur. Benzer

şekilde tespitite de kortikal kemiğe, kansellöz kemiğe yada kombine olarak her ikisine de uygulanır (Şekil 16) (103,104).



Şekil 16. ÖÇBR' de kullanılan tespit çeşitleri (103).

2.10.3. Ön Çapraz Bağ Rekonstrüksiyonunda Komplikasyonlar

ÖÇBR' de oluşabilecek komplikasyonları üç gruba ayırabiliriz. Bunlar, cerrahi öncesi, cerrahi esnasında ve cerrahi sonrasında oluşabilecek komplikasyonlardır. Cerrahi öncesi komplikasyonlar; uygun olmayan zamanda cerrahi uygulanması, eşlik eden ek patolojilere yönelik bir planlama yapılmamış olması, yanlış tanı koyma gibi sayılabilir. Cerrahi esnasında oluşabilecek komplikasyonlar; yanlış açılan tibial ve femoral tüneller sebebiyle greftin interkondiler bölümde sıkışması, eklem içinde kemik artıklarının kalması, femoral tünelin posteriora fazla yakın açılması sonucu posterior duvarın kırılması, patella kırıkları veya patellar tendonun kopması, vida koyulurken greftin kesilmesi, iyatrojenik olarak eklem içindeki kıkırdak, menisküsle, AÇB gibi yapılara zarar verilmesi olarak sayılabilir (105,106).

Cerrahiden sonra oluşabilecek komplikasyonlar ise, yanlış pozisyonda konulmuş ÖÇB sebebiyle instabilitenin devam etmesi, dizde fleksiyon ve ekstansiyonda kısıtlılık oluşması, artrofibrozis, enfeksiyon, DVT, greftin alındığı yerde hipoestezi, patellofemoral ağrı olması, fleksör ve ekstansör kas gruplarında kuvvet kaybı oluşması sayılabilir (107,108).

2.10.4. ÖÇBR sonrası rehabilitasyon

ÖÇBR sonrası rehabilitasyon en az cerrahi kadar öneme sahiptir. Bu rehabilitasyon için çok sayıda prosedür tanımlanmıştır (109). Bu prosedürde genel olarak; kısa zamanda dize yük verme, kas gruplarını kuvvetlendirme, denge ve proprioepsiyon egzersizlerinden oluşur. ÖÇBR de rehabilitasyon 4 aşamadan oluşur. Faz I de ana amaç; greft tespitini korumak, inflamasyonu kontrol altında tutmak, diz fleksiyonunu 90 derece ve diz ekstansiyonunu tam olacak şekilde sağlamaktır. Faz I cerrahi sonrası ilk iki haftayı içerir. Bu fazda hasta diz tam ekstansiyonda olacak şekilde çift koltuk değneği ile tolere edebileceği kadar yük verilir. Faz II cerrahi sonrası 2 ile 4.hafta arasını kapsar. Bu faz çömelme, 0-30 derece arası kapalı kinetik egzersizleri, parmak ucunda yükselme, kondüsyon bisikleti, ağırlık ile düz bacak kaldırmayı içerir. Hasta normal yürüme paternine ulaşmışsa, tam eklem hareket açıklığı sağlanmışsa, fonksiyonel aktivite için yeterli kas gücü sağlanmışsa faz III' e geçilir. Faz III cerrahi sonrası 6 hafta ile 4. Ay arasını kapsar. Burda 0-60 derece arası kapalı kinetik zincir güçlendirme, eliptik bisiklet, izokinetik egzersizler ve fonksiyonel rehabilitasyona ağırlık verilir. Fonksiyonel rehabilitasyondan kasıt, hastaya pilometrik ve proprioseptif egzersizlerle beraber hafif koşu, düz koşu, ani yön değiştirme, dairesel koşu gibi koşular yaptırılmasıdır. Son faz olan faz IV' te amaç kısıtlama olmaksızın aktiviteye tam anlamıyla başlamaktır. Faz IV ile amaç spora güvenli bir şekilde dönüş sağlamaktır (110,111).

3. MATERYAL VE METOD

Bu araştırma Karadeniz Teknik Üniversitesi Uygulama ve Araştırma Merkezi Farabi Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalında gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma için Karadeniz Teknik Üniversitesi Rektörlüğü Tıp Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 2023/185 protokol numaralı 24237859-597 sayı numarası ile etik kurul onayı alınmıştır. Ölçümlerle ilgili Karadeniz Teknik Üniversitesi Uygulama ve Araştırma Merkezi Farabi Hastanesi Başhekimliği'nden alınan izin yazısı ekte sunulmuştur. İzokinetik ölçümler için sporcu ölçüm merkezinde bulunan izomed2000 cihazı kullanılmıştır. Toplamda 42 hasta çalışmaya dahil edilmiştir. Bu hastalar öncelikle USG ölçümüne, daha sonra USG ölçümüyle arasında en az 1 hafta olacak şekilde izokinetik ölçümüne çağırılmıştır.

Çalışmaya toplamda 42 hasta değerlendirilmiştir.

Araştırmaya kabul edilme ölçütleri:

- 18-35 yaş aralığında olmak
- Karadeniz Teknik Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda tek taraflı ÖÇBR cerrahisi geçirmiş olmak
- ÖÇBR cerrahisinde ST, ST+GS veya PL tendonları kullanılmış olmak
- Cerrahisinin üzerinden en az 6 ay en fazla 3 yıl süre geçmiş olmak

Araştırmaya kabul edilmeme ölçütleri:

- Revize ÖÇBR geçiren hastalar
- ÖÇBR dışında aynı taraf menisküs tamiri geçirenler
- ÖÇBR'nin yanı sıra dize ait farklı bağ ile ilgili rekonstrüksiyon cerrahisi geçirenler
- Son iki yılda VL, RF, BFL, TA, GM ve GL ilgili 2. ve 3. derece gerilme tipi yaralanma öyküsü bulunanlar
- Konjenital, nörolojik, romatolojik ve kardiyopulmoner patoloji veya anomali öyküsü olanlar,

- Ciddi sistemik hastalığı olanlar
- Akut infeksiyon ve ağrısı olanlar
- Eklem instabilitesi olanlar
- Beden kitle indeksi 30 ve üzeri olanlar

Karadeniz Teknik Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'ndaki kayıtlara bağlı olarak hastalar araştırmaya davet edilmiştir. Dahil edilme ve edilmeme kriterlerine uygun gönüllü hastalardan yazılı onam alınmıştır. Çalışma Helsinki Bildirgesi etik ilkelerine bağlı olarak gerçekleştirilmiştir. Hastaların genel, kas mimarisi, kas kuvveti ve dinamik denge değerlendirmeleri yapılmıştır.

Genel ve Fonksiyonel Değerlendirmeler: Hastaların yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve eğitim düzeyi gibi bilgileri veri toplama formu aracılığıyla kaydedilmiştir. Bunun yanı sıra çeşitli anket ve ölçekler yardımıyla hastaların genel fonksiyonel durumları değerlendirilmiştir. Araştırmada yer alan katılımcıların dizlerinin mevcut durumunun ve fonksiyonel değerlendirmesinde çeşitli diz yaralanmaları açısından fonksiyon ve spor aktivitesindeki semptomlar ile limitasyonları ölçmek için Irrgang ve ark. (113) tarafından tasarlanan Uluslararası Diz Dokümantasyon Komitesi subjektif diz değerlendirme formu kullanılmıştır. Bu ölçeğin Türkçe geçerlik ve güvenilirliği Çelik ve ark. (114) tarafından gösterilmiştir (iç tutarlılık katsayısı=0,89). Bunun yanı sıra ön çapraz bağ yaralanması olan hastaların fonksiyonel durumunu belirlemek amacıyla Lysholm ve Gillquist (115) tarafından geliştirilip Çelik ve ark. (116) tarafından Türkçe geçerlilik güvenilirliği yapılan Lysholm Diz Skorum Ölçeği kullanılmıştır. Bireylerin ayak fonksiyonlarını değerlendirmek amacıyla Martin RL ve ark.(117) tarafından geliştirilip Çelik ve Ark (118) tarafından Türkçe geçerlilik ve güvenilirliği yapılan Ayak Ayak Bileği Kullanılabilirlik Ölçüsü (AAKÖ) kullanılmıştır. Bu ölçeğin toplamda 29 maddesi olup bunlardan 21'i günlük yaşam aktiviteleri (iç tutarlılık katsayısı=0,95), 8'i ise sportif aktivitelerle ilgilidir (iç tutarlılık katsayısı=0,91) .

Kas Mimarisi Değerlendirmeleri: Gerekli dâhil edilme ve edilmeme kriterlerini karşılayıp çalışmaya katılmaya gönüllü olan bireyler çalışma hakkında Helsinki Bildirgesi ve İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu gereği ve kapsamında sözlü ve yazılı olarak bilgilendirilmiştir. Gerekli kriterleri sağlayarak çalışmaya katılmayı

kabul eden bireylerden yazılı olarak bilgilendirilmiş gönüllü olur formu alınmıştır. Bunun ardından tüm bireylerin sosyodemografik verileri kaydedilmiş, tüm katılımcıların imgeleme yetenekleri, özyeterlik yetenekleri, motivasyonları, fonksiyonel durumları ve kas mimarileri değerlendirilmiştir. Çalışma grubunda yer alan bireyler için her eğitim seansının başında ve sonunda bilişsel yük, her eğitim seansının sonunda ise eğitimin teknik kalitesi ve verimliliğine yönelik değerlendirmeler yapılmıştır. Kas mimarisi ölçümleri öncesinde bireylerin en az 10 dakika dinlenmiş olmaları istenmiştir. Ayrıca gönüllüler son 48 saat içerisinde güçlü fiziksel aktiviteye katılmamıştır. Kas görüntüleri alınırken probun ilgili kaslara aşağıda belirtildiği şekilde yerleştirilmiştir.

VL: Bireyler sırtüstü pozisyonda, alt ekstremiteleri uzatılmış ve kasları gevşek olacak şekilde pozisyonlanmıştır. Ölçümler trokantör majör ile femurun lateral kondilinin orta noktasından alınmıştır. Ultrasonografi probu kas liflerine paralel, vastus lateralis üzerinden cilde dik olarak yerleştirilmiştir (119,120).

RF: Bireyler sırtüstü pozisyonda, alt ekstremiteleri uzatılmış ve kasları gevşek olacak şekilde pozisyonlanmıştır. Ölçümler spina iliaca anterior superior ile patellanın üst çizgisi arasındaki mesafenin üçte ikisi kadar bir bölgeden alınmıştır (121,122).

BFL: Bireyler pelvis nötral, dizler pasif tam ekstansiyonda ve kasları gevşemiş durumda yüzüstü şekilde pozisyonlanmıştır. Değerlendirme için ultrason probu iskial tuberositas ile fibula başının üst sınırı arasındaki mesafenin orta noktasına yerleştirilmiştir (123,124).

GM ve GL: Gastroknemius hem diz hem de ayak bileği eklemi arasında köprü oluşturur ve kas orijini giriş yerinden en uzakta olduğu için diz ekstansiyona getirildiğinde tam gerilim altındadır. En az 20°'lik diz fleksiyonu, ayak bileği dorsifleksiyonunun gastroknemius'u sınırlayan etkisini ortadan kaldırır ve ayak bileği dorsifleksiyonu ve gastroknemius gerilimi, 20° ve 75° diz fleksiyonu arasında değişmeden kalır (125). Katılımcılar, dizleri 20–30° fleksiyonda olacak şekilde 20° açılı eğimli bir köpük kama üzerinde alt bacağı desteklenmiş olarak bir tedavi yatağına yüzüstü uzanmıştır. Ayak bileği bir splint kullanılarak yaklaşık 90°'de sabitlenmiştir. Diz ve ayak bileği açıları manuel gonyometreyle doğrulanmıştır. Prob GM için dizin popliteal kıvrımından medial malleolün ucuna kadar olan mesafenin üçte birine; GL

için dizin popliteal kıvrımından lateral malleolün ucuna kadar olan mesafenin üçte birine, yerleştirilmiştir (126,127).

TA: Bireylerin kalçaları 90 derece fleksiyonda ve dizleri ekstansiyonda olacaktır. Ayak bilekleri, nötral pozisyonda (sıfır derecede) olacak şekilde ayak bileği ortezine yerleştirilmiştir. Görüntüler, fibula başından lateral malleol ucuna kadar olan mesafenin %20'lik bir noktasından alınmıştır (128,129).

Kas mimari değerlendirmelerinde akustik bağlantıya yardımcı olmak ve cilde temas ihtiyacını ortadan kaldırmak için ultrason probu ve cilt arasına suda çözünür bir iletken jel kullanılmıştır. Ayrıca cilt üzerinde minimum basınç sağlanmasına özen gösterilmiştir. Böylelikle cilde ve alttaki kasa uygulandığında meydana gelebilecek kas deformasyonları ortadan kaldırılmış olacaktır. Görüntülemelerde birkaç lif kolayca tanımlanabildiğinde prob yerleşiminin uygun olduğu düşünülmüştür. Aponevroz ve liflerin en uygun şekilde görülebilmesi için prob yönünde hafif ayarlamalar yapılmıştır. Anatomik noktalar arasındaki mesafe kaydedilmiş ve ikinci ölçümlerde probun yine aynı yere konumlandırılması sağlanmıştır. Kas mimarisi görüntülemeleri ultrason cihazı yardımıyla yapılmıştır. Veri toplamadan önce ekipmanlar uygun şekilde kalibre edilmiştir. Bireylerin her iki tarafından tüm kaslar için görüntü alınmıştır. Görüntüler daha sonra ImageJ yazılımı (National Institutes of Health, USA) veya MicroDicom yazılımı (V.0.7.8 Bulgaria) ile analiz edilmiştir. Lif uzunluğu, penasyon açısı ve kas kalınlığının değerlendirilmesinde aşağıda belirtilen yöntemler kullanılmıştır:

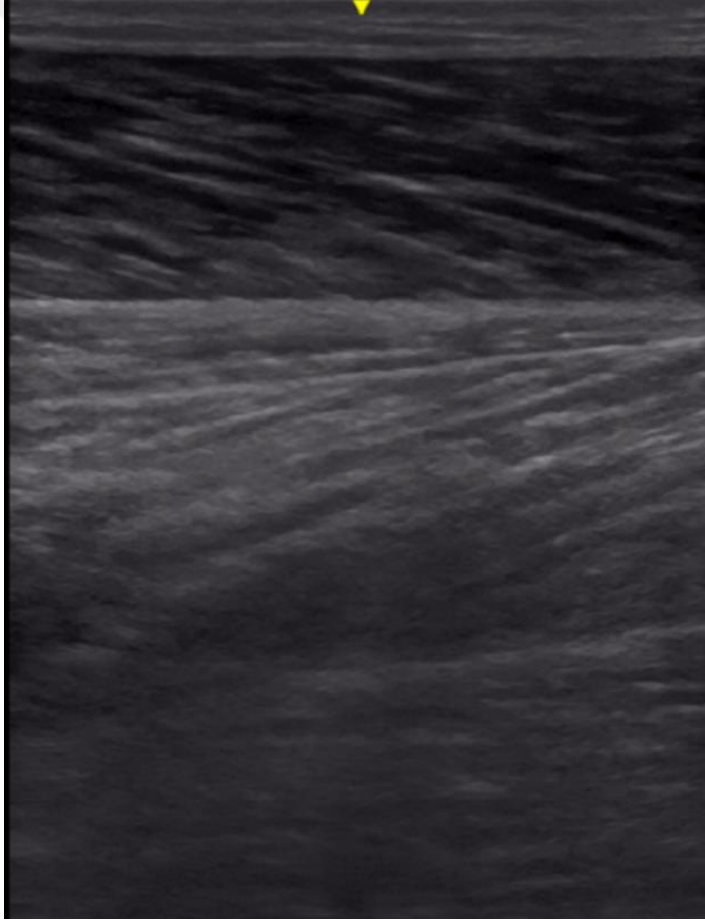
- Kas kalınlığı her bir görüntüde, yüzeysel ve orta aponevroza dik olarak karşılıklı olarak paralel üç çizginin ortalama uzunluğu olarak kabul edilmiştir.
- Pennasyon açısı, kas lifi ile orta aponevroz arasındaki açı olarak hesaplanmıştır.
- Lif uzunluğu, yüzeysel ve orta aponevroz arasındaki fasiküler yolun uzunluğu olarak ölçülmüştür. Fakat bu uzunluk prob yüzeyinden daha büyük olduğu için, görünmeyen kısım aşağıdaki trigonometrik fonksiyonla tahmin edilmiştir. Bu formülde aponevroz açısı, yüzeysel aponevroz ile buna çizilen horizontal çizgi arasındaki açı olarak kabul edilmiştir.

$$\text{Lif uzunluğu} = \sin(\text{Aponevroz açısı} + 900) \times \text{Kas kalınlığı} / \sin[1800 - (\text{Aponevroz açısı} + 1800 - \text{Penasyon açısı})]$$

Gönüllülerden testlerden iki saat önceye kadar yemek yemeyi sonlandırmaları istenmiştir.

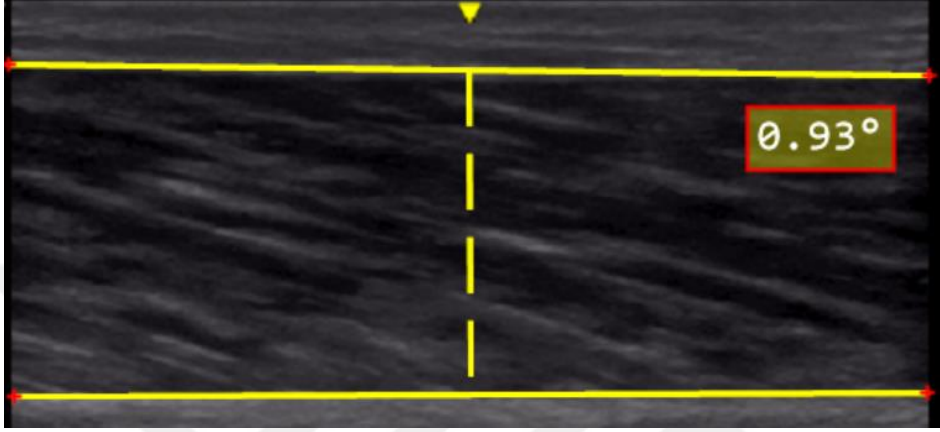
Kas Mimarisi Görüntülerinin Analizi

Ultrason kullanılarak vastus lateralis, rektus femoris, tibialis anterior, biceps femoris longus, gastrokinemius medialis ve gastrokinemius lateralis kaslarından alınan görüntüler (Şekil 18) MicroDicom programı (V.0.7.8, Bulgaristan) kullanılarak matematiksel olarak analiz edildi. Aponevroz açısı, penasyon açısı, kas kalınlığı ve lif uzunluğu değerlendirmelerinde aşağıda belirtilen standart yöntemler kullanıldı (130):



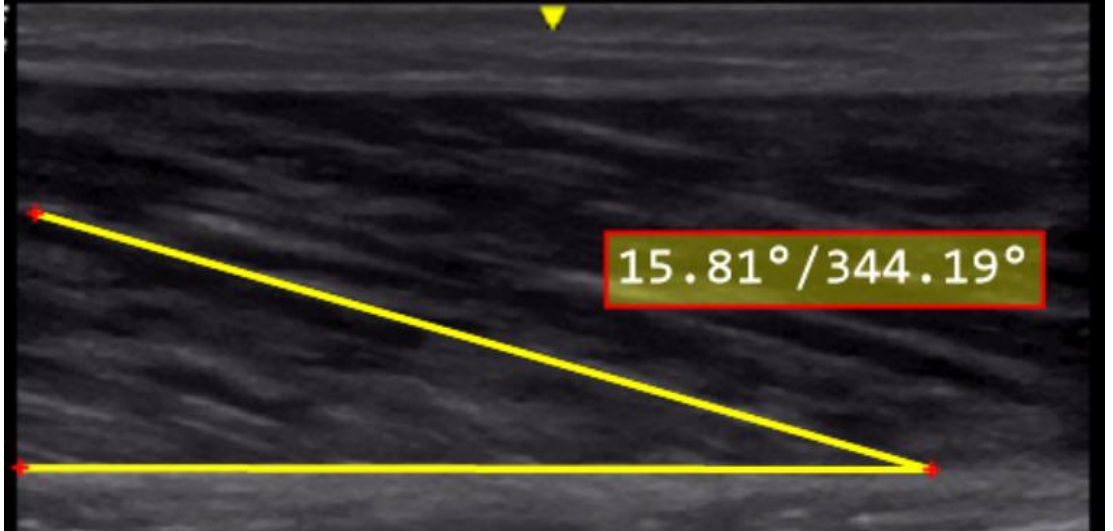
Şekil 17. Örnek ultrason görüntüsü

Aponevroz açısı: Yüzeyel ve orta aponevrozlara çizilen horizontal çizgiler arasındaki açı olarak hesaplandı (Şekil 19).



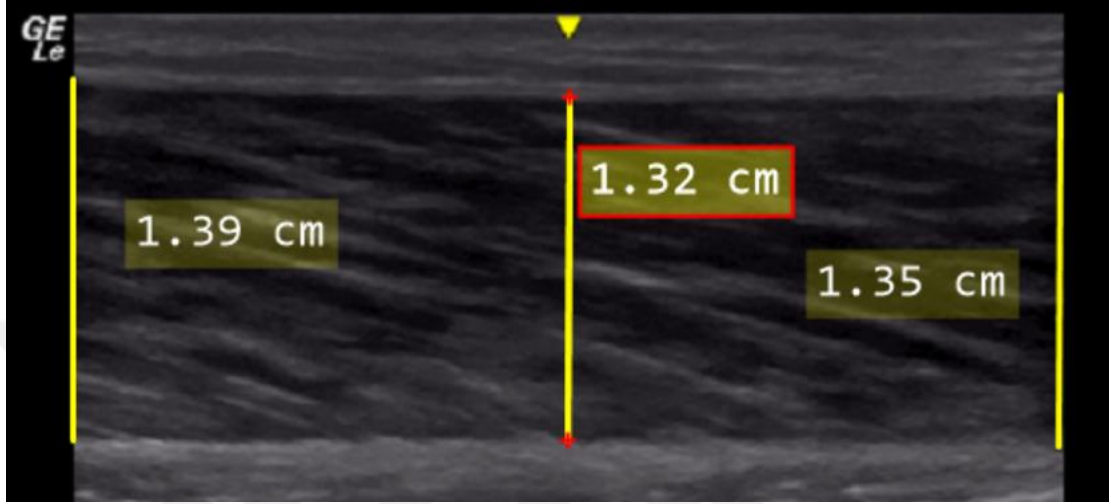
Şekil 18. Ultrason görüntüsü üzerinde aponevroz açısının hesaplanması.

Penasyon açısı: Kas lifleri ile orta aponevroz arasındaki açıya yönelik üç farklı ölçümün ortalaması olarak hesaplandı (Şekil 20).



Şekil 19. Ultrason görüntüsü üzerinde penasyon açısının hesaplanması.

Kas kalınlığı: Yüzeysel ve orta aponevroza dik olarak karşılıklı olarak çizilen paralel üç çizginin ortalama uzunluğu olarak kabul edildi (Şekil 21).



Şekil 20. Ultrason görüntüsü üzerinde kas kalınlığının hesaplanması.

Lif uzunluğu: Bu uzunluk prob yüzeyinden daha büyük olduğu için aşağıdaki trigonometrik fonksiyonla tahmin edildi.

$$\text{Lif uzunluğu} = \sin (\text{Aponevroz açısı} + 90^0) \times \text{kas kalınlığı} / \sin [180^0 - (\text{Aponevroz açısı} + 180^0 - \text{penasyon açısı})]$$

İzokinetik Kuvvet Değerlendirmeleri: Diz ekstansör ve fleksörlerinin izokinetik tepe torku, sırasıyla 60°/s ve 180°/s hızında isomed2000 cihazı kullanılarak ölçülmüştür. Gruplar ekstremite simetri indeksi ve hamstring-kuadriseps oranı açısından karşılaştırılmıştır (131).

İstatistiksel Analiz: Veriler sayısal olarak elde edileceğinden bunların istatistiksel açıdan yapılacak değerlendirmesinde normal dağılım gösteren ve/veya normal dağılım göstermeyen sayısal testler kullanılmıştır. Öncelikle elde edilen verilerin normal dağılım gösterip göstermedikleri histogram, varyasyon katsayısı, Kurtosis (basıklık-sivrilik) değeri, Skewness (çarpıklık/asimetri) değeri, Detrended plot grafiği ve Shapiro-Wilks testi kullanılarak değerlendirilmiştir. Histogram grafiğinin dengeli bir

şekilde dağılması ve varyasyon katsayısının %30 değerinden daha küçük olması normal dağılım lehine kabul edilmiştir. Varyasyon katsayısının 15% değerinden daha küçük olması ise normal dağılım için çok daha iyi bir sonuç olarak değerlendirilmiştir. Standart sapmanın iki katının Kurtosis ve Skewness değerlerinden büyük olması, Detrended plot grafiğinin düzenli bir patern göstermemesi ve Shapiro-Wilks test değerinin 0,05'ten büyük olması normal dağılım lehine olarak dikkate alınmıştır. Normal dağılımın incelenmesini takiben gruplarının kendi içlerinde ve birbirleriyle olan karşılaştırmaları yapılmıştır. Grup içi (etkilenen ve etkilenmeyen taraf) karşılaştırmalarda bağımlı gruplarda kullanılan istatistiksel testler kullanılmıştır. İki ölçüm değerlendirilirken veriler normal dağılım gösterirse bağımlı gruplar t testi, normal dağılım göstermezse Wilcoxon testi kullanılmıştır. Grupların birbirleriyle olan karşılaştırmalarında ise bağımsız gruplarda kullanılan istatistiksel testler kullanılmıştır. Verilerin normal dağılım göstermesi durumunda ANOVA, normal dağılım göstermemesi durumunda ise Kruskal Wallis testi kullanılarak değerlendirilmiştir. Verilerin değerlendirilmesinde SPSS 22.0 programı (Statistical Package for Social Sciences, Inc., Chicago, IL) kullanılmıştır. Güven aralığı %95 olarak kabul edilmiştir. İstatistiksel olarak 0,05'ten küçük sonuç elde edilmesi anlamlı fark olduğunun göstergesi olmuştur (132).

4. BULGULAR

4.1. Genel Değerlendirmeler

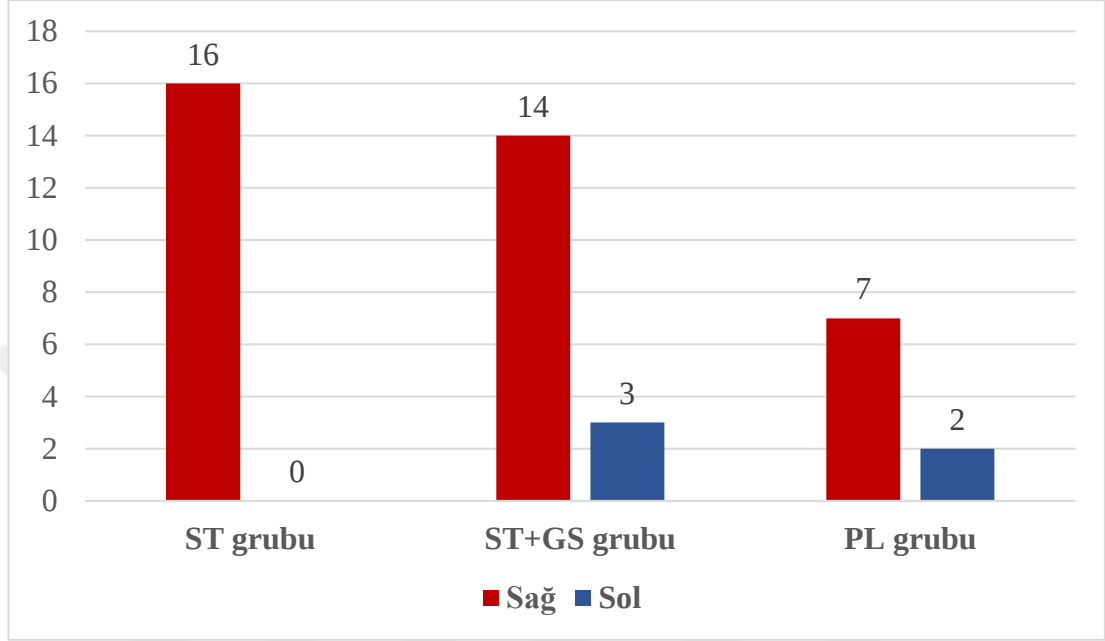
Katılımcıların (N=42) yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve beden kitle indeksi özelliklerine ilişkin ortalama±standart sapma değerleri sırasıyla 23,64±4,50 yıl, 176,33±7,20 cm, 78,98±11,94 kg ve 25,40±3,50 kg/m² olarak bulundu. Yaralanma ve cerrahi sonrası geçen süreler 18,98±9,84 ay ve 14,40±5,76 ay olarak kaydedildi. Yaralanmadan sonra geçen süre dışındaki parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında anlamlı fark yoktu (p>0,05) (Tablo 1). ST grubuna ait yaralanmadan sonra geçen süre ST+GS ve PL grubuna (p=0,043) kıyasla daha yüksekti (sırasıyla p=0,025 ve p=0,043).

Tablo 1. Katılımcıların tanımlayıcı özellikleri

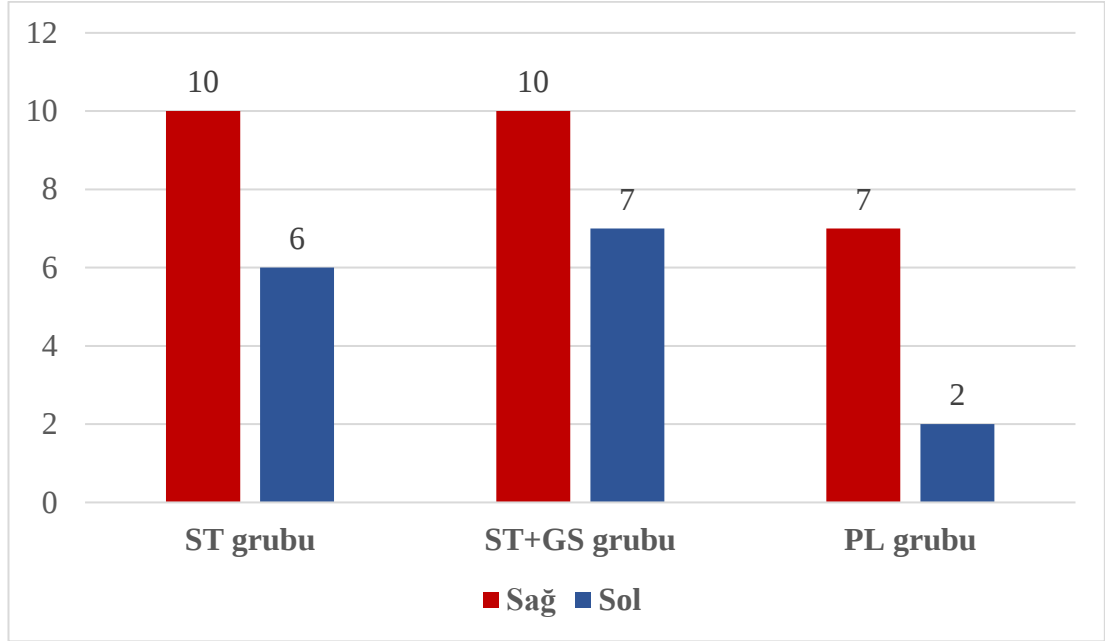
Parametre	ST grubu (N=16)	ST+GS grubu (N=17)	PL grubu (N=9)	p* değeri
Yaş (yıl)	24,81±5,19	23,35±3,43	22,11±4,91	0,342
Boy uzunluğu (cm)	175,94±6,93	175,18±6,11	179,22±9,42	0,390
Vücut ağırlığı (kg)	79,69±12,10	76,18±9,49	83,00±15,51	0,375
Beden kitle indeksi (kg/m ²)	25,83±4,19	24,82±2,82	25,40±3,50	0,685
Yaralanmadan sonra geçen süre (ay)	22,00±8,37	17,47±12,34	16,44±5,48	0,042
Cerrahi sonrası geçen süre (ay)	16,75±5,90	12,47±5,91	14,40±5,76	0,096

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için p<0,05 olarak kabul edildi. Analizde ANOVA ve Kruskal Wallis testleri kullanıldı.

Araştırmada yer alan katılımcıların gruplara göre dominant ve nondominant tarafları Şekil 21’te; cerrahi ve sağlıklı taraflarına ilişkin bilgiler ise Şekil 22’de gösterildi.



Şekil 21. Katılımcıların dominant ve nondominant taraf bilgileri.



Şekil 22. Katılımcıların cerrahi ve sağlıklı taraf bilgileri.

4.2. Fonksiyonel Değerlendirmeler

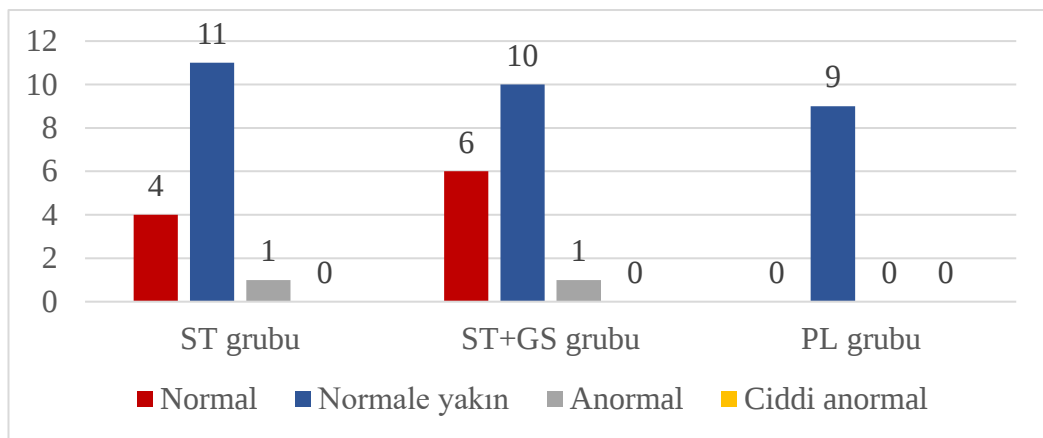
Katılımcıların IKDC ve Lysholm skorları ile ayak-ayak bileği kullanılabilirlik ölçüsüne ait günlük yaşam aktiviteleri ve spor alt boyutları açısından gruplar arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$) (Tablo 2).

Tablo 2. Fonksiyonel düzeylerin gruplar arası karşılaştırması

Parametre	ST grubu (N=16)	ST+GS grubu (N=17)	PL grubu (N=9)	p* değeri
IKDC (%)	64,69±11,10 (74,35±12,76)	66,18±12,01 (76,06±13,80)	58,89±13,55 (67,69±15,57)	0,336
Lysholm	85,94±12,46	82,88±14,07	77,56±16,76	0,373
Ayak GYA	78,31±5,86	79,00±4,86	74,22±7,85	0,234
Ayak Spor	26,50±5,22	23,41±7,18	22,33±5,70	0,207

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için $p<0,05$ olarak kabul edildi. Analizde ANOVA ve Kruskal Wallis testleri kullanıldı.

ST, ST+GS ve PL gruplarındaki katılımcılar, ayak-ayak bileği kullanılabilirlik ölçüsü aracılığıyla toplanan ayak fonksiyonlarına yönelik sırasıyla %94, %94 ve %100 oranında normal veya normale yakın sonuç bildirdi (Şekil 23).



Şekil 23. Katılımcıların ayak fonksiyonlarına yönelik bildirimleri

4.3. Kas Mimarisi Değerlendirmeleri

Vastus lateralis ve rektus femoris kaslarına ait mimari özellikler bakımından gruplar arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$) (Tablo 3 ve Tablo 4).

Tablo 3. Vastus lateralis kasına ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre gruplar arası karşılaştırması

Parametre		ST grubu (N=16)	ST+GS grubu (N=17)	PL grubu (N=9)	p* değeri
Cerrahi taraf vastus lateralis	PA ($^{\circ}$)	15,08 $\pm$ 4,32	16,61 $\pm$ 2,53	15,28 $\pm$ 4,50	0,562
	KK (cm)	2,05 $\pm$ 0,44	2,15 $\pm$ 0,35	2,26 $\pm$ 0,31	0,494
	LU (cm)	10,51 $\pm$ 4,58	9,21 $\pm$ 1,94	11,64 $\pm$ 4,04	0,315
Sağlıklı taraf vastus lateralis	PA ($^{\circ}$)	16,04 $\pm$ 4,54	17,66 $\pm$ 2,86	17,87 $\pm$ 2,74	0,769
	KK (cm)	2,32 $\pm$ 0,50	2,40 $\pm$ 0,35	2,46 $\pm$ 0,30	0,732
	LU (cm)	11,50 $\pm$ 4,43	9,22 $\pm$ 1,51	9,31 $\pm$ 1,59	0,525

Veriler ortalama $\pm$ standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için $p<0,05$ olarak kabul edildi. Analizde ANOVA ve Kruskal Wallis testleri kullanıldı.

Tablo 4. Rektus femoris kasına ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre gruplar arası karşılaştırması

Parametre		ST grubu (N=16)	ST+GS grubu (N=17)	PL grubu (N=9)	p* değeri
Cerrahi taraf rektus femoris	PA (⁰)	11,26±3,06	12,00±2,88	11,57±2,08	0,540
	KK (cm)	1,55±0,32	1,48±0,21	1,54±0,25	0,750
	LU (cm)	16,29±10,35	11,14±4,02	13,01±4,44	0,175
Sağlıklı taraf rektus femoris	PA (⁰)	12,81±3,20	12,57±4,44	11,13±3,30	0,606
	KK (cm)	1,69±0,34	1,51±0,35	1,65±0,42	0,358
	LU (cm)	14,85±5,81	11,60±5,37	13,35±5,41	0,254

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için p<0,05 olarak kabul edildi. Analizde ANOVA ve Kruskal Wallis testleri kullanıldı.

Tibialis anterior ve biceps femoris longus kaslarına ait mimari özellikler bakımından gruplar arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$) (Tablo 5 ve Tablo 6).

Tablo 5. Tibialis anterior kasına ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre gruplar arası karşılaştırması

Parametre		ST grubu (N=16)	ST+GS grubu (N=17)	PL grubu (N=9)	p* değeri
Cerrahi taraf tibialis anterior	PA (°)	9,13±2,20	10,29±2,43	8,63±2,15	0,220
	KK (cm)	1,30±0,25	1,34±0,18	1,18±0,10	0,135
	LU (cm)	11,67±3,70	9,44±2,58	10,73±2,30	0,121
Sağlıklı taraf tibialis anterior	PA (°)	11,69±2,95	10,30±1,87	9,70±4,08	0,230
	KK (cm)	1,45±0,31	1,35±0,16	1,35±0,18	0,451
	LU (cm)	9,19±3,11	10,42±3,17	11,78±4,03	0,248

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için $p<0,05$ olarak kabul edildi. Analizde ANOVA ve Kruskal Wallis testleri kullanıldı.

Tablo 6. Biseps femoris longus kasına ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre gruplar arası karşılaştırması

Parametre		ST grubu (N=16)	ST+GS grubu (N=17)	PL grubu (N=9)	p* değeri
Cerrahi taraf biseps femoris longus	PA (°)	15,29±3,49	16,15±3,61	15,31±3,98	0,774
	KK (cm)	2,23±0,23	2,00±0,38	1,96±0,17	0,063
	LU (cm)	11,47±4,62	10,23±3,58	10,10±3,15	0,742
Sağlıklı taraf biseps femoris longus	PA (°)	15,04±3,54	16,01±2,97	15,37±2,15	0,661
	KK (cm)	2,14±0,34	2,13±0,40	2,12±0,32	0,993
	LU (cm)	11,76±4,14	9,76±3,91	9,75±2,90	0,283

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için $p<0,05$ olarak kabul edildi. Analizde ANOVA ve Kruskal Wallis testleri kullanıldı.

Cerrahi taraf gastrokinemius medialis kasına ait PA, ST grubuna kıyasla PL grubunda anlamlı olarak daha yüksekti ($p=0,025$). Gastrokinemius lateralis ve gastrokinemius medialis kaslarına ait diğer mimari özellikler bakımından gruplar arasında anlamlı fark yoktu ($p>0,05$) (Tablo 7 ve Tablo 8).

Tablo 7. Gastrokinemius lateralis kasına ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre gruplar arası karşılaştırması

Parametre		ST grubu (N=16)	ST+GS grubu (N=17)	PL grubu (N=9)	p* değeri
Cerrahi taraf gastrokinemius lateralis	PA ($^{\circ}$)	12,90 $\pm$ 2,27	13,85 $\pm$ 2,33	14,40 $\pm$ 4,22	0,402
	KK (cm)	1,16 $\pm$ 0,34	1,20 $\pm$ 0,28	1,13 $\pm$ 0,22	0,862
	LU (cm)	6,51 $\pm$ 2,70	6,00 $\pm$ 1,91	6,39 $\pm$ 2,12	0,913
Sağlıklı taraf gastrokinemius lateralis	PA ($^{\circ}$)	13,01 $\pm$ 3,52	14,86 $\pm$ 2,59	15,71 $\pm$ 2,78	0,078
	KK (cm)	1,35 $\pm$ 0,48	1,28 $\pm$ 0,27	1,49 $\pm$ 0,51	0,516
	LU (cm)	7,21 $\pm$ 4,67	5,91 $\pm$ 1,64	6,93 $\pm$ 2,89	0,740

Veriler ortalama $\pm$ standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için $p<0,05$ olarak kabul edildi. Analizde ANOVA ve Kruskal Wallis testleri kullanıldı.

Tablo 8. Gastrokinemius medialis kasına ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre gruplar arası karşılaştırması

Parametre		ST grubu (N=16)	ST+GS grubu (N=17)	PL grubu (N=9)	p* değeri
Cerrahi taraf gastrokinemius medialis	PA (⁰)	15,71±2,83	17,06±2,38	19,11±3,88	0,029
	KK (cm)	1,38±0,30	1,48±0,34	1,54±0,34	0,466
	LU (cm)	5,99±1,54	5,59±1,22	5,29±1,17	0,449
Sağlıklı taraf gastrokinemius medialis	PA (⁰)	16,11±3,47	16,86±3,88	17,43±3,31	0,666
	KK (cm)	1,61±0,35	1,66±0,29	1,47±0,28	0,334
	LU (cm)	6,77±2,96	6,13±1,18	5,57±1,81	0,280

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için p<0,05 olarak kabul edildi. Analizde ANOVA ve Kruskal Wallis testleri kullanıldı.

ST grubuna ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre karşılaştırmasında vastus lateralis, rektus femoris ve gastrokinemius medialis kaslarına ait kas kalınlığı sağlıklı tarafta daha yüksekti ($p<0,05$). Benzer olarak rektus femoris ve tibialis anterior kaslarına ait penasyon açısı sağlıklı tarafta daha yüksekti ($p<0,05$) (Tablo 9).

Tablo 9. ST grubuna ait kas mimarisi parametrelerinin taraflar arası karşılaştırması

Kas	Parametre	Cerrahi taraf	Sağlıklı taraf	P
Vastus lateralis	PA ($^{\circ}$)	15,08±4,32	16,04±4,54	0,191
	KK (cm)	2,05±0,44	2,32±0,50	<0,01
	LU (cm)	10,51±4,58	11,50±4,43	0,955
Rektus femoris	PA ($^{\circ}$)	11,26±3,06	12,81±3,20	0,037
	KK (cm)	1,55±0,32	1,69±0,34	0,019
	LU (cm)	16,29±10,35	14,85±5,81	0,925
Tibialis anterior	PA ($^{\circ}$)	9,13±2,20	11,69±2,95	<0,01
	KK (cm)	1,30±0,25	1,45±0,31	0,053
	LU (cm)	11,67±3,70	9,19±3,11	0,152
Biceps femoris longus	PA ($^{\circ}$)	15,29±3,49	15,04±3,54	0,709
	KK (cm)	2,23±0,23	2,14±0,34	0,215
	LU (cm)	11,47±4,62	11,76±4,14	0,615
Gastrokinemius lateralis	PA ($^{\circ}$)	12,90±2,27	13,01±3,52	0,910
	KK (cm)	1,16±0,34	1,35±0,48	0,091
	LU (cm)	6,51±2,70	7,21±4,67	0,569
Gastrokinemius medialis	PA ($^{\circ}$)	15,71±2,83	16,11±3,47	0,772
	KK (cm)	1,38±0,30	1,61±0,35	0,010
	LU (cm)	5,99±1,54	6,77±2,96	0,469

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için $p<0,05$ olarak kabul edildi. Analizde bağımlı gruplar t testi ve Wilcoxon testi kullanıldı.

ST+GS grubuna ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre karşılaştırmasında, ST grubuna benzer olarak vastus lateralis ve gastrokinemius medialis kaslarına ait kas kalınlığı sağlıklı tarafta daha yüksekti ($p<0,05$) (Tablo 10).

Tablo 10. ST+GS grubuna ait kas mimarisi parametrelerinin taraflar arası karşılaştırması

Kas	Parametre	Cerrahi taraf	Sağlıklı taraf	P
Vastus lateralis	PA ($^{\circ}$)	16,61±2,53	17,66±2,86	0,515
	KK (cm)	2,15±0,35	2,40±0,35	0,048
	LU (cm)	9,21±1,94	9,22±1,51	0,556
Rektus femoris	PA ($^{\circ}$)	12,00±2,88	12,57±4,44	0,477
	KK (cm)	1,48±0,21	1,51±0,35	0,630
	LU (cm)	11,14±4,02	11,60±5,37	0,687
Tibialis anterior	PA ($^{\circ}$)	10,29±2,43	10,30±1,87	0,821
	KK (cm)	1,34±0,18	1,35±0,16	0,729
	LU (cm)	9,44±2,58	10,42±3,17	0,301
Biceps femoris longus	PA ($^{\circ}$)	16,15±3,61	16,01±2,97	0,856
	KK (cm)	2,00±0,38	2,13±0,40	0,168
	LU (cm)	10,23±3,58	9,76±3,91	0,810
Gastrokinemius lateralis	PA ($^{\circ}$)	13,85±2,33	14,86±2,59	0,141
	KK (cm)	1,20±0,28	1,28±0,27	0,149
	LU (cm)	6,00±1,91	5,91±1,64	0,771
Gastrokinemius medialis	PA ($^{\circ}$)	17,06±2,38	16,86±3,88	0,914
	KK (cm)	1,48±0,34	1,66±0,29	0,029
	LU (cm)	5,59±1,22	6,13±1,18	0,062

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için $p<0,05$ olarak kabul edildi. Analizde bağımlı gruplar t testi ve Wilcoxon testi kullanıldı.

PL grubuna ait kas mimarisi parametrelerinin cerrahi ve sağlıklı tarafa göre karşılaştırmasında tibialis anterior kasına ait kas kalınlığı sağlıklı tarafta daha yüksekti ($p<0,05$) (Tablo 11).

Tablo 11. PL grubuna ait kas mimarisi parametrelerinin taraflar arası karşılaştırması

Kas	Parametre	Cerrahi taraf	Sağlıklı taraf	P
Vastus lateralis	PA ($^{\circ}$)	15,28 $\pm$ 4,50	17,87 $\pm$ 2,74	0,504
	KK (cm)	2,26 $\pm$ 0,31	2,46 $\pm$ 0,30	0,193
	LU (cm)	11,64 $\pm$ 4,04	9,31 $\pm$ 1,59	0,178
Rektus femoris	PA ($^{\circ}$)	11,57 $\pm$ 2,08	11,13 $\pm$ 3,30	0,647
	KK (cm)	1,54 $\pm$ 0,25	1,65 $\pm$ 0,42	0,565
	LU (cm)	13,01 $\pm$ 4,44	13,35 $\pm$ 5,41	0,875
Tibialis anterior	PA ($^{\circ}$)	8,63 $\pm$ 2,15	9,70 $\pm$ 4,08	0,395
	KK (cm)	1,18 $\pm$ 0,10	1,35 $\pm$ 0,18	0,038
	LU (cm)	10,73 $\pm$ 2,30	11,78 $\pm$ 4,03	0,503
Biceps femoris longus	PA ($^{\circ}$)	15,31 $\pm$ 3,98	15,37 $\pm$ 2,15	0,709
	KK (cm)	1,96 $\pm$ 0,17	2,12 $\pm$ 0,32	0,219
	LU (cm)	10,10 $\pm$ 3,15	9,75 $\pm$ 2,90	0,505
Gastrokinemius lateralis	PA ($^{\circ}$)	14,40 $\pm$ 4,22	15,71 $\pm$ 2,78	0,454
	KK (cm)	1,13 $\pm$ 0,22	1,49 $\pm$ 0,51	0,065
	LU (cm)	6,39 $\pm$ 2,12	6,93 $\pm$ 2,89	0,523
Gastrokinemius medialis	PA ($^{\circ}$)	19,11 $\pm$ 3,88	17,43 $\pm$ 3,31	0,221
	KK (cm)	1,54 $\pm$ 0,34	1,47 $\pm$ 0,28	0,217
	LU (cm)	5,29 $\pm$ 1,17	5,57 $\pm$ 1,81	0,645

Veriler ortalama $\pm$ standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için $p<0,05$ olarak kabul edildi. Analizde bağımlı gruplar t testi ve Wilcoxon testi kullanıldı.

4.3. Kas Kuvveti Değerlendirmeleri

Cerrahi tarafa ait 60⁰/sn açısal hızdaki izokinetik kuvvet ölçümlerine göre, zirve tork fleksiyon/ekstansiyon parametresi dışında gruplar arasında anlamlı fark yoktu (p<0,05) (Tablo 12). Post-hoc analize göre zirve tork fleksiyon/ekstansiyon parametresi PL grubuna kıyasla ST grubunda anlamlı olarak daha yüksekti (p=0,040).

Tablo 12. Cerrahi taraf 60⁰/sn izokinetik test sonuçlarının gruplar arası karşılaştırması

Parametre	ST grubu (N=16)	ST+GS grubu (N=17)	PL grubu (N=9)	p*
Zirve tork fleksiyon	83,50±24,17	84,38±19,65	86,63±30,15	0,955
Zirve iş fleksiyon	92,75±25,87	93,81±22,52	97,88±34,48	0,903
Zirve tork ekstansiyon	136,06±50,60	148,81±41,37	177,50±28,90	0,102
Zirve iş ekstansiyon	130,00±49,30	149,44±37,79	167,25±33,89	0,124
Zirve tork fleksiyon/ekstansiyon	65,86±16,96	59,91±12,68	49,10±14,36	0,043
Zirve iş fleksiyon/ekstansiyon	76,24±19,48	64,74±15,38	59,47±19,79	0,072
Zirve tork fleksiyon/vücut ağırlığı	1,05±0,31	1,14±0,33	1,03±0,43	0,661
Zirve tork ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,70±0,59	2,03±0,73	2,08±0,42	0,244
Zirve iş fleksiyon/vücut ağırlığı	1,17±0,34	1,27±0,35	1,17±0,50	0,728
Zirve iş ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,62±0,55	2,04±0,70	1,95±0,45	0,138
Total iş fleksiyon	416,19±131,41	415,63±108,57	430,75±180,85	0,961
Total iş ekstansiyon	609,63±231,88	683,69±178,55	748,63±164,86	0,263

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için p<0,05 olarak kabul edildi. Analizde ANOVA ve Kruskal Wallis testleri kullanıldı.

Sağlıklı tarafa ait 60⁰/sn açısal hızdaki izokinetik kuvvet ölçümlerine göre gruplar arasında anlamlı fark yoktu (p<0,05) (Tablo 13).

Tablo 13. Sağlıklı taraf 60⁰/sn izokinetik test sonuçlarının gruplar arası karşılaştırması

Parametre	ST grubu (N=16)	ST+GS grubu (N=17)	PL grubu (N=9)	p*
Zirve tork fleksiyon	103,31±25,31	99,00±21,84	109,25±22,52	0,600
Zirve iş fleksiyon	120,56±29,21	114,19±25,79	121,25±22,54	0,746
Zirve tork ekstansiyon	182,50±37,27	182,69±47,04	196,88±25,47	0,665
Zirve iş ekstansiyon	169,81±33,59	169,38±43,98	176,38±29,20	0,900
Zirve tork fleksiyon/ekstansiyon	57,70±11,85	56,14±10,92	56,18±11,80	0,917
Zirve iş fleksiyon/ekstansiyon	72,18±15,72	69,71±15,50	69,30±11,91	0,863
Zirve tork fleksiyon/vücut ağırlığı	1,29±0,31	1,32±0,30	1,30±0,37	0,960
Zirve tork ekstansiyon/vücut ağırlığı	2,30±0,53	2,46±0,69	2,33±0,55	0,752
Zirve iş fleksiyon/vücut ağırlığı	1,51±0,35	1,53±0,34	1,44±0,40	0,912
Zirve iş ekstansiyon/vücut ağırlığı	2,14±0,48	2,27±0,61	2,10±0,58	0,711
Total iş fleksiyon	545,75±150,88	510,81±127,00	528,50±126,74	0,773
Total iş ekstansiyon	788,13±156,30	777,38±207,61	800,00±171,83	0,956

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için p<0,05 olarak kabul edildi. Analizde ANOVA ve Kruskal Wallis testleri kullanıldı.

Cerrahi tarafa ait 180⁰/sn açısal hızda yapılan izokinetik kuvvet ölçümlerine göre, zirve tork ve zirve iş fleksiyon/ekstansiyon değeri dışında gruplar arasında anlamlı fark yoktu ($p<0,05$) (Tablo 14). Post-hoc analize göre zirve iş fleksiyon/ekstansiyon değeri PL grubuna kıyasla ST grubunda anlamlı olarak daha yüksekti ($p=0,032$).

Tablo 14. Cerrahi taraf 180⁰/sn izokinetik test sonuçlarının gruplar arası karşılaştırması

Parametre	ST grubu (N=16)	ST+GS grubu (N=17)	PL grubu (N=9)	p*
Zirve tork fleksiyon	73,25±18,73	72,25±18,67	79,25±31,14	0,754
Zirve iş fleksiyon	76,56±18,50	74,81±23,38	75,13±36,53	0,979
Zirve tork ekstansiyon	119,88±43,56	132,44±34,84	144,63±29,79	0,311
Zirve iş ekstansiyon	113,81±41,68	136,44±38,66	142,00±35,21	0,162
Zirve tork fleksiyon/ekstansiyon	68,14±18,91	56,15±11,94	53,41±15,94	0,049
Zirve iş fleksiyon/ekstansiyon	73,00±22,00	55,86±15,62	50,49±20,25	0,014
Zirve tork fleksiyon/vücut ağırlığı	0,95±0,27	0,98±0,31	0,95±0,43	0,950
Zirve tork ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,50±0,52	1,80±0,57	1,70±0,40	0,276
Zirve iş fleksiyon/vücut ağırlığı	0,97±0,29	1,02±0,36	0,91±0,50	0,768
Zirve iş ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,42±0,49	1,86±0,63	1,68±0,49	0,097
Total iş fleksiyon	942,63±261,31	934,44±351,25	941,38±519,63	0,998
Total iş ekstansiyon	1465,69±562,58	1728,13±547,17	1777,13±578,35	0,309

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için $p<0,05$ olarak kabul edildi. Analizde ANOVA ve Kruskal Wallis testleri kullanıldı.

Sağlıklı tarafa ait 180⁰/sn açısal hızda yapılan izokinetik kuvvet ölçümlerine göre gruplar arasında anlamlı fark yoktu (p<0,05) (Tablo 15).

Tablo 15. Sağlıklı taraf 180⁰/sn izokinetik test sonuçlarının gruplar arası karşılaştırması

Parametre	ST grubu (N=16)	ST+GS grubu (N=17)	PL grubu (N=9)	p*
Zirve tork fleksiyon	84,69±23,91	84,44±21,40	96,75±14,08	0,362
Zirve iş fleksiyon	91,25±26,04	92,38±22,69	96,25±14,68	0,879
Zirve tork ekstansiyon	141,19±38,34	156,56±31,82	167,25±14,20	0,158
Zirve iş ekstansiyon	137,88±35,34	157,31±26,62	163,75±24,86	0,090
Zirve tork fleksiyon/ekstansiyon	62,78±20,26	54,31±9,95	58,48±10,35	0,620
Zirve iş fleksiyon/ekstansiyon	68,80±22,22	58,96±11,44	59,28±8,89	0,197
Zirve tork fleksiyon/vücut ağırlığı	1,07±0,31	1,13±0,26	1,15±0,28	0,737
Zirve tork ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,77±0,48	2,09±0,40	1,98±0,39	0,130
Zirve iş fleksiyon/vücut ağırlığı	1,15±0,34	1,24±0,30	1,15±0,31	0,707
Zirve iş ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,73±0,45	2,10±0,35	1,94±0,48	0,057
Total iş fleksiyon	1102,56±349,43	1146,19±349,32	1198,63±242,11	0,796
Total iş ekstansiyon	1742,50±527,53	1965,00±459,69	1958,63±415,05	0,374

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için p<0,05 olarak kabul edildi. Analizde ANOVA ve Kruskal Wallis testleri kullanıldı.

ST grubuna ait 60⁰/sn açısal hızdaki izokinetik kuvvet ölçümlerine göre zirve tork fleksiyon/ekstansiyon ve zirve iş fleksiyon/eksatansiyon dışındaki parametreler cerrahi tarafa kıyasla sağlık tarafta anlamlı olarak daha yüksekti (p<0,05) (Tablo 16).

Tablo 16. ST grubuna ait 60⁰/sn izokinetik test sonuçların taraflar arası karşılaştırması

Parametre	Cerrahi taraf	Sağlıklı taraf	P
Zirve tork fleksiyon	83,50±24,17	103,31±25,31	<0,01
Zirve iş fleksiyon	92,75±25,87	120,56±29,21	<0,01
Zirve tork ekstansiyon	136,06±50,60	182,50±37,27	<0,01
Zirve iş ekstansiyon	130,00±49,30	169,81±33,59	<0,01
Zirve tork fleksiyon/ekstansiyon	65,86±16,96	57,70±11,85	0,144
Zirve iş fleksiyon/ekstansiyon	76,24±19,48	72,18±15,72	0,568
Zirve tork fleksiyon/vücut ağırlığı	1,05±0,31	1,29±0,31	<0,01
Zirve tork ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,70±0,59	2,30±0,53	<0,01
Zirve iş fleksiyon/vücut ağırlığı	1,17±0,34	1,51±0,35	<0,01
Zirve iş ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,62±0,55	2,14±0,48	<0,01
Total iş fleksiyon	416,19±131,41	545,75±150,88	<0,01
Total iş ekstansiyon	609,63±231,88	788,13±156,30	<0,01

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için p<0,05 olarak kabul edildi. Analizde bağımlı gruplar t testi ve Wilcoxon testi kullanıldı.

ST grubuna ait 180⁰/sn açısal hızdaki izokinetik kuvvet ölçümlerine göre zirve tork fleksiyon/ekstansiyon, zirve iş fleksiyon/ekstansiyon, total iş fleksiyon ve total iş ekstansiyon dışındaki parametreler cerrahi tarafa kıyasla sağlık tarafta anlamlı olarak daha yüksekti (p<0,05) (Tablo 17).

Tablo 17. ST grubuna ait 180⁰/sn izokinetik test sonuçların taraflar arası karşılaştırması

Parametre	Cerrahi taraf	Sağlıklı taraf	P
Zirve tork fleksiyon	73,25±18,73	84,69±23,91	0,044
Zirve iş fleksiyon	76,56±18,50	91,25±26,04	0,019
Zirve tork ekstansiyon	119,88±43,56	141,19±38,34	0,049
Zirve iş ekstansiyon	113,81±41,68	137,88±35,34	0,033
Zirve tork fleksiyon/ekstansiyon	68,14±18,91	62,78±20,26	0,372
Zirve iş fleksiyon/ekstansiyon	73,00±22,00	68,80±22,22	0,584
Zirve tork fleksiyon/vücut ağırlığı	0,95±0,27	1,07±0,31	0,040
Zirve tork ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,50±0,52	1,77±0,48	0,047
Zirve iş fleksiyon/vücut ağırlığı	0,97±0,29	1,15±0,34	0,017
Zirve iş ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,42±0,49	1,73±0,45	0,033
Total iş fleksiyon	942,63±261,31	1102,56±349,43	0,070
Total iş ekstansiyon	1465,69±562,58	1742,50±527,53	0,067

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için p<0,05 olarak kabul edildi. Analizde bağımlı gruplar t testi ve Wilcoxon testi kullanıldı.

ST+GS grubuna ait 60⁰/sn açısal hızdaki izokinetik kuvvet ölçümlerine göre zirve tork fleksiyon, zirve iş fleksiyon, zirve tork ekstansiyon, zirve tork fleksiyon/vücut ağırlığı, zirve tork ekstansiyon/vücut ağırlığı, zirve iş fleksiyon/vücut ağırlığı ve total iş fleksiyon parametreleri cerrahi tarafa kıyasla sağlık tarafta anlamlı olarak daha yüksekti (p<0,05) (Tablo 18).

Tablo 18. ST+GS grubuna ait 60⁰/sn izokinetik test sonuçların taraflar arası karşılaştırması

Parametre	Cerrahi taraf	Sağlıklı taraf	P
Zirve tork fleksiyon	84,38±19,65	99,00±21,84	<0,01
Zirve iş fleksiyon	93,81±22,52	114,19±25,79	<0,01
Zirve tork ekstansiyon	148,81±41,37	182,69±47,04	<0,01
Zirve iş ekstansiyon	149,44±37,79	169,38±43,98	0,095
Zirve tork fleksiyon/ekstansiyon	59,91±12,68	56,14±10,92	0,558
Zirve iş fleksiyon/ekstansiyon	64,74±15,38	69,71±15,50	0,427
Zirve tork fleksiyon/vücut ağırlığı	1,14±0,33	1,32±0,30	<0,01
Zirve tork ekstansiyon/vücut ağırlığı	2,03±0,73	2,46±0,69	<0,01
Zirve iş fleksiyon/vücut ağırlığı	1,27±0,35	1,53±0,34	<0,01
Zirve iş ekstansiyon/vücut ağırlığı	2,04±0,70	2,27±0,61	0,146
Total iş fleksiyon	415,63±108,57	510,81±127,00	<0,01
Total iş ekstansiyon	683,69±178,55	777,38±207,61	0,074

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için p<0,05 olarak kabul edildi. Analizde bağımlı gruplar t testi ve Wilcoxon testi kullanıldı.

ST+GS grubuna ait 180⁰/sn açısal hızdaki izokinetik kuvvet ölçümlerine göre, 60⁰/sn açısal hızdakine benzer olarak zirve tork fleksiyon, zirve iş fleksiyon, zirve tork ekstansiyon, zirve tork fleksiyon/vücut ağırlığı, zirve tork ekstansiyon/vücut ağırlığı, zirve iş fleksiyon/vücut ağırlığı ve total iş fleksiyon parametreleri cerrahi tarafa kıyasla sağlık tarafta anlamlı olarak daha yüksekti (p<0,05) (Tablo 19).

Tablo 19. ST+GS grubuna ait 180⁰/sn izokinetik test sonuçların taraflar arası karşılaştırması

Parametre	Cerrahi taraf	Sağlıklı taraf	P
Zirve tork fleksiyon	72,25±18,67	84,44±21,40	<0,01
Zirve iş fleksiyon	74,81±23,38	92,38±22,69	<0,01
Zirve tork ekstansiyon	132,44±34,84	156,56±31,82	0,015
Zirve iş ekstansiyon	136,44±38,66	157,31±26,62	0,051
Zirve tork fleksiyon/ekstansiyon	56,15±11,94	54,31±9,95	0,539
Zirve iş fleksiyon/ekstansiyon	55,86±15,62	58,96±11,44	0,474
Zirve tork fleksiyon/vücut ağırlığı	0,98±0,31	1,13±0,26	0,010
Zirve tork ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,80±0,57	2,09±0,40	0,017
Zirve iş fleksiyon/vücut ağırlığı	1,02±0,36	1,24±0,30	<0,01
Zirve iş ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,86±0,63	2,10±0,35	0,065
Total iş fleksiyon	934,44±351,25	1146,19±349,32	<0,01
Total iş ekstansiyon	1728,13±547,17	1965,00±459,69	0,058

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için p<0,05 olarak kabul edildi. Analizde bağımlı gruplar t testi ve Wilcoxon testi kullanıldı.

PL grubuna ait 60⁰/sn açısal hızdaki izokinetik kuvvet ölçümlerine göre zirve tork fleksiyon, zirve iş fleksiyon, zirve tork ekstansiyon, zirve tork fleksiyon/vücut ağırlığı, zirve tork ekstansiyon/vücut ağırlığı ve zirve iş fleksiyon/vücut ağırlığı parametreleri cerrahi tarafa kıyasla sağlık tarafta anlamlı olarak daha yüksekti (p<0,05) (Tablo 20).

Tablo 20. PL grubuna ait 60⁰/sn izokinetik test sonuçların taraflar arası karşılaştırması

Parametre	Cerrahi taraf	Sağlıklı taraf	P
Zirve tork fleksiyon	86,63±30,15	109,25±22,52	<0,01
Zirve iş fleksiyon	97,88±34,48	121,25±22,54	0,022
Zirve tork ekstansiyon	177,50±28,90	196,88±25,47	0,044
Zirve iş ekstansiyon	167,25±33,89	176,38±29,20	0,387
Zirve tork fleksiyon/ekstansiyon	49,10±14,36	56,18±11,80	0,070
Zirve iş fleksiyon/ekstansiyon	59,47±19,79	69,30±11,91	0,104
Zirve tork fleksiyon/vücut ağırlığı	1,03±0,43	1,30±0,37	0,010
Zirve tork ekstansiyon/vücut ağırlığı	2,08±0,42	2,33±0,55	0,042
Zirve iş fleksiyon/vücut ağırlığı	1,17±0,50	1,44±0,40	0,030
Zirve iş ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,95±0,45	2,10±0,58	0,271
Total iş fleksiyon	430,75±180,85	528,50±126,74	0,071
Total iş ekstansiyon	748,63±164,86	800,00±171,83	0,310

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için p<0,05 olarak kabul edildi. Analizde bağımlı gruplar t testi ve Wilcoxon testi kullanıldı.

PL grubuna ait 180⁰/sn açısal hızdaki izokinetik kuvvet ölçümlerine göre cerrahi ve sağlıklı taraflar arasında anlamlı fark yoktu (p<0,05) (Tablo 21)

Tablo 21. PL grubuna ait 180⁰/sn izokinetik test sonuçların taraflar arası karşılaştırması

Parametre	Cerrahi taraf	Sağlıklı taraf	P
Zirve tork fleksiyon	79,25±31,14	96,75±14,08	0,124
Zirve iş fleksiyon	75,13±36,53	96,25±14,68	0,072
Zirve tork ekstansiyon	144,63±29,79	167,25±14,20	0,076
Zirve iş ekstansiyon	142,00±35,21	163,75±24,86	0,208
Zirve tork fleksiyon/ekstansiyon	53,41±15,94	58,48±10,35	0,399
Zirve iş fleksiyon/ekstansiyon	50,49±20,25	59,28±8,89	0,229
Zirve tork fleksiyon/vücut ağırlığı	0,95±0,43	1,15±0,28	0,142
Zirve tork ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,70±0,40	1,98±0,39	0,063
Zirve iş fleksiyon/vücut ağırlığı	0,91±0,50	1,15±0,31	0,080
Zirve iş ekstansiyon/vücut ağırlığı	1,68±0,49	1,94±0,48	0,143
Total iş fleksiyon	941,38±519,63	1198,63±242,11	0,067
Total iş ekstansiyon	1777,13±578,35	1958,63±415,05	0,362

Veriler ortalama±standart sapma olarak gösterildi. *İstatistiksel anlamlılık için p<0,05 olarak kabul edildi. Analizde bağımlı gruplar t testi ve Wilcoxon testi kullanıldı.

5. TARTIŞMA

Bu araştırma kapsamında semitendinosus, semitendinosus+gracilis ve peroneus longus otogreftleri kullanılarak ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu geçiren hastaların vastus lateralis, rektus femoris, tibialis anterior, biceps femoris longus, gastrokinemius medialis ve gastrokinemius lateralis kaslarına yönelik mimari karakteristikleri, diz fleksör ve ekstansör kas gruplarına yönelik izokinetik kas kuvveti parametreleri ve fonksiyonel durum sonuç skorları açısından karşılaştırmalar yapıldı. Kullanılan greft türüne göre fonksiyonel durum açısından yapılan karşılaştırmalarda IKDC ve Lysholm skorları ile ayak-ayak bileği kullanılabilirlik ölçüsüne ait günlük yaşam aktiviteleri ve spor alt boyutları açısından grupların benzer özelliklere sahip olduğu bulundu. Kas mimarisi açısından peroneus longus grubunun cerrahi taraf gastrokinemius medialis kasına ait penasyon açısının daha yüksek olmasının dışında anlamlı fark yoktu. Sağlıklı tarafa ait izokinetik kas kuvveti parametreleri açısından gruplar benzerdi. Cerrahi tarafa ait 60°/sn ve 180°/sn açısal hızdaki zirve tork fleksiyon/ekstansiyon parametresi ile 180°/sn açısal hızdaki zirve iş fleksiyon/ekstansiyon parametreleri dışında gruplar arasında anlamlı fark yoktu. Grupların kendi içindeki cerrahi ve sağlıklı taraf karşılaştırmaları incelendiğinde kas mimarisi ve izokinetik kas kuvvetine yönelik görülen anlamlı farklar sağlıklı grup lehine daha yüksekti.

ÖÇB yaralanması, diz bağ yaralanmaları içerisinde en sık karşılaşılandır. Yaralanmadan sonra fiziksel aktiviteye dönüş önemli derecede etkilenmektedir. Artroskopik uygulamaların gelişmesi ve çeşitli implant seçeneklerinin üretilmesine rağmen halen kusursuz bir ÖÇBR mümkün olmamakta, hastaların yaklaşık %77 si yaralanmadan önceki fiziksel aktivitesine ulaşamamaktadır (133–137). Bu nedenle ÖÇBR sürekli yeni arayışlara gereksinim olmaktadır.

ÖÇBR de hangi greftin ideal olduğu konusunda çalışmalar sürmektedir. Hamstring tendonu(HT) otogrefti dünya çapında ÖÇB rekonstrüksiyonu için en popüler greft seçimidir (138). Diğer otogreftler arasında kemik-patellar tendon-kemik ve kuadriseps tendonu yer alır(139,140). Ancak ÖÇBR kullanımı için küresel olarak kabul edilmiş bir altın standart greft seçimi mevcut değildir(141). Son yıllarda peroneus longus tendon otogrefti ÖÇBR için alternatif bir otogreft olarak

araştırılmıştır. Kerimoğlu ve ark. yaptıkları çalışmada peroneus longus tendonu greftiyle yaptıkları ÖÇBR hastalarının sonuçlarını incelemişler ve iyi bir greft seçeneği olabileceğini saptamışlardır(91). Yine Cao HB ve ark. 35 hastayı içeren çalışmalarında peroneus longus tendon greftiyle yaptıkları ÖÇBR sonuçlarının iyi olduğunu saptamışlardır(142). Bizim çalışmamızda peroneus longus tendon greftiyle ÖÇBR yapılan 9 hasta çalışmaya dahil edilmiş ve fonksiyonel sonuçlar anlamında ST ve ST+GS gruplarıyla kıyaslandığında fark bulunmamıştır.

Farklı greft seçenekleriyle yapılan ÖÇBR sonuçlarını değerlendirmek için ve birbiriyle kıyaslamak için yaygın olarak kullanılanlar IKDC diz bağları değerlendirme formu, Lysholm ve tegner aktivite skalaları, Cincinnati aktivite skorlamasıdır(143,144).

Biz çalışmamızda uluslar arası makalelerde sık kullanılan ve geçerliliği kabul edilen IKDC formu ile hastaların memnuniyet derecesine bağlı subjektif bir değerlendirme yöntemi olan Lysholm kriterlerini kullandık. Kerimoğlu ve ark. Peroneus longus tendonu kullanarak yaptıkları ÖÇBR larında cerrahi sonrası Lysholm skorunu 83.7 olarak saptamışlardır(91). Cao HB ve ark. yaptıkları çalışmada yine peroneus longus tendonu ile yapılan ÖÇBR Lysholm skorunu 97.2, IKDC değerini ise %88.6 oranda saptamışlardır(142). Bizim çalışmamızda Lysholm ve IKDC skorları sırasıyla ST grubu $85,94 \pm 12,46$ ile $74,35 \pm 12,76$, ST-GS grubu $82,88 \pm 14,07$ ile $76,06 \pm 13,80$, PL grubu $77,56 \pm 16,76$ ile $67,69 \pm 15,57$ şeklinde bulunmuştur. Peroneus longus kasının temelde primer fonksiyonun dizden ziyade ayak bileğindeki plantar fleksiyon eversiyon hareketleriyle ilişkili olması sebebiyle PL grubunun diğer gruplara kıyasla IKDC lysholm skorlarının daha yüksek olabileceği düşünülebilir. Fakat araştırmamızda bunun aksine PL grubunun IKDC lysholm FAAM skorlarının istatistiksel olarak anlamlı olmasa da diğer gruplar kıyasla daha düşük olduğu görüldü. Bu durum, Cerrahi sonrası geçen süre bakımından gruplar arasında anlamlı fark olmasa da yaralanmadan sonra geçen sürenin PL grubunda daha kısa olmasından kaynaklanabilir. Araştırmamıza benzer olarak, Abhishek Agarwal ve ark. (145) Hamstring tendon ve peroneus longus tendon greftiyle yapılan ÖÇBR fonksiyonel sonuçlarını kıyaslamış ve ameliyat öncesi, ameliyat sonrası altı ay ve bir yıllık kontrolleri arasında IKDC ve Lysholm skorları arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Hee-Soo Kyung ve ark. (146) da ST ve ST/G grupları arasında Lysholm,IKDC skorları açısından anlamlı bir fark olmadığını göstermişlerdir.

Bizim çalışmamızda ST, ST+GS ve PL gruplarındaki katılımcılar, ayak-ayak bileği kullanılabilirlik ölçüsü aracılığıyla toplanan ayak fonksiyonlarına yönelik sırasıyla %94, %94 ve %100 oranında normal veya normale yakın sonuç bildirmiştir. Sachin J. ve ark. (147) Yaptıkları çalışmada 48 hastaya peroneus longus otogreftiyle ÖÇBR uygulamışlar; cerrahi sonrası 6. 12. ve 24. aylarda Amerikan Ortopedik Ayak ve Ayak Bileği Skoru (AOFAS) kullanarak AOFAS 98,4±4,1 olarak bulmuşlar ve sonuç olarak peroneus longus otogreftinin ÖÇBR da iyi bir seçenek olabileceğini öne sürmüşlerdir. Çalışmamızda da PL nin ST ve ST+GS greftlerine kıyasla FAAM skorlamasının günlük yaşam aktiviteleri ve spor bakımından önemli düzeyde bir negatif etki oluşturmadığı görülmüştür.

Fonksiyonel ve kas mimari değerlendirmelerinin dışında araştırmamızdaki önemli objektif değerlendirme izokinetik kuvvet ölçümleridir. Gruplar arasında sağlıklı taraflar açısından yapılan karşılaştırmalarda anlamlı fark yoktu. Benzer olarak 60 /sn ve 180/sn açısal hızdaki zirve tork fleksiyon/ekstansiyon dışındaki tüm karşılaştırmalar açısından cerrahi tarafta da anlamlı fark yoktu. 60 / sn ve 180/sn deki zirve tork fleks/ekst oranı ST ve ST+GS grubuna kıyasla PL grubunda daha düşük görünüyor olsada zirve tork fleksiyon ve zirve tork ekstansiyon parametreleri açısından yapılan karşılaştırmalar bu durumun daha detaylı ve doğru incelenmesine fırsat tanımaktadır. Buna göre zirve tork fleksiyon ve zirve tork ekstansiyon parametreleri gruplar arasından anlamlı fark olmasada PL grubunda daha yüksektir. Diğer gruplarla yapılan karşılaştırmalara göre PL grubundaki zirve tork fleks/ekstansiyon oranının düşüklüğü katılımcıların fleksör kas gruplarının zayıflığından ziyade ekstansör kas gruplarındaki artış sebebiyle olduğu düşünülmektedir. Fonksiyonel değerlendirmelerde olduğu gibi 60/sn ve 180/sn açısal hızdaki izokinetik kuvvet ölçümlerinin gruplar arasında benzer sonuçlara sahip olması kuvvet bakımından cerrahlara greft seçiminde alternatif sunmaktadır(148).

Izokinetik kuvvete yönelik parametrelerin gruplar arasındaki karşılaştırmaları büyük oranda benzer olsada grupların kendi içindeki sağlıklı cerrahi taraf arasındaki karşılaştırmalarda önemli anlamlı farklar olduğu görüldü. 60/sn açısal hızdaki karşılaştırmalar bakımından her 3 grupta da zirve tork fleksiyon,zirve tork ekstansiyon, zirve tork fleks/vücut ağırlığı ve zirve tork ekstansiyon/ vücut ağırlığı

gibi önemli parametreler sağlıklı taraf lehine daha yüksek olduğu bulundu. Benzer sonuçlar 180/sn açısal hızda ST ve ST+GS grupları içinde geçerliydi. Bu sonuçlar genel olarak PL grefti kullanımında daha az olmakla birlikte her 3 türdeki greft kullanımında da cerrahiden sonraki orta-uzun dönemde kuvvet bakımından sağlıklı tarafa kıyasla cerrahi tarafa yönelik etkilenimlerin sürdüğünü göstermektedir.

Cardone ve arkadaşları patellar tendon greftiyle yapılan ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrası kuvvet defisitlerini inceledikleri çalışmalarında, 8 haftalık rehabilitasyon programını takiben 8,16 ve 24. haftalarda kuadriseps kasında opere ve non-opere dizde kuvvet defisitlerini araştırmışlardır. 16.haftada 60°/sn. açısal hızda %33, 180°/sn. açısal hızda %24 olan defisit, 24.haftada sırasıyla %25 ve %17'ye düştüğünü ve kuvvet artışı olduğunu gözlemlemişlerdir. Kuvvet defisitlerini inceledikleri çalışmalarının sonucunda zirve tork ve total iş değerleri için 60-180°/ sn. ve 240°/ sn.'deki açısal hızı kullanmayı tavsiye etmişlerdir

Takuya S. ve ark. yaptıkları çalışmada ST ve ST-GS otogreftleri kullanılarak yapılan ÖÇBR 3 ve 6 ay sonra yaptıkları sırasıyla 60°/s ve 180°/s izokinetik ölçümlerde diz ekstensör ve fleksör ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını saptamışlardır (149).

Maeda ve ark. (150) ÖÇBR dan 2 yıl sonra ilgili ekstremitelerde en yüksek fleksiyon torkunun 60°/sn de karşı dizin %95,4 ü olduğunu bildirmiştir. Bu çalışmada ayrıca ilgili ekstremitelerde kontralateral ekstremitelerde en yüksek fleksiyon torku açısından anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir.

Ohkoshi ve ark. (151) semitendinosus tendonunun çıkarılmasının tepe fleksiyon torkunu etkilemediğini ancak ilgili dizin tepe tork açısının azaldığını bildirmişlerdir.

Bir kasın kuvvet oluşturma ve hareket etme kapasitesini en iyi tahmin eden yapısal özellik onun mimarisidir. İskelet kası mimarisi, "kas liflerinin kuvvet eksenine göre dizilimi" olarak tanımlanmaktadır (152). Lif uzunluğu ve fizyolojik enine kesit alanı kas mimarisinin en önemli iki parametresidir (153,154). Lif uzunluğu kasın daha fazla ekskürsiyonuna, yani hızlı kontraksiyonuna izin verir (153). Fizyolojik enine kesit alanı maksimum kas kuvveti ile orantılı iken, lif uzunluğu kas ekskürsiyonu ile

orantılıdır. Alt ekstremitte kasları arasında lif uzunluğu en yüksek olan kas sartorius, fizyolojik enine kesit alanı en yüksek olan kas ise soleustur (152). Bu araştırma kapsamında incelenen kaslardan biri olan vastus lateralis kası soleustan sonra alt ekstremitenin fizyolojik enine kesit alanı en yüksek olan kasıdır . Vastus lateralis kasına ait mimari parametrelerin gruplar arasında benzer olması izokinetik ölçümle değerlendirilen ekstansör kaslara ait zirve tork değerinin gruplar arasında benzer olmasına katkı sağlamış olabilir. Gruplar arasında anlamlı farkın görüldüğü gastrokinemius kası mevcut araştırmada değerlendirilen kaslar arasında lif uzunluğunun en düşük olduğu kastır (152). Bu kasa ait penasyon açısının cerrahi tarafta semitendinosus grubuna kıyasla peroneus longus grubunda anlamlı olarak daha yüksek olması, ilgili kasın proksimalden ziyade distaldeki girişimlerden daha fazla etkilenim gösterebileceğini düşündürülebilir. Nitekim ayak bileği plantar fleksiyonu açısından peroneus longus ve gastrokinemius medialis kaslarının ortak görevleri sebebiyle peroneus longus kasına ait tendonun greft olarak kullanılması gastrokinemius medialis kası açısından yeni bir adaptasyona ortam hazırlamış olabilir.

Gruplar arası karşılaştırmaların yanı sıra kas mimarisi parametreleri bu araştırma kapsamında her grup için cerrahi-sağlıklı taraf olarak da karşılaştırılmıştır. Literatüre bakıldığında ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu geçiren hastaların biceps femoris ve semimembranosus kaslarına ait mimari parametreler açısından taraflar arasında fark olmadığı belirtilmektedir (155). Buna karşın Longo ve ark. (156) kemik-patellar tendon-kemik otogrefti ile tek taraflı ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu yapılan hastalarda, vastus lateralisin penasyon açısında kontralateral tarafa göre fark olmasa da cerrahi taraf kuadriseps kalınlığının karşı tarafa kıyasla tüm hastalarda anlamlı derecede azaldığını bildirmişlerdir. Bu sonuçlara benzer olarak mevcut araştırma kapsamında cerrahi ve sağlıklı tarafa yönelik karşılaştırmalarda sağlıklı taraf lehine vastus lateralis, rektus femoris, tibialis anterior ve gastrokinemius medialis kas kalınlıklarında artış olduğu görülmektedir. Taraflar arasında ortaya çıkan bu fark hastaların post-operatif dönemde cerrahi taraftan kaçınarak sağlıklı tarafa daha yoğun yük aktarımlarından kaynaklanabilir. Bu araştırma kapsamında değerlendirilmemiş olsa da araştırmadaki katılımcıların devam eden hareket korkusu bildirimleri bunu desteklemektedir. Literatür incelendiğinde de kinezyofobinin ön çapraz bağ rekonstrüksiyonunun ardından uzun dönemde izometrik kuadriseps gücü ile önemli

ölçüde ilişkili olduğu belirtilmektedir (157). Benzer olarak artan kinezyofobi düşük kas aktivasyonu, düşük ön diz ağrısı skoru ve düşük tek bacak sıçrama testi ile ilişkilidir (158). Cerrahi tarafa ait sonuçların sağlıklı tarafa kıyasla kas mimarisi ve kuvvet açısından geride kalması, hastaların post-operatif dönemde etkin bir fizyoterapi ve rehabilitasyon programına katılmamış olmalarından kaynaklanabilir.

Fonksiyonel durum, alt ekstremité kaslarına ilişkin mimari karakteristikler ve fleksör ekstansör kas gruplarına yönelik izokinetik kuvvet ölçümlerinin gruplar arasında büyük orandaki benzerliği sebebiyle ÖÇBR de ST, ST-GS ve PL greftlerinin tamamının tercih edilebileceğini düşünmekteyiz.

Cerrahi tarafa ait kas kalınlığı ve kas kuvveti parametrelerinin sağlıklı tarafa kıyasla daha düşük olması sebebiyle ST, ST-GS ve PL greftiyle rekonstrüksiyonuna bakılmaksızın tüm hastalar için postoperatif dönemde etkin bir fizyoterapi ve rehabilitasyon yürütülmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

Ancak bu çalışmamızda hasta meslek grupları çeşitlilik göstermekteydi bu yüzden gelecek araştırmaların sporcular gibi spesifik örneklem grupları üzerinde yürütülmesi ve bu kapsamda farklı greft kullanımının spora dönüş parametreleri açısından daha önemli sonuçlar verebileceğini düşünmekteyiz.

6. SONUÇ

Bu araştırma kapsamında ST ST-GS ve PL otogreftleri kullanılarak ÖÇBR yapılan hastaların fonksiyonel durum, kas mimarisi ve kas kuvveti parametreleri gruplara ve sağlıklı-cerrahi taraflara göre karşılaştırmaları yapıldı. Buna göre :

1. ST, ST-GS ve PL otogreftleri kullanılarak ÖÇBR yapılan hastalar IKDC ve Lysholm skorları ile ayak ayak bileğine ilişkin spor ve günlük yaşam aktiviteleri açısından benzer skorlara sahiptir.
2. ST, ST-GS ve PL otogreftleri kullanılarak ÖÇBR yapılan hastalar cerrahi taraf gastroknemius medialis kasına ait penasyon açısı PL grubunda daha yüksektir, bunun dışında sağlıklı tarafa ait penasyon açısı ile her iki tarafa ait kas kalınlığı ve lif uzunluğu gruplar arasında benzerdir.
3. ST, ST-GS ve PL otogreftleri kullanılarak ÖÇBR yapılan hastaların vastus lateralis, rektus femoris, tibialis anterior, biceps femoris longus, gastroknemius lateralis kaslarına ait penasyon açısı kas kalınlığı ve lif uzunluğu parametreleri benzerdir.
4. ST, ST-GS ve PL otogreftleri kullanılarak ÖÇBR yapılan hastaların sağlıklı tarafa ait izokinetik kas kuvveti parametreleri benzerdir.
5. ST, ST-GS ve PL otogreftleri kullanılarak ÖÇBR yapılan hastaların cerrahi tarafta zirve tork fleks/ekst değeri PL grubunda daha düşüktür.

7. KAYNAKLAR

1. Giuliani J, Kilcoyne K, Rue JP. Anterior cruciate ligament anatomy – *A review of the anteromedial and posterolateral bundles*. J Knee Surg. 2009 Jan 14;22(02):148–54.
2. Petersen W, Tillmann B. Anatomie und funktion des vorderen kreuzbandes. Orthopade. 2002 Aug 15;31(8):710–8.
3. Sepúlveda F, Sánchez L, Amy E, Micheo W. Anterior cruciate ligament injury: return to play, function and long-term considerations. Curr Sports Med Rep. 2017 May;16(3):172–8.
4. Mouarbes D, Menetrey J, Marot V, Courtot L, Berard E, Cavaignac E. Anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review and meta-analysis of outcomes for quadriceps tendon autograft versus bone–patellar tendon–bone and hamstring-tendon autografts. Am J Sports Med. 2019 Dec 21;47(14):3531–40.
5. Lin KM, Boyle C, Marom N, Marx RG. Graft selection in anterior cruciate ligament reconstruction. Sports Med Arthrosc Rev . 2020 Jun;28(2):41–8.
6. Chin BZ, Wee IJY, Syn NLX, Krishna L. Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: A meta-analysis comparing semitendinosus alone and semitendinosus with gracilis tendon autografts. J Knee Surg . 2019 Aug 11;32(08):796–803.
7. Sengoku T, Nakase J, Asai K, Yoshimizu R, Sakurai G, Yoshida S, et al. The effect of gracilis tendon harvesting in addition to semitendinosus tendon harvesting on knee extensor and flexor strength after anterior cruciate ligament reconstruction. Arch Orthop Trauma Surg. 2022 Mar 2;142(3):465–70.
8. Keyhani S QMMMRHS. M. peroneus longus tendon autograft versus hamstring tendon autograft in anterior cruciate ligament reconstruction: A comparative study with a mean follow-up of two years.
9. He J, Tang Q, Ernst S, Linde MA, Smolinski P, Wu S, et al. Peroneus longus tendon autograft has functional outcomes comparable to hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2021 Sep 27;29(9):2869–79.

10. Kim HJ, Lee JH, Ahn SE, Park MJ, Lee DH. Influence of anterior cruciate ligament tear on thigh muscle strength and hamstring-to-quadriceps ratio: A meta-analysis. *PLoS One*. 2016 Jan 8;11(1):e0146234.
11. Shi H, Huang H, Ren S, Yu Y, Liang Z, Wang Q, et al. The relationship between quadriceps strength asymmetry and knee biomechanics asymmetry during walking in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. *Gait Posture*. 2019 Sep;73:74–9.
12. Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Axe MJ, Buchanan TS. Specificity of muscle action after anterior cruciate ligament injury. *J Orthop Res*. 2003 Nov;21(6):1131–7.
13. Timmins RG, Bourne MN, Shield AJ, Williams MD, Lorenzon C, Opar DA. Biceps femoris architecture and strength in athletes with a previous anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports Exerc*. 2016 Mar;48(3):337–45.
14. Guelich DR, Xu D, Koh JL, Nuber GW, Zhang LQ. Different roles of the medial and lateral hamstrings in unloading the anterior cruciate ligament. *Knee*. 2016 Jan;23(1):97–101.
15. Azmi NL, Ding Z, Xu R, Bull AMJ. Activation of biceps femoris long head reduces tibiofemoral anterior shear force and tibial internal rotation torque in healthy subjects. *PLoS One*. 2018 Jan 5;13(1):e0190672.
16. Yang JH, Eun SP, Park DH, Kwak HB, Chang E. The effects of anterior cruciate ligament reconstruction on individual quadriceps muscle thickness and circulating biomarkers. *Int J Environ Res Public Health*. 2019 Dec 4;16(24):4895.
17. Noehren B, Andersen A, Hardy P, Johnson DL, Ireland ML, Thompson KL, et al. Cellular and morphological alterations in the vastus lateralis muscle as the result of ACL injury and reconstruction. *J Bone Joint Surg Am*. 2016 Sep 21;98(18):1541–7.
18. Garcia SA, Moffit TJ, Vakula MN, Holmes SC, Montgomery MM, Pamukoff DN. Quadriceps muscle size, quality, and strength and self-reported function in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. *J Athl Train*. 2020 Mar 1;55(3):246–54.

19. Sherman DA, Rush JL, Glaviano NR, Norte GE. Hamstrings muscle morphology after anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review and meta-analysis. *Sports Med* . 2021 Aug 27;51(8):1733–50.
20. Kellis E, Galanis N, Kapetanios G, Natsis K. Architectural differences between the hamstring muscles. *J Electromyogr Kinesiol*. 2012 Aug;22(4):520–6.
21. Timmins RG, Bourne MN, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Biceps femoris architecture and strength in athletes with a previous anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* . 2016 Mar;48(3):337–45.
22. Timmins RG, Bourne MN, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Short biceps femoris fascicles and eccentric knee flexor weakness increase the risk of hamstring injury in elite football (soccer): a prospective cohort study. *Br J Sports Med*. 2016 Dec;50(24):1524–35.
23. Timmins RG, Bourne MN, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Short biceps femoris fascicles and eccentric knee flexor weakness increase the risk of hamstring injury in elite football (soccer): a prospective cohort study. *Br J Sports Med* . 2016 Dec;50(24):1524–35.
24. Davarinos N, O'Neill BJ, Curtin W. A Brief History of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Advances in Orthopedic Surgery*. 2014 Apr 17;2014:1–6.
25. Snook GA. A short history of the anterior cruciate ligament and the treatment of tears. *Clin Orthop Relat Res* . 1983;(172):11–3.
26. Ernest W. Hey Groves, MD., F.R.C.S. The classic. Operation for repair of the crucial ligaments. *Clin Orthop Relat Res*. 1980;(147):4–6.
27. Jones KG. Reconstruction of the anterior cruciate ligament using the central one-third of the patellar ligament. A follow-up report. *J Bone Joint Surg Am*. 1970 Oct;52(7):1302–8.
28. Schindler OS. Surgery for anterior cruciate ligament deficiency: a historical perspective. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* . 2012 Jan;20(1):5–47.
29. Members of the Writing R and VP of the A on P and T of ACLI, Quinn RH, Sanders JO, Brown GA, Murray J, Pezold R. The american academy of

- orthopaedic surgeons appropriate use criteria on the management of anterior cruciate ligament injuries. *J Bone Joint Surg Am*. 2016 Jan 20;98(2):153–5.
30. Ferretti M, Levicoff EA, Macpherson TA, Moreland MS, Cohen M, Fu FH. The fetal anterior cruciate ligament: an anatomic and histologic study. *Arthroscopy* . 2007 Mar;23(3):278–83.
 31. Ellison AE, Berg EE. Embryology, anatomy, and function of the anterior cruciate ligament. *Orthop Clin North Am*. 1985 Jan;16(1):3–14.
 32. Bicer EK, Lustig S, Servien E, Selmi TAS, Neyret P. Current knowledge in the anatomy of the human anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2010 Aug;18(8):1075–84.
 33. Scuderi GR, Scott ; W Norman, Tchejeyan GH. The insall legacy in total knee arthroplasty. Vol. 392, CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH Number. 2001.
 34. 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* . 1991 Mar;73(2):260–7.
 35. Steckel H, Starman JS, Baums MH, Klinger HM, Schultz W, Fu FH. Anatomy of the anterior cruciate ligament double bundle structure: a macroscopic evaluation. *Scand J Med Sci Sports* . 2007 Aug;17(4):387–92.
 36. Chhabra A, Starman JS, Ferretti M, Vidal AF, Zantop T, Fu FH. Anatomic, radiographic, biomechanical, and kinematic evaluation of the anterior cruciate ligament and its two functional bundles. *J Bone Joint Surg Am*. 2006 Dec;88 Suppl 4:2–10.
 37. Kopf S, Musahl V, Tashman S, Szczodry M, Shen W, Fu FH. A systematic review of the femoral origin and tibial insertion morphology of the ACL. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* . 2009 Mar;17(3):213–9.
 38. Odensten M, Gillquist J. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg Am*. 1985 Feb;67(2):257–62.
 39. Steckel H, Starman JS, Baums MH, Klinger HM, Schultz W, Fu FH. Anatomy of the anterior cruciate ligament double bundle structure: a macroscopic evaluation. *Scand J Med Sci Sports*. 2007 Aug;17(4):387–92.

40. van Eck CF, Lesniak BP, Schreiber VM, Fu FH. Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction flowchart. *Arthroscopy*. 2010 Feb;26(2):258–68.
41. Scapinelli R. Vascular anatomy of the human cruciate ligaments and surrounding structures. *Clin Anat*. 1997;10(3):151–62.
42. Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Ménétrey J. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006 Mar 19;14(3):204–13.
43. Hogervorst T, Brand RA. Current concepts review - mechanoreceptors in joint function*. *J Bone Joint Surg Am* . 1998 Sep;80(9):1365–78.
44. Banios K, Raoulis V, Fyllos A, Chytas D, Mitrousias V, Zibis A. Anterior and posterior cruciate ligaments mechanoreceptors: A review of basic science. *Diagnostics* . 2022 Jan 27;12(2):331.
45. Fu FH, Harner CD, Johnson DL, Miller MD, Woo SL. Biomechanics of knee ligaments: basic concepts and clinical application. *Instr Course Lect* . 1994;43:137–48.
46. Girgis FG, Marshall JL, MONA JEM ARSAI. The cruciate ligaments of the knee joint. *Clin Orthop Relat Res*. 1975 Jan;106:216–31.
47. Kraeutler MJ, Wolsky RM, Vidal AF, Bravman JT. Anatomy and biomechanics of the native and reconstructed anterior cruciate ligament: Surgical implications. *J Bone Joint Surg Am*. 2017 Mar 1;99(5):438–45.
48. Amis A, Dawkins G. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br* . 1991 Mar;73-B(2):260–7.
49. Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am*. 1980 Mar;62(2):259–70.
50. Dragoo JL, Castillo TN, Braun HJ, Ridley BA, Kennedy AC, Golish SR. Prospective correlation between serum relaxin concentration and anterior cruciate ligament tears among elite collegiate female athletes. *Am J Sports Med*. 2011 Oct 7;39(10):2175–80.

51. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*. 2000 Jun;23(6):573–8.
52. Koga H, Nakamae A, Shima Y, Iwasa J, Myklebust G, Engebretsen L, et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med*. 2010 Nov 1;38(11):2218–25.
53. Pope RP. Rubber matting on an obstacle course causes anterior cruciate ligament ruptures and its removal eliminates them. *Mil Med*. 2002 Apr;167(4):355–8.
54. Ruedl G, Ploner P, Linortner I, Schranz A, Fink C, Patterson C, et al. Interaction of potential intrinsic and extrinsic risk factors in ACL injured recreational female skiers. *Int J Sports Med*. 2011 Aug 11;32(08):618–22.
55. Orchard JW. Rye grass is associated with fewer non-contact anterior cruciate ligament injuries than bermuda grass. *Br J Sports Med*. 2005 Oct 1;39(10):704–9.
56. Yu WD, Panossian V, Hatch JD, Liu SH, Finerman GAM. Combined effects of estrogen and progesterone on the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res*. 2001 Feb;383:268–81.
57. LaPrade RF, Burnett QM. Femoral intercondylar notch stenosis and correlation to anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med*. 1994 Mar 23;22(2):198–203.
58. Hohmann E, Bryant A, Reaburn P, Tetsworth K. Is there a correlation between posterior tibial slope and non-contact anterior cruciate ligament injuries? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011 Dec 24;19(S1):109–14.
59. Nandra R, Najran P, Matharu G, Porter K, Ashraf T, Greaves I. A review of anterior cruciate ligament injuries and reconstructive techniques. Part 1: Basic science. *Trauma*. 2013 Apr 18;15(2):107–15.
60. Salzler M, Nwachukwu BU, Rosas S, Nguyen C, Law TY, Eberle T, et al. State-of-the-art anterior cruciate ligament tears: A primer for primary care physicians. *Phys Sportsmed*. 2015 May;43(2):169–77.
61. Almekinders LC, Chiavetta JB, Clarke JP. Radiographic evaluation of anterior cruciate ligament graft failure with special reference to tibial tunnel placement. *Arthroscopy*. 1998 Mar;14(2):206–11.

62. Lubowitz JH, Bernardini BJ, Reid JB. Current concepts review: comprehensive physical examination for instability of the knee. *Am J Sports Med.* 2008 Mar;36(3):577–94.
63. Hefti F, Müller W, Jakob RP, Stäubli HU. Evaluation of knee ligament injuries with the IKDC form. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1993;1(3–4):226–34.
64. Torg JS, Conrad W, Kalen V. Clinical diagnosis of anterior cruciate ligament instability in the athlete. *Am J Sports Med.* 1976;4(2):84–93.
65. Jacobsen K. Stress radiographical measurement of the anteroposterior, medial and lateral stability of the knee joint. *Acta Orthop Scand.* 1976 Jun;47(3):335–4.
66. Scholten RJPM, Opstelten W, van der Plas CG, Bijl D, Deville WLJM, Bouter LM. Accuracy of physical diagnostic tests for assessing ruptures of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis. *J Fam Pract.* 2003 Sep;52(9):689–94.
67. Griffith JF, Antonio GE, Tong CWC, Ming CK. Cruciate ligament avulsion fractures. *Arthroscopy.* 2004 Oct;20(8):803–12.
68. Hughston JC, Andrews JR, Cross MJ, Moschi A. Classification of knee ligament instabilities. Part I. The medial compartment and cruciate ligaments. *J Bone Joint Surg Am.* 1976 Mar;58(2):159–72.
69. Spindler KP, Schils JP, Bergfeld JA, Andrish JT, Weiker GG, Anderson TE, et al. Prospective study of osseous, articular, and meniscal lesions in recent anterior cruciate ligament tears by magnetic resonance imaging and arthroscopy. *Am J Sports Med.* 1993;21(4):551–7.
70. Ng AWH, Griffith JF, Hung EHY, Law KY, Yung PSH. MRI diagnosis of ACL bundle tears: value of oblique axial imaging. *Skeletal Radiol.* 2013 Feb;42(2):209–17.
71. Yeow CH, Cheong CH, Ng KS, Lee PVS, Goh JCH. Anterior cruciate ligament failure and cartilage damage during knee joint compression: a preliminary study based on the porcine model. *Am J Sports Med.* 2008 May;36(5):934–42.
72. Alturfan'd A, Can Atalar A. On çapraz bağ yaralanmalarında klinik, görüntüleme ve kantitatif enstrümanlı ölçüm. Vol. 33, *Acta Orthop Traumatol Turc.* 1999.

73. Mink JH, Levy T, Crues J V. Tears of the anterior cruciate ligament and menisci of the knee: MR imaging evaluation. *Radiology*. 1988 Jun;167(3):769–74.
74. Irie K, Yamada T. Three-dimensional virtual computed tomography imaging for injured anterior cruciate ligament. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2002 Mar;122(2):93–5.
75. Piasecki DP, Spindler KP, Warren TA, Andrish JT, Parker RD. Intraarticular injuries associated with anterior cruciate ligament tear: findings at ligament reconstruction in high school and recreational athletes. An analysis of sex-based differences. *Am J Sports Med* . 2003;31(4):601–5.
76. Louboutin H, Debarge R, Richou J, Selmi TAS, Donell ST, Neyret P, et al. Osteoarthritis in patients with anterior cruciate ligament rupture: a review of risk factors. *Knee*. 2009 Aug;16(4):239–44.
77. Risberg MA, Oiestad BE, Gunderson R, Aune AK, Engebretsen L, Culvenor A, et al. Changes in knee osteoarthritis, symptoms, and function after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2016 May 24;44(5):1215–24.
78. Simon D, Mascarenhas R, Saltzman BM, Rollins M, Bach BR, MacDonald P. The relationship between anterior cruciate ligament injury and osteoarthritis of the knee. *Adv Orthop*. 2015;2015:1–11.
79. Beynon BD, Johnsn RJ, Fleming BC, Kannus P, Kaplan M, Samani J, et al. Anterior cruciate ligament replacement: Comparison of bone-patellar tendon-bone graft with two-strand hamstring grafts. *J Bone Joint Surg Am* . 2002 Sep;84(9):1503–13.
80. Kessler MA, Behrend H, Henz S, Stutz G, Rukavina A, Kuster MS. Function, osteoarthritis and activity after ACL-rupture: 11 years follow-up results of conservative versus reconstructive treatment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2008 May 22;16(5):442–8.
81. Strehl A, Eggli S. The value of conservative treatment in ruptures of the anterior cruciate ligament (ACL). *J Trauma* . 2007 May;62(5):1159–62.
82. Daniel DM, Fithian DC. Indications for ACL surgery. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 1994 Aug;10(4):434–41.

83. Butler DL. Anterior cruciate ligament: Its normal response and replacement. *J Orthop Res* . 1989 Nov 18;7(6):910–21.
84. Fu FH, Schulte KR. Anterior cruciate ligament surgery 1996. *Clin Orthop Relat Res*. 1996 Apr;325:19–24.
85. Wright RW, Huston LJ, Haas AK, Spindler KP, Nwosu SK, Allen CR, et al. Effect of graft choice on the outcome of revision anterior cruciate ligament reconstruction in the multicenter ACL revision study (MARS) cohort. *Am J Sports Med*. 2014 Oct 30;42(10):2301–10.
86. Koh HS, In Y, Kong CG, Won HY, Kim KH, Lee JH. Factors affecting patients' graft choice in anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop Surg*. 2010;2(2):69.
87. Spindler KP, Kuhn JE, Freedman KB, Matthews CE, Dittus RS, Harrell FE. Anterior cruciate ligament reconstruction autograft choice: bone-tendon-bone versus hamstring. *Am J Sports Med* . 2004 Dec 2;32(8):1986–95.
88. Chee MYK, Chen Y, Pearce CJ, Murphy DP, Krishna L, Hui JHP, et al. Outcome of patellar tendon versus 4-strand hamstring tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review and meta-analysis of prospective randomized trials. *Arthroscopy*. 2017 Feb;33(2):450–63.
89. Milankov M, Miljkovic N, Savic D. Anterior cruciate ligament reconstruction using compressed bone–hamstring–bone graft. *Arthroscopy* . 2007 Apr;23(4):442.e1-442.e3.
90. Indelli PF, Dillingham MF, Fanton GS, Schurman DJ. Anterior cruciate ligament reconstruction using cryopreserved allografts. *Clin Orthop Relat Res*. 2004 Mar;420:268–75.
91. Kerimoğlu S, Aynaci O, Saraçoğlu M, Aydın H, Turhan AU. Anterior cruciate ligament reconstruction with the peroneus longus tendon. *Acta Orthop Traumatol Turc* . 2008;38–43.
92. Rhatomy S, Wicaksono FH, Soekarno NR, Setyawan R, Primasara S, Budhiparama NC. Eversion and first ray plantarflexion muscle strength in anterior cruciate ligament reconstruction using a peroneus longus tendon graft. *Orthop J Sports Med*. 2019 Sep 1;7(9):232596711987246.

93. Jackson DW, Grood ES, Goldstein JD, Rosen MA, Kurzweil PR, Cummings JF, et al. A comparison of patellar tendon autograft and allograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in the goat model. *Am J Sports Med.* 1993 Mar 23;21(2):176–85.
94. Youn I, Jones DG, Andrews PJ, Cook MP, Suh JKF. Periosteal augmentation of a tendon graft improves tendon healing in the bone tunnel. *Clin Orthop Relat Res* . 2004 Feb;419:223–31.
95. Jackson DW, Corsetti J, Simon TM. Biologic incorporation of allograft anterior cruciate ligament replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Mar;324:126–33.
96. Unterhauser FN, Bail HJ, H?her J, Haas NP, Weiler A. Endoligamentous revascularization of an anterior cruciate ligament graft. *Clin Orthop Relat Res.* 2003 Sep;414:276–88.
97. Yu H, Deng W, Sang P, Liu Y. [Arthroscopic reconstruction of anterior cruciate ligament with autologous ipsilateral peroneus longus tendon]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi* . 2020 Jul 15;34(7):843–7.
98. Yerys P. Anterior cruciate ligament reconstruction using allograft. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2007 Dec;15(4):191–8.
99. Phillips BB. Arthroscopy of Lower Extremity. Canale S T. Campbell's operative orthopaedics. 10th Ed, United States Of America: Mosby,. 2003. 2515–2612 p.
100. Solman CG, Pagnani MJ. Hamstring tendon harvesting. *Orthop Clin North Am.* 2003 Jan;34(1):1–8.
101. Wiradiputra AE, Febyan, Aryana GNW. Peroneus longus tendon graft for anterior cruciate ligament reconstruction: A case report and review of literature. *Int J Surg Case Rep.* 2021 Jun;83:106028.
102. Ishibashi Y, Toh S, Okamura Y, Sasaki T, Kusumi T. Graft incorporation within the tibial bone tunnel after anterior cruciate ligament reconstruction with bone-patellar tendon-bone autograft. *Am J Sports Med.* 2001 Jul 30;29(4):473–9.
103. Halewood C, Hirschmann MT, Newman S, Hleihil J, Chaimski G, Amis AA. The fixation strength of a novel ACL soft-tissue graft fixation device compared with conventional interference screws: a biomechanical study in vitro. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* . 2011 Apr 14;19(4):559–67.

104. Kousa P, Järvinen TLN, Vihavainen M, Kannus P, Järvinen 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 Mar 30;31(2):182–8.
105. Strum GM, Friedman MJ, Fox JM, Ferkel RD, Dorey FH, Del Pizzo W, et al. Acute anterior cruciate ligament reconstruction. Analysis of complications. *Clin Orthop Relat Res* . 1990 Apr;(253):184–9.
106. Martin SD, Martin TL, Brown CH. Anterior cruciate ligament graft fixation. *Orthopedic Clinics of North America.* 2002 Oct;33(4):685–96.
107. Eckenrode BJ, Carey JL, Sennett BJ, Zgonis MH. Prevention and management of post-operative complications following ACL reconstruction. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2017 Sep 14;10(3):315–21.
108. Crawford DC, Hallvik SE, Petering RC, Quilici SM, Black LO, Lavigne SA, et al. Post-operative complications following primary ACL reconstruction using allogenic and autogenic soft tissue grafts: Increased relative morbidity risk is associated with increased graft diameter. *Knee.* 2013 Dec;20(6):520–5.
109. Cavanaugh JT, Powers M. ACL rehabilitation progression: where are we now? *Curr Rev Musculoskelet Med* . 2017 Sep 8;10(3):289–96.
110. Flagg KY, Karavatas SG, Thompson Jr S, Bennett C. Current criteria for return to play after anterior cruciate ligament reconstruction: an evidence-based literature review. *Ann Transl Med* . 2019 Oct;7(S7):S252–S252.
111. Setuain I, Izquierdo M, Idoate F, Bikandi E, Gorostiaga EM, Aagaard P, et al. Differential effects of 2 rehabilitation programs following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Sport Rehabil.* 2017 Nov;26(6):544–55.
112. Timmins RG, Bourne MN, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Biceps femoris architecture and strength in athletes with a previous anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* . 2016 Mar;48(3):337–45.
113. Irrgang JJ, Anderson AF, Boland AL, Harner CD, Kurosaka M, Neyret P, et al. Development and validation of the international knee documentation committee subjective knee form. *Am J Sports Med* . 2001 Sep 30;29(5):600–13.

114. Çelik D, Coşkunsu D, Kiliçoğlu Ö, Ergönül Ö, Irrgang JJ. Translation and cross-cultural adaptation of the international knee documentation committee subjective knee form Into Turkish. *J Orthop Sports Phys Ther* . 2014 Nov;44(11):899–909.
115. Lysholm J, Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Am J Sports Med*. 1982 May 23;10(3):150–4.
116. Celik D, Coşkunsu D, Kılıçoğlu Ö. Translation and cultural adaptation of the Turkish Lysholm Knee Scale: Ease of use, validity, and reliability. *Clin Orthop Relat Res* . 2013 Aug;471(8):2602–10.
117. Martin RL, Irrgang JJ, Burdett RG, Conti SF, Swearingen JM Van. Evidence of validity for the Foot and Ankle Ability Measure (FAAM). *Foot Ankle Int*. 2005 Nov 17;26(11):968–83.
118. Çelik D, Malkoç M, Martin R. Evidence for reliability, validity and responsiveness of Turkish Foot and Ankle Ability Measure (FAAM). *Rheumatol Int* . 2016 Oct 2;36(10):1469–76.
119. Blazevich AJ, Cannavan D, Coleman DR, Horne S. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *J Appl Physiol* . 2007 Nov;103(5):1565–75.
120. Baroni BM, Geremia JM, Rodrigues R, De Azevedo Franke R, Karamanidis K, Vaz MA. Muscle architecture adaptations to knee extensor eccentric training: Rectus femoris vs. vastus lateralis. *Muscle Nerve*. 2013 Oct 15;48(4):498–506.
121. Delaney S, Worsley P, Warner M, Taylor M, Stokes M. Assessing contractile ability of the quadriceps muscle using ultrasound imaging. *Muscle Nerve*. 2010 Oct 21;42(4):530–8.
122. Agyapong-Badu S, Warner M, Samuel D, Narici M, Cooper C, Stokes M. Anterior thigh composition measured using ultrasound imaging to quantify relative thickness of muscle and non-contractile tissue: a potential biomarker for musculoskeletal health. *Physiol Meas*. 2014 Oct 1;35(10):2165–76.
123. Bourne MN, Duhig SJ, Timmins RG, Williams MD, Opar DA, Al Najjar A, et al. Impact of the nordic hamstring and hip extension exercises on hamstring

- architecture and morphology: implications for injury prevention. *Br J Sports Med*. 2017 Mar;51(5):469–77.
124. Alonso-Fernandez D, Docampo-Blanco P, Martinez-Fernandez J. Changes in muscle architecture of biceps femoris induced by eccentric strength training with nordic hamstring exercise. *Scand J Med Sci Sports*. 2018 Jan 10;28(1):88–94.
 125. Baumbach SF, Brumann M, Binder J, Mutschler W, Regauer M, Polzer H. The influence of knee position on ankle dorsiflexion - a biometric study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2014 Dec 23;15(1):246.
 126. Raj IS, Bird SR, Shield AJ. Reliability of ultrasonographic measurement of the architecture of the vastus lateralis and gastrocnemius medialis muscles in older adults. *Clin Physiol Funct Imaging* . 2012 Jan 25;32(1):65–70.
 127. May S, Locke S, Kingsley M. Reliability of ultrasonographic measurement of muscle architecture of the gastrocnemius medialis and gastrocnemius lateralis. *PLoS One*. 2021 Sep 29;16(9):e0258014.
 128. Cho KH, Lee HJ, Lee WH. Intra- and inter-rater reliabilities of measurement of ultrasound imaging for muscle thickness and pennation angle of tibialis anterior muscle in stroke patients. *Top Stroke Rehabil* . 2017 Jul 4;24(5):368–73.
 129. McCreesh K, Egan S. Ultrasound measurement of the size of the anterior tibial muscle group: the effect of exercise and leg dominance. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol* . 2011 Dec 13;3(1):18.
 130. Timmins RG, Bourne MN, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Biceps Femoris Architecture and Strength in Athletes with a Previous Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* [Internet]. 2016 Mar 1 [cited 2023 Feb 19];48(3):337–45. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26429732/>
 131. Sengoku T, Nakase J, Asai K, Yoshimizu R, Sakurai G, Yoshida S, et al. The effect of gracilis tendon harvesting in addition to semitendinosus tendon harvesting on knee extensor and flexor strength after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2022 Mar 2;142(3):465–70.
 132. 42. Hayran M, Hayran M. Sağlık araştırmaları için temel istatistik. Omega Araştırma, 2011, Ankara.

133. Hurd WJ, Axe MJ, Snyder-Mackler L. A 10-year prospective trial of a patient management algorithm and screening examination for highly active individuals with anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2008 Jan 16;36(1):40–7.
134. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 2000 Jun;23(6):573–8.
135. Musahl V, Kopf S, Rabuck S, Becker R, van der Merwe W, Zaffagnini S, et al. Rotatory knee laxity tests and the pivot shift as tools for ACL treatment algorithm. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012 Apr 30;20(4):793–800.
136. Lynch TS, Parker RD, Patel RM, Andrish JT, Spindler KP. The impact of the multicenter orthopaedic outcomes network (MOON) research on anterior cruciate ligament reconstruction and orthopaedic practice. *J Am Acad Orthop Surg.* 2015 Mar;23(3):154–63.
137. Kaeding CC, Léger-St-Jean B, Magnussen RA. Epidemiology and diagnosis of anterior cruciate ligament injuries. *Clin Sports Med.* 2017 Jan;36(1):1–8.
138. 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. *J Sports Med.* 1991;217–25.
139. Mouarbes D, Menetrey J, Marot V, Courtot L, Berard E, Cavaignac E. Anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review and meta-analysis of outcomes for quadriceps tendon autograft versus bone-patellar tendon-bone and hamstring-tendon autografts. *Am J Sports Med.* 2019;47(14):3531–40.
140. Mehran N, Damodar D, Shu Yang J. Quadriceps Tendon Autograft in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Am Acad Orthop Surg.* 2020;15;28(2):45–52.
141. Shelton WR, Fagan BC. Autografts commonly used in anterior cruciate ligament reconstruction. *J Am Acad Orthop Surg.* 2011;19(5):259–64.
142. Cao H bin, Liang J, Xin J yi. [Treatment of anterior cruciate ligament injury with peroneus longus tendon]. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi.* 2012 Sep 18;92(35):2460–2.
143. Swank B.C, Harner C.D., Klimkiewicz, Lephart S.M.: Neurophysiology of the knee. In *Surgery of the Knee. Third Edition* Ed InsallScott 2001;175-187.

144. N.Reha Tandoğan Ön çapraz bağ cerrahisi. spor yaralanmaları artroskopi ve diz cerrahisi derneği yayınları, 2002, Ankara, Sim Matbaası, ISBN: 975-92647-0-6.
145. Agarwal A, Singh S, Singh A, Tewari P. Comparison of functional outcomes of an anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction using a peroneus longus graft as an alternative to the hamstring tendon graft. *Cureus*. 2023 Apr 7;
146. Kyung HS, Lee HJ, Oh CW, Hong HP. Comparison of results after anterior cruciate ligament reconstruction using a four-strand single semitendinosus or a semitendinosus and gracilis tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015 Nov 20;23(11):3238–43.
147. Joshi S, Shetty U, Salim M, Meena N, Kumar Rs, Rao V V. Peroneus longus tendon autograft for anterior cruciate ligament reconstruction: a safe and effective alternative in nonathletic patients. *Niger J Surg*. 2021;27(1):42.
148. Cardone C, Menegassi Z, Emygdio R. Isokinetic assessment of muscle strength following anterior cruciate ligament reconstruction. *j Isokinetics and Exer Sci*. 2004 Nov 3;12(3):173–7.
149. Sengoku T, Nakase J, Asai K, Yoshimizu R, Sakurai G, Yoshida S, et al. The effect of gracilis tendon harvesting in addition to semitendinosus tendon harvesting on knee extensor and flexor strength after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2022 Mar 2;142(3):465–70.
150. Maeda A, Shino K, Horibe S, Nakata K, Buccafusca G. Anterior cruciate ligament reconstruction with multistranded autogenous semitendinosus tendon. *Am J Sports Med*. 1996 Jul 23;24(4):504–9.
151. Ohkoshi Y, Inoue C, Yamane S, Hashimoto T, Ishida R. Changes in muscle strength properties caused by harvesting of autogenous semitendinosus tendon for reconstruction of contralateral anterior cruciate ligament. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery Sep*, 1998 p. 580–4.
152. Skeletal Muscle: Structure, Function and Plasticity | Shirley Ryan AbilityLab [Internet]. [cited 2023 Apr 11]. Available from: <https://www.sralab.org/academy/bookstore/skeletal-muscle-structure-function-and-plasticity>

153. Lieber RL, Ward SR. Skeletal muscle design to meet functional demands. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* [Internet]. 2011 [cited 2023 Mar 27];366(1570):1466–76. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21502118/>
154. Lieber RL, Roberts TJ, Blemker SS, Lee SSM, Herzog W. Skeletal muscle mechanics, energetics and plasticity. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2017 Oct 23 [cited 2023 Apr 12];14(1). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29058612/>
155. Sherman DA, Rush JL, Glaviano NR, Norte GE. Hamstrings Muscle Morphology After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med* [Internet]. 2021 Aug 1 [cited 2023 Dec 8];51(8):1733–50. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33638795/>
156. Longo UG, Rizzello G, Frnaceschi F, Campi S, Maffulli N, Denaro V. The architecture of the ipsilateral quadriceps two years after successful anterior cruciate ligament reconstruction with bone-patellar tendon-bone autograft. *Knee* [Internet]. 2014 [cited 2023 Dec 8];21(3):721–5. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24636309/>
157. Van Wyngaarden JJ, Jacobs C, Thompson K, Eads M, Johnson D, Ireland ML, et al. Quadriceps Strength and Kinesiophobia Predict Long-Term Function After ACL Reconstruction: A Cross-Sectional Pilot Study. *Sports Health* [Internet]. 2021 May 1 [cited 2023 Dec 10];13(3):251–7. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33201776/>
158. Isaji Y, Yamada T, Oka T, Mori K, Aoyama N. Association between knee function and kinesiophobia 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Phys Ther Sci* [Internet]. 2023 [cited 2023 Dec 10];35(2):128–32. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36744197/>