

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
SPOR HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI**

**ÖN ÇAPRAZ BAĞ ONARIMI GEÇİRMİŞ ERKEK
SPORCULARIN FONKSİYONEL TESTLERDEKİ DİZ KİNETİK
VE KİNEMATİĞİNİN KAS KUVVETİ, DENGE, DERİN DUYU
VE SUBJEKTİF ÖLÇÜMLERİNİN BİRLİKTELİĞİNDE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Ömer Faruk İLİCEPINAR

**UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır**

ANKARA

2023

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
SPOR HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI**

**ÖN ÇAPRAZ BAĞ ONARIMI GEÇİRMİŞ ERKEK
SPORCULARIN FONKSİYONEL TESTLERDEKİ DİZ KİNETİK
VE KİNEMATİĞİNİN KAS KUVVETİ, DENGE, DERİN DUYU
VE SUBJEKTİF ÖLÇÜMLERİNİN BİRLİKTELİĞİNDE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Ömer Faruk İLİCEPINAR

UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Feza KORKUSUZ

ANKARA

2023

ONAY SAYFASI

“Ön Çapraz Bağ Onarımı Geçirmiş Erkek Sporcuların Fonksiyonel Testlerdeki Diz Kinetik ve Kinematığının Kas Kuvveti, Denge, Derin Duyu ve Subjektif Ölçümlerinin Birlikteliğinde Değerlendirilmesi” başlıklı uzmanlık tezi T.C Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu’nda değerlendirilmiş olup araştırma projesine 23.02.2021 tarih ve GO 20/662 karar numaralı etik kurul onayı alınmıştır.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca kibarlığı ve akademik azmiyle bana örnek olan, tez danışmanım olarak bana yol gösteren saygıdeğer hocam Prof. Dr. Feza Korkusuz'a, araştırma ve çalışma azmine, bilgi dağarcığına gıpta ettiğim, desteğini her ihtiyaç duyduğumda yanımda hissettiğim çok değerli hocam Prof. Dr. Ali Haydar Demirel'e, saat kaç olursa olsun her problemimde ilk aradığım kişi olan, alçak gönüllülüğü, güler yüzü ve hekimlik yaklaşımıyla meslekteki rol modelim ve yol göstericim olarak gördüğüm sevgili ağabeyim Doç. Dr. Gürhan Dönmez'e, bize güvenen, sorumluluk almayı öğreten, akademik ve klinik tecrübesiyle eğitimime ve hayatıma eşsiz katkılarda bulunan saygıdeğer hocam Prof. Dr. Levent Özçakar'a, ilk tanıştığım andan beri öz ağabeyim gibi hissettiren, samimiyetine ve mesleğimizi temsiliyetine hayran olduğum kıymetli ağabeyim Uz. Dr. Uğur Diliçikik'a,

Tez çalışmam boyunca özverili katkıları bulunan Prof. Dr. Egemen Turhan, Dr. Senih Gürses, Dr. Berat Can Cengiz, Dr. Mehmet İmir'e,

Yanlarında çalışma şansına eriştiğim, eğitimime büyük katkıları olan Prof. Dr. Üstün Aydıngöz, Prof. Dr. Gazi Huri ve Doç. Dr. Adalet Elçin Yıldız'a,

Uzmanlık eğitimime adımımı attığım andan itibaren birlikte çalışmaktan her zaman keyif aldığım her türlü sorun, sorumluluk ve mutluluğu birlikte paylaştığımız, kendilerinden çok şey öğrendiğim değerli çalışma arkadaşlarım Öğr. Gör. Dr. Yiğitcan Karanfil, Uz. Dr. Ş. Şeyma Torğutalp, Uz. Dr. Ömer Özkan, Uz. Dr. Ömer Serkan Kara, Uz. Dr. Levend Karaçoban, Dr. Yiğitcan Menderes, Dr. Berke Aksöz, Dr. Emine Çiftçi Özotuk, Dr. Mert Tıraş, Dr. Sercan Mısırlı, Dr. İrem Hartuç Çevik ve Dr. Batuhan Erhan Aktaş'a, bölümümüz personeli Meryem Sevincek ve Bekdeş Yıldırımoglu'na,

Bugünlere gelmemde büyük emekleri olan sevgili annem, babam ve ablama,

Sevgisi ve güler yüzüyle, yıllardan beri en zor zamanlarımda ve aldığım her kararda sorgusuzca yanımda olan, yaşantımın temel yapı taşı biricik eşim Muzaffer'e teşekkürlerimle.

Dr. Ömer Faruk İLİCEPINAR

ÖZET

İLİCEPINAR, ÖMER FARUK, ÖN ÇAPRAZ BAĞ ONARIMI GEÇİRMİŞ ERKEK SPORCULARIN FONKSİYONEL TESTLERDEKİ DİZ KİNETİK VE KİNEMATİĞİNİN KAS KUVVETİ, DENGE, DERİN DUYU VE SUBJEKTİF ÖLÇÜMLERİNİN BİRLİKTELİĞİNDE DEĞERLENDİRİLMESİ, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Spor Hekimliği Uzmanlık Tezi, Ankara, 2023. Ön çapraz bağ (ÖÇB) yaralanmaları sporcular arasında sık görülen ve giderek sıklığı artan bir yaralanmadır. Profesyonel sporcular ÖÇB yaralanması sonrası çok büyük oranda cerrahi rekonstrüksiyon ile tedavi edilirler. Rehabilitasyon süreci ve sahaya dönüş kararında kullanılan çeşitli ölçme ve değerlendirme yöntemleri mevcuttur. ÖÇB rekonstrüksiyonu (ÖÇB-R) sonrasındaki rehabilitasyon programları ve ölçümler oldukça gelişse de yaralanma öncesi seviyesinde spora dönüş oranları hala beklenen seviyelerin çok altındadır. Buna biyomekanik defisitlerin devam etmesinin neden olabileceği düşünülmektedir. Bu çalışmada ÖÇB-R sonrası rehabilitasyon ve spora dönüş değerlendirmesinde kullanılabilir objektif, özgün ve tutarlı bir metrik bulunması amaçlandı. Bu amaçla 35 ÖÇB-R geçirmiş sporcu cerrahiden en az bir yıl sonra objektif ve subjektif testlerin yanı sıra iki farklı zıplama testine tabi tutuldu. Zıplama testlerinin iniş anındaki rotasyonel aks sapması sarmal eksen metoduyla hesaplandı ve iniş süresine göre oranlanarak birim zamandaki sapma metrikleştirildi (NormTopDeğ). Üç adım düz ve üç adım çapraz zıplama testi sonucunda NormTopDeğ açısından katılımcıların opere ekstremitelerinde (0.045 ve 0.043) non-opere ekstremitelerine (0.035 ve 0.0356) oranla ve anlamlı yüksek skorlar aldığı tespit edildi ($p=0.0012$, $p=0.024$). Buna ek olarak kişiler sagittal düzlemdeki hareket genliklerini geri kazandıkları zaman rotasyonel aksın birim zamandaki sapmasında da non-opere dizleri ile benzer sonuçları yakaladılar. Total skorda ise hiçbir koşulda anlam mevcut değildi. Bunlara ek olarak yapılan objektif ve subjektif ölçümlerde çalışma grubumuz simetriyi yakalamıştı. Sonuç olarak özgün olarak ortaya konulmuş olan NormTopDeğ dizdeki patolojik hareketliliği objektif olarak kantifiye etmiştir.

Anahtar Kelimeler: Ön çapraz bağ, spor yaralanması, hareket analizi, spora dönüş, instabilite

ABSTRACT

İLİCEPINAR, ÖMER FARUK, EVALUATION OF THE KNEE KINETICS AND KINEMATICS IN FUNCTIONAL TESTS WITH MUSCLE STRENGTH, BALANCE, PROPRIOCEPTION, AND SUBJECTIVE MEASUREMENTS IN MALE ATHLETES AFTER ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT REPAIR, Hacettepe University Faculty of Medicine, Department of Sports Medicine, Thesis in Sports Medicine, Ankara, 2023. Anterior cruciate ligament (ACL) injuries are common among athletes and their incidence is progressively increasing. Professional athletes are predominantly treated with surgical reconstruction following ACL injury. Although rehabilitation programs and assessment methods for return to play have advanced after ACL reconstruction (ACL-R), the rates of return-to-sport at pre-injury levels are still well below expected levels. This is believed to be due to the persistence of biomechanical deficits. This study aimed to identify an objective, specific, and consistent metric for use in post-ACL-R rehabilitation and return-to-sport assessment. For this purpose, 35 athletes who underwent ACL-R were subjected to objective and subjective tests, as well as two different jump tests, at least one year post-surgery. The rotational axis variation at the landing interval of jump tests was calculated using the helical axis method. Subsequently, it was normalized by the landing interval, rendering a deviation metric quantified per unit time. (NormSumVar). Results from the triple and crossover hop tests revealed that participants obtained significantly higher scores in NormSumVar for the operated limbs (0.045 and 0.043) compared to the non-operated limbs (0.035 and 0.0356), with statistically significant differences ($p=0.0012$, $p=0.024$). Additionally, individuals achieved similar results in the rotational axis variation per unit time of non-operated knees when they regained sagittal plane motion. There was no significant difference in the total variation score under any condition. Furthermore, our participants have symmetry in both objective and subjective measurements. In conclusion, the introduced NormSumVar objectively quantifies pathological movement in the knee.

Keywords: Anterior cruciate ligament, sports injury, motion analysis, return-to-sport, instability

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	i
ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	viii
ŞEKİLLER	xii
TABLolar.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Diz Eklemi ve Ön Çapraz Bağ Anatomisi.....	4
2.2 ÖÇB Yapısal Özellikleri.....	9
2.3 Diz Eklemi ve ÖÇB Biyomekaniği.....	12
2.4 ÖÇB Yaralanma İnsidansı	16
2.5 ÖÇB Yaralanma Mekanizması	16
2.6 ÖÇB Yaralanması Risk Faktörleri	18
2.6.1 Ektrinsik (Çevresel) Risk Faktörleri.....	19
2.6.2 İntrinsik Risk Faktörleri.....	19
2.7 ÖÇB Yaralanması Tanısı.....	24
2.7.1 Klinik Değerlendirme.....	24
2.7.2 Fiziksel Muayene Testleri.....	24
2.7.3 Görüntüleme Teknikleri	24
2.8 ÖÇB Yaralanması Sonrası Tedavi.....	28
2.8.1 Konservatif Tedavi.....	28
2.8.2 Cerrahi Rekonstrüksiyon	29
2.9 ÖÇB-R Sonrası Rehabilitasyon.....	33
2.10 ÖÇB-R Sonrası Spora Dönüş	35
2.11 Biyolojik iyileşme.....	36
2.12 ÖÇB-R Sonrası Spora Dönüş Kriterleri.....	38
2.12.1 Subjektif Ölçekler	38
2.12.2 Denge ve Propriyosepsiyon (Derin Duyu) Testleri	39
2.12.3 Kas Kuvveti Ölçümü.....	41
2.12.4 Fonksiyonel Testler, Kinetik ve Kinematik Değerlendirmeler	44
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	49

3.1	Çalışma Tasarımı	49
3.2	Katılımcılar	50
3.3	Örneklem Büyüklüğü.....	51
3.4	Subjektif Ölçekler	52
3.4.1	Tegner Aktivite Düzeyi Ölçeği	52
3.4.2	Lysholm Diz Skalası.....	52
3.4.3	Ön Çapraz Bağ Yaralanması Sonrası Spora Dönüş Ölçeği (ACL-RSI).....	53
3.5	Tek Ayak Denge Testi	53
3.6	Propriyosepsiyon (derin duyu) testi.....	55
3.7	İzokinetik kas kuvveti ölçümü	57
3.8	Fonksiyonel testler (zıplama testleri).....	60
3.8.1	Tek Ayak Üç Adım Düz Zıplama Testi (THT)	61
3.8.2	Tek Ayak Üç Adım Çapraz Zıplama Testi (CHT)	61
3.8.3	Yüksekten Düşme Testleri.....	62
3.9	Kinematik Ölçüm ve Değerlendirmeler.....	63
3.10	Verilerin İstatistik Yöntemler ile Değerlendirilmesi	67
4.	BULGULAR.....	68
4.1	Demografik bilgiler	68
4.2	Dominant ve Opere Ekstremitte Dağılımı	69
4.3	Günlük yaşam semptomları	69
4.4	ÖÇB-R sonrası spora dönüşe psikolojik hazır olma hali	70
4.5	Tek Ayak Denge Değerlendirmesi	70
4.6	Derin Duyu (Eklem Repozisyonu) Değerlendirmesi	71
4.7	Uyluk Kas Kuvveti Değerlendirmesi	72
4.8	Yere İnişin Kinetik Verilerle Değerlendirmesi	73
4.9	Yere İniş Esnasında Diz Eklemine Hareketlerinin Kinematik İncelenmesi.....	74
5.	TARTIŞMA.....	77
5.1	Demografik Bilgiler ve Fiziksel Özellikler.....	77
5.2	Subjektif Ölçekler	78
5.3	Denge ve Derin Duyu	79
5.4	İzokinetik Kas Kuvveti.....	81
5.5	Fonksiyonel Testlerdeki Yere İnişin Kinetik Değerlendirmesi	81
5.6	Fonksiyonel Testlerdeki Yere İnişin Kinematik Değerlendirmesi	82
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER.....	86

7.	KAYNAKLAR	88
8.	EKLER.....	117
8.1	EK-1. Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu	117
8.2	EK-2. Tegner Aktivite Ölçeği	122
8.3	EK-3. Lysholm Diz Skalası	123
8.4	EK-4. Ön Çapraz Bağ Yaralanması Sonrası Spora Dönüş Ölçeği (ACL-RSI)	125

SİMGELER VE KISALTMALAR

(°)	Açısal derece
°/ms	Açısal derece/milisaniye
6-DOF	Altı Serbestlik Derecesi
ACL-RSI	Ön Çapraz Bağ Yaralanması Sonrası Spora Dönüş Ölçeği
ACS	Otolog Şartlandırılmış Serum
AÇB	Arka Çapraz Bağ
ALL	Anterolateral Ligaman
AM	Anteromedial
ANOVA	Tekrarlı Ölçümler İçin Varyans Analizi
AP	Anteroposterior
APSI	Anteroposterior Stabilite İndeksi
Ark.	Arkadaşları
ATT	Anterior Tibial Translasyon
ba	Baldır
BMP	Kemik Morfojenik Proteini
BSS	Biodex Stabilite Sistemi
BT	Bilgisayarlı Tomografi
BTB	Kemik-Tendon-Kemik
CHD	Tek Ayak Üç Adım Çapraz Zıplama Mesafesi Testi
CHT	Tek Ayak Üç Adım Çapraz Zıplama Testi
cm	Santimetre
COL12A1	Tip 12 kolajen alfa 1
COL1A1	Tip 1 kolajen alfa 1
COL5A1	Tip 5 kolajen alfa 1
COP	Basınç Merkezi
cos	Kosinüs
dMCL	Derin Medial Kollateral Ligaman
EGF	Endotelyal Büyüme Faktörü
ESWT	Ekstrakorporeal Şok Dalgası Terapisi
GVar	Görsel Geribildirim Serbest

GYok	Görsel Geribildirim Kısıtlı
HI	Hamstring İndeksi
HI/QI	Hamstring/Quadriceps İndeksi
ICC	Sınıf İçi Korelasyon
ITGB2	İntegrin β 2
İnSür	İniş Süresi
JPR	Eklem Pozisyon Reprodüksiyonu
JPS	Eklem Pozisyon Duyusu
kg	Kilogram
km	Kilometre
LCL	Lateral Kollateral Ligaman
LSI	Ekstremitte Simetri İndeksi
m	Metre
M.	Musculus
M. Ö.	Milattan Önce
MAH	Mutlak Açısal Hata
MaksEks	Maksimum Ekstansiyon
MaksFleks	Maksimum Fleksiyon
MCL	Medial Kollateral Ligaman (İç Yan Bağ)
MKH	Mezenkimal Kök Hücre
MLSI	Mediyolateral Stabilite İndeksi
mm	Milimetre
MOCAP	Hareket Yakalama Laboratuvarı
MODSIMMER	Modelleme ve Simülasyon Araştırma-Uygulama Merkezi
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
ms	Milisaniye
N	Newton
NOp	Non-opere (sağlıklı ekstremitte)
NormTopDeğ	Birim Süredeki Değişkenlik Miktarı
NormYT	Normalize Yer Tepki Kuvveti
NY	New York

ODTÜ	Orta Doğu Teknik Üniversitesi
OMAH	Ortalama Mutlak Açısal Hata
oMCL	Oblik Medial Kollateral Ligaman
Op	Opere (cerrahi rekonstrüksiyon geçirmiş)
Ort.	Ortalama
OSI	Ortalama Stabilite İndeksi
ÖÇB	Ön Çapraz Bağ
ÖÇB-R	Ön Çapraz Bağ Rekonstrüksiyonu
PD FS	Proton Dansite Yağ Baskılı
PL	Posterolateral
PLC	Posterolateral Köşe
PMC	Posteromedial Köşe
PRP	Trombositten Zengin Plazma
Q	Quadriceps
q	Kuaterniyon
QI	Quadriceps İndeksi
sEHA	Sagittal Düzlem Eklem Hareket Açısı
s	Saniye
sa	Saat
SHD	Tek Ayak Zıplama Testi
STD	Standart Sapma
t	Zaman
T6H	Tek Ayak 6 Metre Zıplama Süresi Testi
TGF-β	Dönüştürücü Büyüme Faktörü beta
THD	Tek Ayak Üç Adım Zıplama Mesafesi Testi
THT	Tek Ayak Üç Adım Zıplama Testi
TopDeğ	Toplam Değişkenlik Miktarı (iniş süresince)
USA	Amerika Birleşik Devletleri
USG	Ultrasonografi
uy	Uyluk
VA	Vücut Ağırlığı

VEGF	Vasküloendotelyal Büyüme Faktörü
yMCL	Yüzeyel Medial Kollateral Ligaman

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Dizin kemik yapıları ve eklemlenmeleri.....	5
Şekil 2.2. Dizin aksiyel görünümünde menisküsler ve bağların çizimi.....	6
Şekil 2.3 Diz eklemının bağları.....	8
Şekil 2.4 Diz eklemını kateden kaslar.....	9
Şekil 2.5 Sağ dizdeki ÖÇB'nin iki demetinin gösterildiği kadavra spesimeni.....	10
Şekil 2.6 Dizin fleksiyonu sırasında ÖÇB'nin AM ve PL bandının oryantasyonu. ..	11
Şekil 2.7 ÖÇB boyutları (uzunluk, genişlik ve kesit alanı).....	12
Şekil 2.8 Diz eklemında 3 rotasyon ve 3 translasyon içeren 6-DOF.	13
Şekil 2.9 Diz fleksiyon açısı ile değişen AM demet(yeşil) ve PL demetteki (kesikli kırmızı) ortalama gerimler	15
Şekil 2.10 Non-kontakt ÖÇB yaralanmasına sebep olan multiplanar yüklenme mekanizmasının şematizasyonu.	17
Şekil 2.11 Kalça fleksiyon açlarına göre değişen tibial plato eğimindeki değişimi gösteren çizimler.	18
Şekil 2.12 Diz eklemine etkiyen kuvvetler ve yönleri.	22
Şekil 2.13 a. <i>Lateral femoral notch sign</i> . b. <i>Segond kırığı</i>	25
Şekil 2.14 I.D.E.A.L konseptine göre femoral tünelin olması gereken alan.....	33
Şekil 2.15 Spora dönüş kriterlerinin kullanım sıklığının yıllara göre değişimi.	36
Şekil 2.16 ÖÇB-R sonrası greft iyileşme sürecini özetleyen şematik diyagram.	37
Şekil 2.17 Quadriseps atrofisini gösteren uyuk MRG kesitleri.	42

Şekil 2.18 ÖÇB-R'den sonra izokinetik dinamometre ile yapılan Quadriceps kas kuvvetinde non-opere dize oranla defisit miktarının zamana göre değişimi.	43
Şekil 3.1 Çalışma akış diyagramı.....	50
Şekil 3.2 Bir katılımcının tek ayak denge testi sonuçları.....	54
Şekil 3.4 Katılımcılarımızın derin duyu sonuçlarından bir örnek.....	57
Şekil 3.5 Bir katılımcımızın kuvvet testinin (60°/s hızda uygulanmış) sonucuna örnek.	59
Şekil 3.6 Fonksiyonel testler ve biyomekanik ölçümlerin yapıldığı laboratuvarın yukarıdan bakışla şematize edilmiş görüntüsü.	60
Şekil 3.7 Katılımcıların THT(a) ve CHT'de(b) uymaları istenen test rotaları.....	62
Şekil 3.8 Bir katılımcımızın MatLab üzerinde incelenen kinetik(b) ve kinematik(a) verileri.	64
Şekil 3.9 Zıplama testleri ve biyomekanik inceleme için hazırlanmış bir katılımcı. .	65

TABLOLAR

Tablo 2.1 ÖÇB yaralanmasının primer ve sekonder MRG bulguları.	26
Tablo 2.2 ÖÇB-R’de kullanılan greft tiplerinin avantaj ve dezavantajları.	31
Tablo 3.1 Çalışmaya dahil edilme ve çalışmadan dışlama kriterleri	51
Tablo 4.1 Subjektif ölçütleri doldurarak fonksiyonel testlere katılan katılımcılarının demografik ve fiziksel özellikleri.....	68
Tablo 4.2 Dominant olan ve ÖÇB-R geçiren ekstremitelere göre dağılım.....	69
Tablo 4.3 Katılımcıların Tegner aktivite düzeyi ölçüm sonuçları.	69
Tablo 4.4 Katılımcıların Lysholm diz skalası ölçüm sonuçları.	70
Tablo 4.5 Katılımcıların ACL-RSI sonuçları.....	70
Tablo 4.6 Görsel Geribildirim varlık-yokluk durumuna göre denge metriklerinin ekstremiteler arası karşılaştırılması.....	71
Tablo 4.7 Prop30 ve Prop60 metriklerinin non-opere ve opere taraf sonuçları.....	72
Tablo 4.8 İzokinetik kas kuvveti ölçümünde LSI sonuçları.	73
Tablo 4.9 Çalışma grubumuzun ekstremitelere göre Agonist/Antagonist (HI/QI) oranının iki farklı testteki sonuçları.	73
Tablo 4.10 Yer tepki kuvveti ölçümünün sonuçları.....	74
Tablo 4.11 Katılımcıların sEHA ve sEHA-LSI’nın sonuçları.	75
Tablo 4.12 Katılımcıların sEHA ve sEHA-LSI’nın sonuçları.	75
Tablo 4.13 Katılımcılar sagittal düzlemdeki hareketin simetrisine (sEHA-LSI) göre gruplandırıldığında ortaya çıkan sonuçlar.....	76

1. GİRİŞ

Ön çapraz bağ (ÖÇB) diz ekleminde yer alan ve birbirini çaprazlayan iki bağdan (ön ve arka çapraz bağlar) biridir. Bu bağlar, iç ve dış yan bağla beraber, dizin stabilitesinden sorumlu en önemli statik yapılardır. ÖÇB dizin olağan dışı ekstansiyona gitmesini, tibianın femura göre öne doğru kaymasını (anterior translasyonu) ve dizin rotasyonel dönme hareketini sınırlandırarak dizin normal hareketi ve stabilizasyonunda önemli rol oynar. Bu sayede diz eklemindeki kıkırdak, menisküs gibi diğer yapıların üzerindeki stresleri azaltarak yaralanmalarını engeller.

ÖÇB yaralanması, sporcularda diz bölgesinde görülen en sık yaralanmalardan biridir. Amerika Birleşik Devletleri'nde her yıl yaklaşık 250.000 yeni ÖÇB yaralanması gelişmektedir ve ortalama 100.000'i cerrahi rekonstrüksiyon ile tedavi edilmektedir [1]. Yaralanmalar çoğunlukla futbol, kayak, basketbol gibi pivot hareketi içeren branşlarda görülmektedir. ÖÇB yaralanmalarının %70'e yakını temassız mekanizmalarla; özellikle ayak yerde sabitken gövde rotasyonu içeren ani yön değiştirme, zıplamayı takiben yere iniş gibi anlarda meydana gelmektedir. Direkt rakip teması içeren mekanizma ise daha az oranda görülmektedir ve dize dış yandan ya da arkadan alınan darbeler ya da rakibin diz bölgesi üzerine düşmesi gibi travmalarla meydana gelmektedir [2–5]. Genç erişkinlerin diz instabilitesine yol açan en önemli etken ÖÇB yaralanması sonucu gelişen yetersizliktir ve önemli fonksiyonel kayıplar (instabilite, ağrı, erken osteoartrit gelişimi gibi) ile sonuçlanabilir [6].

ÖÇB yaralanması sonrası tedavi, konservatif veya cerrahi (rekonstrüktif) olmak üzere iki farklı şekilde yapılabilir. Konservatif tedavi genel olarak kas kuvveti, derin duyu ve dengenin geri kazanımına yönelik çalışmaları içermektedir. Cerrahi (rekonstrüktif) tedavi ise çeşitli tekniklerle elde edilen greftlerin, uygun tüneller ile femur ve tibiaya tespitini içerir. Bu greftler çoğunlukla hastanın Musculus Semitendinosus (M. Semitendinosus) ve M. Gracilis tendonları, patellar tendon ya da M. Quadriceps kası tendonundan elde edilmektedir. Nadir durumlarda ise tendon allogreftleri kullanılabilir [7].

Cerrahi tedavi sonrasında rehabilitasyon; cerrahinin başarısı, tekrar

yaralanmadan korunma ve spora dönüşte oldukça önemlidir. Greft türünden bağımsız olarak hastaların kas kuvveti ve denge-derin duyu kayıplarının olduğu bilinmektedir [8–11]. Bu kayıpların giderilmesi rehabilitasyonun temel amacını oluşturur. Tüm bu tedavi ve rehabilitasyona rağmen güncel literatürde ÖÇB yaralanması sonrası cerrahi ÖÇB rekonstrüksiyonu (ÖÇB-R) yapılan sporcuların %82 oranında spora döndüğü fakat bunların yaklaşık %60'lık bir kısmının yaralanma öncesi seviyede spora dönüş yapabildiği belirlenmiştir [12,13]. Bununla birlikte ÖÇB-R sonrası hastaların yaklaşık %10'unda yeniden yaralanma, tamamına yakınında ise 10-15 yıl içerisinde osteoartrit gelişimi gözlenmektedir [14–16]. Cerrahi sonrası spora dönüş süreleri 6-13 ay arasında sürmektedir. Spora dönüş kararı ve rehabilitasyon sürecinin yönlendirilmesi birtakım değerlendirmeler ile olmaktadır. Bunlardan sık kullanılanlar; operasyon sonrası geçen rehabilitasyon süresi, kas kuvveti, fonksiyonel testler (zıplama testleri) ve biyomekanik değerlendirmeler, klinik değerlendirmeler ve hastalardan alınan subjektif geri bildirimlerdir [17–19].

Güncel pratikte kullanım sıklığı giderek artan fonksiyonel testler (zıplama testleri) birçok çalışmanın içerisinde yer almıştır. Bu çalışmalarda çoğunlukla izokinetik kuvvet testi gibi bir değerlendirme yöntemine ek olarak kullanılmıştır [19,20]. Son yıllarda özellikle fonksiyonel testler esnasında dizdeki hareketin biyomekaniği üzerine çalışmalar yoğunlaşmıştır [21–25]. 2020 yılında yayınlanan bir çalışmada hastaların fonksiyonel testlerdeki geleneksel sonuçlarda başarı elde etmelerine rağmen bu esnada diz eklemesindeki fleksiyon genliğinin karşıt ekstremiteye oranla anlamlı olarak azaldığı gözlenmiş ve bunu da kalça fleksiyon genliğini arttırarak kompanse ettiğini ortaya koymuştur [26]. Dizin tüm eksenlerini kapsayan rotasyonel aksının hareketini değerlendiren çalışma ise sınırlıdır.

Bu çalışmanın amacı; ÖÇB-R geçirmiş sporcularda, fonksiyonel testler esnasında dizin rotasyonel aksındaki hareketin ekstremiteler arasında fark olup olmadığını incelemektir. Daha önceki çalışmalarda incelenmiş olan sagittal düzlemdeki fleksiyon-ekstansiyon hareketine ek olarak özellikle ÖÇB'nin primer sınırlandırıcı olduğu multiaksiyal instabilitenin rotasyonel akstaki hareketlilik aracılığıyla değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Buna ek olarak literatürde spora dönüşte sık kullanılan; subjektif ölçekler, denge, derin duyu, kas kuvveti, yer tepki kuvveti

ölçümlerin beraber değerlendirildiği çalışma eksikliği bulunduğundan bu konu merak uyandırmaktadır. Araştırma soruları;

- ÖÇB-R geçirmiş sporcularda opere dizin rotasyonel aksındaki açısal sapma sağlıklı dizden farklı mıdır? Farklı ise nedeni ne olabilir?

- Spora dönüşte kullanılan geleneksel objektif ölçümlerde simetri geri kazanıldığında diz ekleminin kinematığı de normale ulaşıyor mu? Eğer ulaşmıyorsa rotasyonel akstaki sapma ile bu anormallik tespit edilebiliyor mu?

- ÖÇB-R geçirmiş kişiler zıplama testlerinin iniş fazını opere ve non-opere taraflarında farklı sürelerde mi tamamlamaktadır? Rotasyonel akstaki sapma miktarı ile iniş süresi arasındaki ilişki nedir?

- ÖÇB-R geçirmiş kişiler diz ekleminin sagittal düzlemdeki hareket kabiliyetini geri kazanmış ve kazanamamış olarak gruplanırsa rotasyonel aks sapması ve iniş süreleri nasıl değişir?

- ÖÇB-R geçirmiş sporcunun günlük yaşantısının normale dönmesi ya da psikolojik olarak kendini hazır hissediyor olması ile ilgili kullanılan ölçekler biyomekanik yeterliliği destekler mi?

Şeklindeydi. Bu sorulara yanıt arayarak geleneksel ölçüm yöntemlerinin tespit edemediği defisitleri tespit etmeye yarayabilecek, dizin tüm eksenlerdeki hareketini merkeze alan, klinik ve saha pratiğine dahil edilebilecek bir kinematik ölçüm yöntemi ortaya koyabilmek amaçlandı.

Böylece, giderek tüm dünyada ciddiyet kazanan ÖÇB yaralanması sonrası değerlendirmeler hakkında ileriki klinik araştırma ve uygulamalara temel oluşturabilecek bazı sorulara yanıt arandı.

2. GENEL BİLGİLER

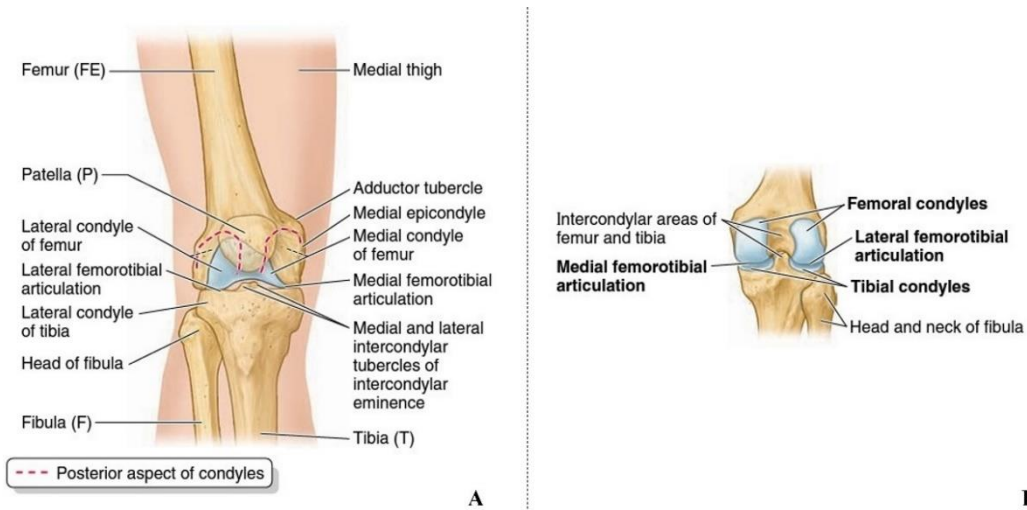
2.1 Diz Eklemi ve Ön Çapraz Bağ Anatomisi

Diz eklemi femur, tibia (ve fibula), patella kemiklerini içeren kemik anatomisi ile insan vücudunun en büyük eklemidir (Şekil 2.1). Femur vücuttaki en uzun, en ağır ve en güçlü kemiktir, ön eğriliği olan bir shaft ike proksimal ve distal uçlardan oluşur. Proksimal femur asetabulum, femur boynu ve iki trokanteri (büyük ve küçük) ile pelvisle eklem yapan femur başını (yuvarlak epifiz) içerir [27]. Femurun enine kesiti incelendiğinde proksimal femoral shaft yuvarlak iken, iki büyük femoral kondilin (lateral ve medial) bulunduğu distal uca doğru düzleşmektedir. Femoral kondiller, yüksek yan kenarları olan, patella hareketine imkân verecek artiküler bir yüzey oluşturmak üzere öne doğru birleşmiştir [28].

Tibia kemiği (kaval kemiği) femur ile birlikte insan alt ekstremitesinin birincil ağırlık taşıyan kemiklerindedir. Proksimal tibia, medial ve lateral kondilleri olan, arkaya doğru eğimli büyük bir platodan oluşur. Platonun biraz altında yer alan tibial tuberosit, patellar tendonun tibiaya yapışma noktasıdır. Tibia distal uçta genişleyip yassılaşılarak medial malleolü oluşturur. Tibia üstte femoral kondillerle, altta talus ile ve dış yanda ise fibula'nın proksimal ve distal uçları ile eklem yapar [28]. Tibiaya paralel olarak lateralinde yer alan fibula diz eklemine primer olarak katılmadığından herhangi bir ağırlık taşımazken, esas olarak kas ve bağların bağlanma yeri olarak görev yapar ve dizin transvers düzlemdeki rotasyonel stabilitesine destek olur. Ayrıca ayak bileği ekleminde lateral malleolü oluşturarak lateral stabilite sağlar. Tibia ve fibula arasında uzanan fibröz bir zar (interosseöz zar), bu kemiklerin göreceli konumlarını stabilize etmeye yardımcı olur ve ayrıca kas bağlanması için ek yüzey alanı sağlar [28].

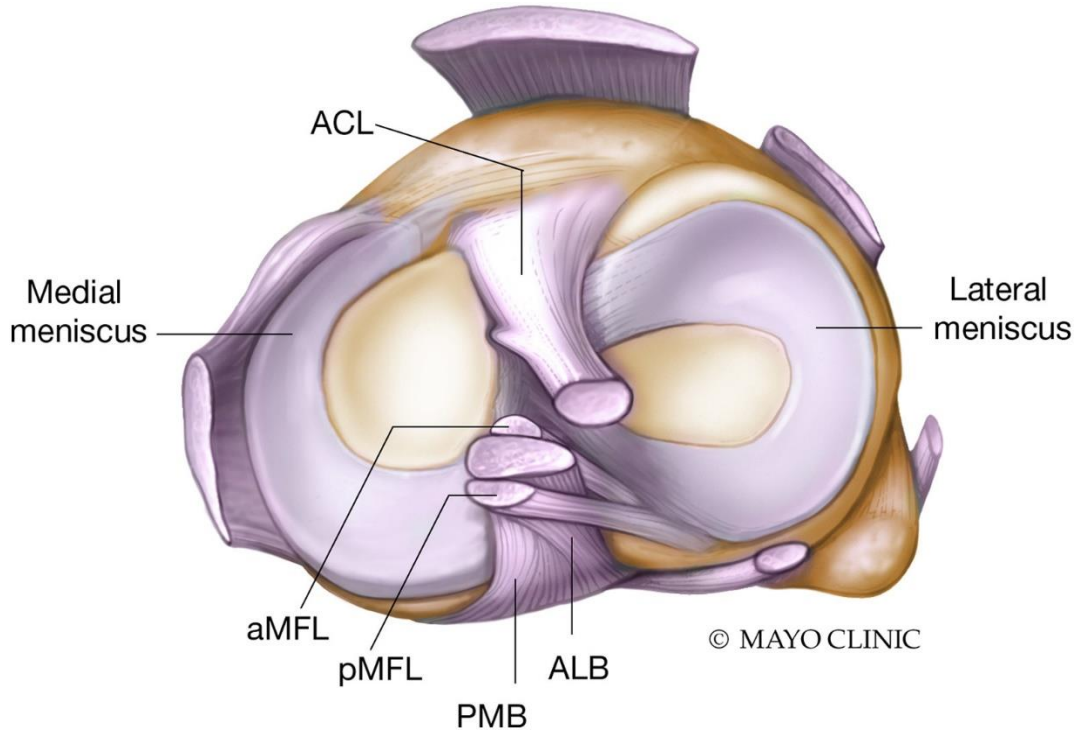
Patella (diz kapağı), konveks (dışbükey) ön yüzeyi, anteroinferior eğimli bir tabanı ve tepe noktasını oluşturan, aşağı doğru birleşen iki (lateral ve medial) kenarı olan büyük bir sesamoid kemiktir. Diz fleksiyonu sırasında femoral kondillerin oluşturduğu eklem yüzeyi üzerinde öne doğru kayarken quadriceps tendonu içine gömülür. Patellanın temel işlevi; quadricepsten patella tendonuna kuvvet iletiminde bir dayanak noktası görevi görmektir [27].

Dizdeki hareketler bu dört kemik arasındaki eklemlenmeler sayesinde sağlanır, bu eklemler: i) tibiofemoral (tibia ve femur arasında), ii) patellofemoral (patella ve femur arasında) ve iii) tibia ve fibula arasında bulunmaktadır. Bu alt eklemler, kemikler arasında düzgün eklemlenme ve hareket imkânı sağlayan hyalin kıkırdak tabakası ile kaplıdır.



Şekil 2.1 Dizin kemik yapıları ve eklemlenmeleri. A: Önden görünüm B: Arkadan görünüm. [27]

Eklem kıkırdağına ek olarak, tibiofemoral eklem içinde fibrokartilaj yapıda medial ve lateral menisküs bulunur. Menisküsler, konkav femur distali ile düz tibia plato yüzeyi arasında eklemlenmeyi sağlayarak tibiofemoral eklem uyumunu arttıran, eklem sürtünmesini azaltarak yük taşınımı ve dağılımına katkıda bulunan, tibiofemoral eklemde ekstra stabilite sağlayan ve tüm bu işlevleri sayesinde eklem kıkırdağına binen stresi azaltan C (hilal) şeklinde yapılardır. Her iki menisküs meniskotibial (koroner) bağlarla tibiya ve anterior meniskofemoral (Humphrey) ve posterior meniskofemoral (Wrisberg) bağlarla femur ve arka çapraz bağa bağlanır (Şekil 2.2). Ayrıca menisküs kökleri olarak adlandırılan, menisküsleri subkondral kemiğe tespit eden ligamentöz yapılar aracılığıyla tibiya bağlanırlar. Medial menisküs lateral menisküse göre daha büyük, daha az sirküler ve daha az hareketlidir [27,28].



Şekil 2.2 Dizin aksiyel görünümünde menisküsler ve bağların çizimi. (ACL, ön çapraz bağ; ALB, anterolateral demet; aMFL: anterior meniskofemoral bağ; bMFL: posterior meniskofemoral bağ; PMB: posteromedial demet) [29].

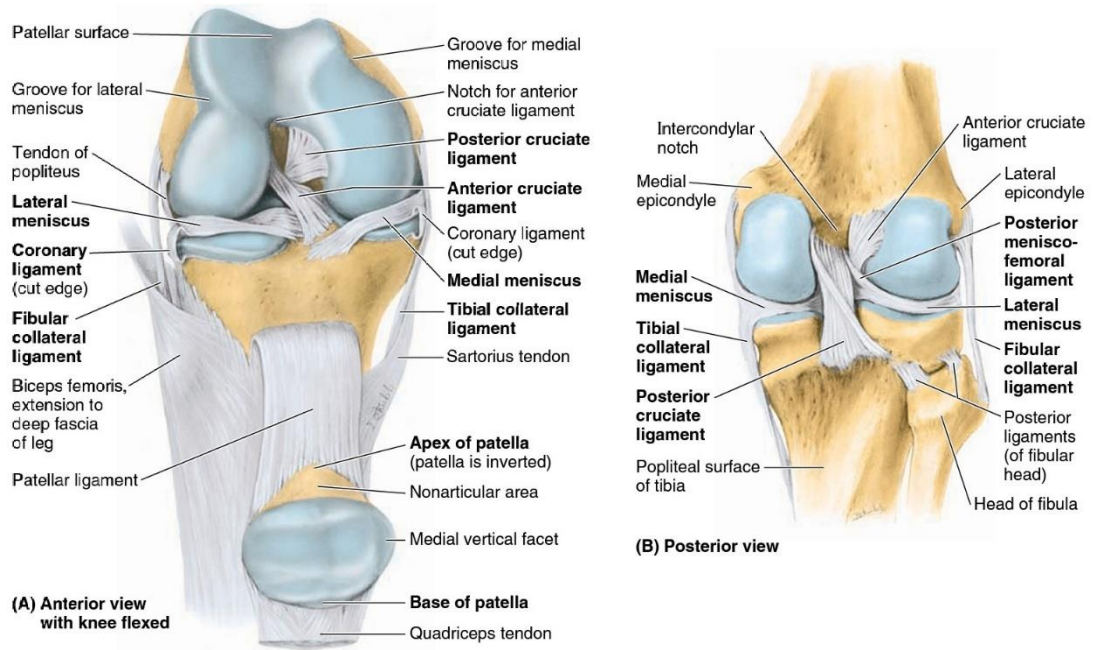
Bağlar, kemikleri birbirine bağlayan kollajen lifleri ve fibroblastlardan oluşan kompozit yapıya sahip yumuşak dokulardır. Çeşitli kapsül dışı ve eklem içi bağlar, farklı anatomik düzlemlerde diz ekleminin stabilitesine katkıda bulunur. Diz ekleminin stabilitesine ana katkıyı sağlayan bu bağ dokusu yapılarının mekanik işlevi, normal eklem hareketini yönlendirmek ve anormal eklem hareketini kısıtlamaktır. Bu, artikülasyon yüzeylerinin topolojisi, kas kuvvetleri ve eklem kapsülü gibi diğer yumuşak dokuların statik ve dinamik kısıtlamaları tarafından desteklenir[30]. Dizin normal hareket açıklığı esas olarak iki çapraz ve iki yan bağ ile sınırlıdır (Şekil 2.3): i) ÖÇB, ii) arka çapraz bağ (AÇB); iii) medial kollateral ligaman (MCL) ve iv) lateral kollateral ligaman (LCL).

MCL medial femoral kondilden köken alan ve tibia üzerinde medial olarak eklem hattının yaklaşık 7 ila 10 cm altında sonlanan düz bir banttır [31]. MCL üç farklı demetten oluşur: i) yüzeysel (yMCL), derin (dMCL) ve aynı zamanda oblik demet (oMCL) olarak da bilinen posteromedial kapsül (PMC) [32]. MCL'nin derin demeti

meniskofemoral ve meniskotibial bölümleri aracılığıyla medial menisküs ile bağlantı halindedir. MCL'nin ana mekanik rolü, abduksiyon yüklerine yanıt olarak medial eklem açıklığını kısıtlamaktır [33]. LCL, MCL'ye kıyasla daha yuvarlak yapıya ve daha küçük enine kesit alanına sahiptir, lateral femoral kondilden fibula başının lateraline kadar uzanır. MCL'nin aksine ekstrakapsüler bir bağdır dolayısıyla lateral menisküsle bir bağlantısı bulunmaz. Posterolateral köşenin (PLC) diğer bileşenleri ile LCL, addüksiyon yüklerine yanıt olarak diz eklemi stabilitesini güçlendirmeye ve AÇB'nin posterior tibial kaymaya direnmesine yardımcı olur [30,34].

Ön çapraz bağ (ÖÇB) diğer bağlara benzer şekilde viskoelastik özelliğe sahiptir ve çoğunlukla tip 1 kollajen içerir. ÖÇB, anteromedial (AM) ve posterolateral (PL) olmak üzere iki fonksiyonel demetten oluşur [35]. ÖÇB, lateral femoral kondilin posteromedialinde yer alan fossasında yer alan orijini ile medial tibial platonun ön interkondiler kısmındaki medial tibial çıkıntısında yer alan insersiyonu arasında, kendi çevresinde kıvrılarak uzanır [36]. ÖÇB tibial sinirin posterior dallarından innerve olur. ÖÇB çevresini saran mezenter şeklindeki sinoviyal membran nedeniyle tıpkı infrapatellar yağ yastıkçığı gibi intraartiküler ancak ekstrasinoviyal yapıdadır [37]. Yapılan çalışmalarda sinoviyal membranın primer propriyoseptif mekanoreseptörlere sahip olduğu gösterilmiştir. Kanlanması yapışma yerlerinden çok bu sinoviyal membran katlantısı ile orta geniküler arterden sağlanmaktadır. İnferomedial ve inferolateral geniküler arterler de ÖÇB'nin beslenmesine katkıda bulunmaktadır [35,38].

AÇB ÖÇB'den daha kalın ve güçlü yapıdadır, ÖÇB'ye benzer şekilde iki demetten oluşur (anterolateral (AL) ve posteromedial (PM)). Yaklaşık olarak 38 mm uzunluğunda ve 13 mm genişliğindedir [39]. Sinovyum içinde ÖÇB'yi oblik olarak geçen AÇB, ÖÇB'nin arkasından geçer ve medial femoral kondilin anterolateral fossasındaki orijininden tibial platonun posterior interkondiler bölgesinde yer alan insersiyon noktasına uzanır. Bu bölgede her iki menisküsün arka boynuzları arasına tutunur. AÇB tibianın femur ekseninde arkaya kaymasına engel olur [30,36].

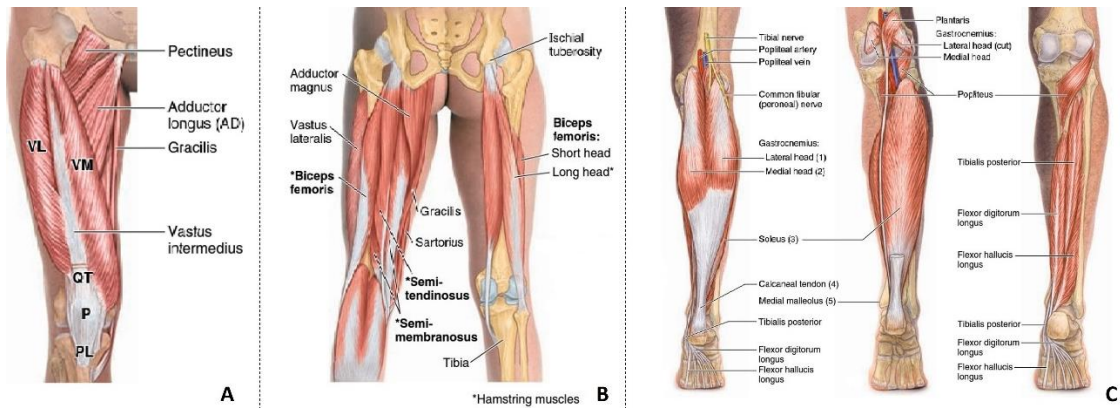


Şekil 2.3 Diz ekleminin bağları. A. Hafif fleksiyondaki dizin önden görünümü (Quadriceps tendonu kesilmiş). B. Arkadan görünüm. [27]

Diz eklemini bu yapılar ek olarak femur, tibia, patella ve patellar tendonu çevreleyen eksternal fibröz tabaka ve internal sinovyal membrandan oluşan eklem kapsülüne sahiptir. Quadriceps tendonu, patella ve patellar tendon anterior da kapsül görevi görür, yani fibröz tabaka bu yapıların lateral ve medial kenarları ile devamlılık gösterir. Kapsül tibiofemoral eklem ek pasif stabilite sağlarken eklem boşluğunu kapatma görevi görür. İnternal sinovyal membran fibröz kapsülün iç tarafını kaplar ve patellanın periferine ve menisküslerin kenarlarına yapışır. İnternal sinovyal membran, eklem boşluğu içindeki sinovyal sıvı hacmini kontrol eder ve bu da eklemin kayganlığına yardımcı olur [31]. Ek olarak, kapsül yoluyla pasif eklem stabilitesi, oblik (semimebranosus tendonundan bir uzantı) ve arkuat (fibula başının arka yüzünden uzanan) bağlar tarafından sağlanır [27,28].

Diz eklemini kateden kaslar eklemin hareketi ve dinamik stabilitesinden sorumlu yapılardır (Şekil 2.4). Özellikle quadriceps, hamstring ve gastrokinemius kasları diz ekleminin hem fonksiyonu hem de stabilitesinde en kritik rolü oynar. Uyluğun ön tarafında yer alan quadriceps kasları, rektus femoris ve üç vastus kasından (lateralis, medialis ve intermedius) oluşur. Pelvis ve proksimal femurdan köken alan

bu kaslar, patellayı sararak patellar tendon vasıtasıyla tibiaya tutunurlar. Diz ekstansiyonu ve kalça fleksiyonundan sorumludurlar. Uyluğun posteromedial ve posterolateral kısmında yer alan hamstring kasları, biceps femoris (kısa ve uzun baş), semitendinosus ve semimembranosus'tan oluşur. İskial tüberositten köken alırlar ve proksimal tibia ve fibulaya yapışırlar [27,28]. Bu kas grubu, quadriceps kas grubunun antagonisti olarak işlev görür ve diz fleksiyonu ve kalça ekstansiyonunda kritik öneme sahiptir. Hamstring kasları dizin hiperekstansiyonu ve anterior translasyona engel olarak ÖÇB'nin işlevine katkıda bulunurlar [40]. Son olarak, bacağın arka kısmında yer alan medial ve lateral iki başı bulunan gastroknemius kası çok güçlü bir kas grubudur. Bu kas femurun arka yüzünde eklem hattının biraz yukarisından başlar ve Aşil tendonu aracılığıyla kalkaneus kemiğine yapışır. Gastroknemius kası esas olarak ayağın plantar fleksiyonundan sorumludur, diz fleksiyonuna ve stabilitesine katkıda bulunur [41,42].

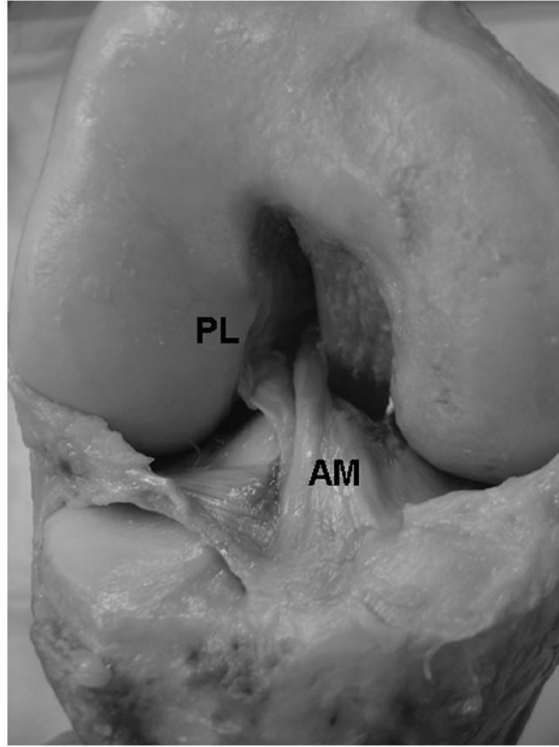


Şekil 2.4 Diz eklemine kateden kaslar. A: Uyluk ön yüz kasları B: Uyluk arka yüz kasları C: Baldır arka grup kasları [27].

2.2 ÖÇB Yapısal Özellikleri

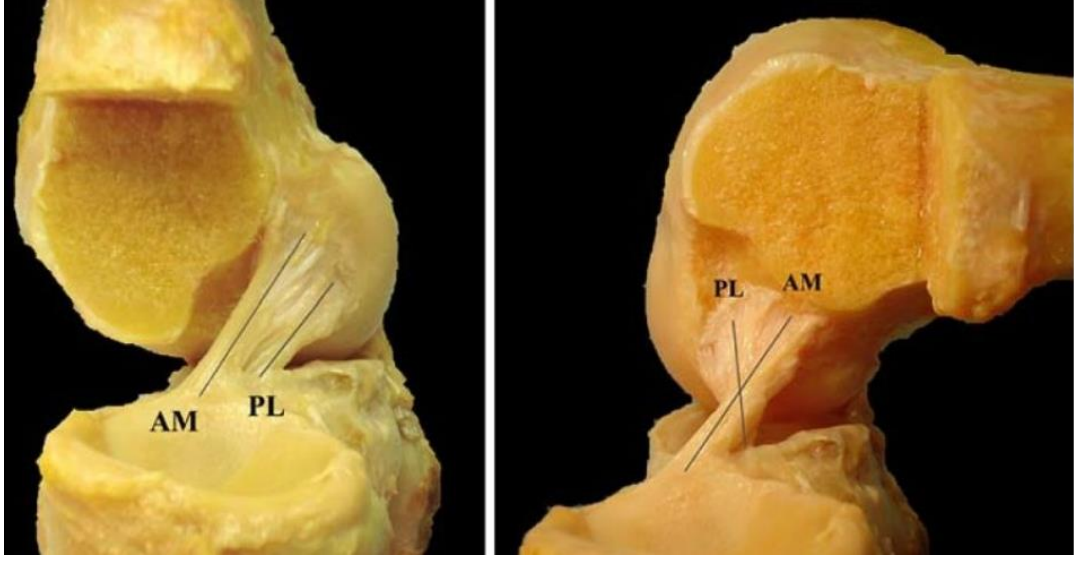
ÖÇB anatomik olarak ilk kez M.Ö. 3000 yılında Mısır'da tanımlanmış ve daha sonra Pergamonlu Claudius Galen tarafından M.Ö. 129-199 yıllarında "ligamenta genu cruciate" olarak adlandırılmıştır [37]. ÖÇB birçok biyomekanik/anatomik çalışmanın odağı olmuştur ve son yıllarda insan kas-iskelet sisteminin en sık çalışılan yapıları arasında yer almaktadır. İntraartiküler ekstrasinovyal bir bağ olan ÖÇB, lateral femoral kondilin medial tarafını, vertikal eksene göre yaklaşık 26°'lik ekseni ile

medial tibial eminense bağlar. ÖÇB'nin, adını tibial insersiyonlarından alan iki fonksiyonel demetten (AM ve PL) oluştuğu bilinmektedir (Şekil 2.5) [37]. AM demetinin lifleri ÖÇB femoral bağlantısının en proksimal kısmından kaynaklanır ve tibial bağlantının anteromedial kısmında tibia üzerine yerleşir. Buna karşılık, PL demeti ÖÇB femoral bağlantısının distal bölgesinden kaynaklanır ve tibial bağlantının posterolateral kısmına yerleşir [35].



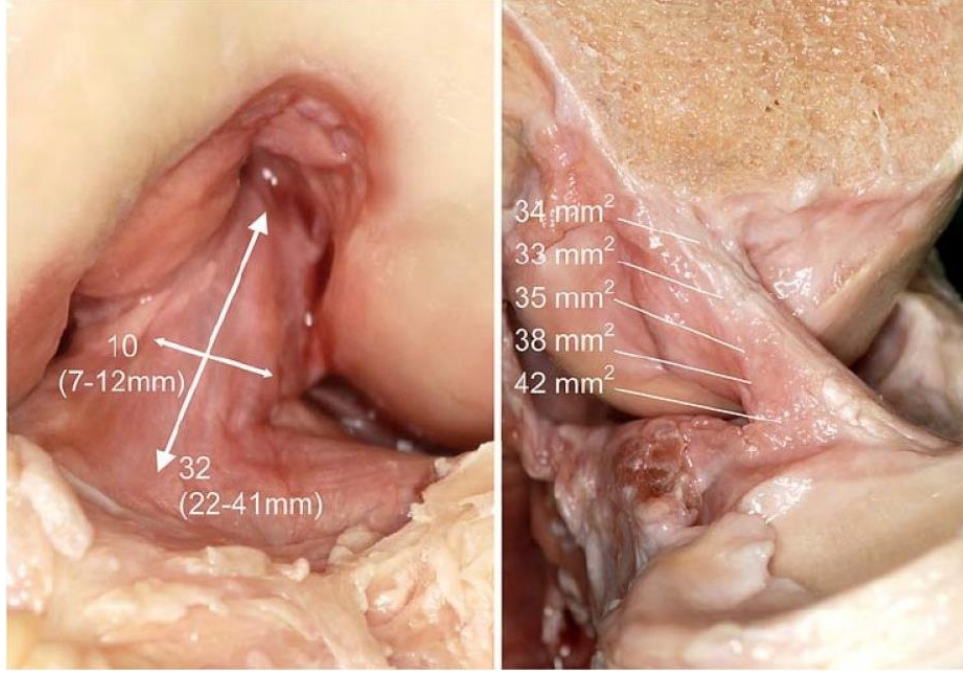
Şekil 2.5 Sağ dizdeki ÖÇB'nin iki demetinin gösterildiği kadavra spesimeni.

ÖÇB demetleri frontal düzlemde incelendiğinde, AM demetin daha dikey (diz taban çizgisine yaklaşık 70°) olan PL demetin ise daha yatay (diz taban çizgisine yaklaşık 55°) bir yönelime sahip olduğu gözlenmektedir [37,43]. Ortalama ÖÇB uzunluğu 32 mm genişliği 7-12 mm'dir ve AM demeti PL'den daha uzundur. Demetler diz tam ekstansiyonda iken paralel olarak uzanırken diz fleksiyonunda bükülür (Şekil 2.6) [43-45].



Şekil 2.6 Dizin fleksiyonu sırasında ÖÇB'nin AM ve PL bandının oryantasyonu.

ÖÇB'nin kesit şekli irregülerdir ve diz fleksiyon açısına göre değişir. Kesit alanı femurdan tibiaya doğru artar ve femoral ve tibial yapışma bölgelerinde daha geniş alanlar bulunur. Ligament yelpaze şeklindeki yapısı nedeniyle, tibial yapışma bölgesi femoral yapışma bölgesinden çok daha büyüktür (yaklaşık %20 oranında). Anatomik çalışmalar, minimum ÖÇB kesit alanının orta substans bölgesinde bulunduğunu göstermiştir (Şekil 2.7) [37,46].

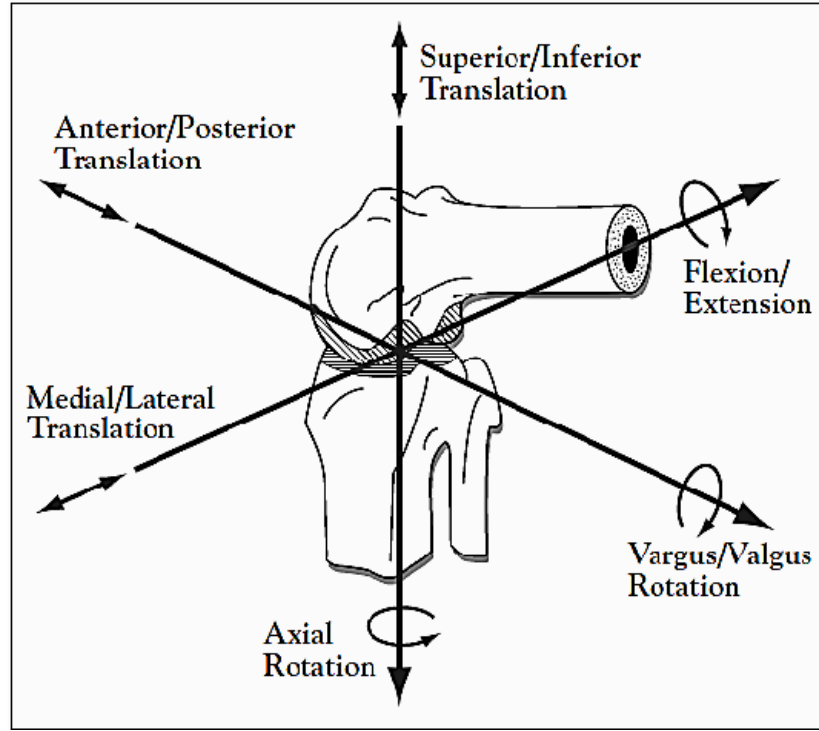


Şekil 2.7 ÖÇB boyutları (uzunluk, genişlik ve kesit alanı).

2.3 Diz Eklemi ve ÖÇB Biyomekaniği

Diz biyomekaniğinin tanımlanması, özellikle doğasında olan bazı yaralanmalar geliştiğinde eklem mekanik davranışının anlaşılmasında kritik öneme sahiptir. Bu çalışmanın ÖÇB yaralanmasına olan özel odağı nedeniyle, tibiofemoral eklem biyomekaniği ayrıntılı olarak tartışılacaktır.

Tibiofemoral eklemde hareket, femoral kondiller ve tibial plato arasında 3 rotasyonel ve 3 translasyonel hareket olmak üzere altı serbestlik derecesi (6-DOF) ile her üç anatomik düzlemde (sagittal, frontal ve transvers) gerçekleştiği yaygın olarak kabul edilmektedir [36,47]. Sagittal düzlemdeki tibiofemoral eklem hareket fleksiyon-ekstansiyon olarak adlandırılır ve bu eklem diğer düzlemlerdeki hareketine kıyasla en yüksek hareket genliğine sahip ana hareketidir. Tibiofemoral eklem frontal düzlemde abduksiyon-adduksiyon ve son olarak transvers düzlemde iç ve dış rotasyon hareketi yapar. Üç rotasyonel harekete ek olarak, tibiofemoral eklem ayrıca sagittal düzlemde anterior ve posterior, frontal düzlemde medial ve lateral, transvers düzlemde süperior ve inferior translasyonel hareket yapabilir (Şekil 2.8) [47,48].

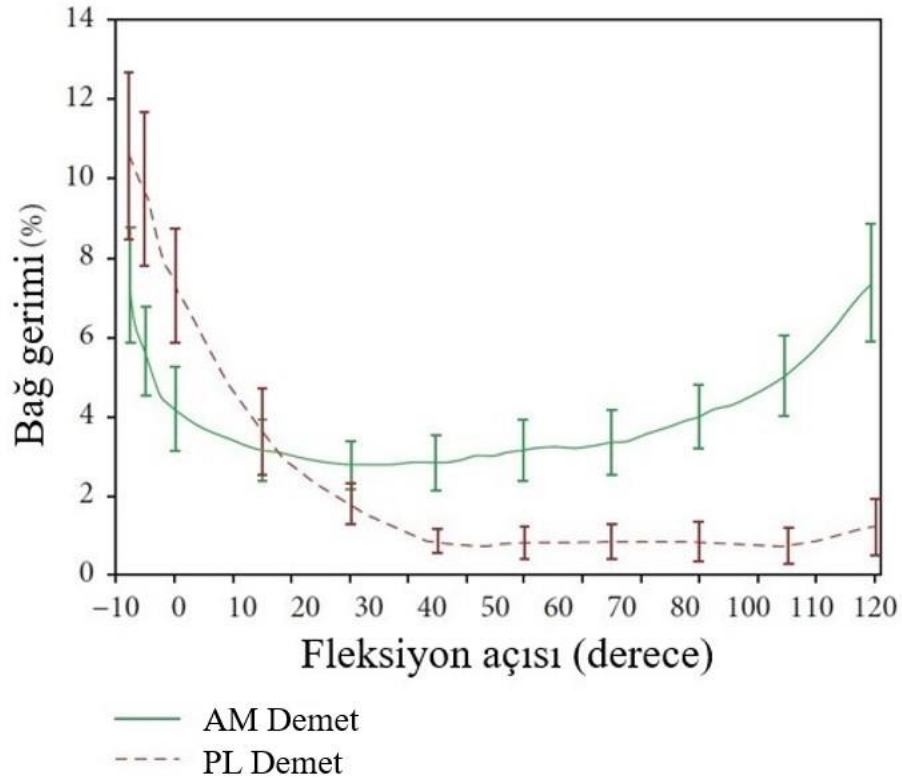


Şekil 2.8 Diz ekleminde 3 rotasyon ve 3 translasyon içeren 6-DOF.

Tibiofemoral eklemdaki kemik yapıların göreceli konumu, özellikle ağırlık taşıyan koşullar altında eklem yapan yüzeylerin morfolojisi tarafından kısmen kontrol edilir. Eklem yüklendiğinde, tibia platosunda yer alan çıkıntı femoral interkondiler çentik boşluğuna girerek etkili bir kemik stabilizatörü oluşturur. Tibial çıkıntının spesifik anatomisi, yüksüz durumdan tam ağırlık taşıyan duruma geçiş sırasında kendi kendine merkezlenmeyi (medial-lateral yönde) sağlar. Buna karşın tibiofemoral kemiklerin yapısal anatomisi AP yönünde yeterli stabilite sağlamaz. Diz, sıg diz fleksiyon açılarında AP yönünde temel olarak stabil değildir [49]. Bununla birlikte, quadriceps / patellar tendon içine gömülmüş olan patella, femurun tibiaya göre anterior translasyonunu etkili bir şekilde sınırlama görevi görür. Fakat diz eklemindeki kemik yüzeylerin hiçbiri femurun tibiaya göre posterior translasyonunu engelleyecek biçimde dizilmemiştir. Kemik yapının sağladığı desteğin yanı sıra eklemi çevreleyen hem pasif hem de aktif yumuşak dokular da genel eklem stabilitesine ve postürüne katkıda bulunur. Ligamentler ve arka eklem kapsülü, eklem nörtral hizalanmasının korumasına yardımcı olmakla kalmaz, aynı zamanda kasları desteklemek için pasif yük taşıyan yapılar olarak da işlev görür. Diz eklemine kateden kaslar genel

tibiofemoral eklem stabilitesini arttırırken, aynı zamanda eklem hareketini başlatır ve kontrol eder.

Ön çapraz bağ (ÖÇB), diz eklemine statik stabilite sağlayan altı bağdan biridir. ÖÇB, dizin fleksiyonu sırasında gergin olan AM demet ve dizin ekstansiyonu sırasında gergin olan PL demet olmak üzere iki demetten oluşur. Eklemdeki harekete göre AM ve PL demetlerin yerleşimi ve işlevi değişiklik gösterir. Diz ekstansiyundayken, PL demet AM demetin posteroinferiorunda yer alırken, eklem fleksiyona gittikçe PL demet daha inferiyora doğru yer değiştirir. Diz ekstansiyundayken PL demet, diz 90 derece fleksiyona geldiğinde AM demet anterior tibial translasyonu (ATT) engellemede baskın görev üstlenir. Özetle, diz ekstansiyundayken PL demeti gergin ve AM demeti orta derecede gevşektir. Diz fleksiyonuyla, ÖÇB'nin femoral yapışma noktası daha horizontal hale geldiğinden AM demetin gerilmesine ve PL demetin gevşemesine neden olur. Başka bir deyişle, bağın bir kısmı her zaman gerilim altındadır [22,35,37]. Şekil 2.9 diz fleksiyon açısının bir fonksiyonu olarak demetlerdeki gerilmeyi göstermektedir.



Şekil 2.9 Diz fleksiyon açısı ile değişen AM demet(yeşil) ve PL demetteki (kesikli kırmızı) ortalama gerimler; AM demet dizde ekstansiyon sırasında gerilim altındayken PL demet fleksiyon sırasında gerilim altındadır.

ÖÇB, tibianın femur üzerinde öne kaymasını (anterior translasyonu) kısıtlar ve böylece hareket esnasında diz ekleminin hiperekstansiyonunu önler [28,50]. ÖÇB yaralanmalarının çoğu, dizin tam ekstansiyonda olduğu durumlarda meydana gelir. Tam ekstansiyon pozisyonunda PL demete etkiyen kuvvet en fazla olduğundan, PL demet dizin biyomekanik stabilitesi için daha önemli kabul edilir [22].

Fleksiyon ve ekstansiyon dışında, diğer tüm yönlerde tibiofemoral hareket açıklığı oldukça sınırlıdır. Eklem laksitesinin yaşa, pubertal duruma, cinsiyete ve ırka bağlı olduğu ve genel popülasyon içinde önemli ölçüde farklılık gösterdiği daha önce gösterilmiştir [51,52]. Önceki prospektif klinik çalışmalar, daha yüksek diz eklemi laksitesinin artmış ÖÇB yaralanması riskine işaret edebileceğini bildirmiştir [53–55]. Tüm yönlerde normal fizyolojik eklem gevşekliğinin ötesinde meydana gelebilecek aşırı tibiofemoral eklem hareketleri, diz iç yapılarında potansiyel doku hasarına neden olabilir.

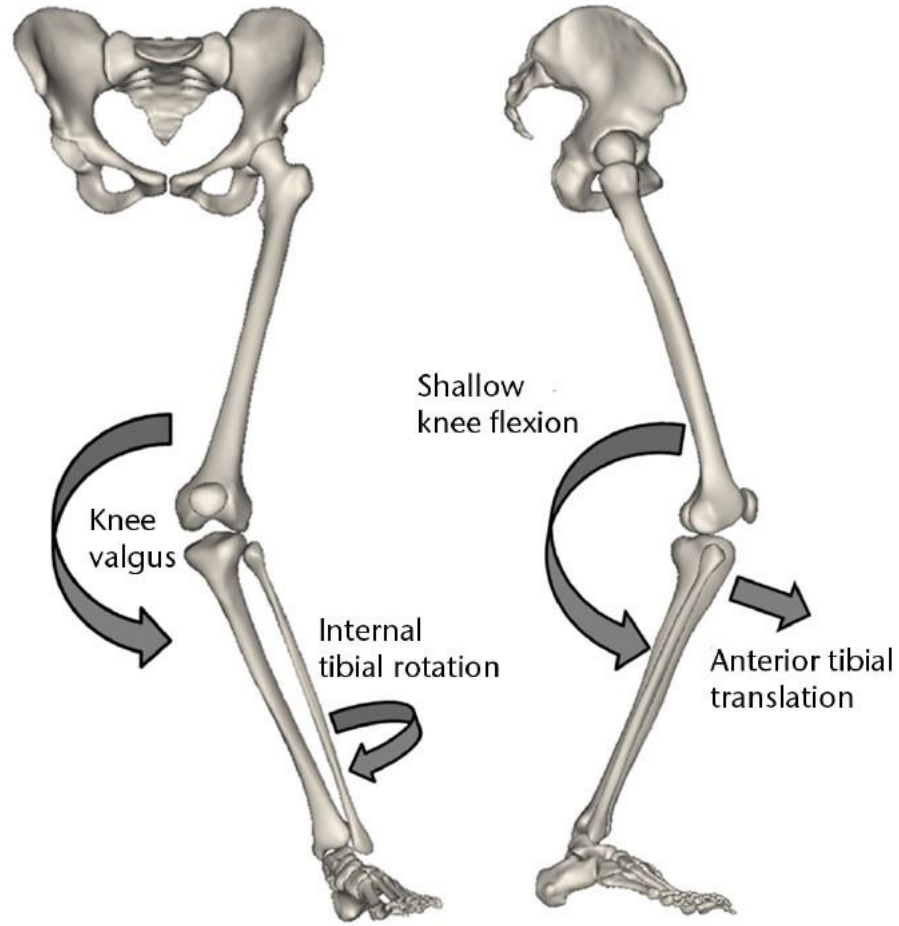
2.4 ÖÇB Yaralanma İnsidansı

Diz ekleminde meydana gelen yaralanmaların yarısına yakını ÖÇB yaralanmasıdır [56]. Avustralya'da diz yaralanmalarını yıllara göre değişimini inceleyen kapsamlı bir çalışma bu oranın artmakta olduğunu göstermiştir [57]. ABD'de yılda yaklaşık 250.000 ÖÇB yaralanması olduğu bildirilmektedir [1]. Dünya genelinde yılda 2 milyonu aşkın ÖÇB yaralanması meydana geldiği tahmin edilmektedir[58]. Profesyonel olarak spor yapan kişilerde ortalama yaralanma sıklığı 1000 maruziyet saati başına 0.05'tir [5]. Standart popülasyonda ise yapılan son çalışmalar göstermiştir ki 100.000 kişide ortalama 68.8 kişi ÖÇB yaralanmasına maruz kalmaktadır [59]. Bir futbol takımının alt yaş gruplarında yapılan bir çalışmada ise ÖÇB yaralanması sıklığının %4'e varan oranlara ulaştığı gözlenmiştir. Aynı çalışma alt yaş gruplarında yaş arttıkça yaralanma sıklığının da arttığını göstermiştir [60].

ÖÇB yaralanması sıklıkla tek ekstremitte üzerine iniş ya da ani yön değiştirme içeren sporlarda meydana gelmektedir [61,62]. Özellikle rugby, basketbol, futbol, kayak gibi sporlar yüksek riskli olarak kabul edilmektedir. Genel olarak kadınlarda ve adolesan yaş grubunda görülme sıklığı daha yüksek olarak bildirilmiştir [5]. Fakat spora katılım oranı ile beraber değerlendirildiğinde toplam ÖÇB yaralanması erkeklerde daha çok görülmektedir [63]. Maruziyet tipine göre incelendiğinde ise müsabakalarda antrenmanlara göre daha sık ÖÇB yaralanması olmaktadır [5].

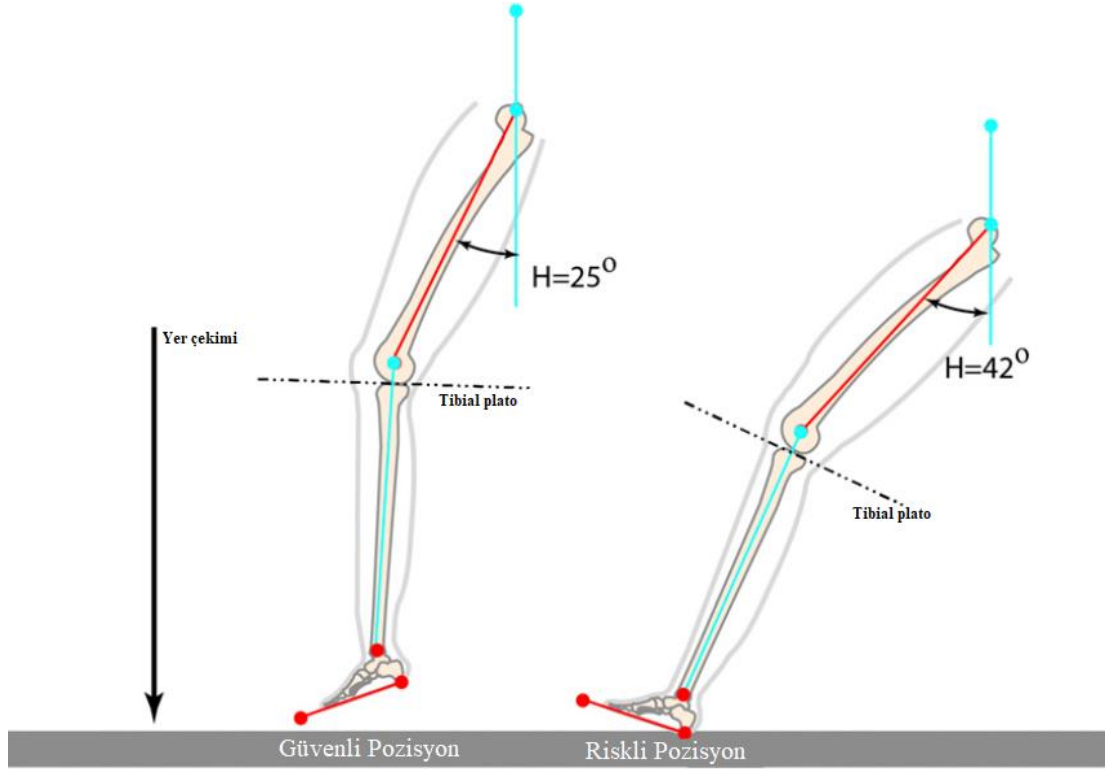
2.5 ÖÇB Yaralanma Mekanizması

ÖÇB yaralanması kontakt ve non-kontakt olmak üzere iki farklı mekanizma ile gerçekleşebilir. Kontakt yaralanmalar genellikle bir obje ya da rakip tarafından dizin dış yanına direk temas sonucu oluşmaktadır. Non-kontakt yaralanmalar ise toplam yaralanmaların yaklaşık %65-70'ini oluşturur [2,3,5]. Çeşitli spor branşlarında yapılan çalışmalar göstermiştir ki non-kontakt yaralanmalar genellikle zıplama sonrası yere inme, ani yanal yön değiştirme(pivot) ve deselerasyon anlarında meydana gelmektedir [4,62,64]. Yaralanma anının biyomekanik incelemelerinde diz ekleminin çoğunlukla hafif fleksiyon (0° - 30°) ve abdüksiyonda(valgus) olduğu, tibianin ise iç rotasyon ve anterior translasyona meylettiği gözlenmiştir (Şekil 2.10) [62,64,65].



Şekil 2.10 Non-kontakt ÖÇB yaralanmasına sebep olan multiplanar yüklenme mekanizmasının şematizasyonu [62].

Yine bu çalışmalar kalça ekleminin fleksiyon (ortalama 37.5°) ve abdüksiyonda, gövdenin yaralanma olmayan tarafa doğru rotasyonda, ayak tabanının topuk vuruşunu takiben yerde ve ayak bileğinin hafif ekstansiyonda (ortalama 10°) olduğunu göstermiştir [4,62,64–66]. 2016 yılında yayınlanan 20 çalışmayı inceleyen sistematik derlemede de benzer şekilde yüksek kalça fleksiyon açıları ve topuk ile yere temas içeren pozisyonlar ÖÇB yaralanması açısından yüksek riskli(provakatif) olarak tanımlanmıştır [67] (Şekil 2.11).



Şekil 2.11 Kalça fleksiyon açılarına göre değişen tibial plato eğimindeki değişimi gösteren çizimler.

Tüm bu bilinenlere rağmen non-kontakt ÖÇB yaralanmalarının mekanizmaları çok eksenli ve komplekstir bu nedenle mekanik olarak açıklanması zordur. Çeşitli hipotezler tartışılmaya devam etmektedir. Bunlar içerisinde en çok araştırma yapılanlar; anterior tibial translasyon (ATT) [68–71], aksiyal kompresyon [72,73], hiperektansiyon [2], valgus kollapsı [74–78] ve tibial iç rotasyon [71,79,80] mekanizmalarıdır [81]. Özellikle ATT'nin hafif fleksiyondaki dizlerde ÖÇB yaralanmasına en çok neden olan kuvvet olduğu düşünülmektedir [82].

2.6 ÖÇB Yaralanması Risk Faktörleri

ÖÇB yaralanması ile ilişkilendirilen birçok risk faktörü olduğu bilinmektedir. Bu risk faktörleri ekstrinsik (çevresel) ve intrinsik (içsel/kişisel) risk faktörleri olarak gruplandırılabilir [82–84].

2.6.1 Ektrinsik (Çevresel) Risk Faktörleri

Ayakkabı ile daha fazla sürtünme oluşturan dolayısıyla ayak tabanının daha çok yerde sabit kalma eğiliminde olduğu türdeki zeminlerin ÖÇB yaralanması sıklığını arttırdığı gösterilmiştir. Suni çimlerde doğal çime göre, kapalı alanlarda kullanılan yapay zeminlerin ise ahşap zeminlere göre yaralanma riski 2 kattan fazla bulunmuştur [83,85,86].

Hava durumunun ÖÇB'nin yaralanma riskine anlamlı etkisi bulunduğu bilinmektedir. Özellikle buharlaşmanın çok olduğu ve aktivite öncesinde yağış olmayan dönemlerde yaralanma riskinin 2 kattan fazla olduğu gösterilmiştir. Bu risk artışına kuru ve sıcak havalarda ayakkabı ile zemin arasındaki sürtünmenin artması neden olmaktadır [82,83,86].

Ayakkabıların genel tasarımı ve özellikle taban malzeme ve yapısı ÖÇB yaralanması açısından risk oluşturabilmektedir. Zemin ve hava şartlarına benzer şekilde sürtünmenin artmasına bağlı zemine daha çok tutunma, yapışma özelliği gösteren ayakkabı tabanları artmış ÖÇB riskine neden olmaktadır [83,87]. Futbol ayakkabılarını kıyaslayan bir çalışmada daha uzun, sivri ve bir kısmı metal olan taban çivisi içeren ayakkabı tipinin yerdeki rotasyonel traksiyon kuvvetinin en çok olduğunu ortaya koymuş ve bu tür ayakkabıların alt ekstremitte yaralanmalarını arttırdığını belirtmiştir [88].

2.6.2 İntrensik Risk Faktörleri

Quadriceps(Q) açısı; anterior superior iliak spina'dan patella orta noktasına çekilen lineer çizgi ile patella orta noktasından tibial tüberosit'e çizilen lineer çizgi arasında kalan açı olarak tanımlanmıştır [89]. Bu açıdaki değişimler alt ekstremitte dizilimini etkileyerek biyomekanik açıdan değişimlere neden olmaktadır [90,91]. Artmış Q açısı dizin statik ve dinamik valgus stresine uğrama riskini artırır. Bu nedenle Q açısındaki artma ÖÇB başta olmak üzere diz yaralanmalarına yatkınlık yaratmaktadır [82,89,91].

Anterior pelvik eğime sahip kişilerde ÖÇB yaralanması riski artmaktadır. Bu dizilimin sonucu olarak diz ekleminde valgus, subtalar ekleminde ise pronasyona

yatkınlık artar. Bu risk artışına pelvik eğimin kendisinin mi yoksa yatkınlık yarattığı dizilim bozukluklarının mı yol açtığı ise tartışmalıdır [82].

Genu rekurvatum, aşırı naviküler drop ve aşırı subtalar pronasyon gibi alt ekstremite dizilim bozuklukları ÖÇB yaralanması geçiren hastalarda yaralanması olmayanlara oranla daha sık görülmektedir. Tüm bu dizilim bozukluklarının ÖÇB'ye binen stresi arttırdıkları bilinmektedir [82,84].

Diz eklemının valgus dizilimi ÖÇB açısından riskli olarak kabul edilir. Özellikle dinamik valgus olarak anlatılan genellikle yere iniş gibi aktiviteler esnasında meydana gelen artmış valgus dereceleri ÖÇB yaralanması riskini arttırmaktadır. Son dönemde yapılan çalışmalar dinamik valgus'un statik dizilimden daha yüksek riskli olduğunu göstermiştir [92–95].

Tibial platonun posterior eğiminin artmasının tibiaya etki eden kuvvetlerden anterior yöndeki kuvveti arttıracığını dolayısıyla ÖÇB üzerine binen yükü arttıracığı düşünülmektedir. Bu konu üzerindeki çalışmalar tek başına plato eğiminden daha çok platonun genel geometrisinin riski arttırabileceğini gösterse de sonuçlar hala tartışmalıdır [74,84].

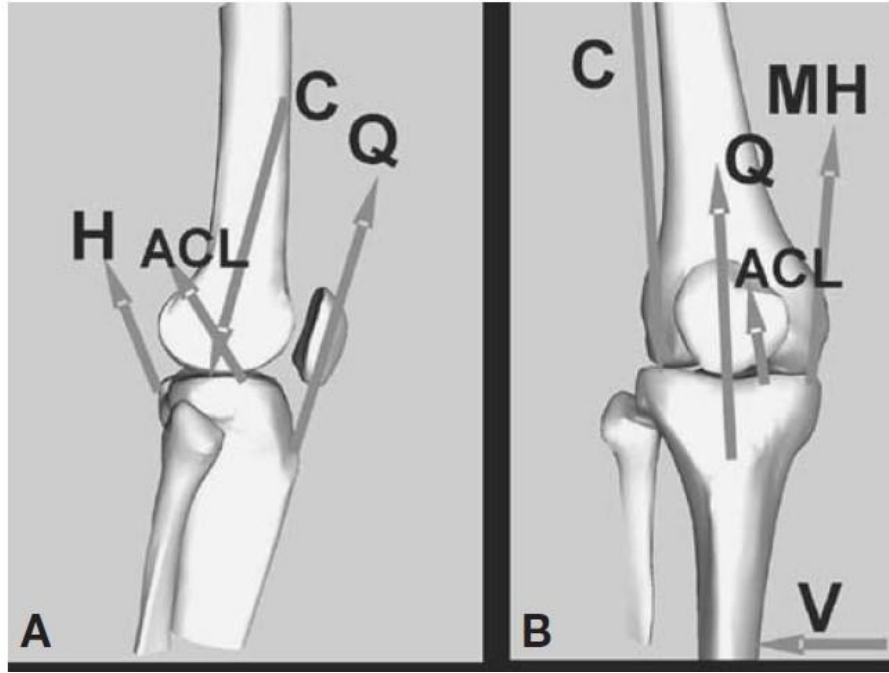
ÖÇB femoral interkondiler çentikte yer alır. İnterkondiler çentik genişliğinin azalmasının ÖÇB yaralanmasını arttırdığı gösterilmiştir [82]. Bunun dar interkondiler çentik varlığında ÖÇB elongasyonunun artışına bağlı olduğu düşünülmektedir [96]. Bir başka çalışmada ise çentiği dar olan bireylerin ÖÇB yapısının daha zayıf olduğu buna bağlı olarak dar çentiğin ÖÇB riskini arttırdığı öne sürülmüştür [97].

Çeşitli çalışmalar generalize eklem-bağ laksitesi bulunan kişilerin ÖÇB başta olmak üzere yaralanmalara yatkın olduklarını göstermektedir [54,84,98]. Artmış laksite gerek izole olarak gerekse yol açtığı hiperekstansiyon, artmış valgus açılanması gibi dizilim bozuklukları nedeniyle ÖÇB yaralanması riskini arttırmaktadır [84,98]. Kadınlarda genel laksitenin erkeklere oranla daha çok olduğu bilinmekte ve bu da ÖÇB yaralanmasının kadınlarda sık görülmesinin bir nedeni olarak düşünülmektedir [52,99].

Enine kesit alanı daha az ve uzunluğu daha kısa olan bireylerin ÖÇB yaralanmasını daha çok geçirdiği gösterilmiştir [100,101]. Aynı zamanda ÖÇB yapısal özellikleri cinsiyet farklılığı ile ilişkilendirilmiştir. Chandrashekar ve arkadaşları ÖÇB'nin kadınlarda erkeklere kıyasla uzunluk, kesit alanı ve hacim bakımından daha küçük olduğunu bulmuşlardır [102]. Ayrıca araştırmacılar kadınlarda erkeklere kıyasla daha düşük fibril konsantrasyonu olduğunu ve kolajen fibrillerinin kapladığı alan yüzdesinin daha düşük olduğunu göstermiştir. Kadınlarda ÖÇB erkeklere kıyasla daha düşük doğrusal sertliğe, daha az uzamaya, daha düşük enerji emilimine ve daha düşük yük dayanımına sahip olabilir [102,103].

Nöromusküler kontrol, koordineli hareket üretmek için sinir sistemi ve kaslar arasındaki etkileşimi ifade eder. Duyusal bilginin entegrasyonunu, motor planlamayı ve hareketin yürütülmesini içerir [104]. Nöromusküler sistemin kontrolündeki hareket paternleri ve kas aktivasyonundaki değişikliklerin ÖÇB yaralanması riskini arttırdığı düşünülmektedir [63,84].

Özellikle diz eklemine hareketinde önemli rol oynayan quadriceps ve hamstring kas gruplarının kuvveti, aralarındaki ilişki ÖÇB yaralanması açısından oldukça önemlidir. Hamstring kas grubu tibianın öne doğru gitmesini engelleyici biçimde ÖÇB ile agonist, quadriceps kas grubu ise antagonist olarak çalışır [40,41]. Aynı zamanda medial hamstring ve quadriceps kasları dizin dinamik valgusa gitmesine karşı eklem stabilizasyonuna karşı koruyucu olarak çalışarak ÖÇB'ye mekanik destek olmaktadır [94] (Şekil 2.12) Dolayısıyla quadriceps ve hamstring kas gruplarındaki izole kuvvetsizlikler ve quadriceps kas grubuna oranla kuvvetsiz hamstring kas grubu varlığının ÖÇB yaralanma riskini arttırdığı gözlenmektedir [68,82,105]. Benzer şekilde kuvvetsizliği diz eklemine artmış dinamik valgus açısı gibi biyomekaniksel değişikliklerle sonuçlanan kalça abdüktörleri ve dış rotatörlerinin kuvvetsizliği de ÖÇB yaralanma riskini arttırmaktadır [106].



Şekil 2.12 Diz eklemine etkileyen kuvvetler ve yönleri. A, Eklem temas kuvveti, hamstring kuvveti, quadriceps kuvveti ve ÖÇB kuvveti arasındaki sagittal düzlem dengesini göstermektedir. B, dinamik valgus yükü, eklem temas kuvveti, quadriceps kuvveti, medial hamstring kuvveti ve ÖÇB kuvveti arasındaki frontal düzlem dengesini göstermektedir. C, eklem temas kuvveti; Q, quadriceps kuvveti; H, hamstring kuvveti; MH, medial hamstring kuvveti; V, valgus yükü. [97]

Kuvvet açısından yeterli ve dengeli olsa dahi meydana gelen yorgunluğun ÖÇB yaralanması açısından risk oluşturduğu düşünülmektedir. Quadriceps ve hamstring kas yorgunluğunun dizde abdüksiyon momentini arttırdığı dolayısıyla ÖÇB yaralanmasına yatkın hale getirdiği gösterilmiştir [107–109]. Daha önce de belirtildiği gibi alt ekstremite biyomekaniği üzerinde önemli etkileri olan kalça abdüktörlerinin yorgunluğunun ise kalça iç rotasyonunu arttırdığı görülmüştür ve bu nedenle ÖÇB yaralanması açısından riski arttıracakı düşünülmektedir [110].

Nöromusküler risklerin uygun nöromusküler eğitim ile azaltılabildiği de gösterilmiştir [111].

ÖÇB'nin kolajen üreten fibroblastlarında östrojen reseptör bölgelerini tanımlayan araştırmalar mevcuttur. Bu çalışmalar kadınlarda cinsiyet hormonlarının

dalgalanmasının ÖÇB'nin metabolizması, bileşimi ve biyomekanik özellikleri üzerinde bir etkisi olduğu hipotezini ortaya çıkarmıştır [83,112]. Menstrüel döngünün hangi evresinde risk artışı olduğu hala tartışmalıdır ve farklı dönemlerde riskin arttığını gösteren çalışmalar mevcuttur [83,113]. Bununla birlikte, oral kontraseptiflerin kullanımı ÖÇB yaralanmasına karşı koruyucu bir etkiye sahip olabilir. Çalışmalar, progesteron içeren oral kontraseptiflerin östrojenin etkisini hafifletebileceğini ve ÖÇB yaralanması riskini yaklaşık %20 oranında azaltabileceğini öne sürmüştür [112,114].

Genetiğin ÖÇB yaralanması riskini etkilemede rol oynayabileceği düşünülmektedir [83,115]. ÖÇB yaralanmasıyla ilişkili ailesel predispozisyonu ve genetik faktörleri araştıran çeşitli çalışmalar mevcuttur [116–118]. 12 çalışmanın dahil edildiği meta analiz çalışmasının sonuçları, cinsiyet fark etmeksizin aile öyküsü pozitif olan kişilerin negatif olanlara kıyasla 2.5 kat daha fazla primer ÖÇB yaralanması yaşadıklarını göstermiştir. Bununla beraber ÖÇB yaralanması geçirmiş kişilerin greft rüptürü geçirme sıklığı da pozitif aile öyküsü ile 2 katından fazla artmıştır [116].

Genetik faktörlerin araştırıldığı çalışmalarda ise bazı genlerin varyasyonları ÖÇB yaralanması ile ilişkilendirilmiştir [83,117]. Bunlara örnek olarak integrin $\beta 2$ (ITGB2) geni CC ve TT genotipleri ile T aleli, COL1A1 Sp1 bağlanma bölgesi polimorfizminin nadir bir TT genotipinin az ekspresyonu, kadınlarda COL5A1 genindeki bir varyantın CC genotipi, COL12A1 AluI polimorfizminin AA genotipi aşırı ekspresyonu, 11q22 kromozomal bölgesinin 1 matrix metalloproteinaz varyantının AG ve GG genotipleri gösterilebilir [118–122].

Daha önce ÖÇB yaralanması geçirmek gerek karşıt ekstremite ÖÇB yaralanması gerek ÖÇB grefti yaralanması açısından riski arttırmaktadır [83,123]. Geçirilmiş ÖÇB yaralanmasının üzerinden 12 ay geçmemiş kişilerde greft ve karşıt ÖÇB rüptürü riski yaralanma geçirmemiş kişiye göre 11.3 kat fazla bulunmuştur. 12 aydan sonra ise bu riskin 4.4 kat fazla olduğu belirtilmiştir [124].

2.7 ÖÇB Yaralanması Tanısı

Bir ÖÇB yaralanmasının teşhisi tipik olarak klinik değerlendirme, fizik muayene testleri ve görüntüleme tekniklerinin bir kombinasyonunu içerir. Kapsamlı bir öykü, fizik muayene ve uygun görüntüleme, tanıyı doğrulamaya ve tedavi kararlarını yönlendirmeye yardımcı olabilir.

2.7.1 Klinik Değerlendirme

ÖÇB yaralanması olasılığını değerlendirmek için kapsamlı bir öykü alma ve fizik muayene şarttır. Klinisyen yukarıda detaylandırılan risk faktörleri, yaralanma mekanizması, yaşanan semptomlar hakkında detaylı bir sorgulama yapmalıdır. Ayrıca eklem hareket açıklığını, eklem stabilitesini ve dizde şişlik veya efüzyon varlığını da değerlendirmelidir [56,125].

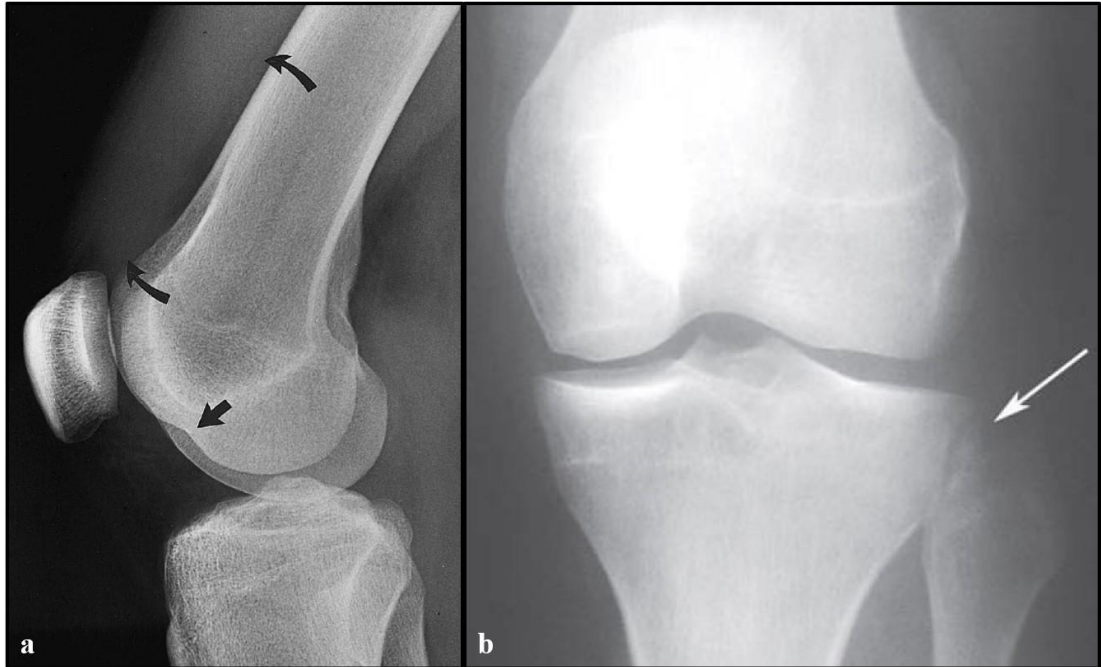
2.7.2 Fiziksel Muayene Testleri

ÖÇB yaralanmasının teşhisinde çeşitli fizik muayene testleri yardımcı olabilir. Ön çekmece testi, Lachman testi, pivot şift testi ve lever(elli) testi ÖÇB'nin bütünlüğünü değerlendirmek için yaygın olarak kullanılır [56,125]. Ön çekmece, Lachman ve lever testleri, tibianın femura göre anterior translasyonunu değerlendirmeyi içerirken, pivot şift testi diz ekleminin anormal rotasyonel hareketinin varlığını değerlendirir [125]. Bu testler arasında en yüksek sensitiviteye sahip test lever testi (%82) olarak bulunmuş olsa da ön çekmeceve Lachman testlerinin sensitiviteeleri (%78 ve %79) de lever testine benzerlik gösterir. Pivot şift testi ise en yüksek (%96) spesifiteye sahip testtir [125]. Klinik muayenelere ek olarak KT-1000 (MEDmetric Corporation, San Diego, CA) gibi artrometreler ile de ÖÇB değerlendirilmesi yapılabilir [56].

2.7.3 Görüntüleme Teknikleri

Tüm akut diz yaralanmalarında anteroposterior ve lateral direkt grafiler kemik patolojileri ve eşlik eden yaralanmaları dışlamak için ilk basamakta uygulanmaktadır. Direkt diz grafisinde genellikle gözden kaçan *arkuat sign*, arkuat ligaman kompleksinin yapışma yeri olan proksimal fibuladaki avulsiyon kırığını temsil eder ve

yaklaşık %90 oranında ÖÇB yaralanmasına eşlik eder [126]. Tibianın anterior translasyonu, tibianın femura göre 7 mm'den fazla öne kayması, temel olarak sagittal MRG kesitlerinde değerlendirilse de direkt grafilerde de gözlenebilir ve total ÖÇB yaralanmasını telkin eder [127]. Lateral direkt grafide gözlenen *lateral femoral notch sign* sıklıkla osteokondral defekt ile ilişkili olsa da özellikle 1.5 mm'den derin olması ÖÇB yaralanmasının ek bulgularındandır (Şekil 2.13) [128,129]. İlk olarak Fransız cerrah Paul Ferdinand Segond tarafından kadavra çalışmalarında tanımlanmış olan *Segond kırığı*, lateral tibial platonun anterolateral ligament (ALL) tarafından avulsiyonu, ÖÇB yaralanmalarında patognomonik olarak görülen direkt grafi ile saptanabilecek bir bulgudur (Şekil 2.13) [56,130].



Şekil 2.13 a. *Lateral femoral notch sign.* Dizin lateral radyografisinde lateral kondilopatellar sulkusta keskin açılanmayla birlikte anormal derecede derin bir çöküntü görülmektedir (düz ok). Eklemdede efüzyon da (eğri oklar) mevcuttur [128]. **b.** *Segond kırığı.* Sol dizin ön-arka radyografisinde lateral tibial platodan (lateral kapsül işareti) çıkan elipsoit bir kemik parçası (beyaz ok) gözlenmektedir [131].

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), ÖÇB yaralanmalarının teşhisi için altın standart olarak kabul edilir [56,132]. MRG, diz ekleminin ayrıntılı görüntülerini sağlayarak ÖÇB'nin ve menisküs yırtıkları veya kemik zedelenmesi gibi ilişkili

yaralanmaların görüntülenmesine olanak tanır [56,132]. MRG’de ÖÇB yaralanması tanısında primer ve sekonder bulgular değerlendirilir. Primer bulgular bağın kendisi ile ilgili iken sekonder bulgular ÖÇB yaralanması ile ilişkili bulgulardır (Tablo 2.1).

Tablo 2.1 ÖÇB yaralanmasının primer ve sekonder MRG bulguları.

Primer Bulgular	Sekonder Bulgular
ÖÇB liflerinin devamsızlığı	Anormal açılanmış AÇB
Anormal ÖÇB sinyali	Kemik Kontüzyonu (Femur Lateral Kondil ve Posterolateral Tibial Platoda)
ÖÇB uzanımında düzensizlik	Anterior Tibial Translasyon
Boş femoral çentik (<i>Empty notch</i>) bulgusu	Pozitif AÇB çizgisi (<i>PCL line</i>)
	MCL yaralanması
	Lateral menisküs posteriorunun açıkta kalması

Primer bulgular;

- Özellikle sagittal ve koronal kesitlerde ÖÇB liflerinin devamlılığının görülememesi,
- T1 ağırlıklı kesitlerde izointens görünüm, T2 ağırlıklı ve proton dansite yağ baskılı (PD FS) kesitlerde ise sinyal artışı,
- Sagittal oblik kesitlerde ÖÇB liflerinin interkondiler hatta (*Blumensaat line*) paralelliğinin kaybolması. Çoğunlukla tibial platoya paralel uzanım.
- *Empty notch* bulgusu: ÖÇB’nin femoral yapışma yeri olan interkondiler çentikte sıvı sinyal intensitesi gözlenmesi (femoral avulsiyonu telkin eder).

Sekonder bulgular ise;

- AÇB’nin konveksitesini kaybetmesi, azalmış AÇB açısı (<107) ve artmış eğim oranı (>0.39).
- Pivot hareketine bağlı femur lateral kondil ve tibia plato posterolateralinde subkortikal mikrokırık, ödem, hemoraji gibi kemik

kontüzyon bulguları (T1 ağırlıklı kesitlerde azalmış, T2 ağırlıklı kesitlerde artmış sinyal intensitesi şeklinde görülür).

- Tibia'nın öne translasyonu. Femur midlateral kondil hizasında tibia posterior korteksinin ve femur posterior korteksine göre 7 mm ve daha fazla önde olması durumudur.
- Pozitif *PCL Line* bulgusu. AÇB'nin en net görüldüğü distal yapışma noktasının posteriorundan bağına paralel çekilen çizginin, femurun distal 5 cm içinde kalan bölgesinden geçmemesi durumudur.
- MCL yaralanması. Ligaman sağlam olsa dahi derin subkutanöz ve periligamentöz ödem bulunması durumunda yaralanma kabul edilir (grade 1-2).
- Lateral menisküs posteriorunun açıkta kalması. ATT'nin sonucu olarak tibia posteriorundan geçecek dikey çizginin lateral menisküs posteriorundan geçmesi durumudur.

Ultrasonografi (USG) görüntülemesi de özellikle son yıllarda diz yaralanmalarında kullanımı yaygınlaşan bir yöntemdir. Özellikle dinamik USG ile tibianın anterior translasyonunun ölçümü ÖÇB yaralanmaları için bir tanı aracı olarak umut vaat etmektedir. USG görüntüleme deki uygulayıcı ve cihaz farklılıkları ise hala heterojen sonuçlar vermesine neden olmaktadır [133,134]. Bilgisayarlı Tomografi (BT) özellikle avulse kemik fragmanları göstermede ve özellikle revizyon cerrahisi öncesi gerek duyulan kemik anatomisi ölçümleri için kullanılmaktadır [135].

ÖÇB yaralanmalarının teşhisinin doğruluğunun, özellikle yaralanmanın hemen ardından, akut fazda, değişebileceğine dikkat etmek önemlidir. Klinik testler, semptomlar ve fiziksel bulgular zamanla daha belirgin hale gelme eğilimindedir. Teşhisin gecikmesi ise tedavide gecikmeye ve diz ekleminde ikincil yaralanma riskinin artmasına neden olabilir.

2.8 ÖÇB Yaralanması Sonrası Tedavi

ÖÇB yaralanması sonrası hastaların diz biyomekaniğinde bozulma, eklem stabilitesinin ve nöromusküler kontrolünün yetersizliği söz konusudur ve bu nedenlerle menisküs hasarı, kıkırdak yapıların ya da diğer ligamentlerin yaralanması gibi ek yaralanmalar meydana gelebilir [136,137]. Yaralanma geçirmiş hastaların tedavisindeki esas amaç bu değişiklik ve/veya eksikliklerin düzeltilerek kişinin sekonder yaralanmalardan korunmasıdır [138]. Bununla beraber kişinin yaralanma sonrası genel hayat kalitesi ve psikolojik durumunu da düzene sokmak tedavinin amaçlarından [138].

Tüm bu amaçlar için ÖÇB yaralanması geçirmiş hastalar konservatif ya da cerrahi olarak tedavi edilebilir. Her iki tedavi yöntemi de kabul görmüş yöntemlerdir [139]. Yaralanma veya cerrahi sonrası akut fazda rezidüel semptomların (efüzyon, ağrı) ve bozuklukların (hareket açıklığı, quadriceps aktivasyonu ve gücü) ortadan kaldırılmasına odaklanır. Ardından, diz stabilizasyonunu iyileştirmek için nöromusküler ve pertürbasyon eğitimi uygulanır. Son aşama, kas gücünü daha da optimize etmeyi, spora özgü egzersizler yoluyla yaralanma öncesi spor seviyesine dönmeyi ve spora dönüş için psikolojik hazırlığı değerlendirmeyi amaçlar [139].

Hangi tedavinin hangi hasta için daha faydalı olacağı ile ilgili karar mekanizması birçok faktörü de ele almaktadır. Hastanın beklentileri, aktivite seviyesi, aktivite tipi, eşlik eden yaralanmaların varlığı gibi durumlar hastaya detaylıca anlatılarak karar verme sürecine hasta da dahil edilmelidir [138,139].

2.8.1 Konservatif Tedavi

Konservatif tedaviler, yaralanan ÖÇB'nin işlevini yerine getirebilmek için özellikle alt ekstremité kaslarının fonksiyonlarını düzeltmeyi/geliştirmeyi ve yaralanma sonrası oluşan denge, derin duyu eksikliklerini gidererek kişinin fonksiyonelliğini geri kazandırmayı amaçlamaktadır [138]. Bu tedaviler rehabilitasyon egzersizleri, fizik tedavi ajanları, ortez kullanımı ve trombosit zengin plazma (PRP) gibi enjeksiyonları içerir [140–143].

Konservatif tedavinin ilk hedefi akut dönemdeki hemartrozu ve inflamatuvar süreci kontrol altına almaktır. Akut dönemden itibaren başlanan rehabilitasyon ve fizik tedavi, ÖÇB yaralanmasının konservatif tedavisinde önemli bir rol oynamaktadır. Bu tedaviler normal eklem hareket açısını geri kazanmaya, diz eklemi çevresindeki kasları güçlendirmeye, propriyosepsiyon ve dengeyi artırmaya, nöromüsküler aktiviteyi düzenlemeye ve yaralanma öncesi aktiviteye dönüşünü sağlamaya odaklanır [144]. Rehabilitasyon programları tipik olarak diz eklemine stabilite ve destek sağlamak için quadriceps, hamstring ve kalça kaslarını hedef alan egzersizleri içerir [141,144]. Fizik tedavi süreci ayrıca ağrı ve enflamasyonu azaltmak ve doku iyileşmesini teşvik etmek için elektrik stimülasyonu, ultrason ve manuel terapi teknikleri gibi modaliteleri de içerebilir [141].

PRP enjeksiyonları, ÖÇB yaralanması için potansiyel bir konservatif tedavi olarak dikkat çekmiştir. PRP, doku iyileşmesini ve rejenerasyonunu teşvik edebilecek büyüme faktörleri içeren, hastanın kendi kanından elde edilen konsantre bir trombosit çözeltisidir [142]. Bazı çalışmalar, PRP enjeksiyonlarının kısmi ÖÇB yırtığı olan bireylerde ağrının azaltılması ve fonksiyonel iyileşme üzerinde olumlu bir etkiye sahip olabileceğini öne sürmüştür [142]. Bununla birlikte, ÖÇB yaralanmasının konservatif tedavisinde PRP enjeksiyonlarının etkinliğini belirlemek için daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır. ÖÇB yaralanması için konservatif ve cerrahi tedavi arasındaki kararın, yaralanmanın ciddiyeti, bireyin aktivite seviyesi ve hedefleri ve eşlik eden yaralanmaların varlığı gibi bireysel faktörlere dayanması gerektiğine dikkat etmek önemlidir [143,145,146].

2.8.2 Cerrahi Rekonstrüksiyon

ÖÇB-R'nin amacı, yaralanmış dizdeki artmış laksitenin azaltılarak sağlıklı dizdekine mümkün olduğunca yakın bir seviyeye getirilmesidir. ÖÇB-R tekniği ve yöntemleri yıllar içinde değişmiş ve gelişmiştir. Meydana gelen en önemli değişiklik "izometrik" ÖÇB-R tekniğinden "anatomik" ÖÇB-R tekniğine geçiş olmuştur. 1980-1990'lardaki cerrahlar greftte minimal uzunluk değişikliğini amaçlayarak femoral tüneli izometrik bir pozisyona yerleştirmeye çalışmışlardır [147–150]. Yıllar içerisinde birçok çalışma anatomik olarak yerleştirilmiş femoral tünelin, izometrik yerleştirmeye kıyasla artmış diz laksitesinin daha iyi restorasyonu ile sonuçlandığını

göstermiştir [151–153]. Bu durum, birçok cerrahın trans-tibial femoral delme tekniğinden antero-medial portal yoluyla bağımsız femoral delme tekniğine geçmesine yol açmış ve bu tekniğin daha üstün biyomekanik ve klinik sonuçlara yol açtığı gösterilmiştir [154,155].

ÖÇB-R günümüzde çoğunlukla artroskopik olarak gerçekleştirilmektedir. Diz artroskopisinin temel kuralları gereğince; genel anestezi altındaki hasta supin pozisyonda konumlanır, sterilizasyon için gerekli işlemler uygulanır. Artroskopik ÖÇB-R için genellikle üç adet 1'er cm genişlikte portal kullanılır. Temel olarak yapılan işlem anatomik teknikle tibia ve femura açılan tünellere, elde edilen greftin uygun pozisyonda ve gerginlikte yerleştirilerek sabitlenmesi işlemidir [156].

ÖÇB-R'de otogreft, allogreft veya sentetik greft olmak üzere üç çeşit greft kullanılmaktadır. En çok tercih edilen greft türü otogreftlerdir. Otogreft için semitendosus ve gracilis kaslarının tendonları (hamstring otogrefti), patellar tendon (BTB otogrefti) ya da quadriceps tendonu kullanılabilir. Bu greft türlerinin kendine özgü avantaj ve dezavantajları bulunsa da birbirine net bir üstünlüğü gösterilmemiştir [157] (Tablo 2.2).

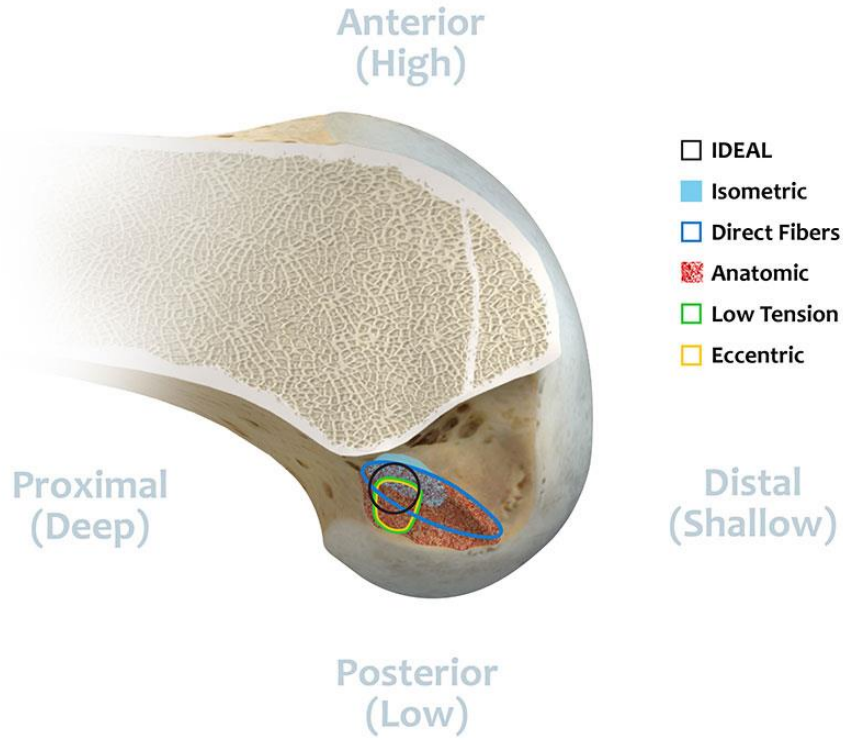
Tablo 2.2 ÖÇB-R’de kullanılan greft tiplerinin avantaj ve dezavantajları.

GREFT TÜRÜ	AVANTAJLARI	DEZAVANTAJLARI
PATELLAR TENDON (BTB)	<ul style="list-style-type: none"> • Tünellerde kemik-kemik iyileşmesi (daha hızlı) • ÖÇB ile benzer uzunluk • ÖÇB ile benzer sertlik 	<ul style="list-style-type: none"> • Ön diz ağrısının sık görülmesi • Geniş insizyon alanı • Artmış patella kırığı riski • Çift demet (double bundle) rekonstrüksiyonda kullanılamaz • Sağlıklı ÖÇB'den daha zayıf • Sabit uzunluk
HAMSTRING TENDONU	<ul style="list-style-type: none"> • Greft alımı daha kolay • Daha küçük insizyon alanı • Minimal donör saha morbiditesi • ÖÇB ile benzer kuvvet • Ekstansiyon kaybı az 	<ul style="list-style-type: none"> • Yumuşak doku-kemik iyileşmesi (daha yavaş) • Greft uzunluğu tahmin edilemez • ÖÇB’den daha az sertlik • Hamstring kas grubu zayıflığı
QUADRİCEPS TENDONU	<ul style="list-style-type: none"> • Büyük greft • Çift demet (double bundle) rekonstrüksiyonda kullanılabilir • Tek taraflı kemik bloğu seçeneği 	<ul style="list-style-type: none"> • Geniş insizyon alanı • Artmış patella kırığı riski
ALLOGREFT	<ul style="list-style-type: none"> • Donör saha morbiditesi yok • Çeşitli tip ve boyutta hazırlanabilir 	<ul style="list-style-type: none"> • Hastalık bulaşma riski • Uzun iyileşme süresi • Özellikle genç hastalarda ve ışınlanmış greftlerde artmış re-rüptür riski

BTB grefti horizontal veya longitudinal bir cilt insizyonunu takiben patellanın inferior polünün orta kısmının ve tibial tüberositin araya giren tendonla birlikte tam bir ünite olarak rezeksiyonunu içerir. BTB grefti ortalama 4 mm kalınlıkta, 10 mm genişliktedir. Yaklaşık 2977 N dayanıklılığa sahiptir [158,159]. Hamstring grefti hazırlanması için eklem çizgisinin 5 cm distalinde, tuberositas tibanın 1 cm medialinde

kalacak şekilde 3-6 cm longitudinal veya oblik insizyonla pes anserinus üzerinden insizyon yapıp, sartorius fasyası geçilerek semitendinosus ve gracilise ait tendonlara ulaşılır. Özel tasarlanmış enstrümanlar (greft harvester) kullanılarak elde edilirler. Elde edilen tendon dörde katlanarak dayanım gücünün maksimuma ulaşması (2422-4590N) sağlanır [158]. Quadriseps tendon greftinin ortalama kalınlığı 7 mm, genişliği 10 mm'dir. Sağlanan bu greft 2352 N dayanıklılığa sahiptir [158]. Allogreftler çoklu bağ yaralanmalarında, otogreftin yetersiz olduğu durumlarda ve revizyon cerrahilerinde daha sık olarak tercih edilmektedirler. Taze dondurulmuş (fresh frozen) ve dondurulup kurutulmuş (freeze dried) allogreft seçenekleri vardır. Taze dondurulmuş greftler ile rekonstrüksiyonlar biyomekanik açıdan daha başarılı bulunmuştur [160]. Sentetik greftler ise yüksek komplikasyon oranları nedeniyle tercih edilmemektedir [159].

ÖÇB-R'ye ait başarısızlıkların %50'ye yakını femoral tünel yerleşiminden kaynaklandığından tünel yerleşimleri teknik açıdan çok önemlidir. 2015 yılında yapılan bir çalışma ÖÇB-R literatüründe yer alan veriler ışığında femoral tünel yerleşiminde I.D.E.A.L. konseptini tarif etmiştir. I.D.E.A.L. akronimi; İzometrik, Direkt liflerin köken aldığı ayak izinin kaplanması, Eksentrik tünel yerleşimi (anterior [yüksek] ve proksimal [derin]), Anatomik ÖÇB ayak izi içerisine tünel yerleşimi ve Low tension-flexion (düşük gerginlikte fleksiyon) olarak açılabilir [161] (Şekil 2.14). Tibial tünelin optimum yerleşiminin ise lateral menisküs anterior boynunun hemen posteriorunda, ÖÇB ayak izindeki direkt liflere yakın, medial interkondiler çıkıntının lateralinde olduğu düşünülmektedir [162].



Şekil 2.14 I.D.E.A.L konseptine göre femoral tünelin olması gereken alan.

Elde edilen greft taşıyıcı sütürler aracılığıyla açılan tünellere yerleştirilir. İdeal bir greft izometrisi sağlanabilmiş ise diz ekstansiyonda iken femoral çentiğe sıkışmaması ve diz fleksiyona giderken tendon geriminin çok az değişmesi gerekir. Bu kontrollerin yapılmasının ardından greft fikse edilir. Farklı fiksasyon materyalleri bulunmakla birlikte, çalışmamızda da olduğu gibi, genellikle tibial tünel fiksasyonu için biyo-emilebilir vida, femoral fiksasyon için ise endobutton kullanılmaktadır [156].

2.9 ÖÇB-R Sonrası Rehabilitasyon

ÖÇB-R sonrası rehabilitasyon iyileşme döneminin en kritik parçasıdır. Özellikle sporcular için spora dönüşün olabildiğince hızlı, güvenli ve yaralanma öncesi seviyede olması temel amaçtır. Bu amaçlarla uygulanacak rehabilitasyon protokolleri kişinin yaşına, seviyesine, kullanılan greft ve tekniğe, eşlik eden yaralanma varlığına göre farklılık göstermektedir. Genel olarak opere edilen dizin eklem hareket açıklığı, kuvvet, performans, nöromüsküler kontrol ve denge gibi parametrelerinin diğer dizine

simetrik hale gelmesini amaçlayan kapsamlı bir rehabilitasyon programına ihtiyaç duyulmaktadır [163]. ÖÇB-R rehabilitasyon süreci pre-rehabilitasyon, akut faz, subakut faz ve geç faz olarak gruplanabilir [138].

Pre-rehabilitasyon fazında ağrı ve efüzyon kontrolü, eklem hareket açıklığı kaybının ve kas atrofisinin azaltılması hedeflenir. Tanı sonrası mümkün olan en kısa sürede rehabilitasyona başlanır. Genel prensipler olarak aşağıda bahsedilecek olan akut faza benzerlik içerir. Farklı olarak daha çok pasif hareket açıklığına odaklanılır [138,164]. Cerrahi operasyon öncesi en azından yeterli kas aktivasyonu ve fleksiyon kontraktürü yokluğu hedeflenir [165].

Akut fazda ağrı ve efüzyonun kontrolü ile aktif ve tam pasif eklem hareket açıklığı hedeflenmektedir. Özellikle son yıllarda erken dönemde yük vermeye, aktif diz hareketine ve açık/kapalı kinetik zincir egzersizlerine başlanmasının uzun dönemde pozitif sonuçları olduğu gösterilmiştir [166,167]. Bu nedenle bu dönemde aktif ve pasif hareket açıklığı egzersizleri (pasif ekstansiyon, aktif düz bacak kaldırma, topuk kaydırma gibi) önerilmektedir. Bunlarla beraber kriyoterapi, nöromüsküler elektrik stimülasyon, kan akımı kısıtlı egzersiz gibi yöntemlerin de faydalı olduğu düşünülmektedir.[138,165,166]

Subakut fazda kuvvet ve performans testleri bakımından %80 ve üzerinde simetriye ulaşmak, nöromüsküler kontrolü geri kazanmış olmak amaçlanmaktadır. Buna yönelik olarak kuvvet antrenmanları ve nöromüsküler antrenmanlar önerilmektedir. Nöromüsküler antrenman; denge, pertürbasyon, pilometrik ve çeviklik antrenmanlarını içeren kombine bir antrenmandır. Kuvvet antrenmanları genellikle izole kas grupları için, düşük ağırlıkla çok tekrar olacak şekilde başlar. Hem unilaterale hem bilateral olarak yapılacak antrenmanlar kombine hareketleri ve ağırlık arttırmayı hedefleyecek şekilde ilerleyici olarak uygulanır. Kor stabilite ve eksantrik egzersizlerin de faydaları gösterilmiş olup kuvvet antrenmanlarına eklenmesi önerilir [165]. Nöromüsküler antrenmanlarda ise öncelikle egzersizlerin süresi, hızı, mesafesi ya da tekrarı gibi parametrelerin geri kazanımına odaklanılır. Bu geri kazanımda ilerleme sağlandıkça pertürbasyon, engel, denge yüzeyleri gibi eksternal faktörler de antrenmanlara dahil edilir [138,166].

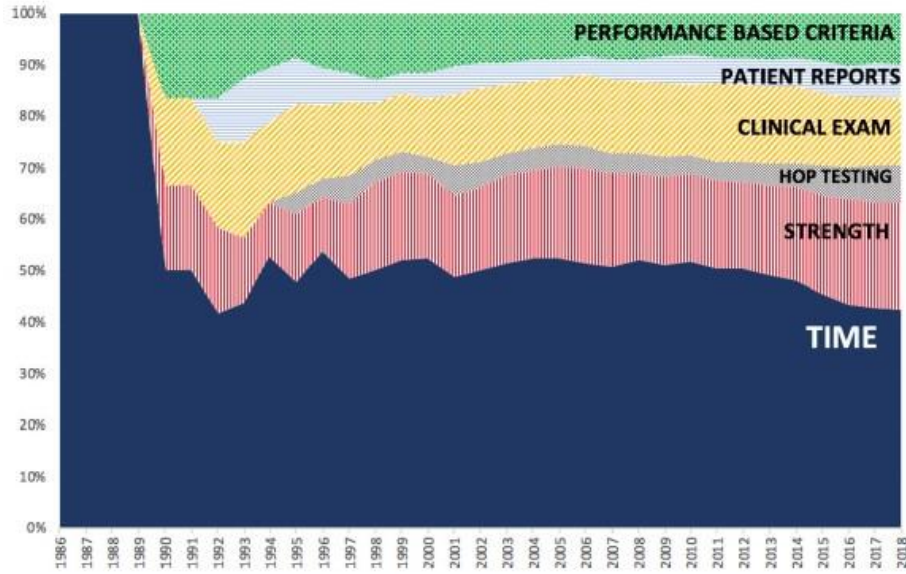
Geç faz spora dönüş ve yaralanmadan korunma fazı olarak kabul edilir. Bu fazda kuvvet ve performans testlerinde %90 ve üzeri simetriye ulaşım bunu korumak, spora spesifik becerileri geri kazanmış olmak hedeflenir. Bunlara yönelik olarak kişiye ve spora özgü antrenmanlar uygulanır ve bu antrenmanlardaki gelişmeye odaklanılır [168]. Sırasıyla kontakt olmayan, kontakt antrenmanlar tamamlanır ve müsabakalarda süre alma ile süreç ilerler. Aktif spora dönüş sonrasında ise yaralanmadan korunma fazı başlar. Yüklenmenin kontrolü ve geri kazanılan parametrelerin korunması bu fazın temel amacıdır [138,167].

2.10 ÖÇB-R Sonrası Spora Dönüş

Sporcularda ÖÇB-R ve rehabilitasyonu sonrası spora dönüş oranları %80'lerde olmakla beraber yaralanma öncesi seviyede spora ve performansa dönüşleri %60'larda kalmaktadır. Daha genç yaş grubu ve daha yüksek elitlik seviyesindeki sporcularda bu oranlar daha yüksek olsa da bu grupların yeniden yaralanma oranları da yüksektir [12,13,169–171]. Bununla beraber sporcuların yeniden yaralanma açısından en riskli döneminin ÖÇB yaralanmasını takip eden ilk 1 yıl olduğu da bilinmektedir. Bu risk her geçen yıl azalmaktadır [171,172]. Profesyonel bir sporcunun yaralanma sonrası temel hedefi en kısa sürede aktivitesine dönmektir fakat yukarıda bahsedilen nedenlerden ötürü bu her zaman pozitif sonuçlar doğurmayabilir. Bundan dolayı ÖÇB-R sonrası spora dönüş süreci spor hekimi, ortopedist, fizyoterapist, atletik performans antrenörü ve psikoloğun dahil olduğu multidisipliner ve kompleks bir süreç gerektirir. Bu ekip, sporcunun yeterli iyileşmesinin sağlanması ve yeniden yaralanmadan korunması için en güvenli ve en kısa zamanı belirlemeyi amaçlar. Bu süreçte temel amaç ÖÇB yaralanması sonrası gelişen kuvvet, nöromüsküler kontrol, fonksiyonel performans ve psikolojik eksiklik/kayıpların geri kazanımıdır [138,173].

Spora güvenli geri dönüş kararını vermede çeşitli faktörler bulunmaktadır. Yeniden yaralanmanın önlenmesi amacıyla her geçen yıl farklı faktörler karara dahil edilmektedir (Şekil 2.15) [18]. Bunların başında biyolojik iyileşme için gerekli süre gelmektedir. Biyolojik iyileşme sürecine ek olarak yaralanma sonrası gelişen nörofizyolojik ve psikolojik eksikliklerin giderilme derecelerinin değerlendirilmeleri spora dönüşte sıklıkla kullanılır. Bu amaç için çeşitli test/ölçümler kullanılmaktadır. Spora dönüşte kullanılan test yöntemleri; subjektif ölçekler, denge ve derin duyu

testleri, quadriceps ve hamstring kas grubu kuvveti ölçümü, fonksiyonel zıplama testleri ve testler esnasındaki kinetik-kinematik değerlendirmelerdir [17–19,174,175].



Şekil 2.15 Spora dönüş kriterlerinin kullanım sıklığının yıllara göre değişimi.

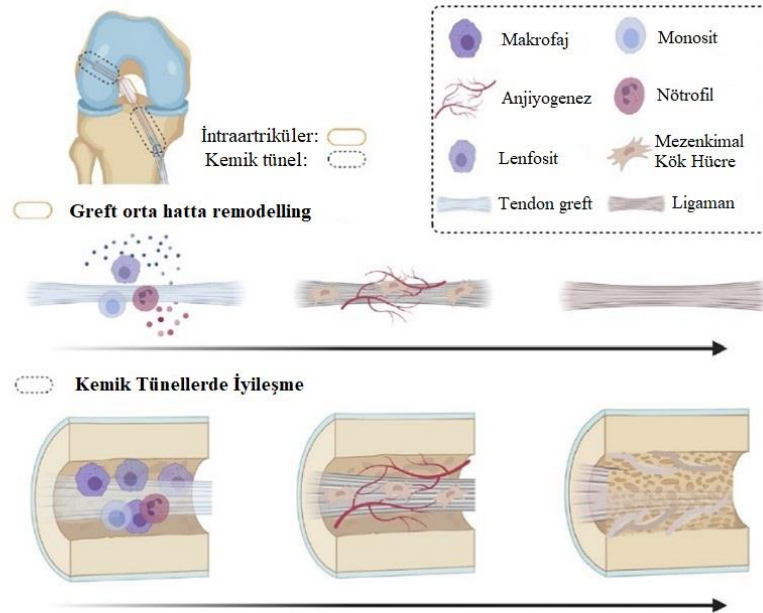
2.11 Biyolojik iyileşme

Rekonstrüksiyondan sonra bir ÖÇB greftinin biyolojik iyileşmesi, nekroz ve hiposellüleritenin baskın olduğu başlangıç aşaması, yeniden şekillenme ve revaskülarizasyonun baskın olduğu proliferasyon aşaması ve greftin yeniden yapılandırılmasını içeren ligamentizasyon aşaması dahil olmak üzere birçok aşamayı içerir [176].

ÖÇB-R'den sonra, enflamasyon meydana gelir ve immün hücreleri ve mezenkimal kök hücreleri (MKH'ler) yaralı bölgeye çeker. Tendon greftindeki orijinal hücreler nekroza uğrar ve greft içine sızan MKH'ler ile yer değiştirir. Hem MKH'ler hem de enflamatuvar hücreler anjiyojenik faktörler üretir ve MKH'ler çoğalır ve farklılaşır. Farklılaşan MKH'ler, Sharpey lifleri ile tendon greftinden kemiğe tüneli birleştirmek için hücre dışı matris ve yeniden şekillendirme enzimleri üretir ve iyileşme kompleksinin gelişmiş biyomekanik özellikleri ile ilişkilidir. Bununla birlikte, kemik tüneli boyunca iyileşmede bölgesel farklılıklar vardır. Orijinal ÖÇB yerleştirme bölgesi yeniden oluşturulmaz. Madde ortasındaki tendon grefti teorik

olarak bir bağı dönüşmelidir. Ancak, ÖÇB-R sonrası aşırı inflamasyon ve zayıf anjiyogenez nedeniyle dejenerer olur [177] (Şekil 2.15).

Greft tipine bağlı olarak farklı iyileşme türleri mevcuttur. BTB greftinde tünellerde kemik-kemik iyileşmesi varken, hamstring greftinde ise tendon-kemik iyileşmesi vardır. Buna bağlı olarak BTB greftinde kemik iyileşmesi daha kısa sürmektedir. Her iki otogreft seçeneğinde (BTB ve Hamstring) de intraartiküler ligamentizasyon süreci ise ortaktır. Bu süreçlerin histolojik olarak cerrahi sonrası 12. aya kadar sürdüğü bilinmektedir [176,178]. Genellikle spora dönüş için hedeflenen 6-8 aydaki MRG görüntüleri ile yapılan bir başka çalışmada ise radyolojik açıdan sağlıklı ÖÇB formuna henüz dönmediği ortaya konmuştur [179,180].



Şekil 2.16 ÖÇB-R sonrası greft iyileşme sürecini özetleyen şematik diyagram.

Aşırı inflamasyon ve greftin tünel içinde hareketliliğinin fazla olması gibi faktörler iyileşme süreçlerini baskılamaktadır. Son yıllarda biyolojik iyileşmeye yardımcı olması/hızlandırması amacıyla çeşitli uygulamalar yapılmaktadır. Bunlara örnek olarak aşağıdakiler verilebilir:

- 1) Büyüme Faktörleri (BMP, EGF, TGF- β , VEGF, PRP, ACS vs.)
- 2) Mezenkimal Stromal Hücreler
- 3) Otolog Dokular

- 4) Çeşitli Farmakolojik Ajanlar (Matriks Metaloproteinaz İnhibitörleri)
- 5) Biyofiziksel Yöntemler (Hiperbarik Oksijen, Düşük Yoğunluklu Ultrason, ESWT)
- 6) Biyomateryaller (Fiksasyon metodları, biyolojik kaplamalar, biyosentetik kemik ikameleri, osteokondüktif malzemeler)
- 7) Gen Terapileri

Tüm bu uygulamalar deneysel çalışmalarda pozitif sonuçlar verse de klinik çalışmaları heterojen sonuçlara ve düşük kanıt düzeyine sahip olduklarından hala geniş çaplı klinik araştırma sonuçlarına muhtaçtır [177,181].

2.12 ÖÇB-R Sonrası Spora Dönüş Kriterleri

2.12.1 Subjektif Ölçekler

İlerlemiş rehabilitasyonlara rağmen spora dönüş oranlarının hala düşük olması hastaların yeniden yaralanma korkusu veya dizlerine güvenmemeleri gibi psikolojik hazır olmama durumuna bağlanmaktadır [138,182]. ÖÇB yaralanmasından sonra, hastanın güncel durumunu ve sonuçlarını değerlendirmek için çeşitli subjektif (öznel) ölçekler kullanılır. Bu ölçekler hastaların semptomlarını, fonksiyonel kısıtlamalarını, yaşam kalitesini ve psikolojik refahını değerlendirmeyi amaçlamaktadır [182]. Daha az korku ve endişeye sahip olmak spora dönüş ile pozitif korelasyon gösterdiğinden, olumlu psikolojik tepkileri olan hastaların daha iyi rehabilitasyon sonuçlarına sahip olacağı düşünülmektedir [183–186]. Bu nedenlerle subjektif ölçeklerin spora dönüş kararında yer alması önerilir [18,139].

Tegner Aktivite Düzeyi Ölçeği; Kişinin aktivite seviyesini değerlendirmek için geliştirilen, ardından ÖÇB-R sonrasında kullanılması uygun bulunmuş, geçerli ve güvenilir olduğu doğrulanan bir ölçüm yöntemidir [187,188].

İlk olarak 1982 yılında yayınlanan Lysholm diz skalası, ÖÇB yaralanması olan hastaların fonksiyonel durumunu belirlemek için geliştirilmiştir [189]. İlerleyen yıllarda patellofemoral ağrı sendromu, patellar tendinit, menisküs yaralanmaları ve diğer çeşitli travmatik ve dejeneratif kondral lezyonları olan hastaların değerlendirilmesi için de geçerli kabul edilmiştir [190–192]. 2013 yılında Türkçe

versiyonu yapılan skala; hızlı bir şekilde uygulanabilir, geçerli, güvenilir ve çeşitli diz rahatsızlıkları olan hastalar için kullanılabilir [187,193].

Ön Çapraz Bağ Yaralanması Sonrası Spora Dönüş Ölçeği (ACL-RSI); spora dönüş ile ilgili psikolojik hazırlık durumunu ölçmek için ölçek geliştirilmiştir [194,195]. ACL-RSI, bir sporcunun duygularını, performansına ve diz işlevine olan güvenini ve gelecekteki yaralanma riskini ölçmeyi amaçlayan, daha yüksek puanın daha fazla güven ve daha az korku anlamına geldiği, 12 maddelik bir ankettir. Ölçeğin Türkçe versiyonu geliştirilmiştir ve geçerli, güvenilir [196].

ACL-RSI skorları rehabilitasyon süresince ve ÖÇB-R'den sonraki 6 ay içerisinde artış göstermektedir ve spora geri dönen sporcular dönmeyenlere kıyasla önemli ölçüde daha yüksek skorlar elde etmektedir [197]. ACL-RSI, klinisyenlerin sporcunun sporla ilgili aktivitelere dönmek için psikolojik hazır olma düzeyini objektif olarak belirlemelerine yardımcı olabilir [182]. Spora dönüş kararında kullanımı giderek artmaktadır [18].

2.12.2 Denge ve Propriyosepsiyon (Derin Duyu) Testleri

Propriyosepsiyon, uzuvların hareketinin, eyleminin ve uzaysal pozisyonunun bilinçli olarak algılanmasıdır. Propriyosepsiyon vestibüler organlar, göz ve mekanoreseptörlerden gelen bilgi aracılığıyla statik ve dinamik hareketlerin düzenlenmesinde rol oynar. Bu mekanoreseptörler ise kas, tendon, menisküs, bağ ve eklem kapsülü gibi yapılarda bulunur [198].

ÖÇB'nin femoral ve tibial yapışma bölgeleri Pacinian, Ruffini ve Golgi tendon organı benzeri korpüsküller içerir ve bunların tümü propriyosepsiyonda rol oynar [199]. Dolayısıyla ÖÇB, mekanik işlevinin yanı sıra propriyoseptif bilgi sağlayan önemli bir duyu organı işlevine de sahiptir. Bu nedenle, ÖÇB yırtıkları sadece mekanik instabilite yaratmakla kalmaz, merkezi sinir sistemine iletilen duyu girdi eksikliğine yol açarak, propriyosepsiyonu bozabilir [200,201].

Propriyosepsiyondaki bu bozulma postüral stabilitenin de bozulmasına yol açar [200,202]. Postüral stabilite(denge), statik veya dinamik aktivitelere fonksiyonel

bir duruşu korumak için vücut kütlelerini ve ağırlık merkezini kontrol etme yeteneği olarak tanımlanır [203].

Propriyosepsiyon ve postüral stabilitedeki bu değişimler çeşitli çalışmalara araştırma konusu olmuştur. Bu çalışmalar, ÖÇB yaralanmasının propriyosepsiyon eksikliğine ve postüral stabilitede azalmaya neden olduğunu göstermiştir [200–202,204–206]. Her iki parametrenin eksikliği de yaralanma riskini arttırdığından ÖÇB-R sonrası rehabilitasyon sürecinde özelleştirilmiş antrenmanlar ile geri kazanımları hedeflenir [207,208]. Rehabilitasyon süreci ve spora dönüş kararında hem propriyosepsiyon hem postüral stabilite değerlendirmelerini amaçlayan testler kullanılmaktadır [18,174].

Propriyosepsiyonun değerlendirilmesi için sıklıkla eklem pozisyon duyusu (JPS) test edilir. JPS'yi değerlendirmek için dijital eğitimölçerler [209], görüntü yakalama teknikleri [210], eylemsizlik sensörü tabanlı sistemler [211], mobil uygulamalar [212,213] ve 3D kameralı özelleştirilmiş taşınabilir hareket yakalama sistemleri [214] gibi çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Diz eklemi JPS değerlendirmesi amacıyla en yaygın kullanılan yöntem ise izokinetik dinamometrede eklem pozisyonu reproduksiyonu (JPR) testidir [212,215]. JPR testi tekrarlanabilirlik oranı yüksek, geçerli ve güvenli bir testtir [216,217].

Postüral stabiliteyi değerlendirmek için klinik denge testleri, özelleşmiş kuvvet platformları ve dinamik postürografi sistemleri gibi çeşitli yöntemler ve araçlar kullanılmaktadır [9,218–221]. Biodex Stabilite Sistemi (BSS) gibi kuvvet platformları, sporda postüral stabiliteyi değerlendirmek için kullanılan özel araçlardır. Bu platformlar, spora özgü denge değerlendirmelerine olanak tanır ve farklı sporların özel taleplerine göre uyarlanabilir. Geçerli ve güvenilir testler olarak gösterilmiştir [222].

Özelleşmiş kuvvet platformları statik koşullarda basınç merkezinin (COP) sapmasını, dinamik koşullarda ise platformun eğim derecesini ölçer. Bu ölçümlerden gelen verileri yazılımları ile işleyerek ortalama, anterior-posterior ve medial-lateral stabilite indekslerini (sırasıyla OSI, APSI ve MLSI) hesaplar. Bu indeksler postüral stabilite hakkında objektif veriler sağlar, bu sayede klinisyenler sporcunun dengesini

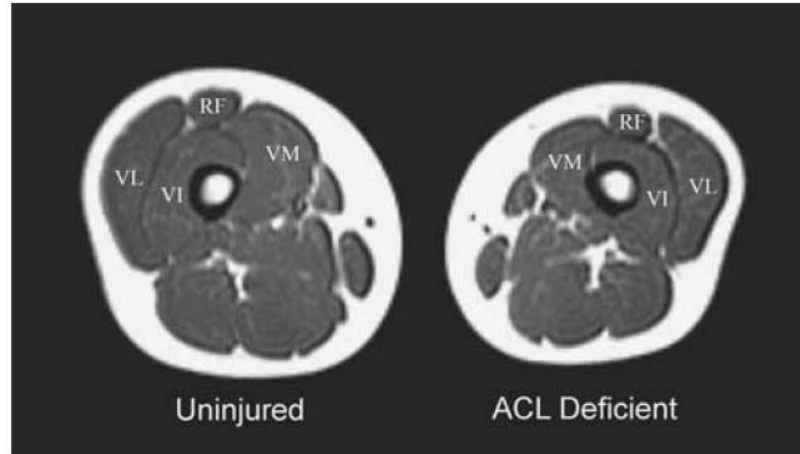
koruma yeteneğini değerlendirebilir. Yüksek skorlar zayıf dengeye işaret etmektedir [218,223].

2.12.3 Kas Kuvveti Ölçümü

Diz anatomisi ve biyomekaniği başlıklarında da bahsedildiği gibi özellikle hamstring ve quadriceps kas grubu diz ekleminin stabilizasyonunda önemli rol oynar. Özellikle hamstring kas grubunun ATT'yi azaltarak ÖÇB ile sinerjistik çalıştığı bilinmektedir. Quadriceps kas grubunun ise genel olarak hamstring grubuna antagonist olarak çalıştığı ve ÖÇB'ye binen anterior translasyonel yükü arttırdığı bilinmektedir. Bununla birlikte medial hamstring ve quadriceps kas grubunun aktivasyonu dizin dinamik valgusa gitmesini engelleyici yönde etki yaratarak ÖÇB yaralanmasına karşı koruyucu görev üstlenmektedir [40,41,94,224].

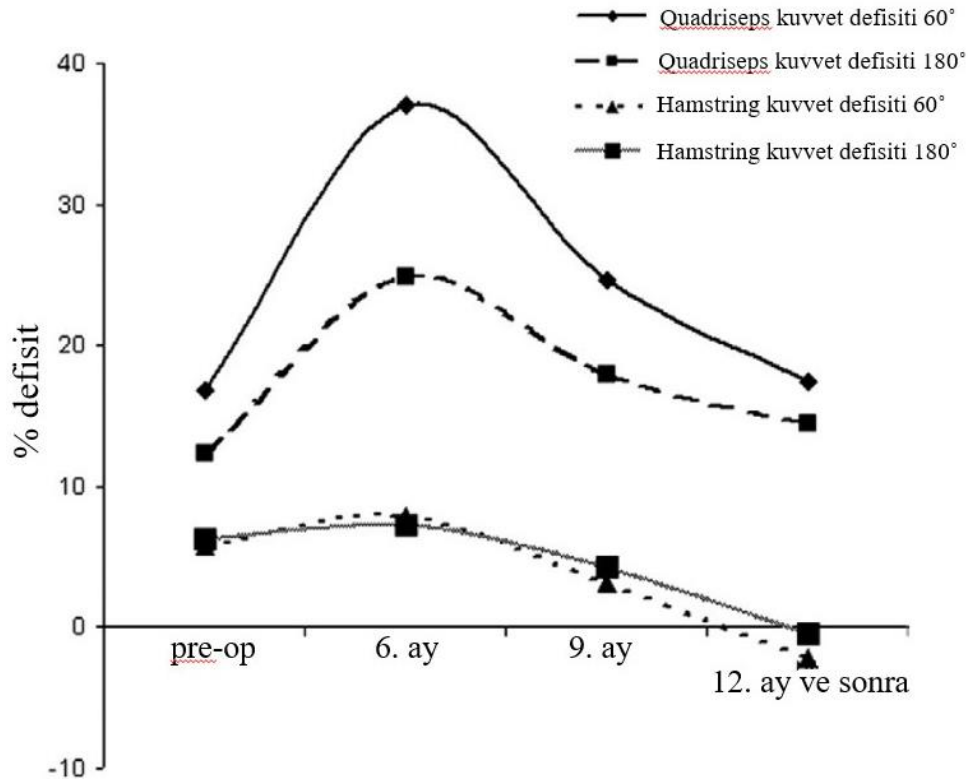
Hamstring ve quadriceps kaslarının birlikte aktivasyonu ile ÖÇB uzaması arasındaki ilişki de araştırılmıştır. Serpell ve arkadaşları, medial ve lateral hamstring ve quadriceps kas gruplarının birlikte aktivasyonunun diz eklemi kinematiği ve ÖÇB'nin elongasyonu (uzaması) üzerindeki etkilerini araştırmak için bir pilot çalışma yürütmüştür. Çalışma, hamstring ve quadriceps kaslarının net aktivasyonunun, medial hamstring-quadriceps ortak aktivasyon oranının lateral ortak aktivasyonu aşması koşuluyla ÖÇB uzamasını azaltabileceğini bulmuştur [225].

ÖÇB yaralanmasını takiben ağrı, inflamasyon, ödem, refleks inhibisyon ve artrojenik kas inhibisyonu nedeniyle hem quadriceps hem hamstring kas grubunda kuvvet ve hacim kaybı olduğu bilinmektedir (Şekil 2.17 ve Şekil 2.18) [8,226,227].



Şekil 2.17 Quadriseps atrofisini gösteren uyluk MRG kesitleri. RF, rektus femoris; VM, vastus medialis; VL, vastus lateralis; VI, vastus intermedius.

Yaralanma sonrası, cerrahi öncesinde bu kuvvet kaybının quadriceps kas grubunda yaklaşık 3 kat daha fazla olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur [10]. Bunun sebebinin hamstring kas grubunun aktivasyonun ÖÇB yaralanması ile artan ATT'yi kompanse etme işlevinden ötürü daha az inhibisyonu olduğu düşünülmektedir. Cerrahi rekonstrüksiyon sonrası özellikle ilk 6 ayda bu kas gruplarındaki kuvvet kaybının daha da arttığı gösterilmiştir [10].



Şekil 2.18 ÖÇB-R'den sonra izokinetik dinamometre ile yapılan Quadriceps kas kuvvetinde non-opere dize oranla defisit miktarının zamana göre değişimi (x eksen, ölçüm zamanı; y eksen, opere ekstreminenin yüzdesel defisit miktarı) [10].

Kas kuvveti değerlendirmesi, sabit açısal hızlarda kas aktivitesini değerlendirmek amacıyla üretilmiş olan izokinetik dinamometre sistemleri aracılığıyla yapılmaktadır. İzokinetik değerlendirme sistemleri özellikle kas yaralanmaları ve ÖÇB yaralanması gibi spor yaralanmalarında gerek rehabilitasyon takibinde gerek spora dönüş kararında sıklıkla kullanılmaktadır. Cihaz markasından ve demografiden bağımsız olarak geçerli sonuçlar verdiği ve yaralanma riski açısından güvenli bir ölçüm metodu olduğu gösterilmiştir [228–230].

İzokinetik sistemlerde ölçülen kuvvet, pik tork üzerinden değerlendirilir. Genellikle teste tabi tutulan kişinin vücut ağırlığına (VA) göre normalize edilmektedir. ÖÇB yaralanmalarında en sık kullanılan test hızları ise 60°/s ve 180°/s'dir [18].

ÖÇB-R sonrası kas kuvveti değerlendirmesinde ekstremit simetri indeksi (LSI) kullanılır. Bu indeks, opere ekstremit kas kuvvetinin, non-opere ekstremit kas

kuvvetine bölünmesi sonrası çıkan sonucun 100 ile çarpılması ile hesaplanır (bkz. Formül 3.1, Formül 3.2). Hem quadriceps hem hamstring için ayrı ayrı sonuçlar hesaplanarak değerlendirilir; bunlar da quadriceps indeksi (QI) ve hamstring indeksi (HI) olarak adlandırılmaktadır. Kuvvet kaybı miktarı ise bu indekslerin 100'den çıkarılması ile hesaplanmaktadır [231]. Spora dönüş kararı için izokinetik kuvvet değerlendirmesi yapan çalışmaların çoğunda gerek HI gerek QI için $LSI \geq 85-90$ geçerli eşik olarak değerlendirilmiştir [18,173,174].

Dizin fonksiyonelliği açısından bu kas gruplarının izole kuvvetlerine ek olarak kuvvetlerinin birbirine olan oranları da önemli kabul edilmekte ve uzun yıllardır araştırmalara konu olmaktadır. Aynı taraf ekstremitede HI/QI oranı da sıklıkla değerlendirmeye alınmaktadır. İdeal HI/QI 0.6(2/3) olarak kabul edilse de çoğu spor branşında 0.55 ile 0.75 arasındaki değerler normal olarak kabul edilmektedir [174].

İzokinetik testler operasyon öncesi ve sonrasında yapılabilir. İzokinetik kuvvetteki simetri seviyesinin fonksiyonel testler ve diz biyomekaniği sonuçlarını etkilediği bilinmektedir [173,232,233]. İzokinetik testlerde yeterli simetri oranına ulaşmamış kişilerde yeniden yaralanma riskinin arttığını gösteren çalışmalar da mevcuttur [233,234]. Tüm bu nedenlerle izokinetik kuvvet değerlendirmesi gerek rehabilitasyon sürecinin yönetiminde gerekse sahaya dönüş kararının verilmesinde önemli bir parametre olarak değerlendirilir ve sıklıkla kullanılır [175].

2.12.4 Fonksiyonel Testler, Kinetik ve Kinematik Değerlendirmeler

Fonksiyonel zıplama testleri ilk olarak 1980'lerde, ÖÇB yaralanması olan sporcularda kapalı zincir performansını değerlendirmek için birkaç çalışmada kullanılmıştır. Bu çalışmalarda fonksiyonu ölçmek için tek ayak zıplama mesafesi testi (SHD) kullanılmış ve testin spora dönüş kararını yönlendirmede yararlı olabileceği sonucuna varılmıştır [20,232,235]. Diğer zıplama testleri ise ilk olarak 1990'ların başında kullanılmıştır. Bu testler, tek ayak 6 metre zıplama süresi (T6H), tek ayak üç adım düz zıplama mesafesi (THD) ve tek ayak üç adım çapraz zıplama mesafesi (CHD) olarak tanımlanmıştır [236,237]. Bu çalışmalar, spora dönüş sürecinin bir parçası olarak fonksiyonel performansı objektif olarak değerlendiren ilk çalışmalar arasındadır.

Fonksiyonel testleri değerlendirmek için; izokinetik kuvvet değerlendirmesinde olduğu gibi opere ekstremitelerinin, non-opere ekstremitelerine yüzdesel oranı şeklinde hesaplanan bir ekstremiteler simetri indeksi (LSI) kullanılmaktadır. Sağlıklı bir popülasyondan elde edilen verilerde, kişilerin %81'inin %90'nın üzerinde simetri gösterdiği; %93'ünün ise %85'ten fazla simetri elde ettiği ve hepsinin LSI değerlerinin %80'den fazla olduğunu gösterilmiştir [236]. Sonuç olarak, ÖÇB yaralanması geçiren sporcuların ulaşması gereken hedef en az %85 olarak belirlenmiş ve daha düşük değerler anormal simetri olarak kabul edilmiştir [236,238]. Kısa bir süre sonra, üst düzey sporlara geri dönmüş ve rehabilitasyonda başarısız olmuş sporcular arasındaki LSI farklılıklarını inceleyen bir çalışma, spora başarıyla dönmüş kişilerin fonksiyonel sıçrama testlerindeki LSI sonuçlarının ortalama %90'ın üzerinde olduğunu, başarısız olanların ise %90'ın altında skorlara sahip olduğunu göstermiştir [239]. Daha sonra yapılan çalışmalarda da daha yüksek bir LSI eşliğinin gerekliliği gösterilmiştir. 'Normal' popülasyonun tamamının, 4 atlama testinin tümü için %90'dan daha yüksek simetri değerlerine ulaştığını gösteren çalışmalar mevcuttur [240]. Bu çalışmaların sonucu olarak fonksiyonel zıplama testleri için $LSI \geq 90$ başarı kriteri olarak güncellenmiş ve günümüzde de bu şekilde kullanılmaktadır.

Fonksiyonel zıplama testlerinin, tekrarlanabilir ($ICC > 0.95$) ve güvenilir olduğu çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir [241–243]. Tüm bu sonuçlar, fonksiyonel testlerin gerek rehabilitasyon takibinde gerekse spora dönüş kararı sırasında performansın değerlendirilmesinde kullanılmak üzere objektif bir ölçüm olarak mevcut kılavuzlarda yer almasına yardımcı olmuştur [233,234].

Zıplama testleri sırasındaki biyomekanik değerlendirmeler, özellikle ÖÇB yaralanması veya rekonstrüktif cerrahisinden sonra iyileşen bireylerde alt ekstremiteler fonksiyonunu değerlendirmenin önemli bir yoludur [244]. Teknolojideki gelişmeler ile fonksiyonel testler esnasındaki, diz eklemi temel odak olmak üzere, hareketin biyomekaniğine odaklanan çalışma sayısı giderek artmıştır. Zıplama testi performans değerlendirmeleri (mesafe ve zaman) ile biyomekanik arasındaki ilişkiye dair bazı tartışmalar bulunmaktadır. Birçok çalışma, zıplama testlerindeki performans sonuçlarının alt ekstremiteler biyomekaniği ile doğrudan ilişkili olmayabileceğini göstermektedir [245,246]. Fonksiyonel testlerdeki zıplama mesafesine dayalı

simetrisinin operasyon sonrası erken dönemde normal kabul edilen değerlere ulaşabildiği bilinmektedir [21,247]. Mesafe simetrisi 'normal' değerlere ulaşmış kişilerin eklemlerindeki hareket formunu ve yük dağılımını değiştirerek bu simetriyi sağladıkları gözlenmektedir [21,26,248]. Kotsifaki ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalar, kişilerin fonksiyonel testlerde simetriyi yakalamak için kalça ve ayak bileği eklemindeki fleksiyon genliklerini arttırdıklarını, diz ekleminin yaptığı total işi azaltma eğiliminde olduklarını göstermiştir [26,248]. Tüm bu bilgiler, fonksiyonel testlerin mesafe tabanlı kriterlerinin sorgulanmasına yol açmış ve daha çok hareketin kinetik ve kinematik değerlendirmeleri ön plana çıkmaya başlamıştır.

ÖÇB yaralanması sonrası yapılan kinetik ve kinematik değerlendirmeler çoğunlukla yere iniş sırasındaki diz eklemi metriklerine odaklanmaktadır [249]. Diz eklemi dışında gövde, kalça ve ayak bileğinin de değerlendirildiği çalışmalar mevcuttur [109,247,250,251].

Diz eklemi temel olarak üç ana düzlemde hareket edebilir: sagittal, frontal ve transvers.

1. Sagittal Düzlem: Bu düzlem vücudu sol ve sağ yarıya böler. Sagittal düzlem diz kinematiği, diz ekleminin fleksiyon ve ekstansiyonunu içerir.

2. Frontal Düzlem: Bu düzlem vücudu ön ve arka yarıya ayırır. Frontal düzlem diz kinematiği, diz ekleminin abdüksiyonunu (orta hattan uzaklaşma) ve addüksiyonunu (orta hatta yaklaşma) içerir. Frontal düzlem diz hareketi, yürüme veya koşma sırasında dizin içe veya dışa doğru hareket etmesiyle oluşur.

3. Transvers Düzlem: Bu düzlem vücudu üst ve alt yarıya ayırır. Transvers düzlem diz kinematiği, diz ekleminin iç rotasyonunu ve dış rotasyonunu içerir. Bu hareket türü, spor sırasında yön değiştirme gibi bükülme veya dönme gerektiren aktiviteler için önemlidir.

Diz eklemi yukarıda bahsi geçen üç düzlemdeki rotasyon hareketlerine ek olarak, translasyon hareketlerinde de bulunabilir. Dizin yaptığı translasyon hareketlerinin boyutu normalde çok küçüktür çünkü ÖÇB gibi stabilizatörler tarafından daha büyük hareketlerin olması engellenir [252]. Multiplanar diz

kinematiği, çeşitli aktiviteler sırasında diz eklemının bu üç düzlemdeki altı olası hareketinin pozisyonunu ve hizalanmasını ifade eder. ÖÇB yaralanmalarında translasyonel hareketlerin artık engellenemediği için arttığı raporlanmıştır [253]. Özellikle ÖÇB yaralanması veya ÖÇB-R'den sonra rotasyon hareketlerine ek olarak translasyon hareketleri de diz fonksiyonu ve stabilitesi için önemlidir. Bundan dolayı multiplanar diz kinematiğini gerektiği zamanda incelemek önemlidir [254,255].

Üç boyutlu uzayda gerçekleşen translasyon hareketi, rotasyon hareketinde olduğu gibi sagittal, frontal ve transvers düzlemlerindeki bileşenlerine ayrılabilir. Bunun sonucunda diz eklemının hareketi, üçü rotasyon diğer üçü ise translasyon hareketi olacak şekilde altı serbestlik derecesine sahiptir. Dizin pasif hareketi sırasında fleksiyon hareketi iç-dış rotasyonla ve abdüksiyon-addüksiyon ile etkileşime girer. Bunlara ek olarak translasyonel hareketinin üç bileşeni de fleksiyon sırasında harekete dahil olabilir [256]. Dizin her bir serbestlik derecesindeki hareketleri arasındaki etkileşim karmaşık hareketlere yol açar ve genellikle literatürde sarmal eksen kullanarak modellenirler [256–260]. Sarmal eksen yöntemi, herhangi hareketi translasyon ve rotasyon olarak ikiye ayırır. Daha sonra, rotasyon sarmal eksen etrafında dönme, translasyon ise bu eksen üzerinde doğrusal hareket etme olarak ifade edilerek, hareket genel olarak tanımlanmış olur [257,258]. Hareket sırasında diz eklemi rotasyonları ve translasyonları arasında meydana gelen etkileşim, sarmal eksenin konumunun ve yöneliminin değişmesinde rol oynar. Sarmal eksenin oryantasyonu, yukarıda bahsedilen üç düzlemde gerçekleşen rotasyonlar arasındaki karmaşık etkileşimden dolayı ortaya çıkar ve değişime uğrar. Diğer yandan, bu eksenin konumu ve büyüklüğü, translasyon hareketinin etkisiyle belirlenir [259,260]. Bu nedenle, dizin rotasyon eksenindeki değişimin tahmin edilebilmesi için, sarmal eksenin tüm parametrelerinin hesaplanmasını gerektirmez.

Sarmal eksen metodu dizin hareketini tanımlayabilmek için çok avantajlı olsa da deneysel olarak ölçülmesi, sensörlerden kaynaklanan ölçüm gürültüleri ve sensörlerin yumuşak dokulara yerleştirilmesinden kaynaklanan veri artefaktları gibi dezavantajları beraberinde getirir. Bu ölçüm sınırlamaları, sarmal ekseninin doğru bir şekilde belirlenmesinde önemli rol oynar. Sonuç olarak, bazı çalışmalar bu sınırlamaları aşip sarmal eksenini tespit etmek için alternatif bir araç olarak geometrik yöntemlerin

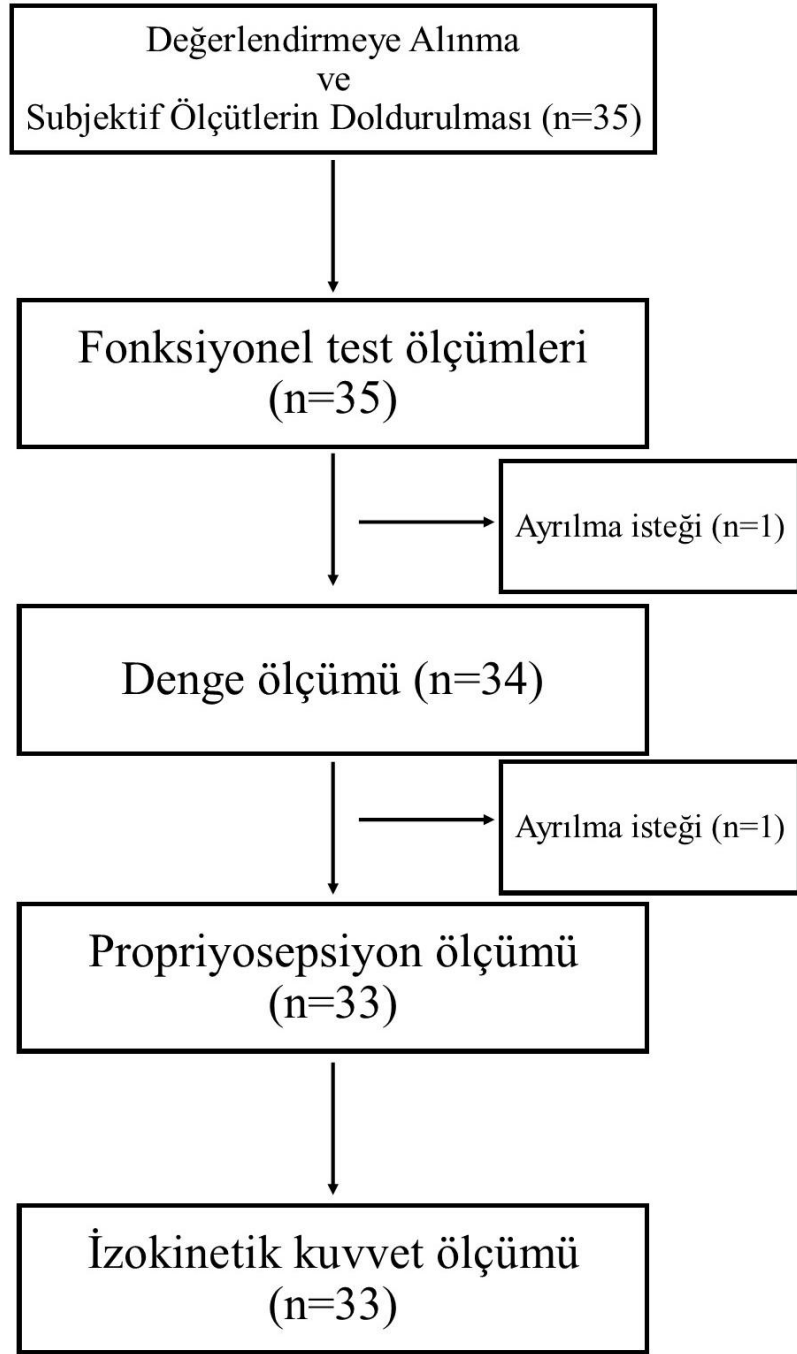
kullanılması fikrini ortaya koymuştur [261]. Bu yöntemler, diz geometrisini elde etmek için bilgisayarlı tomografi, radyografi ve floroskopi gibi teknikler içermektedir [262]. Buna karşılık, menteşe benzeri eklemler için rotasyon eksenini belirlemede filtreleme modelleri gibi ölçüm gürültülerini ortadan kaldırmaya yarayan teknikler kullanılmaktadır [263,264]. Laboratuvarlarda kullanılan ölçüm sistemlerinin teknoloji ile birlikte gelişmesiyle elde edilen datanın gürültüsü yaygın veri işleme teknikleri ile daha etkili bir biçimde ortadan kaldırılmaktadır. Bununla birlikte, yumuşak doku yer değiştirmesinden kaynaklanan veri artefaktların filtrelenmesi zor olabilir ve sarmal eksenin parametrelerinin hesaplanmasında bir sınırlama veya hata kaynağı olabileceği düşünülmelidir [265].

Yukarıda belirtilen bu gerekçelerle, yalnızca dizin rotasyon ekseninin zamansal evriminin analizi yoluyla, sarmal eksenin tüm parametrelerini hesaplamadan, dizin stabilizesiyle ilişkili ölçülebilir bir metrik formüle etmek mümkündür. Dizin rotasyon ekseninin varyasyonlarının anlaşılması ve analiz edilmesi, diz ekleminin genel işleyişi hakkında değerli bilgiler sağlayabilir. Ayrıca, diz rotasyon ekseninin yönelimindeki bu değişimler diz ekleminin fonksiyonel stabilizesiyle yakından ilişkili olabilir [258,266,267]. Bu yaklaşım, ölçme ve hesaplama açısından çok zorlu olabilen sarmal eksenin tüm parametrelerini hesaplama ihtiyacını ortadan kaldırdığı için de ölçülmesi ve hesaplanması daha kolay ve verimli bir analize olanak sağlayabilir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Çalışma Tasarımı

Çalışma disiplinler arası, kontrol grubu içermeyen, girişimsel olmayan kesitsel kohort çalışması şeklinde tasarlandı. Çalışmanın etik kurul onayı 23.02.2021 tarihinde Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan alındı (Karar numarası: GO20/662). Çalışmaya artroskopik ön çapraz bağ cerrahi rekonstrüksiyon operasyonu uygulanan hastalardan, dahil edilme kriterlerini karşılayanlar kabul edildi. Çalışmaya dahil edilen katılımcılara Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Spor Hekimliği Anabilim Dalı'nda çalışmanın amacı ve yapılacak işlemler ile ilgili bilgiler sözlü ve yazılı olarak aktarılarak hastaların yazılı ve sözlü aydınlatılmış onamları alındı. Bu sırada kişilerin demografik bilgileri öğrenilerek kaydedildi. Dominant ekstremitte tespitinde "topa vurdukları" taraf seçildi. Çalışmada bağımlı değişkenler test çeşitleri (subjektif ölçekler, tek ayak denge, derin duyu(propriyosepsiyon), izokinetik kuvvet, fonksiyonel zıplama testleri), bağımsız değişkenler testlerin sonuçları (subjektif ölçek skorları, tek ayak denge skoru, diz eklemi derin duyu hassasiyeti, izokinetik kas kuvveti (quadriceps ve hamstring), zıplama testlerinin iniş aksiyonu esnasındaki dizin sagittal düzlemdeki hareket açıklığı, diz rotasyonel aksındaki sapma, iniş aksiyonun süresi, yer reaksiyon kuvveti) idi. Bağımsız değişkenlerden zıplama testleri sırasındaki biyomekanik ölçümler ve yer tepki kuvveti ölçümü ODTÜ'ye bağlı MODSIMMER içerisinde yer alan Hareket Yakalama Laboratuvarında (MOCAP), diğer bağımsız değişkenlerin ölçümü ise Hacettepe Üniversitesi Beytepe Kampüsünde yer alan Gün Hastanesi'nde yapılmıştır. Çalışmanın akışı Şekil 3.1'deki diyagrama uygun şekilde ilerlemiştir.



Şekil 3.1 Çalışma akış diyagramı.

3.2 Katılımcılar

Çalışmamızda Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda spor yaralanması sonucunda artroskopik olarak ÖÇB greftleme işlemleri yapılmasına aynı Ortopedi ve Travmatoloji uzmanı tarafından karar verilmiş

ve hamstring tendonu otogrefti ile ÖÇB-R işlemi uygulanmış olan hastalar hedef kitle olarak belirlendi. Bu bağlamda çalışma kriterlerine uygun gönüllüler seçildi. Tüm katılımcılardan testler öncesi onamları alındı. Zıplama testlerini yapamayacağını düşünen bir hasta çalışma dışı bırakıldı. Buna ek olarak bir hasta zıplama testleri sonrası, bir hasta ise denge ölçümü sonrası yapılacak testleri kendi isteği doğrultusunda yapmamıştır. Uygun şartları sağlayan 33 hastanın tüm verileri çalışmaya dahil edildi. Çalışmaya yalnızca erkek bireyler dahil edildi. Çalışmaya dahil edilen katılımcıların yaşları ortalaması 25.9 ± 5.2 olup 18 ve 36 arasında değişiyordu.

Tablo 3.1 Çalışmaya dahil edilme ve çalışmadan dışlama kriterleri

Dahil edilme kriterleri	Dışlama kriterleri
<ul style="list-style-type: none"> · Cerrahi tarihinde 18 yaşından büyük, 35 yaşından küçük olmak · Cerrahi öncesi Tegner aktivite düzeyinin 7 ve üstünde olması · Spor yaralanması nedeniyle artroskopik olarak hamstring tendon otogrefti ile ÖÇB-R operasyonu geçirmiş olmak · Cerrahi sonrası aynı merkezde eşdeğer nitelikte rehabilitasyon almış olmak · Cerrahi tarihinin üzerinden en az bir yıl (12 ay) geçmiş olması 	<ul style="list-style-type: none"> · Artroskopik diz cerrahisi dışında alt ekstremitte cerrahisi geçirmemiş olmak · Revizyon cerrahileri · Greft olarak patellar tendon ya da allogreft kullanılmış olması · Zıplama testlerini yapmasına engel olacak aktif ağrısı, akut alt ekstremitte yaralanması olması veya kişinin testlere katılımı hakkında güvensiz olması · Özellikle alt ekstremitteyi ilgilendirecek kas-iskelet sistemini tutan veya nörolojik bir hastalık tanısı almış olmak

3.3 Örneklem Büyüklüğü

Araştırılan bağımsız değişkenler açısından yapılan benzer çalışmalarda elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri kullanılarak, güç analizi manuel olarak hesaplanmış ve $R= 0.48$, Tip 1 hata= %5, tip 2 hata=%20 olacak şekilde gerekli minimum hasta sayısı 32 olarak bulunmuştur.

3.4 Subjektif Ölçekler

Hastaların cerrahi öncesindeki aktivite seviyeleri Tegner Aktivite Düzeyi Ölçeği ile belirlenerek 7 ve üstünde olanlar çalışmaya dahil edilmiştir. Katılımcılardan günlük yaşamlarındaki semptomlar ve yaralanma ilişkili psikolojik durumları hakkında bilgi edinmek amacıyla zıplama testleri öncesinde Lysholm Diz Skalası ve Ön Çapraz Bağ Yaralanması Sonrası Spora Dönüş Ölçeğini (ACL-RSI) doldurmaları istendi. Katılımcılara kendilerine en uygun seçenekleri seçmeleri gerektiği anlatıldı, anlamadıkları yerleri istedikleri anda sorma fırsatı verildi. Bu ölçeklerin Türkçe geçerlilik-güvenilirlik çalışması var olup, ÖÇB rekonstrüksiyonu takibinde sıklıkla kullanılmaktadır.

3.4.1 Tegner Aktivite Düzeyi Ölçeği

Tegner Aktivite Düzeyi Ölçeği kişinin işi ya da sportif aktivitesinin seviyesini belirlemek için kullanılır. Lysholm Diz Skalası ile birlikte diz yaralanması geçirmiş kişilerde uygulanmak üzere geliştirilmiştir. Aktivite seviyeleri göre 0 (disfonksiyon nedeniyle aktiviteyi bırakmış olanlar) ile 10 arasında (ulusal ve elit düzeyde rekabet gerektiren sporlar) derecelendirilmektedir. En üst üç seviye (8-10) rekabetçi sporlar, rekabetçi-rekreasyonel sporlar 7. Seviye, daha alt seviyeler ise rekreasyonel spordan aktivitesi olmamak arasında dağılmaktadır.

3.4.2 Lysholm Diz Skalası

Lysholm Diz Skalası ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrası takipte en sık kullanılan ölçeklerden birisi olup günlük yaşam sırasındaki semptomları sorgulamaktadır. 0 ile 100 arasında bir puan ölçeğinde sekiz faktör derecelendirilir. Bunlar; aksama, destek kullanımı, kilitleme, dizde boşluğa basma hissiyatı, merdiven çıkma, çömelme, dizde şişlik varlığı-oluşumu, ağrı varlığı-oluşumudur. Ölçek sonucunda 95-100 puan mükemmel, 84-94 puan iyi, 65-83 puan normal, 64 puan ve altı ise kötü olarak değerlendirilmektedir.






3.4.3 Ön Çapraz Bağ Yaralanması Sonrası Spora Dönüş Ölçeği (ACL-RSI)

Ön Çapraz Bağ Yaralanması Sonrası Spora Dönüş Ölçeği kişinin spora dönüşteki psikolojik hazırlığa yönelik algılarını değerlendirmek amacıyla kullanılmaktadır. Toplamda 12 sorunun, duygular, performansta kendine güven ve risk değerlendirmesi başlıkları altında toplanması ile oluşturulmuştur. Soruların her biri 0-10 arasında puanlanmaktadır. 65 puan ve üstü skorlar hastanın yaralanma ve sonrasındaki rehabilitasyona ilişkin pozitif psikolojik hazırlığı gösterdiği düşünülmektedir [268].

3.5 Tek Ayak Denge Testi

Denge ölçümü; Biodex Stabilite Sistemi (BSS, Biodex, Inc, Shirley, New York) cihazı, verilerin işlenmesi ve sonuç eldesi üreticinin sunduğu yazılım (versiyon 3.1) kullanılarak yapıldı. BSS cihazı 1-12 arasında değişen hareketlilik seviyeleri olan, ön-arka ve her iki yana oynar bir platformdan oluşur ve 1 en hareketli seviyedir. Bu cihaz kişinin ağırlık merkezinin izdüşümünü anlık olarak takip etmekte ve bu izdüşümün orta noktadan sapmalarını kaydetmektedir. Bu sapmanın yönü ve şiddetine göre anteroposterior (APSI), mediolateral (MLSI) ve bunlardan türetilen ortalama (OSI) stabilite indeksleri hesaplanmaktadır (Şekil 3.2). Bunlardan denge becerisi ile en yakın ilişkili olduğu kabul edileni ise OSI'dir. Test sonucunun "0" olması maksimum dengeyi gösterirken yüksek test sonuçları kötü dengeyi işaret etmektedir.

Postural Stability Test Results					
Left Leg Results			Right Leg Results		
	Actual Score	STD Dev.		Actual Score	STD Dev.
Overall Stability Index	1.0	0.45	Overall Stability Index	1.0	0.45
Anterior/Posterior Index	0.8	0.51	Anterior/Posterior Index	0.5	0.36
Medial Lateral Index	0.4	0.29	Medial Lateral Index	0.8	0.49
% Time in Zone	A 100	B 0	% Time in Zone	A 100	B 0
	C 0	D 0		C 0	D 0
% Time in Quadrant	I 44	II 16	% Time in Quadrant	I 52	II 1
	III 13	IV 27		III 3	IV 44

Şekil 3.2 Bir katılımcının tek ayak denge testi sonuçları.

Test öncesinde katılımcılara cihazın çalışma prensibi ve test protokolü detaylı şekilde anlatıldı. Her ölçümün başlangıcında katılımcılardan ağırlık merkezlerinin izdüşümünü gösteren noktanın hedef alan merkezinde yer alacağı şekilde, ölçüm yapılacak olan taraf ayağın konumunu değiştirerek, dengede en rahat kalabildikleri noktayı bulmaları ve bu noktada ayaklarını sabitlemeleri istendi. Ardından ayak konumları sisteme kaydedildi. Bu denge konumunu bulma esnasında ve test süresince kişilerden her iki elleri bellerinde, dizleri hafif fleksiyonda ($\sim 15^\circ$), karşıt alt ekstremitenin yerle teması kesilmiş şekilde pozisyonlanmaları istenmiştir. Katılımcılara test esnasında konuşmamaları gerektiği anlatılmıştır.

Tüm ölçümlerde önce yaralanmamış (opere olmayan) taraftan başlamak kaydıyla ölçümler yapılmıştır. Çalışmamızda katılımcılar 20 saniye süre boyunca, en stabil seviyeden (12. seviye) başlayıp en hareketli seviyeye (1. seviye) ilerleyen biçimde teste tabi tutulmuşlardır. Bu sürenin sonunda yorgunluk oluşumunu önlemek amacıyla; katılımcıların test edilen taraf ayak konumunu değiştirmeksizin diğer ekstremitesini yere temas etmesine izin verilerek 10 sn dinlenme süresi verilmiş hemen ardından test tekrar edilmiştir. Sonrasında aynı protokoller opere ekstremiteye uygulanmıştır.

Tüm bu protokollere uygun olacak şekilde katılımcılara iki farklı test uygulanmıştır. Bunlardan ilkinde katılımcıların gözleriyle hedef alan ve ağırlık merkezi izdüşüm noktasının anlık olarak gözlenebildiği ekrana bakmalarına izin verilerek görsel geribildirim sağlanmıştır. İkinci protokolde ise ekran mat bir obje ile kapatılmış ve katılımcılardan alanda daha ileride yer alan duvara bakmaları istenmiş, ekrana bakmaları engellenerek görsel geribildirimleri ortadan kaldırılmıştır. Bu iki test arasında 3 dakika dinlenme imkânı verilmiştir.

Testler esnasında dengesi bozularak cihazın kollarına tutunan ya da havada kalması gereken ekstremitelerini tamamen yere temas eden kişilerin testi sonlandırılarak tekrar edilmiştir. Anlık postür bozulmaları ve temaslar olağan kabul edilmiştir.

3.6 Propriyosepsiyon (derin duyu) testi

Propriyoseptif duyunun değerlendirilmesi çeşitli testlerle yapılabilmektedir. Çalışmamızda eklem pozisyon duyusunu değerlendiren reproduksiyon testi, oturur pozisyonda pasif-aktif yöntem tercih edilmiştir. Bu ölçümde izokinetik kas kuvvet ölçümünde de kullanılmış olan Biodex Sistem IV İzokinetik Dinamometre (Biodex Medical, Inc., Shirley, NY) cihazı, verilerin işlenmesi ve sonuç eldesi üreticinin yazılımı (System Advantage 4 Software, version 4.63) ile yapılmıştır. Cihaz kalibrasyonu her test seansından önce üreticinin standardize protokolüne göre gerçekleştirildi.

Katılımcılar dinamometre sisteminin koltuğuna sırtları dik ve koltuğa tam dayalı olacak şekilde oturtuldu. Bu konumda kişilerin tibia proksimali ile koltuk arasındaki mesafe 1 cm olacak şekilde koltuk derinliği ayarlandı. Ardından diz ekleminin fleksiyon-ekstansiyon rotasyonel eksen aksı dinamometre kolunun rotasyonel aksından geçecek şekilde koltuk yüksekliği ve konumu belirlendi. Lateral femoral kondil, literatürde de yer aldığı şekilde, diz ekleminin fleksiyon-ekstansiyon rotasyonel eksen aksını belirlemek için kemik belirteç olarak kullanıldı. Koltuk çevresindeki rijit kemerler kullanılarak gövde, pelvis ve uyluk hareketleri kısıtlanacak biçimde dinamometre koltuğuna sıkıca sabitlendi. Dinamometrenin kuvvet kolu, velkro bandajın alt hizası lateral malleolün 2 parmak (yaklaşık 2 cm) üzerinde olacak şekilde ayarlanarak tibia distaline sabitlendi.

Hastalar konumlandırıldıktan sonra oturma konumlarının ve sabitleme kemerlerinin rahatsızlık verici ve performanslarını kısıtlayıcı olmadığı konusunda sözel onam alındı. Yapılacak olan derin duyu testinin detayları hakkında bilgilendirildikten sonra gözleri esnek bir göz bandı ile kapatılarak ölçüm gerçekleştirilmiştir. Katılımcılara 30° ve 60° olmak üzere iki farklı açıda eklem pozisyon duyusu değerlendirilmesi yapılmıştır. Bu testte cihaz dinamometre kolunu pasif olarak hareket ettirerek hastaların dizini belirlenen açıya getirmekte ve bu açıda 5 saniye süre ile sabit tutmaktadır. Sonrasında cihaz başlangıç noktasına dönerek sabitlenmektedir. Bu noktada kolun hareketini başlatan ve durduran buton katılımcıların kontrolüne verilmiş olup istedikleri anda testi başlatmaları sağlanmıştır. Katılımcılar testi başlattıklarında dinamometre kolu pasif olarak 20°/s sabit açısal hızla hareket etmiştir. Katılımcılardan test öncesinde cihazın olarak konumlandığı açıya geldiklerinde buton aracılığıyla dinamometre kolunu durdurmaları istenmiştir. Bu işlem her bir açı ve ekstremité için üçer kez tekrar edilmiş ve bu ölçümlerin ortalaması alınmıştır.

Her açı için mutlak açısal hata (MAH) değeri elde edilmiş daha sonra bu değerlerin ortalaması alınarak ortalama mutlak açısal hata (OMAH) değeri hesaplanarak 30° sonucu Prop30, 60° sonucu Prop60 olarak isimlendirilerek kaydedilmiştir (Şekil 3.3). OMAH değerinin propriyoseptif duyu keskinliği ile ters orantılı olduğu bilinmektedir.

POSITION 1		STARTING POSITION	90	TARGET POSITION	60	MOVEMENT SPEED	20
DEGREES		RIGHT POS	RIGHT DIFF	LEFT POS	LEFT DIFF	TOTAL DIFFERENCE	
REP	1	61.9	+1.9	61.3	+1.3	0.6	
REP	2	64.4	+4.4	61.4	+1.4	3.0	
REP	3	61.4	+1.4	61.8	+1.8	-0.4	
AVERAGE		62.6	2.6	61.5	1.5	1.1	
POSITION 2		STARTING POSITION	90	TARGET POSITION	30	MOVEMENT SPEED	20
DEGREES		RIGHT POS	RIGHT DIFF	LEFT POS	LEFT DIFF	TOTAL DIFFERENCE	
REP	1	30.5	+0.5	30.1	+0.1	0.4	
REP	2	28.9	+1.1	34.1	+4.1	-3.0	
REP	3	37.1	+7.1	25.4	+4.6	2.5	
AVERAGE		32.2	2.9	29.9	2.9	-0.0	

Şekil 3.3 Katılımcılarımızın derin duyu testi sonuçlarından bir örnek.

3.7 İzokinetik kas kuvveti ölçümü

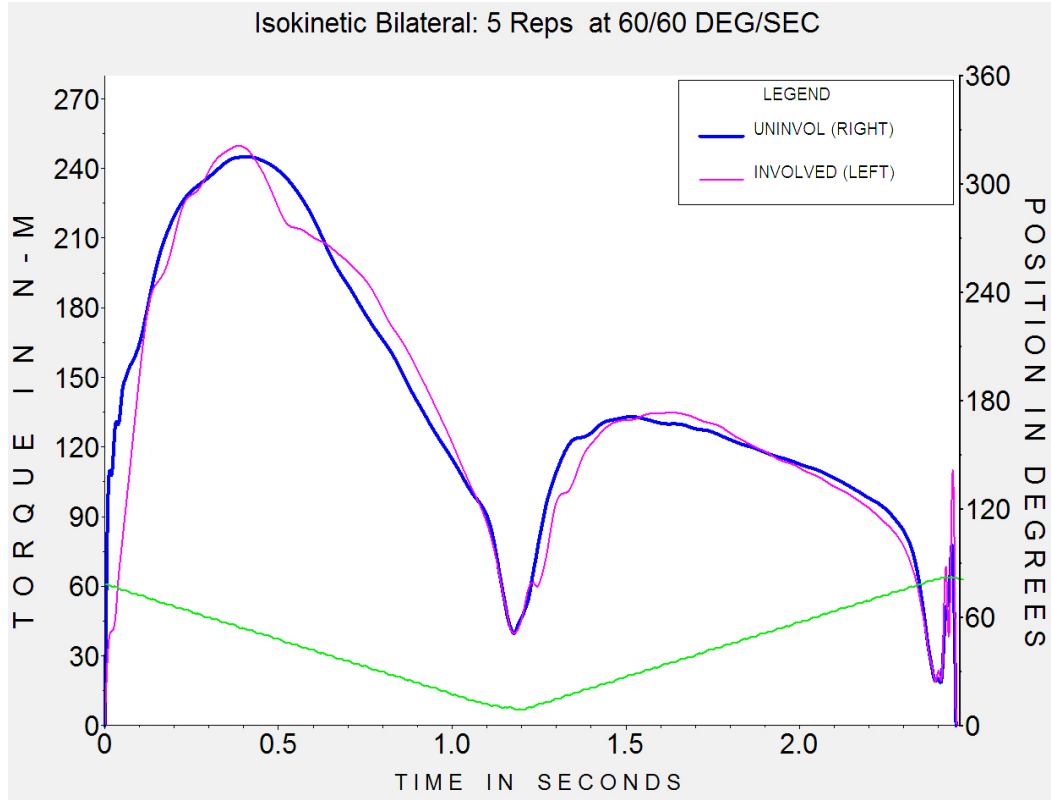
İzokinetik kas kuvveti ölçümü Biodex Sistem IV İzokinetik Dinamometre (Biodex Medical, Inc., Shirley, NY) cihazı, verilerin işlenmesi ve sonuç eldesi üreticinin yazılımı (System Advantage 4 Software, version 4.63) ile yapıldı. Biodex dinamometrenin kalibrasyonu her test seansından önce üreticinin standardize protokolüne göre gerçekleştirildi.

İzokinetik kas kuvveti ölçümü öncesinde belirlenen standart ısınma protokolü uygulandı. Protokol gereği her hasta aynı yürüyüş bandı üzerinde, yüzey eğimi olmaksızın 6 km/sa hızla yaklaşık 10 dakika süre yürüyüş yaptılar. Bu protokol sonrasında talep eden hastalara 2 dakika serbest ısınma imkânı da sunuldu.

Isınma sonrası katılımcılar dinamometre sisteminin koltuğuna sırtları dik ve koltuğa tam dayalı olacak şekilde oturtuldu. Bu konumda kişilerin tibia proksimali ile koltuk arasındaki mesafe 1 cm olacak şekilde koltuk derinliği ayarlandı. Ardından diz ekleminin fleksiyon-ekstansiyon rotasyonel eksen aksı dinamometre kolunun rotasyonel aksından geçecek şekilde koltuk yüksekliği ve konumu belirlendi. Lateral

femoral kondil, literatürde de yer aldığı şekilde, diz eklemine fleksiyon-ekstansiyon rotasyonel eksen aksını belirlemek için kemik belirteç olarak kullanıldı. Koltuk çevresindeki rijit kemerler kullanılarak gövde, pelvis ve uyluk hareketleri kısıtlanacak biçimde dinamometre koltuğuna sıkıca sabitlendi. Dinamometrenin kuvvet kolu, velkro bandajın alt hizası lateral malleolün 2 parmak (yaklaşık 2 cm) üzerinde olacak şekilde ayarlanarak tibia distaline sabitlendi. Test esnasındaki hareket sınırları dizin tam ekstansiyonu ile 90° fleksiyonu olacak biçimde ayarlanarak kaydedildi. Yerçekimine göre normalizasyon, diz tam ekstansiyonda rahat durumda iken dinamometre direnç adaptörüne uygulanan tork ölçülerek yapıldı. Bunun için katılımcılardan uyluk kaslarını olabildiğince gevşek bırakarak alt ekstremité ağırlığını dinamometre kolu üzerine bırakması istendi. Katılımcılardan oturma konumlarının ve sabitleme kemerlerinin rahatsızlık verici ve performanslarını kısıtlayıcı olmadığı konusunda sözel onam alındı. Katılımcılar testin her bir tekrarında gerek ekstansiyon gerek fleksiyon yönünde, belirlenen hareket aralığının son noktasına kadar, yapabilecekleri maksimal kuvvet ile duraksamaksızın yapmaları gerektiği konusunda bilgilendirildi. Test süresince de maksimum kuvvet uygulaması için uyarıcı bir şekilde sözel teşvikte bulunuldu. Test öncesinde katılımcının boy, ağırlık, yaralanan (opere) taraf bilgileri sisteme kaydedildi. Önce yaralanmamış (non-opere) taraf sonrasında yaralanan (opere) ekstremité ölçümü yapıldı.

Katılımcıların izokinetik kas kuvvetleri yukarıda belirtilen standart protokole uygun olarak sırasıyla yüksek açısal hızda (180°/s) 10 tekrar ve düşük açısal hızda (60°/s) 5 tekrar olacak şekilde yapıldı. Katılımcılara yüksek açısal hızda (180°/s) ölçümün ardından 1 dakika dinlenme zamanı verildikten sonra düşük açısal hızda (60°/s) ölçüm yapıldı (Şekil 3.4). Tüm teşviklere rağmen; tekrarlar arasındaki değişkenliği gösteren “coefficient of variance” in yüksek çıkması (>%10) ve/veya kuvvetin dinamometre bilgisayar ekranındaki anlık grafiksel çiziminde katılımcının maksimal kuvvetle testi yapmadığı değerlendirildiğinde yaklaşık iki dakika toparlanma sonrası test tekrar edildi.



Şekil 3.4 Bir katılımcımızın kuvvet testinin ($60^\circ/s$ hızda uygulanmış) sonucuna örnek. Mavi çizgi: yaralanmamış(sağ), pembe çizgi: yaralanmış(sol) ekstremitenin testini göstermektedir.

Her iki açısal hız ($60^\circ/s$ ve $180^\circ/s$) için de hamstring ve quadriceps pik tork değerleri LSI (Formül 3.1 ve Formül 3.2) ile hesaplanarak sırasıyla 60LSI (HI/QI) ve 180LSI (HI/QI) olarak kaydedildi.

$$LSI (HI) = \frac{\text{Opere taraf hamstring pik tork}}{\text{Non-opere taraf hamstring pik tork}} * 100 \quad (3.1)$$

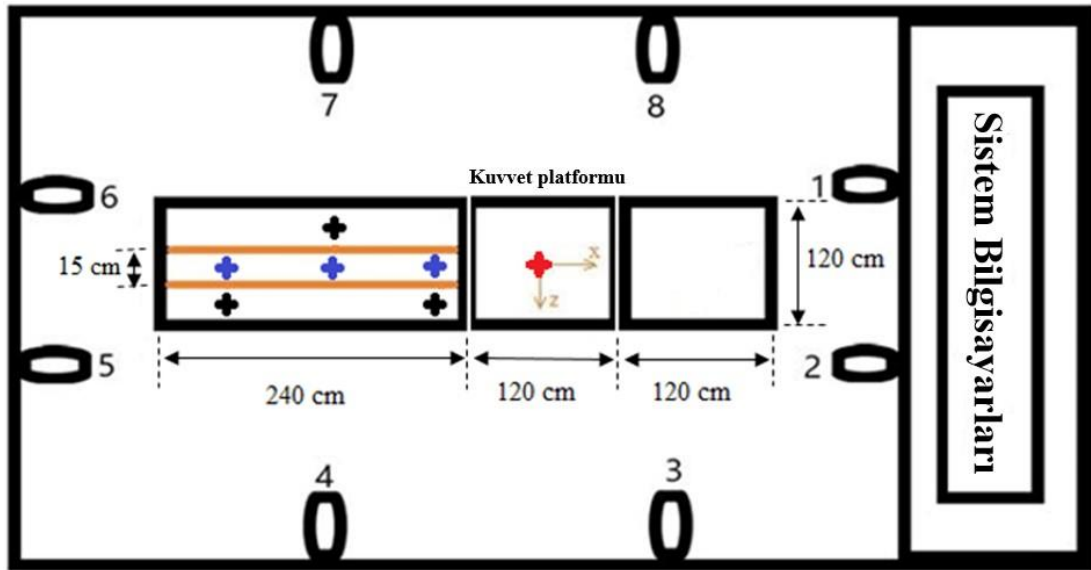
$$LSI (QI) = \frac{\text{Opere taraf quadriceps pik tork}}{\text{Non-opere taraf quadriceps pik tork}} * 100 \quad (3.2)$$

Buna ek olarak agonist/antagonist kasların ekstremitenin içi oranını değerlendirmek amacıyla HI/QI (Formül 3.3.) hesaplandı. $60^\circ/s$ için 60HI/QI, $180^\circ/s$ için 180HI/QI olarak isimlendirilerek kaydedildi.

$$\frac{HI}{QI} = \frac{\text{Opere(ya da non-opere)taraf hamstring pik tork}}{\text{Opere(ya da non-opere)taraf quadriceps pik tork}} \quad (3.3)$$

3.8 Fonksiyonel testler (zıplama testleri)

Fonksiyonel zıplama testleri uzun yıllardır ÖÇB yaralanması sonrası süreçte gerek sahaya dönüş kararında gerekse rehabilitasyonun değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Bunlardan en sık kullanılanlar düz üç adım zıplama ve çapraz üç adım zıplamadır. Bu testler iki ekstremitte performansı arasındaki simetriyi ölçmektedir. Testlerde performans değerlendirmesi için sıklıkla atlama mesafesi ölçülmekle birlikte son yıllarda testler esnasındaki biyomekanik verilerin analizine önem verilmiştir. Çalışmamızda da performans kriteri mesafe değil iniş sırasındaki diz hareketleri olduğundan; zıplama mesafelerinin yaratacağı ivme ve darbe farklılıklarını ortadan kaldırmak ve standardize bir iniş süreci yaratmak amacıyla zıplamaların hedef noktaları arası her bir katılımcı için bacak boyunun %75'i olarak belirlendi [269]. Testlerin ortak son iniş noktalarının kuvvet platformunun merkezi olması planlandığından, bu noktadan geriye doğru belirlenmiş aralıklarla zıplama hedefleri işaretlendi (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 Fonksiyonel testler ve biyomekanik ölçümlerin yapıldığı laboratuvarın yukarıdan bakışla şematize edilmiş görüntüsü. Mavi işaretlemeler (+): THT için katılımcıya göre belirlenmiş hedef noktaları. Siyah işaretlemeler (+): CHT için katılımcıya göre belirlenmiş hedef noktaları. Kırmızı işaretleme (+): Sekiz kamera ve

kuvvet platformunun ortak merkez noktası. 1-8: Sensör pozisyonlarını ölçen kameralar.

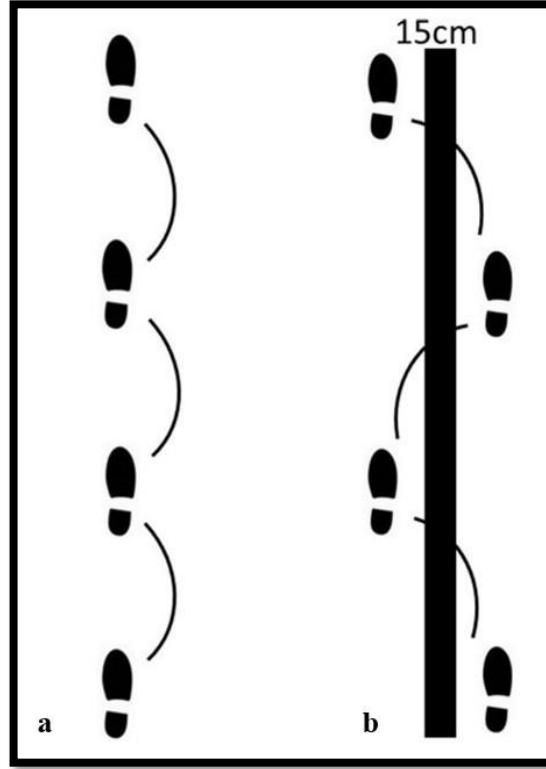
3.8.1 Tek Ayak Üç Adım Düz Zıplama Testi (THT)

Tek ayak üç adım düz zıplama testinde parkura daha önce anlatıldığı biçimde ölçümü yapılan bacak boyuna oranla belirlenen hedef noktalar işaretlendi (bkzn. Şekil 3.5). Katılımcılar teste başlangıç noktasında teste tabi olan ekstremitte üzerinde dengesini sağladıktan sonra başladı. Karşıt ekstremitte dizi fleksiyonda kalacak şekilde tutulması gerektiği ve yerle temas etmemesi gerektiği anlatıldı. Düz bir hatta işaretlenmiş hedeflere üçüncü (son) inişe kadar mümkün olan en kısa duraksama ile zıplamaları istendi (Şekil 3.6). Kuvvet platformu merkezine yapacakları son iniş sonrasında dengelerini sağladıktan sonra testin bir tekrarı tamamlandı. Bu noktadan sonra serbest hareket ederek başlangıç noktasına dönmeleri ve aynı şekilde en az altı tekrar yapmaları istendi. Tekrarlar sırasında denge sağlanamaması nedeniyle her iki ekstremitesi ile yere temas etmek durumunda kalınan ya da sensör-kamera etkileşimindeki sorunlar nedeniyle veri kesintisi olan tekrarlar istatistiğe dahil edilmedi.

3.8.2 Tek Ayak Üç Adım Çapraz Zıplama Testi (CHT)

Tek ayak üç adım düz zıplamadan farklı olarak; platforma 15 cm aralıklı olacak şekilde iki paralel hat çekildi. Düz zıplamaya benzer şekilde hedeflenen mesafeler belirlenen hattın her iki tarafında işaretlendi (bkzn. Şekil 3.5). Katılımcılar test ayağının laterali platformdaki hattın lateralinde olacak şekilde tek ekstremitte üzerinde dengesini sağladıktan sonra teste başladı. Karşıt ekstremitte dizi fleksiyonda kalacak şekilde tutulması gerektiği ve yerle temas etmemesi gerektiği anlatıldı. Sırasıyla lateral-medial ve lateral yönde çizilen hattın dış yanındaki hedeflere üçüncü (son) inişe kadar mümkün olan en kısa duraksama ile zıplamaları istendi (bkzn. Şekil 3.6). Kuvvet platformu merkezine yapacakları son iniş sonrasında dengelerini sağladıktan sonra testin bir tekrarı sonlandı. Bu noktadan sonra serbest hareket ederek başlangıç noktasına dönmeleri ve aynı şekilde en az altı tekrar yapmaları istendi. Tekrarlar sırasında denge sağlanamaması nedeniyle her iki ekstremitesi ile yere temas etmek

durumunda kalınan ya da sensör-kamera etkileşimindeki sorunlar nedeniyle veri kesintisi olan tekrarlar istatistiğe dahil edilmedi.



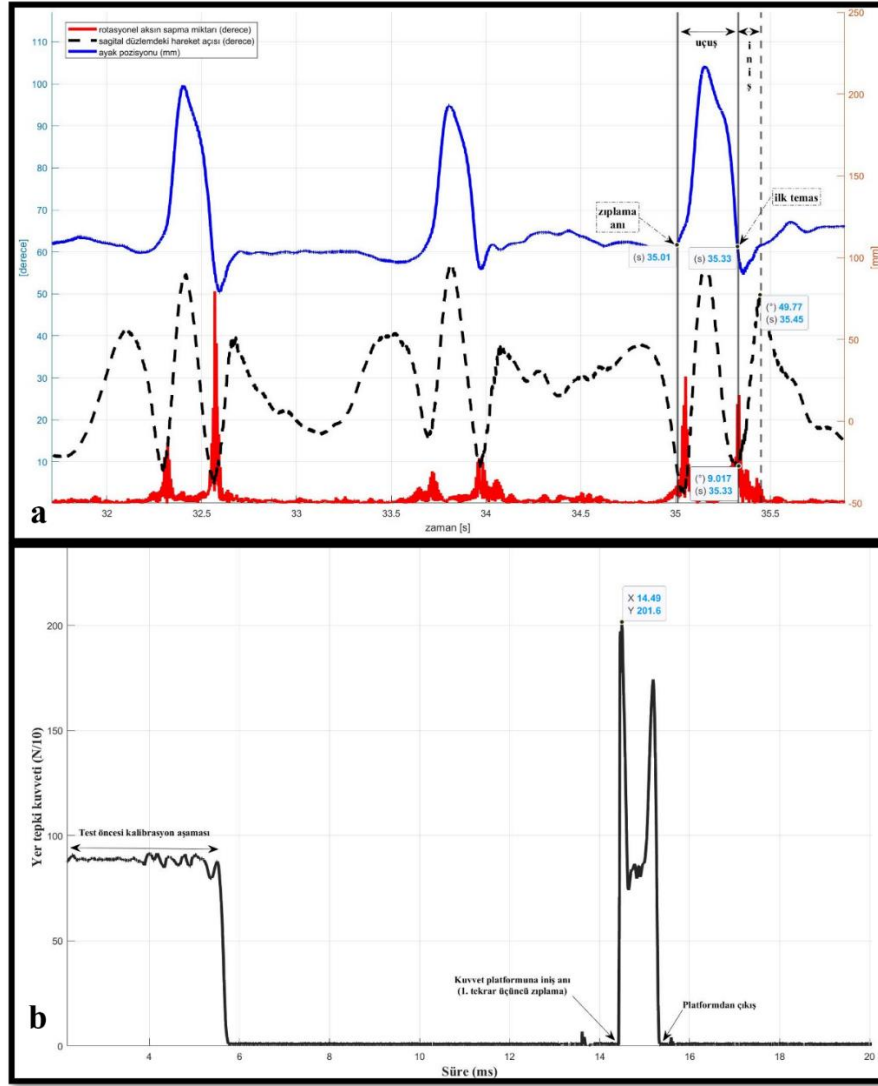
Şekil 3.6 Katılımcıların THT(a) ve CHT'de(b) uymaları istenen test rotaları [20].

3.8.3 Yüksekten Düşme Testleri

Katılımcılar düz zıplama testlerine ek olarak kuvvet platformunun bir kenarının orta hattında konumlandırılmış olan 30 cm yükseklikten öne ve yana düşme testlerini de gerçekleştirdi. Katılımcılar teste başlangıç noktasında teste tabi olan ekstremitenin üzerinde dengesini sağladıktan sonra başladı. Karşıt ekstremitenin dizi fleksiyonda kalacak şekilde tutulması gerektiği ve yerle temas etmemesi gerektiği anlatıldı. Kuvvet platformunun üzerine tek bir düşüş yaptıktan sonra testin bir tekrarı sonlandı. Bu noktadan sonra serbest hareket ederek başlangıç noktasına dönmeleri ve aynı şekilde en az altı tekrar yapmaları istendi. Bu ölçümlerin verilerinin incelenmesi devam etmekte.

3.9 Kinematik Ölçüm ve Değerlendirmeler

Kinetik ve Kinematik veriler kalibre edilmiş hareket analizi sistemi (PhaseSpace Impulse X2, PhaseSpace Inc., San Leandro, California, USA) ve özel yapım 120x120cm kuvvet platformu (Bertec Inc., Columbus, Ohio, USA) ile ölçüldü. Hareket analizi sistemi sekiz PhaseSpace kamera, LED sensör setleri ve sistem bilgisayarından (Intel Pentium IV 3 GHz, 512 MB hafıza, grafik hızlandırıcı kart, Slackware 10.1 -Linux Kernel v.2.6.15), PhaseSpace HUB ve PhaseSpace yazılımından oluşuyordu. Toplanan veriler özel yazılmış MatLab kodlarıyla toplanarak işlendi (Şekil 3.7).



Şekil 3.7 Bir katılımcımızın MatLab üzerinde incelenen kinetik(b) ve kinematik(a) verileri.

Çalışmamızda yukarıda ayrıntıları anlatılan iki zıplama (THT ve CHT) testi aynı parkurda ve aynı protokole uygun şekilde yapılmıştır (bkz. Şekil 3.6). Hastalar test öncesinde parkur ve test detayları hakkında bilgilendirilmiş ve deneyimleme imkânı verilmiştir. Bir katılımcı test parkurunun açıklanması sonrasında yapamayacağını belirterek çalışma dışında kalmıştır. Katılımcılara test öncesinde yaklaşık 5 dakika serbest ısınma süresi verilmiştir.

Katılımcıların gövde, uyluk, baldır ve ayaklarına velkro bandajlar aracılığıyla test alanındaki kamera sisteminin algıladığı dörder adet sensör yerleştirilmiştir (Şekil

3.8). Her bir velkro bandaj bağlandığında katılımcıdan konforsuz olduğu ya da performansını etkileyecek bir durum olmadığının onayı alınmıştır.



Şekil 3.8 Zıplama testleri ve biyomekanik inceleme için hazırlanmış bir katılımcı. Sağ ekstremitede ölçümü için kızılötesi sensörler velkro bandajlar yardımıyla yerleştirilmiş, ortada kuvvet platformu (gri) olan test alanı ve sensörleri algılayıcı kamera&bilgisayar sistemleri.

Yukarıda bahsedilen ve çeşitli uzuvlara yerleştiren her dört adet ışık yayan diyot (LED) bir sensör grubu oluşturmaktadır. Bir grup içindeki sensörlerin aralarındaki mesafenin, gerekli önlemler alınarak, deney boyunca sabit kaldığı varsayılır. Dört adet sensörün uzayda bir hacim oluşturduğu ve aralarındaki uzaklıkların değişmemesinden dolayı bu hacim katı cisim kabul edilebilir. Gerekli tanımlamalar ve varsayımlardan dolayı, üç boyutlu katı bir cismin laboratuvar koordinat sistemine göre oryantasyonu ve hareketten dolayı bu oryantasyonun değişimi ölçülebilir. Oluşturulan bu katı cisimlerin oryantasyonu aynı zamanda üzerlerinde buldukları uzuvların oryantasyonudur. Üç boyutlu uzayda bir cismin oryantasyonunu tanımlamak ve gerekli hesaplamaları yapmak için dört boyutlu

karmaşık sayılar olan kuaterniyonlar kullanılmıştır. Örneğin, uyluğun (uy) ve baldırın (ba) 3 boyuttaki oryantasyonu, kuaterniyonlar kullanılarak laboratuvar koordinat sistemine göre; sırasıyla q_{uy} ve q_{ba} ile tanımlandı. Diz açısı uyluk ve baldır arasındaki eklem açısıdır. Diz açısının üç-boyutlu dönmesi kuaterniyonlar kullanılarak şöyle hesaplanabilir;

$$q_{diz} = q_{uy} \otimes q_{ba}^* \quad (3.4)$$

Burada ' \otimes ' kuaterniyonlar arası çarpma operatörünü temsil ederken, ' q_{ba}^* ' ise baldır için tanımlanan q_{ba} kuaterniyonun konjugesini ifade eder. Dört boyutlu bir karmaşık sayı olan ve 'dördey' diye de adlandırılan kuaterniyonlar üç-boyutlu uzayda bir vektör ve o vektör etrafındaki dönme miktarı olarak ifade edilebilir. Eğer ' q_{diz} ' dördeyini üç-boyutlu uzaya yansıtırsak, elde edeceğimiz vektör dizin dönme aksını, dönme miktarı ise diz açısını ifade eder.

Global referans sistemine göre, her bir an için, dizin anlık dönüş eksenini (\hat{n}_{diz}) ve bu eksenin dönüş büyüklüğünü (θ_{diz}) hesapladık. Dizin ardışık iki anlık dönüş eksenini olan $\hat{n}_{diz}(t)$ ve $\hat{n}_{diz}(t + \Delta t)$ 'nin birim vektörleri arasındaki açısal sapmalar değişkenlik olarak tanımlandı ve vektörlerin nokta çarpımı kullanılarak şu şekilde hesaplandı.

$$değişkenlik(t) = \cos^{-1}(\hat{n}_{diz}(t) \cdot \hat{n}_{diz}(t + \Delta t)) \quad (3.5)$$

Daha sonra katılımcının ayağının yere değiş anını izleyen süreçte maksimum ekstansiyon ($t_{MaksEks}$) ve fleksiyon ($t_{MaksFleks}$) yapılan zamanların arası iniş olarak belirlendi. İniş süresi (İnSür) boyunca tüm değişkenlik değerleri toplanarak, toplam değişkenlik TopDeğ elde edildi.

$$TopDeğ = \sum_{t_{MaksEks}}^{t_{MaksFleks}} değişkenlik(t) \quad (3.6)$$

Yukarıda tanımlanan iniş süresi kişilere özgü olduğu için toplam değişkenlik bu aralığa göre normalize edilerek, normalize toplam değişkenlik NormTopDeğ metriği aşağıdaki gibi tanımlanmıştır.

$$NormTopDeğ = \frac{TopDeğ}{t_{MaksFleks} - t_{MaksEks}} \quad (3.7)$$

3.10 Verilerin İstatistik Yöntemler ile Değerlendirilmesi

İstatistiksel analizler IBM SPSS versiyon 28 yazılımı ile gerçekleştirildi. Tüm bağımlı değişkenler için tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma değerleri kullanılarak sunuldu. Katılımcılar bir deneyi altı tekrar olarak gerçekleştirdi ve katılımcıların bu tekrarlarda en başarılı oldukları üç deney istatistiksel olarak değerlendirmeye alındı. Kinetik ve kinematik metrikler seçilen bu üç deney tekrarının ortalaması üzerinden hesaplandı. Bağımlı değişkenlerin normal dağılıma uyup uymadıkları Shapiro-Wilk Testi ile kontrol edildi. İstatistiksel analizlerde toplamda 35 katılımcının opere ve non-Operate dizlerine ait tüm metrikler *tekrarlı ölçümler için varyans analizi (ANOVA)* yöntemi kullanılarak karşılaştırıldı. Tekrarlanan ölçüm seviyeleri arasındaki varyansların eşitliği Mauchly Küresellik Testi ile kontrol edildi. İki boyutlu ANOVA uygulanan analizlerde Bonferoni düzeltmesi uygulanarak çoklu karşılaştırma yapıldı. Tüm analiz sonuçları için güven aralığı %95 olarak kullanıldı ve 0.05 değerinin altındaki p değerleri için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

ÖÇB yaralanmasını takiben hamstring tendon otogrefti ile rekonstrüksiyon cerrahisi geçirmiş olan rekreasyonel sporcuların, yaralanmış ekstremitesi ile karşıt ekstremitesinin kinematik ve kinetik verilerini kıyaslayan; bu verilerin kendi içerisindeki ve spora dönüş indexi (ACL-RSI) ve Lysholm diz skalası arasındaki ilişkiyi araştıran çalışmamıza başlangıçta 35 erkek gönüllü dahil edildi.

4.1 Demografik bilgiler

Gruptaki katılımcıların ortalama yaşı 25.9 yıl, boy uzunluğu 179.3 cm, bacak uzunluğu 89.5 cm ve vücut ağırlığı 78.6 kg idi. ÖÇB-R üzerinden geçen süre ise ortalama 19.2 ay olarak bulundu. Tablo 4.1’de katılımcıların demografik bilgileri ayrıntılı olarak verilmiştir.

Tablo 4.1 **Subjektif ölçütleri doldurarak fonksiyonel testlere katılan katılımcıların demografik ve fiziksel özellikleri.**

n	35
Yaş (yıl) Ort. \pm STD (Min – Maks)	25.9 \pm 5.2 (18 – 36)
Boy uzunluğu (cm) Ort. \pm STD (Min – Maks)	179.3 \pm 7.1 (168 – 191)
Bacak uzunluğu (cm) Ort. \pm STD (Min – Maks)	89.5 \pm 5.5 (78 – 100)
Vücut ağırlığı (kg) Ort. \pm STD (Min – Maks)	78.6 \pm 10.4 (60 – 105)
VKİ (kg/m ²) Ort. \pm STD (Min – Maks)	24.4 \pm 2.5 (20.04 – 29.76)
Post-op süre (ay) Ort. \pm STD (Min – Maks)	19.2 \pm 4.5 (12 – 28)

4.2 Dominant ve Opere Ekstremitte Dağılımı

Katılımcıların (n=35) %97'sinin (34) dominant ekstremitesi "sağ" idi. ÖÇB yaralanması geçirip opere olan ekstremitte dağılımına baktığımızda ise katılımcıların %45.7'si (16) dominant, %54.3'ü (19) ise dominant olmayan ekstremitesinde ÖÇB-R geçirmişti. Gruptaki dominant olan ve ÖÇB-R geçiren kişilerin dağılımı Tablo 4.2'de verilmiştir.

Tablo 4.2 Dominant olan ve ÖÇB-R geçiren ekstremitelere göre dağılım.

	Sağ Dominant	Sol Dominant	Toplam
Sağ ÖÇB-R	16	1	17
Sol ÖÇB-R	18	0	18
Toplam	34	1	35

Aktivite seviyeleri:

Katılımcıların aktivite seviyelerini saptamak için kullandığımız Tegner Aktivite Düzeyi; grupta en düşük 7, en yüksek 10 olarak bulundu. Grup ortalaması 8.29, standart sapması 1.10 olarak hesaplandı. Tegner Aktivite Düzeyinin grup içi sonuçları Tablo 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.3 Katılımcıların Tegner aktivite düzeyi ölçüm sonuçları.

n	35
Tegner Düzeyi Ort. ± STD	8.29 ± 1.10
(Min – Maks)	(7 – 10)

4.3 Günlük yaşam semptomları

Günlük yaşamdaki semptomların değerlendirmesi amacıyla kullandığımız Lysholm Diz Skalası Skoru; grupta en düşük 71, en yüksek 100 puandı. Grup ortalaması 88.77, standart sapması 9.41 olarak hesaplandı. Bu skorlar tüm grubun "normal" skor ve üstü aldığını ve ortalama olarak da "iyi" sınıfına girdiğini göstermiştir. Lysholm Diz Skalası Skoru sonuçları Tablo 4.4'te verilmiştir.

Tablo 4.4 Katılımcıların Lysholm diz skalası ölçüm sonuçları.

n	35
Lysholm skoru Ort. \pm STD (Min – Maks)	88.77 \pm 9.41 (71 – 100)

4.4 ÖÇB-R sonrası spora dönüş psikolojik hazır olma hali

Katılımcıların ÖÇB-R cerrahisi ve rehabilitasyon süreci sonrası spora dönüşteki psikolojik hazırlık durumunu değerlendirmek için kullandığımız ACL-RSI ölçeğinde grup içi minimum skor 42.50 iken maksimum skor 100.00 olarak hesaplandı. Ortalama skor 75.54, standart sapma ise 13.61 olarak hesaplandı. Ölçeğin değerlendirme kriterleri göz önüne alındığında grupta “pozitif psikolojik hazır olma hali”ne 7 kişi ulaşamamışken, 28 kişi bu seviyeye ulaşmıştı. Ortalama skor da grubun genelinin “pozitif psikolojik hazır olma hali”ne sahip olduklarını göstermektedir. Tablo 4.5’te ACL-RSI ölçeği sonuçları verilmiştir.

Tablo 4.5 Katılımcıların ACL-RSI sonuçları.

n	35
ACL-RSI skoru Ort. \pm STD (Min – Maks)	75.54 \pm 13.61 (42.5 – 100)

4.5 Tek Ayak Denge Değerlendirmesi

Katılımcıların dengede kalabilme becerisini değerlendirmek için Biodex Denge Sistemi aracılığıyla tek ayak denge testi yapıldı. Test öncesinde bir katılımcı kendi isteğiyle çalışmadan ayrılmış olduğundan 34 kişide denge ölçümü tamamlandı. Test, katılımcılara cihaz ekranını görsel geribildirim sağlandığı (GVar) ve ekranı görmenin engellenerek geribildirim kısıtladığı (GYok) koşullarda her iki ekstremitenin için ikişer kez tekrarlanarak bu değerlerin ortalaması alındı. Bu ölçümlerin sonuçlarına göre GVar koşulda; APSI, MLSI ve OSI sonuçlarının ortalaması ve standart sapmaları opere tarafta sırasıyla; 1.79 \pm 1.14, 1.09 \pm 0.61 ve 2.32 \pm 1.33 iken non-opere tarafta 1.41 \pm 0.98, 0.97 \pm 0.47 ve 1.94 \pm 1.04 olarak hesaplandı. GVar koşulundaki ölçümlerin sonuçlarından APSI (p=0.001) ve OSI (p=0.008) opere tarafta anlamlı olarak yüksek iken MLSI’da (p=0.319) anlamlı fark yoktu (Tablo 4.6).

GYok koşulda ise; APSI, MLSI ve OSI sonuçlarının ortalaması ve standart sapmaları opere tarafta sırasıyla; 2.51 ± 1.51 , 1.42 ± 0.57 ve 3.16 ± 1.57 iken Non-opere tarafta 2.44 ± 1.35 , 1.41 ± 0.71 ve 3.06 ± 1.54 olarak hesaplandı. GYok koşulda iki ekstremitenin denge ölçümlerinin APSI, MLSI ve OSI sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu (sırasıyla $p= 0.715$, $p= 0.893$, $p= 0.611$) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6 Görsel Geribildirim varlık-yokluk durumuna göre denge metriklerinin ekstremiteler arası karşılaştırılması.

n=34	GVar				GYok			
	NOp		Op		NOp		Op	
	Ort.	±STD	Ort.	±STD	Ort.	±STD	Ort.	±STD
Balance OSI ^{a, b, c}	1.94	1.04	2.32	1.33	3.06	1.54	3.16	1.57
Balance APSI ^{a, b, c}	1.41	0.98	1.79	1.14	2.44	1.35	2.51	1.51
Balance MLSI ^{b, c}	0.97	0.47	1.09	0.61	1.41	0.71	1.42	0.57

^a: Görsel geribildirim varlığında (GVar) opere ile non-opere ekstremiteler arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$).

^b: Opere tarafta yapılan testlerde GVar ile GYok koşulları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$).

^c: Non-opere tarafta yapılan testlerde GVar ile GYok koşulları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$).

Opere ekstremitelerin koşullar arasındaki test sonuçlarına bakıldığında ise GYok koşulda; APSI, MLSI ve OSI sonuçları anlamlı olarak yüksek bulundu (sırasıyla $p= 0.013$, $p= 0.007$ ve $p= 0.006$). Benzer şekilde non-opere tarafta da GYok koşul altında APSI, MLSI ve OSI sonuçlarının anlamlı olarak arttığı gösterildi (sırasıyla $p= 0.001$, $p= 0.001$ ve $p= 0.001$).

4.6 Derin Duyu (Eklem Repozisyonu) Değerlendirmesi

Katılımcıların derin duyu algılarını değerlendirmek için eklem pozisyon reproduksiyonu tabanlı ölçüm yapan Biodex Sistem III İzokinetik Dinamometre ile testler yapıldı. Test öncesi iki katılımcı kendi isteğiyle çalışmadan ayrılmış olduğundan 33 kişide denge ölçümü tamamlandı. Bu testler 30° ve 60° olmak üzere iki farklı açısal hedefte yapıldı. Katılımcıların 30° 'de opere ve non-opere taraf OMAH'ları (Prop30) ve standart sapmaları sırasıyla; $5.25^\circ \pm 2.70^\circ$ ve $7.12^\circ \pm 3.58^\circ$

olarak hesaplandı. 30°’de opere taraf istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulundu ($p = 0.006$). 60°’da opere ve non-opere taraf OMAH’ları (Prop60) ve standart sapmaları hesaplandığında ise sırasıyla; $5.00^\circ \pm 5.15^\circ$ ve $5.96^\circ \pm 2.93^\circ$ bulundu. 60°’de iki ekstremitenin arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktaydı ($p = 0.325$) (Tablo 4.7).

30° ve 60° kıyaslandığında ise; hem opere tarafta ($p= 0.818$) hem non-opere tarafta ($p=0.087$) testler arası anlamlı bir fark gözlenmedi (Tablo 4.7).

Tablo 4.7 Prop30 ve Prop60 metriklerinin non-opere ve opere taraf sonuçları.

n=33	NOp		Op	
	Ort.	±STD	Ort.	±STD
Prop30(°) ^a	7.12	3.58	5.25	2.70
Prop60(°)	5.96	2.93	5.00	5.15

^a: 30° hedeflendiğinde opere ile non-opere taraf arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$).

4.7 Uyluk Kas Kuvveti Değerlendirmesi

Katılımcıların uyluk anteriorundaki Quadriceps kası için ekstansiyon ve posteriorundaki Hamstring kas grubunun için fleksiyon konsantrik pik tork değerlerinin ekstremiteler arasındaki simetrisinin hesaplanması amacıyla Biodex Sistem III İzokinetik Dinamometre ile ölçümler yapıldı. Test öncesi iki katılımcı kendi isteğiyle çalışmadan ayrılmış olduğundan 33 kişide ölçüm tamamlandı. Elde edilen verilerden opere ve non-opere taraf için agonist/antagonist (HI/QI) oranı da ayrı ayrı hesaplanarak değerlendirmeye alındı.

Katılımcı grubunun 180°/s açısal hızda yapılan testinde quadriceps kası için ortalama LSI değeri %90.62, standart sapması ise 11.64 olarak hesaplanırken, hamstring kası için ise ortalama LSI %89.99, standart sapması ise 15.48 olarak hesaplandı. 60°/s açısal hızdaki testte ortalama LSI ± standart sapma sonuçları ise quadriceps ve hamstring için sırasıyla, $\%90.35 \pm 15.33$ ve $\%91.15 \pm 15.28$ olarak bulundu. Bu sonuçlara göre katılımcı grubumuzun kas kuvvetleri açısından yeterli kabul edilen ($LSI>\%90$) seviyeye ulaşmış olduğu belirlendi. 180°/s ve 60°/s açısal hızdaki testler karşılaştırıldığında ise hem quadriceps hem hamstring ölçümü açısından anlamlı bir farklılık gözlenmedi (sırasıyla $p=0.863$, $p=0.597$) (Tablo 4.8).

Tablo 4.8 İzokinetik kas kuvveti ölçümünde LSI sonuçları.

n=33	Ort.	±STD
60LSI (QI) (%)	90.35	15.33
180LSI (QI) (%)	90.62	11.64
60LSI (HI) (%)	91.15	15.28
180LSI (HI) (%)	89.99	15.48

180°/s hızda yapılan testte 180HI/QI oranı sonuçları opere ve non-opere tarafta sırasıyla; %58.35 ve %59.16 bulunurken; standart sapmaları da 11.84 ve 11.53 olarak hesaplandı. 60°/s açısal hızda ise 60HI/QI oranı opere ve non-opere tarafta sırasıyla; %54.59 ve %51.57 iken, standart sapmaları 11.95 ve 11.50 olarak hesaplandı. Her iki açısal hız sonucunda da ekstremiteler arasında anlamlı farklılık saptanmadı (180°/s için $p=0.0636$, 60°/s için $p=0.051$). Test hızları kıyaslandığında ise HI/QI ölçümünün opere ve non-opere tarafta 180°/s hızda daha yüksek olduğu gözlemlendi (sırasıyla $p=0.004$ ve $p=0.001$) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9 Çalışma grubumuzun ekstremitelere göre Agonist/Antagonist (HI/QI) oranının iki farklı testteki sonuçları.

n=33	NOp		Op	
	Ort.	±STD	Ort.	±STD
60HI/QI (%) ^{a, b}	51.57	11.50	54.59	11.95
180HI/QI (%) ^{a, b}	59.16	11.53	58.35	11.84

^a: Opere tarafta yapılan testlerde 180°/s ile 60°/s test hızları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$).

^b: Non-opere tarafta yapılan testlerde 180°/s ile 60°/s test hızları arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$).

4.8 Yere İnişin Kinetik Verilerle Değerlendirmesi

Her iki test için de üçüncü ve son inişin yapıldığı kuvvet platformu aracılığıyla yer tepki kuvveti ölçülerek kaydedilmiş ve MatLab ile işlenmiştir (bknz. Şekil 3.8). İniş anındaki yer tepki kuvvetinin tepe değeri katılımcı vücut ağırlığına bölünerek normalize edilmiş (NormYT) ve değerlendirmeye alınmıştır.

Bu sonuçlara bakıldığında THT'de sırasıyla opere ve non-opere ekstremiteler sonuçları \pm standart sapmaları $2.8 \pm 0.54 \text{ N/kg} \times 10$ ve $2.78 \pm 0.5 \text{ N/kg} \times 10$ bulunmuştur

ve iki ekstremitte arasında fark bulunmamıştır ($p = 0.832$). CHT’de ise sırasıyla opere ve non-opere ekstremitte sonuçları \pm standart sapmaları $2.83 \pm 0.57 \text{ N/kg} \times 10$ ve $2.79 \pm 0.59 \text{ N/kg} \times 10$ bulunmuştur ve THT’ye benzer şekilde iki ekstremitte arasında fark bulunmamıştır ($p = 0.689$) (Tablo 4.10).

Tablo 4.10 Yer tepki kuvveti ölçümünün sonuçları.

n=35	THT				CHT			
	NOp		Op		NOp		Op	
	Ort.	\pm STD	Ort.	\pm STD	Ort.	\pm STD	Ort.	\pm STD
NormYT (N/kg \times 10)	2.78	0.50	2.80	0.54	2.83	0.57	2.79	0.59

4.9 Yere İniş Esnasında Diz Eklemine Hareketlerinin Kinematik İncelenmesi

Gerek THT ve gerekse CHT’de katılımcıların test esnasındaki diz eklem hareketleri daha önce açıklanmış olan şekilde kızılötesi sensörler ve bu sensörleri algılayan kamera sistemi ile kaydedilmiştir. Bu kayıtlardan üçüncü ve son iniş anı belirlenmiştir. Bu iniş anındaki hareketin karakteristiği ve süresi detaylı olarak incelenmiş ve toplanan veriler “*Gereç ve Yöntem*” bölümünde açıklanan şekilde kantifiye edilerek metrikleştirilmiştir (sEHA, sEHA-LSI, TopDeğ, İnSür, NormTopDeğ).

İniş sırasında diz eklemine sagittal düzlemde yapmış olduğu fleksiyon-ekstansiyon hareketinin açıl genliğini hesaplayan sEHA sonuçlarında; THT’de opere tarafta non-opere tarafa oranla anlamlı derecede düşük gözlenirken (sırası ile $42.7^\circ \pm 10.52^\circ$, $51.93^\circ \pm 12.18^\circ$, $p=0.0001$). CHT’de de benzer şekilde opere taraf sEHA değeri anlamlı şekilde düşük olarak gözlendi (Op: $42.51^\circ \pm 8.89^\circ$, NOp: $51.88^\circ \pm 11.26^\circ$, $p= 0.00002$) (Tablo 4.11). sEHA değerinin ekstremiteler arası simetrisini değerlendirmek amacıyla sEHA-LSI oranı hesaplanmıştır. THT’de bu oran ortalama 84.96 ± 22.30 iken CHT’de 84.33 ± 20.49 olarak bulunmuştur (Tablo 4.11). Grubumuzu sEHA-LSI’sı %90 eşik değeri aşanlar (\geq %90) ile altında kalanlar (<%90) olarak iki gruba ayırdığımızda THT’de 13, CHT’de 14 kişi eşik değerini aşmışken sırasıyla 22 ve 21 kişi altında kalmış olarak bulundu.

Tablo 4.11 Katılımcıların sEHA ve sEHA-LSI'nin sonuçları.

n=35	THT				CHT			
	NOp		Op		NOp		Op	
	Ort.	±STD	Ort.	±STD	Ort.	±STD	Ort.	±STD
sEHA (°) ^{a, b}	51.93	12.18	42.70	10.52	51.88	11.26	42.51	8.89
sEHA LSI (%)	84.96 ± 22.30				84.33 ± 20.49			

^a: THT'de opere ile non-opere taraf arasında anlamlı fark bulunmuştur (p<0.05).

^b: CHT'de opere ile non-opere taraf arasında anlamlı fark bulunmuştur (p<0.05).

Dizin rotasyonel aksının hareketindeki sapmayı iniş süresi boyunca toplayarak hesap eden TopDeğ sonuçlarında; THT'de opere tarafta non-opere tarafa oranla anlamlı derecede yüksek bulundu (sırası ile $3.06^\circ \pm 1.10^\circ$, $2.61^\circ \pm 1.01^\circ$, p=0.035) (Tablo 4.12). CHT'de ise iki ekstremite arasında anlamlı bir farklılık gözlenmedi (Op: $2.82^\circ \pm 1.23^\circ$, NOp: $2.68^\circ \pm 1.04^\circ$, p=0.523) (Tablo 4.12).

İnSür; hem THT'de hem CHT'de opere tarafta (sırası ile 68.86 ± 11.78 ms ve 67.63 ± 12.91 ms) non-opere tarafa (sırası ile 75.64 ± 11.13 ms ve 75.44 ± 9.76 ms) göre anlamlı şekilde daha kısaydı (sırası ile p=0.005 ve p=0.002) (Tablo 4.12).

Rotasyonel akstaki sapmanın birim zamana göre normalize edilmiş hali olan NormTopDeğ sonuçları; THT ve CHT'de opere tarafta (sırası ile 0.046 ± 0.018 °/ms ve 0.043 ± 0.019 °/ms) non-opere tarafa (sırası ile 0.035 ± 0.014 °/ms ve 0.036 ± 0.014 °/ms) göre anlamlı derecede yüksekti (sırası ile p=0.001 ve p=0.024) (Tablo 4.12).

Tablo 4.12 Katılımcıların sEHA ve sEHA-LSI'nin sonuçları.

n=35	THT				CHT			
	NOp		Op		NOp		Op	
	Ort.	±STD	Ort.	±STD	Ort.	±STD	Ort.	±STD
TopDeğ (°) ^a	2.61	1.01	3.06	1.10	2.68	1.04	2.82	1.23
İnSür (ms) ^{a, b}	75.64	11.13	68.86	11.78	75.44	9.76	67.63	12.91
NormTopDeğ (°/ms) ^{a, b}	0.035	0.014	0.046	0.018	0.036	0.014	0.043	0.019

^a: THT'de opere ile non-opere taraf arasında anlamlı fark bulunmuştur (p<0.05).

^b: CHT'de opere ile non-opere taraf arasında anlamlı fark bulunmuştur (p<0.05).

Katılımcı grubumuzu sagittal düzlemdeki hareket simetrilerine göre böldüğümüzde ise eşik değeri geçen (≥ 90) grupta hem THT’de hem CHT’de İnSür ($p=0.496$, $p=0.671$) ve NormTopDeğ ($p=0.184$, $p=0.061$) sağlıklı ekstremiteye yaklaşılarak anlamlılığını yitiriyordu. Eşik değerin altında kalan (< 90) grupta; THT’de İnSür ve NormTopDeğ’in anlamlı farklılığını koruduğu ($p=0.002$, $p=0.002$) CHT’de ise İnSür opere ekstremitede anlamlı küçük olmaya devam ederken ($p<0.001$) NormTopDeğ’in anlamsız sonuçlandığı ($p=0.161$) gözlemlendi. TopDeğ ise tüm grup ve testlerde anlamsız farklılıklar göstermeye devam ediyordu (Tablo 4.13).

Tablo 4.13 Katılımcılar sagittal düzlemdeki hareketin simetrisine (sEHA-LSI) göre gruplandırıldığında ortaya çıkan sonuçlar.

n=35		sEHA-LSI ≥ 90		sEHA-LSI < 90	
		Op	NOp	Op	NOp
THT	TopDeğ (°)	2.68	2.28	3.28	2.8
	İnSür (ms)	75.5	75.8	66.2^a	75.5
	NormTopDeğ (°/ms)	0.0375	0.0309	0.0502^b	0.0373
CHT	TopDeğ (°)	2.92	2.33	2.76	2.9
	İnSür (ms)	73.1	74.5	64.0^a	76.0
	NormTopDeğ (°/ms)	0.0418	0.032	0.0438	0.038

^a: Opere tarafta non-opere tarafa oranla anlamlı kısa bulunmuştur ($p<0.05$)

^b: Opere tarafta non-opere tarafa oranla anlamlı yüksek bulunmuştur ($p<0.05$)

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda ÖÇB yaralanmasını takiben otolog hamstring grefti kullanılarak ÖÇB-R yapılan, cerrahi üzerinden en az bir yıl geçmiş erkek rekreasyonel sporcuların opere ve non-opere taraf diz eklemlerindeki rotasyonel aksın hareketindeki sapmanın farklı olup olmadığı incelenmiştir. İncelenen bu metriğin literatürde spora dönüş için sıklıkla kullanılan ölçeklerden Lysholm ve ACL-RSI'nın ve geleneksel testlerden; denge, derin duyu, izokinetik kas kuvveti ve yer tepki kuvveti ölçüm sonuçlarının geçerli eşiği aştığı durumlarda dahi defisiti tespit edip edemediği sorgulanmıştır.

Çalışmamızın sonuçları, subjektif geri bildirim ölçekleri sonuçlarına bakıldığında katılımcı grubumuz hem gündelik yaşam açısından hem de spora dönüş psikolojik hazırlık açısından iyi kabul edilen seviyelere ulaştığını gösterdi. Geleneksel test sonuçlarına bakıldığında ise katılımcı grubunun denge, derin duyu, izometrik kuvvet, agonist/antagonist oranı ve yer tepki kuvveti sonuçlarında ekstremiteler arasında anlamlı farklılığın(asimetrisinin) olmadığı seviyelere ulaşmış oldukları gözlemlendi. Çalışmamızın asıl odağı olan kinematik değerlendirme sonuçları ise her iki zıplama testinde de diz ekleminin iniş aksiyonu sırasında opere taraflarda belirgin azalmış sagittal düzlem hareketi yaptığını ortaya koydu. Buna ek olarak çalışmamızın özgün sonuçlarından rotasyonel akstaki sapma THT'de hem iniş süresince toplamı hem de birim zamandaki miktarının opere taraf dizde belirgin yüksek olduğunu ortaya koymuştur. CHT'de ise inişteki toplam sapma farklı bulunmasa da birim zamana göre normalize edildiğinde opere tarafta anlamlı şekilde yüksek bulundu. Buna ek olarak iniş aksiyonunu tamamlama süreleri her iki testte de opere tarafta anlamlı ölçüde kısalmış bulundu.

5.1 Demografik Bilgiler ve Fiziksel Özellikler

Sanders ve ark. tarafından ABD'de yapılan 21 yıllık takibin sonuçlarına göre erkeklerde ÖÇB yaralanma insidansının pik yaptığı yaş grubu 19-25 iken toplam yaralanmaların büyük çoğunluğunun 15-40 yaşları arasında gerçekleştiği ortaya konmuştur [59]. Benzer şekilde Avustralya'da 20 yıllık takibin yapıldığı bir başka çalışmada da ÖÇB yaralanma insidansının pik yaptığı yaş grubu 20-24 olarak belirtilirken, yaralanmaların büyük çoğunluğunun gözlemlendiği yaş grubu yine 15-40 idi

[57]. Çalışmamızda değerlendirilen katılımcıların yaş aralığı da literatürde yaralanmaların yoğun gözleendiği 18 ve 35 arasında iken ortalama yaş yaralanmanın pik yaptığı yaş grubu olan 25.9 idi.

Güncel literatürde ÖÇB yaralanmasının ekstremitte dominansı ile ilişkisi net değildir. Non-dominant ekstremitenin [270,271] ya da dominant [272] ekstremitenin ÖÇB yaralanması ile ilişkili biyomekanik defisitler içerebileceğini belirten çalışmalar olsa da ekstremitte dominansının ÖÇB yaralanması ile ilişkisinin olmadığını gösteren, farklı zıplama testlerini kapsayan çok sayıda çalışma da mevcuttur [273–275]. 2019 yılında yayınlanmış olan bir sistematik derlemede de literatürdeki bu çelişkili sonuçlara vurgu yapılmıştır [276]. Çalışmamızda ise katılımcıların %97'sinde sağ alt ekstremitte dominansı mevcuttu ve %54.3'ünde non-dominant ekstremitte ÖÇB-R geçirmişti.

5.2 Subjektif Ölçekler

Lysholm diz skalası başta ÖÇB yaralanması olmak üzere birçok diz yaralanması sonrası kullanılabilen, günlük yaşam sırasındaki diz fonksiyonlarını anlamaya yarayan bir skaladır [190–192]. Karen ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada herhangi bir diz yaralanması ya da cerrahisi olmayan toplumun %99'unun skalanın normal olarak değerlendirdiği skorları aldığını göstermiştir [277]. 2014 yılında yayınlanan bir çalışmada ise Lysholm skorunun ÖÇB-R sonrası 6. ayda 90.4 ± 9.1 'e, 12. ayda ise 93.1 ± 7.4 'e ulaştığını gösterilmiştir [278]. Bir başka ÖÇB-R sonrası Lysholm skalanının ele alındığı çalışmada da cerrahinin hemen sonrasında 61 iken 12. ayında 98'e kadar ulaştığını göstermiştir [279]. Carvalho ve arkadaşları da benzer şekilde ÖÇB-R sonrası rehabilitasyon almamış gruplarda Lysholm skorunun sağlıklı bireylere oranla anlamlı düşük olduğu gösterilmiştir [280]. Bizim çalışmamızda da Lysholm skoru 88.77 ± 9.41 olarak bulunmuştur. Bu sonuç katılımcılarımızın tamamının normal toplumdaki ve cerrahiden 12 ay ve sonraki sonuçlara benzer şekilde normal skorlar elde ettiğini göstermiştir. Çalışmamızın katılımcıları ÖÇB-R'den en az 12 ay sonra değerlendirmiş olması bu sonucun muhtemel sebebidir.

Zhou ve arkadaşları yaptığı çalışmada ÖÇB-R'den ortalama 8.3 sonrasında ACL-RSI skorunun ortalama 50.2 olduğunu göstermişlerdir [281]. Bir başka çalışma

ise spora dönmüş ve dönememiş grupları cerrahi sonrası 8 ve 12. aylarda ACL-RSI ile değerlendirmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre ise spora dönememiş grup 8. ayda ortalama 55.0 skora ulaşırken 12. ayda 61.3'e ulaşmıştır. Spora dönmüş grup ise 8. ayda ortalama 61.3 skora ulaşırken 12. ayda 74.2'ye ulaşmıştır [183]. ÖÇB-R geçirmiş 681 sporcunun ACL-RSI ile takibini içeren geniş çaplı bir çalışmada ise cerrahi öncesi, 4. ay, 6. ay, 1. yıl ve 2. yılda tekrarlayan ACL-RSI ölçümü yapılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre ACL-RSI skorunun her bir ölçüm zamanında bir önceki ölçüme oranla anlamlı şekilde iyileştiği gösterilmiştir. Skor ortalaması 1 yılın sonunda 64.7 2. yılın sonunda ise 65.2 olarak bulunmuştur. Aynı çalışmada sporcuların yaralanma öncesi branşlarında spor dönme durumuna göre ACL-RSI skor takibi de yapılmıştır. Yaralanma öncesi sporuna geri dönememiş grupta 1. yıl sonu ACL-RSI skoru 53.8, 2. yılda ise 50.6 da kalırken; sporuna dönebilenlerde sırasıyla 74.1 ve 75.7 skora ulaşarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Dahası gruplar sporuna eski seviyesinde dönebilenler ile seviyesi düşerek dönenler ve dönemeyenler olarak ayrıldığında takip sonu skorları sırasıyla 81.6'ya 53.2 olmuştur [268]. Benzer şekilde Webster ve arkadaşları da ACL-RSI skorunun rekabetçi spora dönen kişilerde 79, dönemeyenlerde 60 bulmuşlardır [282]. Çalışma grubumuzun ACL-RSI skor ortalaması 75.54 bulunmuştur. Spora dönüş için önerilen ACL-RSI skoru 65 ve üzerinde kabul edilir. Bu eşik değere göre değerlendirildiğinde katılımcılarımızın %80'i (28) pozitif sonuç almıştır. Bu sonuçlar çalışma grubumuzun psikolojik olarak spora dönüşüne hazır olduklarını ortaya koymaktadır.

5.3 Denge ve Derin Duyu

Literatürde denge skorlarının ÖÇB-R'den hemen sonra arttığını gösteren çalışmalar mevcuttur. ÖÇB-R öncesi ve en az 1 yıl sonrasındaki postüral stabilizasyonu değerlendiren bir çalışma ise non-opere tarafta cerrahi öncesi ve sonrası OSI'yı 3.0 bulurken, opere tarafta cerrahi öncesi 3.7 iken cerrahiden sonra 3.0 olarak bulmuştur [283]. Bu artışın uzun vadedeki değişimi ise tartışmalı sonuçlara sahiptir. Örneğin ÖÇB-R sonrası yapılmış bir çalışmada ise non-opere tarafta OSI, APSI ve MLSI sonuçlarının opere ekstremiteye oranla yüksek olduğu gösterilmiştir [284]. Bir başka çalışma ise ÖÇB-R grubu ile sağlıklı kontrol grubunun postüral stabilitelelerini değerlendirerek karşılaştırmıştır. Bu çalışmanın sonucuna göre ÖÇB-R geçirmiş

kişilerin APSI sonucu hem kendi non-opere taraflarına hem de kontrol grubuna oranla yüksek bulursa da bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Aynı çalışmada MLSI sonucu da değerlendirilmiş ve gerek ekstremiteler gerekse gruplar arasında bir fark gözlenmemiştir [285]. Sağlıklı voleybolcularda görsel geribildirim varlığı ve yokluğu koşullarında tekrarlanmış denge testini inceleyen bir çalışmada sporcularda tüm sonuçların görsel geri bildirim yokluğunda yüksek olduğu gösterilmiştir [286]. Benzer şekilde ÖÇB-R gruplarında yapılan çalışmalarda da görsel geribildirim ortadan kalkmasının tüm skorları anlamlı biçimde arttırdığı gösterilmiştir [202]. Çalışmamızda görsel geribildirim varlığında OSI ve APSI sonucunda opere tarafta anlamlı yükseklik mevcutken, MLSI sonucunda anlamlı fark gözlenmedi. Görsel geribildirim olmadığı durumda ise ekstremiteler arası farkın tüm sonuçlarda ortadan kalktığı görüldü. Bunlara ek olarak literatürle benzer şekilde görsel geribildirim ortadan kaldırılmasının tüm sonuçları kuvvetli anlamlı şekilde arttırdığı gözlemlendi.

Farklı testler ve koşullarla yapılabilen propriyosepsiyon değerlendirmelerinin sonuçları da oldukça heterojendir. Akut ve kronik ÖÇB yaralanmalarını kıyaslayan bir çalışmada iki ekstremitte arasında her iki koşulda da anlamlı fark gösterilememişken opere tarafın kendi içinde yaralanma kronikleştikçe anlamlı şekilde yükseldiği gözlenmiştir [200]. ÖÇB yaralanması geçirmiş kişiler ile sağlıklı kişileri farklı açısız hedefleri kullanarak karşılaştıran bir çalışmada ise yaralanma geçirmiş kişilerde skorların sağlıklı gruba göre her iki ekstremitesinde birden anlamlı yüksek olduğunu göstermiştir. Buna karşın ekstremiteler arasında 30° testi dışında anlamlı fark gözlenmemiştir [287]. Katayama ve ark. ise yaptıkları çalışmada ÖÇB yaralanması olan ekstremitede anlamlı yüksek sonuçlar elde etmiştir [288]. Benzer şekilde bir başka çalışmada konservatif tedavi ile kas kuvvetinde geçerli simetriyi kazanmış kişilerin opere taraf sonuçlarının gerek karşı ekstremitelerine gerekse kontrol grubuna oranla yüksek olduğu gözlemlense de bu yükseklik istatistiksel anlamlı bulunmamıştır [289]. Bu sonuçların tam tersine Reider ve ark. cerrahi sonrası 6. ayda non-opere dizde anlamlı yükseklik tespit etmişlerdir [201]. Literatürdeki bu çelişkili sonuçlara ek olarak çalışmamızda her iki testte de non-opere tarafta yüksek sonuçlar alınmış olup bu yükseklik yalnızca 30°'de anlam kazanmıştır.

5.4 İzokinetik Kas Kuvveti

İzokinetik uyluk bölgesi kas kuvveti ölçümü sahaya dönüş için en sık kullanılan testlerden biridir [18]. Literatürde cerrahi öncesi ve sonrasındaki takip sürecini içeren çok sayıda çalışma mevcuttur. Bu çalışmalar cerrahi öncesi hem quadriceps hem hamstring kaslarının tepe kuvvetinin yaralanmamış tarafa göre azaldığını göstermektedir [10,11,227]. Bu çalışmalardan birinde cerrahi öncesi-sonrası ve greft tipine göre kuvvet değerlendirme takibi yapılmış ve cerrahi sonrası ilk 6 ayda özellikle quadriceps kuvvet asimetrisinin derinleştiği (BTB grupta daha belirgin), 12. Aydan itibaren ise normale yaklaştığı gösterilmiştir [10]. Cerrahi sonrası ölçümlerin takibini de içeren geniş çaplı bir başka çalışmada yine greft tipi ile ilişkili olarak 9. aya kadar kuvvet asimetrisinin devam ettiğini göstermiştir [290]. Benzer şekilde Zhou ve ark. cerrahi sonrası ortalama 8.3 ayda ölçüm aldıkları gruplarında her iki kas grubu kuvvetinde de anlamlı defisit devam ettiğini göstermiştir [281]. Bu ölçümlerde sık kullanılan açısal hızlarının değerlendirilmesinde ise 180°/s hızlarda pik değerler sayısal olarak düşük bulunsa da defisit açısından 60°/s hıza göre bir değişim yaratmamıştır [11,291]. Agonist/antagonist oranına da bakılan bir meta-analizde ise; ÖÇB yaralanması sonrasında hamstring kas grubunun daha az kuvvet kaybettiği dolayısıyla HI/QI sonucunun yaralanmış tarafta daha yüksek olduğu gösterilmiştir [11]. Ortalama 8 ayda spora dönmüş sporcularda da benzer bir sonuca ulaşılmış fakat istatistiksel bir farklılık ortaya koyulamamıştır [233]. Bizim çalışmamızda ise her iki açısal hızda da hamstring ve quadriceps kas kuvvetlerindeki defisit spora dönüş için kabul gören seviyeye dönmüştü. Bu bulgu literatür bilgilerinde de yer alan cerrahi sonrası bir yılını doldurmuş grupların sonuçları ile paraleldi. Benzer şekilde HI/QI oranının da normal kabul edilebilir seviyelerde olduğu bulundu.

5.5 Fonksiyonel Testlerdeki Yere İnişin Kinetik Değerlendirmesi

Lepley ve arkadaşlarının 2018 yılında zıplama testlerinin inişindeki yer tepki kuvvetini de değerlendiren bir sistematik derleme ve meta-analiz yayınlamışlardır. Bu meta-analizde yer alan tüm çalışmalar opere taraflarda yer tepki kuvvetinde azalma gösterse de çoğu çalışmada bu azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır [25]. Bir başka meta-analize dahil edilen çalışmalar da benzer şekilde yer tepki kuvvetinin ekstremiteler arası anlamlı farklılık göstermediğini ortaya koymuştur [26]. Benzer

şekilde 2022 yılında yayınlanan bir başka çalışma sonuçları da ÖÇB-R geçirmiş kişilerin opere taraflarındaki yer tepki kuvvetinin sayısal olarak daha düşük olmasına karşın anlamlı farklılık olmadığını ortaya koymuştur [251]. Çalışmamızdaki sonuçlara bakıldığında literatüre benzer şekilde ekstremiteler arası farklılık olmadığı gözlenmiştir. THT ve CHT'deki sonuçlar sayısal olarak değerlendirildiğinde ise her iki ekstremitenin literatürdeki benzer zıplama testlerindeki sonuçlar ile oldukça yakın sonuçlara ($\sim 2.8 \text{ N/kg} \times 10$) sahip olduğu gözlenmiştir.

5.6 Fonksiyonel Testlerdeki Yere İnişin Kinematik Değerlendirmesi

Sagittal düzlemdeki fleksiyon-ekstansiyon hareketi dizin temel hareketini oluşturur [272]. Literatürde ÖÇB-R diz eklemine kinematik açıdan değerlendirildiği çalışmaların birçoğu sagittal düzlemdeki hareketi incelenmiş olsa da diğer düzlemdeki hareketleri de inceleyen daha az sayıda çalışma mevcuttur [23]. Xergia ve ark. ÖÇB-R üzerinden 6-9 ay geçmiş kişilerde THD ve CHD esnasında yaptıkları kinematik değerlendirmelerde iniş sırasındaki tepe fleksiyon değerinin opere tarafta ($\sim 38-40^\circ$) non-opere tarafa ($\sim 49^\circ$) oranla anlamlı oranda azaldığını göstermişlerdir [246]. Benzer şekilde cerrahi sonrası altıncı ayda SHD testinin iniş fazını inceleyen bir çalışmada da gerek tepe fleksiyon değerinin gerekse sagittal düzlemdeki hareket genliğinin (sEHA) opere tarafta daha düşük olduğunu göstererek iniş stratejisinin değiştiğini belirtmiştir [292]. Literatüre daha uzun dönem sonuçları açısından bakıldığında ÖÇB sonrası ortalama 32 ayda ölçüm yapılmış olan bir çalışma yine opere tarafta diz fleksiyon değerinde azalmayla birlikte kalça fleksiyonunda azalma ve gövde fleksiyonunda artma olduğunu göstererek iniş stratejisindeki değişikliğin devam ettiğini göstermiş ve klinisyenlere spora dönüş öncesi bu durumun simetriyi yakalamış olmasını değerlendirmeyi önermiştir [293]. Yine farklı cinsiyet, yaş, cerrahi sonrası zaman, greft tiplerini de değerlendiren çalışmalar olup göstermiştir ki kişilerin diz eklemineki fleksiyon hareketinde azalma meydana gelirken, gövde fleksiyonu ve ayak bileği plantar fleksiyonunda artma eşlik etmektedir [294,295]. Daha da uzun sürelerde dahi (ortalama 23 yıl) ölçümlerin sonucu gerek ÖÇB-R gerekse konservatif tedavi sonucunda dizin sEHA'sında anlamlı azalmanın devam ettiği bulunmuştur. Aynı çalışmada abduksiyon ve iç rotasyon açıları da değerlendirilmiş olup hem non-opere dizlerine hem de kontrol grubuna oranla; ÖÇB-R grubunda azalmış abduksiyon

artmış tibial dış rotasyon, konservatif tedavi grubunda ise her iki hareketlilik de artmış olarak gösterilmiştir [296]. Çalışmamızda THT ve CHT'nin iniş fazındaki dizin sEHA'sı değerlendirilmiş olup, literatüre paralel şekilde her iki testte de opere taraflarda oldukça anlamlı şekilde ($p=0.0001$ ve $p=0.00002$) düşük bulunmuştur. EHA sonucu kullanılarak hesaplanan sEHA-LSI metriğimizin grup ortalaması da %84.96 ve %84.33 (THT ve CHT) bulunmuştur. Bu sonucu, literatürdeki geçerlilik eşiği %90'ı kullanarak değerlendirecek olursak grubumuzdan THT'de 13, CHT'de 14 kişi yeterli simetriyi yakalamıştı.

Literatürdeki benzer sonuçların artması ile ÖÇB yaralanması sonrası iniş kinematiğinin değiştiği görüşü hâkim olmuş ve bu değişimin tespitine yönelik çalışmalar artmıştır [251]. Buna ek olarak mesafe simetrisine dayalı zıplama testlerinin çalışmaların büyük çoğunluğunda erken dönem sonuçlarının iyi olması ve buna rağmen aynı dönem biyomekanik ölçümlerin anlamlı yetersizlikleri tespit etmesi nedeniyle güvenilirliği tartışılmaya başlanmıştır [20,245,247,297]. Kotsifaki ve arkadaşlarının bu tartışmaları merkeze alarak yaptıkları sistematik derleme ve meta-analizde zıplama testleri sırasında yalnızca mesafeyi performans kriteri olarak değerlendirmenin kinetik ve kinematik yetersizliklerin gözden kaçmasına neden olacağı belirtilmiştir [26]. Yine benzer araştırmacı grubunun THD testini kullanarak yaptığı araştırmanın klinik çıkarımlarında ise iniş fazının dizin dinamik stabilizasyonu, yüksek darbe kuvvetini absorbe etme yeteneğini ve eksantrik çalışmasını değerlendirebileceği söylenmiştir. Bu nedenle de yapılacak biyomekanik incelemelerde kişilerin iniş performansına odaklanılmasının uygunluğu belirtilmiştir. Ayrıca spora dönüşte sporcunun ilerleyişini ve hazırlığını değerlendirmede kullanılan ölçümlerin daha hassas olabileceği vurgulanarak gelecek çalışmalara klinisyenlerin spora dönüş kararında objektif karar almasına yardımcı olabilecek ölçüm ve metriklerin keşfine odaklanmasını önermiştir [248].

Literatürdeki bilgileri destekleyen bir sistematik derleme ve meta-analizde ise araştırmacılar, biyomekanik tespiti için yapılmış kinetik ve kinematik çalışmaların genellikle sagittal düzleme ağırlık verdiklerini belirtmişlerdir. Bunun sebebinin diğer düzlemlerdeki hareketin miktarının sagittal düzleme göre daha az olması nedeniyle ölçüm sistemlerindeki gürültüler kaynaklı geçerli ölçümlerin yapılmasında

zorlanması olabileceğini söylemişlerdir. Fakat tek ayakla iniş sırasında alt ekstremite hareketinin tüm düzlemlerinin araştırılmasının, ikincil ÖÇB yaralanması riski daha yüksek olan popülasyonun tespitinde değerli biyomekanik bilgiler sağlayabileceği vurgusu yapılmıştır [23].

Grip ve arkadaşları ise sağlıklı 33 kişide yaptıkları çalışmada sarmal eksen yöntemini kullanarak fonksiyonel diz stabilitesi hakkında fikir edinilebileceği yorumunu yapmışlardır [266]. Bu çalışmanın araştırmacıların da dahil olduğu başka araştırma grupları bu yöntemi kullanarak ÖÇB-R geçirmiş kişilerin opere ekstremitesinde çift ayak squat, yan ve yüksekten çift ayak zıplama esnasında tüm karşılaştırma gruplarına göre farklılıklarının olduğunu ortaya koymuşlar ve bunların dinamik diz stabilitesine gösterge olabileceğini kuvvetli bir mesaj olarak vermişlerdir [258,265,298]. Fakat tüm bu çalışmalar beraber yaş, ameliyat sonrası süre ve katılımcı grubu aktivite seviyesi bakımından spora dönüş grubunu incelememiş olmakla beraber klinisyenin klinik pratikte kullanabileceği netlik ve kolaylıkta sonuçlar vermemiştir.

Yukarıdaki bilgiler ışığında, çalışmamızda daha önce “*Gereç ve Yöntem*” bölümlerinde detayları anlatılan şekilde sarmal eksenin tüm parametreleri hesaplanmadan, rotasyon hareketleri arası etkileşimden ortaya çıkan rotasyonel aks ve bunun zaman içindeki değişkenliği kullanılarak elde ettiğimiz TopDeğ ve NormTopDeğ metrikleri çalışmamıza özgü bulgulardır.

TopDeğ verisi iniş aksiyonu boyunca rotasyonel akstaki anlık değişimlerin toplamı olup (bknz Formül 3.6) THT’de opere dizlerde anlamlı yüksek bulunurken, CHT’de farklılık gözlenmedi. Bu durum TopDeğ’in pozitif toplayıcı bir metrik olmasından kaynaklanabilir. İniş fazının süreleri (İnSür) incelendiğinde ise opere tarafta belirgin bir biçimde azaldığı gözlemlendi. Bu azalma kişilerin dizlerindeki hareketliliği kısıtlama çabasından kaynaklanıyor olabilir. İniş süresinin her birim anında meydana gelen sapma olan NormTopDeğ sonuçları ise hem THT’de hem CHT’de opere taraflarda anlamlı yükseklik gösteriyordu (sırasıyla $p=0.0012$ ve $p=0.024$).

Son olarak katılımcılar EHA-LSI verisine göre %90 eşik değer kullanılarak gruplandığında ortaya çıkan sonuçlar gösterdi ki sagittal düzlem hareketinde yüksek

simetriye sahip kişiler iniş süresi ve birim zamandaki sapma gibi metriklerde de non-opere ekstremiteler performansını yakalamıştı. Bu sonucu destekler şekilde eşik değerin altında kalan grupta CHT'deki NormTopDeğ dışındaki veriler opere tarafta iniş süresinin kısa, birim zamandaki sapmanın yüksek olmaya devam ettiğini göstermekteydi.

Çalışmamızdaki sınırlılıklardan ilki yalnızca erkek sporcuların dahil edilmiş olmasıydı. Kriterlerimize uygun kadın sporcuların da değerlendirilmesi yapılmış olsaydı cinsiyet ile instabilite arasındaki ilişkiye de bakılabilirdi. Ayrıca kinematik ölçüme katılan katılımcıların çoğunluğu (32/35) en az rekreasyonel seviyede futbolcu iken yaralanmıştı. Zıplama antrenmanı içermeyen başka branşlar da dahil edilseydi zıplama becerisi de değerlendirilmeye dahil edilebilirdi.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Özgün metriklerimizce opere tarafın rotasyonel aksının birim zamandaki sapmasında non-opere tarafa oranla anlamlı yükseklik tespit edilmiş devam etmekte olan instabiliteyi işaret etmektedir. Non-opere dizler değerlendirildiğinde ise dizin eklem yapısından kaynaklı saf bir ekseninde hareket etmediği, eksenler arası değişikliklerin meydana geldiği, yani bir miktar rotasyonel aks sapmasının var olduğu teyit edilmiştir. Dahası farklı test koşullarındaki benzer sonuçlar gösterdi ki kişiler dizdeki bu doğal hareketlilik miktarından fazlasını kısıtlayarak hareket paternlerini değiştirme eğilimine gitmektedir. İniş zamanı sonuçları da patern değişimi çıkarımını desteklemektedir.

İniş sırasında sagittal düzlemde meydana gelen hareket geri kazanıldığı durumda gerek birim sapma miktarı gerekse iniş süresindeki asimetrisi ortadan kalkmaktadır. Bu bulgular literatürdeki spora dönüş ölçümlerinin genelinde kullanılan %90 eşik değerinin sagittal düzlem kinematik ölçümlerinde de geçerli bir seviye olabileceğini ortaya koymuştur.

Çalışma grubumuz spora dönüşte sık kullanılmaya devam edilen kas kuvveti, denge ve derin duyu gibi değerlendirmelerden geçer not almasına karşın dizdeki patolojik hareketliliğin devam ettiği tespit edilmiştir. Benzer şekilde kişilerin günlük hayatlarında semptomlarının kalmaması ve/veya psikolojik olarak kendilerini hazır hissediyor olmaları kinematik defisitlerini yansıtmamaktadır. Bu sonuçlardan tespit edilen defisit çok küçük miktarlar olduğunu düşünebiliriz. Fakat spordaki performans farklılıklarının zaten ayrıntılar ile oluştuğunu varsayarsak bu sonucun sporculardaki önemi daha iyi anlaşılabilir.

Bulgularımız tümüyle ele alındığında sagittal düzlem hareketi başta olmak üzere rotasyonel aksın birim zamandaki sapması ve iniş fazının süresi devam eden diz instabilitesini ortaya koyarken; geleneksel olarak kullanılan objektif ve subjektif ölçümlerin hiçbiri bu defisit hakkında fikir verememiştir. Bu bilgiler ışığında ortaya konulan özgün metrikler, klinisyenlerin gerek rehabilitasyon süreci takibine gerekse spora dönüş kararına objektif ve kantitatif bir veri sunarak katkı verebilir. Gelecek çalışmalar bu metrikler hakkındaki literatürü genişleterek günlük pratikte

uygulanabilir hale gelmesine katkıda bulunabilir. Ayrıca konu üzerine yapılacak diğer çalışmalar rekonstrüksiyon sonrası uzun vade takipler yapabilir. Bu sayede nöromusküler rehabilitasyonun kinematik defisitlerin geri kazanımına etkisini ve/veya ortaya konulan bulguların yeniden yaralanma riskiyle olan ilişkisini gösterebilir.

7. KAYNAKLAR

- [1] Acevedo RJ, Rivera-Vega A, Miranda G, Micheo W. Anterior cruciate ligament injury: Identification of risk factors and prevention strategies. *Curr Sports Med Rep* 2014;13:186–91. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000053>.
- [2] Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., Jr, & Garrett, W. E. J. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics* 2000;23:573–8.
- [3] Salem HS, Shi WJ, Tucker BS, Dodson CC, Ciccotti MG, Freedman KB, et al. Contact Versus Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: Is Mechanism of Injury Predictive of Concomitant Knee Pathology? *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg* 2018;34:200–4. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2017.07.039>.
- [4] Johnston JT, Mandelbaum BR, Schub D, Rodeo SA, Matava MJ, Silvers-Granelli HJ, et al. Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Tears in Professional American Football Athletes. *Am J Sports Med* 2018;46:862–8. <https://doi.org/10.1177/0363546518756328>.
- [5] Chia L, De Oliveira Silva D, Whalan M, McKay MJ, Sullivan J, Fuller CW, et al. Non-contact Anterior Cruciate Ligament Injury Epidemiology in Team-Ball Sports: A Systematic Review with Meta-analysis by Sex, Age, Sport, Participation Level, and Exposure Type. *Sport Med* 2022;52:2447–67. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01697-w>.
- [6] Joseph AM, Collins CL, Henke NM, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. A multisport epidemiologic comparison of anterior cruciate ligament injuries in high school athletics. *J Athl Train* 2013;48:810–7. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.6.03>.
- [7] 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;43:169–77. <https://doi.org/10.1080/00913847.2015.1016865>.
- [8] Williams GN, Buchanan TS, Barrance PJ, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Quadriceps weakness, atrophy, and activation failure in predicted noncopers after anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* 2005;33:402–7. <https://doi.org/10.1177/0363546504268042>.
- [9] Lysholm M, Ledin T, Ödkvist LM, Good L. Postural control - A comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. *Scand J Med Sci Sport* 1998;8:432–8. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1998.tb00464.x>.
- [10] de Jong SN, van Caspel DR, van Haeff MJ, Saris DBF. Functional Assessment and Muscle Strength Before and After Reconstruction of Chronic Anterior Cruciate Ligament Lesions. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg* 2007;23:21.e1-21.e11. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.08.024>.

- [11] 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;11:1–11. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0146234>.
- [12] Lai CCH, Ardern CL, Feller JA, Webster KE. Eighty-three per cent of elite athletes return to preinjury sport after anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review with meta-analysis of return to sport rates, graft rupture rates and performance outcomes. *Br J Sports Med* 2018;52:128–38. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096836>.
- [13] Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Webster KE. Fifty-five per cent return to competitive sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: An updated systematic review and meta-analysis including aspects of physical functioning and contextual factors. *Br J Sports Med* 2014;48:1543–52. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093398>.
- [14] Von Porat A, Roos EM, Roos H. High prevalence of osteoarthritis 14 years after an anterior cruciate ligament tear in male soccer players: A study of radiographic and patient relevant outcomes. *Ann Rheum Dis* 2004;63:269–73. <https://doi.org/10.1136/ard.2003.008136>.
- [15] Lohmander LS, Östenberg A, Englund M, Roos H. High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum* 2004;50:3145–52. <https://doi.org/10.1002/art.20589>.
- [16] Salmon L, Russell V, Musgrove T, Pinczewski L, Refshauge K. Incidence and risk factors for graft rupture and contralateral rupture after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg* 2005;21:948–57. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2005.04.110>.
- [17] Rambaud AJM, Ardern CL, Thoreux P, Regnaud JP, Edouard P. Criteria for return to running after anterior cruciate ligament reconstruction: A scoping review. *Br J Sports Med* 2018;52:1437–44. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098602>.
- [18] Burgi CR, Peters S, Ardern CL, Magill JR, Gomez CD, Sylvain J, et al. Which criteria are used to clear patients to return to sport after primary ACL reconstruction? A scoping review. *Br J Sports Med* 2019;53:1154–61. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099982>.
- [19] Ashigbi EYK, Banzer W, Niederer D. Return to Sport Tests' Prognostic Value for Reinjury Risk after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review. *Med Sci Sports Exerc* 2020;52:1263–71. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002246>.
- [20] Davies WT, Myer GD, Read PJ. Is It Time We Better Understood the Tests We are Using for Return to Sport Decision Making Following ACL

- Reconstruction? A Critical Review of the Hop Tests. *Sport Med* 2020;50:485–95. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01221-7>.
- [21] King E, Richter C, Franklyn-Miller A, Wadey R, Moran R, Strike S. Back to Normal Symmetry? Biomechanical Variables Remain More Asymmetrical Than Normal During Jump and Change-of-Direction Testing 9 Months After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med* 2019;47:1175–85. <https://doi.org/10.1177/0363546519830656>.
- [22] Marieswaran M, Jain I, Garg B, Sharma V, Kalyanasundaram D. A Review on Biomechanics of Anterior Cruciate Ligament and Materials for Reconstruction. *Appl Bionics Biomech* 2018;2018.
- [23] Johnston PT, McClelland JA, Webster KE. Lower Limb Biomechanics During Single-Leg Landings Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sport Med* 2018;48:2103–26. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0942-0>.
- [24] Heebner NR, Rafferty DM, Wohleber MF, Simonson AJ, Lovalekar M, Reinert A, et al. Landing kinematics and kinetics at the knee during different landing tasks. *J Athl Train* 2017;52:1101–8. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-52.11.25>.
- [25] Lepley AS, Kuenze CM. Hip and knee kinematics and kinetics during landing tasks after anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review and meta-analysis. *J Athl Train* 2018;53:144–59. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-334-16>.
- [26] Kotsifaki A, Korakakis V, Whiteley R, Van Rossom S, Jonkers I. Measuring only hop distance during single leg hop testing is insufficient to detect deficits in knee function after ACL reconstruction: A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med* 2020;54:139–53. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099918>.
- [27] Agur AMR, Dalley AF. Moore’s essential clinical anatomy. 5th ed. Lippincott Williams & Wilkins; 2018.
- [28] Martini F, Bartholomew EF. Essentials of anatomy & physiology. 8th ed. Pearson; 2020.
- [29] Deckey DG, Tummala S, Verhey JT, Hassebrock JD, Dulle D, Miller MD, et al. Prevalence, Biomechanics, and Pathologies of the Meniscomfemoral Ligaments: A Systematic Review. *Arthrosc Sport Med Rehabil* 2021;3:e2093–101. <https://doi.org/10.1016/j.asmr.2021.09.006>.
- [30] Woo SLY, Debski RE, Withrow JD, Janaushek MA. Biomechanics of knee ligaments. *Am J Sports Med* 1999;27:533–43. <https://doi.org/10.1177/03635465990270042301>.
- [31] S. Terry Canale MD JHBM. Campbell’s Operative Orthopaedics. 11th ed.

Mosby/Elsevier; 2007.

- [32] Robinson JR, Bull AMJ, Amis AA. Structural properties of the medial collateral ligament complex of the human knee. *J Biomech* 2005;38:1067–74. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.034>.
- [33] Matsumoto H, Suda Y, Otani T, Niki Y, Seedhom BB, Fujikawa K. Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability. *J Orthop Sci* 2001;6:28–32. <https://doi.org/10.1007/s007760170021>.
- [34] Amis AA, Bull AMJ, Gupte CM, Hijazi I, Race A, Robinson JR. Biomechanics of the PCL and related structures: Posterolateral, posteromedial and meniscofemoral ligaments. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2003;11:271–81. <https://doi.org/10.1007/s00167-003-0410-7>.
- [35] Giuliani JR, Kilcoyne KG, Rue JPH. Anterior cruciate ligament anatomy: a review of the anteromedial and posterolateral bundles. *J Knee Surg* 2009;22:148–54. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1247742>.
- [36] Woo SLY, Abramowitch SD, Kilger R, Liang R. Biomechanics of knee ligaments: Injury, healing, and repair. *J Biomech* 2006;39:1–20. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.025>.
- [37] Petersen W, Zantop T. Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Relat Res* 2007;454:35–47. <https://doi.org/10.1097/BLO.0b013e31802b4a59>.
- [38] R. Scapinelli. Vascular Anatomy of the Human Cruciate Ligaments and Surrounding Structures. *Clin Anat* 1997;151–62. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1098-2353\(1997\)10:3<151::AID-CA1>3.0.CO;2-X](https://doi.org/10.1002/(SICI)1098-2353(1997)10:3<151::AID-CA1>3.0.CO;2-X).
- [39] Hassebrock JD, Gulbrandsen MT, Asprey WL, Makovicka JL, Chhabra A. Knee ligament anatomy and biomechanics. *Sports Med Arthrosc* 2020;28:80–6. <https://doi.org/10.1097/JSA.0000000000000279>.
- [40] Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. Effect of varying hamstring tension on anterior cruciate ligament strain during in vitro impulsive knee flexion and compression loading. *J Bone Jt Surg* 2008;90:815–23. <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.01352>.
- [41] Fleming BC, Renstrom PA, Ohlen G, Johnson RJ, Peura GD, Beynon BD, et al. The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 2001;19:1178–84. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(01\)00057-2](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(01)00057-2).
- [42] Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. vol. 14. 2nd ed. Mosby/Elsevier; 2010.

- [43] Zantop T, Petersen W, Fu FH. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Oper Tech Orthop* 2005;15:20–8. <https://doi.org/10.1053/j.oto.2004.11.011>.
- [44] Zantop T, Petersen W, Sekiya JK, Musahl V, Fu FH. Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2006;14:982–92. <https://doi.org/10.1007/s00167-006-0076-z>.
- [45] Zantop T, Herbort M, Raschke MJ, Fu FH, Petersen W. The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *Am J Sports Med* 2007;35:223–7. <https://doi.org/10.1177/0363546506294571>.
- [46] Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Ménétrey J. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2006;14:204–13. <https://doi.org/10.1007/s00167-005-0679-9>.
- [47] Komdeur P, Pollo FE, Jackson RW. Dynamic knee motion in anterior cruciate impairment: a report and case study. *Proc (Bayl Univ Med Cent)* 2002;15:257. <https://doi.org/10.1080/08998280.2002.11927850>.
- [48] Quatman CE. Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms in Female Athletes: A Finite Element Investigation. University of Toledo, College of Medicine., 2009.
- [49] McLeod WD, Hunter S. Biomechanical analysis of the knee. Primary functions as elucidated by anatomy. *Phys Ther* 1980;60:1561–4. <https://doi.org/10.1093/ptj/60.12.1561>.
- [50] Kraeutler MJ, Wolsky RM, Vidal AF, Bravman JT. Anatomy and biomechanics of the native and reconstructed anterior cruciate ligament: Surgical implications. *J Bone Jt Surg - Am Vol* 2017;99:438–45. <https://doi.org/10.2106/JBJS.16.00754>.
- [51] Quatman CE, Ford KR, Myer GD, Paterno M V., Hewett TE. The effects of gender and pubertal status on generalized joint laxity in young athletes. *J Sci Med Sport* 2008;11:257–63. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.05.005>.
- [52] Laura C. Decoster; James C. Vailas, MD; Rebecca H. Lindsay; G. Rhys Williams M. Prevalence and features of joint hypermobility among adolescent athletes. *Arch Pediatr Adolesc Med* 1997;151:989–92. 1997;151:989–92.
- [53] Ramesh R, Von Arx O, Azzopardi T, Schranz PJ. The risk of anterior cruciate ligament rupture with generalised joint laxity. *J Bone Jt Surg - Ser B* 2005;87:800–3. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.87B6.15833>.
- [54] Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, Arciero RA, St. Pierre P, Taylor DC. Risk Factors Associated with Noncontact Injury of the Anterior Cruciate Ligament. A Prospective Four-Year Evaluation of 859 West Point Cadets. *Am J Sports Med* 2003;31:831–42.

<https://doi.org/10.1177/03635465030310061801>.

- [55] Myer GD, Ford KR, Paterno M V., Nick TG, Hewett TE. The effects of generalized joint laxity on risk of anterior cruciate ligament injury in young female athletes. *Am J Sports Med* 2008;36:1073–80. <https://doi.org/10.1177/0363546507313572>.
- [56] Kaeding CC, Léger-St-Jean B, Magnussen RA. Epidemiology and Diagnosis of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Clin Sports Med* 2017;36:1–8. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2016.08.001>.
- [57] Maniar N, Verhagen E, Bryant AL, Opar DA. Trends in Australian knee injury rates: An epidemiological analysis of 228,344 knee injuries over 20 years. *Lancet Reg Heal - West Pacific* 2022;21:100409. <https://doi.org/10.1016/j.lanwpc.2022.100409>.
- [58] Bates NA, Myer GD, Shearn JT, Hewett TE. Anterior cruciate ligament biomechanics during robotic and mechanical simulations of physiologic and clinical motion tasks: A systematic review and meta-analysis. *Clin Biomech* 2015;30:1–13. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.12.006>.
- [59] Sanders TL, Maradit Kremers H, Bryan AJ, Larson DR, Dahm DL, Levy BA, et al. Incidence of anterior cruciate ligament tears and reconstruction: A 21-year population-based study. *Am J Sports Med* 2016;44:1502–7. <https://doi.org/10.1177/0363546516629944>.
- [60] Astur DC, Margato GF, Zobiolo A, Pires D, Funchal LFZ, Jimenez AE, et al. The incidence of anterior cruciate ligament injury in youth and male soccer athletes: an evaluation of 17,108 players over two consecutive seasons with an age-based sub-analysis. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2023;31:2556–62. <https://doi.org/10.1007/s00167-023-07331-0>.
- [61] Swenson DM, Collins CL, Best TM, Flanigan DC, Fields SK, Comstock RD. Epidemiology of knee injuries among U.S. high school athletes, 2005/2006-2010/2011. *Med Sci Sports Exerc* 2013;45:462–9. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318277acca>.
- [62] Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: A systematic video analysis. *Am J Sports Med* 2004;32:1002–12. <https://doi.org/10.1177/0363546503261724>.
- [63] Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynon BD, DeMaio M, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: A review of the Hunt Valley II Meeting, January 2005. *Am J Sports Med* 2006;34:1512–32. <https://doi.org/10.1177/0363546506286866>.
- [64] Della Villa F, Tosarelli F, Ferrari R, Grassi A, Ciampone L, Nanni G, et al. Systematic Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Professional Male Rugby Players: Pattern, Injury Mechanism, and

- Biomechanics in 57 Consecutive Cases. *Orthop J Sport Med* 2021;9:1–11. <https://doi.org/10.1177/23259671211048182>.
- [65] Kiapour AM, Murray MM. Basic science of anterior cruciate ligament injury and repair. *Bone Jt Res* 2014;3:20–31. <https://doi.org/10.1302/2046-3758.32.2000241>.
- [66] Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: Video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med* 2007;35:359–67. <https://doi.org/10.1177/0363546506293899>.
- [67] Carlson VR, Sheehan FT, Boden BP. Video analysis of anterior cruciate ligament (ACL) injuries: A systematic review. *JBJS Rev* 2016;4:e5. <https://doi.org/10.2106/JBJS.RVW.15.00116>.
- [68] DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, Chudik S, Garrett W. Aggressive Quadriceps Loading Can Induce Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am J Sports Med* 2004;32:477–83. <https://doi.org/10.1177/0363546503258928>.
- [69] Berns GS, Hull ML, Patterson HA. Strain in the anteromedial bundle of the anterior cruciate ligament under combination loading. *J Orthop Res* 1992;10:167–76. <https://doi.org/10.1002/jor.1100100203>.
- [70] Kousa P, Argentieri EC, Beynnon BD. Anterior Cruciate Ligament Strain Behavior During Rehabilitation Exercises. *Anterior Cruciate Ligament Reconstr Basic Sci Second Ed* 2018:440-444.e2. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-38962-4.00108-9>.
- [71] Fleming BC, Renstrom PA, Beynnon BD, Engstrom B, Peura GD, Badger GJ, et al. The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *J Biomech* 2001;34:163–70. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00154-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00154-8).
- [72] Yeow CH, Ng KS, Cheong CH, Lee PVS, Goh JCH. Repeated application of incremental landing impact loads to intact knee joints induces anterior cruciate ligament failure and tibiofemoral cartilage deformation and damage: A preliminary cadaveric investigation. *J Biomech* 2009;42:972–81. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.026>.
- [73] Meyer EG, Haut RC. Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. *J Biomech* 2008;41:3377–83. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.09.023>.
- [74] Koga H, Nakamae A, Shima Y, Iwasa J, Myklebust G, Engebretsen L, et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: Knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *Am J Sports Med* 2010;38:2218–25.

<https://doi.org/10.1177/0363546510373570>.

- [75] Quatman CE, Quatman-Yates CC, Hewett TE. A “plane” explanation of anterior cruciate ligament injury mechanisms: A systematic review. *Sport Med* 2010;40:729–46. <https://doi.org/10.2165/11534950-000000000-00000>.
- [76] Chaudhari AM, Andriacchi TP. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. *J Biomech* 2006;39:330–8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.11.013>.
- [77] Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: Lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *Br J Sports Med* 2009;43:417–22. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.059162>.
- [78] Quatman CE, Hewett TE. The anterior cruciate ligament injury controversy: Is “valgus collapse” a sex-specific mechanism? *Br J Sports Med* 2009;43:328–35. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.059139>.
- [79] Oh YK, Kreinbrink JL, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. Effect of axial tibial torque direction on ACL relative strain and strain rate in an in vitro simulated pivot landing. *J Orthop Res* 2012;30:528–34. <https://doi.org/10.1002/jor.21572>.
- [80] Oh YK, Lipps DB, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. What strains the anterior cruciate ligament during a pivot landing? *Am J Sports Med* 2012;40:574–83. <https://doi.org/10.1177/0363546511432544>.
- [81] Hashemi J, Breighner R, Chandrashekar N, Hardy DM, Chaudhari AM, Shultz SJ, et al. Hip extension , knee flexion paradox : A new mechanism for non-contact ACL injury. *J Biomech* 2011;44:577–85. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.11.013>.
- [82] Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2009;17:705–29. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0813-1>.
- [83] Smith HC, Vacek P, Johnson RJ, Slauterbeck JR, Hashemi J, Shultz S, et al. Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury: A Review of the Literature-Part 2: Hormonal, Genetic, Cognitive Function, Previous Injury, and Extrinsic Risk Factors. *Sports Health* 2012;4:155–61. <https://doi.org/10.1177/1941738111428282>.
- [84] Smith HC, Vacek P, Johnson RJ, Slauterbeck JR, Hashemi J, Shultz S, et al. Risk factors for anterior cruciate ligament injury: A review of the literature - part 1: Neuromuscular and anatomic risk. *Sports Health* 2012;4:69–78. <https://doi.org/10.1177/1941738111428281>.
- [85] Orchard JW, Chivers I, Aldous D, Bennell K, Seward H. Rye grass is associated

- with fewer non-contact anterior cruciate ligament injuries than bermuda grass. *Br J Sports Med* 2005;39:704–9. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2004.017756>.
- [86] J. O. Is there a relationship between ground and climatic conditions and injuries in football? *Sport Med* 2002;32:419–32.
- [87] Sinclair J, Stainton P. Effects of specific and non-specific court footwear on anterior cruciate ligament loading during a maximal change of direction manoeuvre. *Footwear Sci* 2017;9:161–7. <https://doi.org/10.1080/19424280.2017.1363822>.
- [88] Thomson A, Whiteley R, Wilson M, Bleakley C. Correction: Six different football shoes, one playing surface and the weather; Assessing variation in shoe-surface traction over one season of elite football (PLoS ONE (2019) 14: 4 (e0216364) DOI: 10.1371/journal.pone.0216364). *PLoS One* 2019;14:1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0218865>.
- [89] Skouras AZ, Kanellopoulos AK, Stasi S, Triantafyllou A, Koulouvaris P, Papagiannis G, et al. Clinical Significance of the Static and Dynamic Q-angle. *Cureus* 2022;14. <https://doi.org/10.7759/cureus.24911>.
- [90] Caldwell GE. Influence of Q-angle on Lower-Extremity Running ~inematics. *J Orthop Sport Phys Ther* 2000;30:271–8.
- [91] Sharma R, Vaibhav V, Meshram R, Singh B, Khorwal G. A Systematic Review on Quadriceps Angle in Relation to Knee Abnormalities. *Cureus* 2023;15:1–10. <https://doi.org/10.7759/cureus.34355>.
- [92] Utturkar GM, Iribarra LA, Taylor KA, Spritzer CE, Taylor DC, Garrett WE, et al. The effects of a valgus collapse knee position on in vivo ACL elongation. *Ann Biomed Eng* 2013;41:123–30. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0629-x>.
- [93] Ekegren CL, Miller WC, Celebrin RG, Eng JJ, MacIntyre DL. Reliability and validity of observational risk screening in evaluating dynamic knee valgus. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009;39:665–74. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.3004>.
- [94] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *Am J Sports Med* 2005;33:492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>.
- [95] Numata H, Nakase J, Kitaoka K, Shima Y, Oshima T, Takata Y, et al. Two-dimensional motion analysis of dynamic knee valgus identifies female high school athletes at risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2018;26:442–7. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4681-9>.

- [96] Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med* 2006;34:299–311. <https://doi.org/10.1177/0363546505284183>.
- [97] Shelbourne KD, Davis TJ, Klootwyk TE. The relationship between intercondylar notch width of the femur and the incidence of anterior cruciate ligament tears: A prospective study. *Am J Sports Med* 1998;26:402–8. <https://doi.org/10.1177/03635465980260031001>.
- [98] Mouton C, Theisen D, Meyer T, Agostinis H, Nührenbörger C, Pape D, et al. Noninjured Knees of Patients with Noncontact ACL Injuries Display Higher Average Anterior and Internal Rotational Knee Laxity Compared with Healthy Knees of a Noninjured Population. *Am J Sports Med* 2015;43:1918–23. <https://doi.org/10.1177/0363546515587080>.
- [99] Söderman K, Alfredson H, Pietilä T, Werner S. Risk factors for leg injuries in female soccer players: A prospective investigation during one out-door season. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2001;9:313–21. <https://doi.org/10.1007/s001670100228>.
- [100] van Eck CF, Martins CAQ, Lorenz SGF, Fu FH, Smolinski P. Assessment of correlation between knee notch width index and the three-dimensional notch volume. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2010;18:1239–44. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1131-3>.
- [101] Chaudhari AMW, Zelman EA, Flanigan DC, Kaeding CC, Nagaraja HN. Anterior cruciate ligament-injured subjects have smaller anterior cruciate ligaments than matched controls: A magnetic resonance imaging study. *Am J Sports Med* 2009;37:1282–7. https://doi.org/10.1177/0363546509332256/ASSET/IMAGES/LARGE/10.1177_0363546509332256-FIG3.JPEG.
- [102] Chandrashekar N, Slauterbeck J, Hashemi J. Sex-based differences in the anthropometric characteristics of the anterior cruciate ligament and its relation to intercondylar notch geometry: a cadaveric study. *Am J Sports Med* 2005;33:1492–8. <https://doi.org/10.1177/0363546504274149>.
- [103] Chandrashekar N, Mansouri H, Slauterbeck J, Hashemi J. Sex-based differences in the tensile properties of the human anterior cruciate ligament. *J Biomech* 2006;39:2943–50. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2005.10.031>.
- [104] Enoka RM. *Neuromechanics of Human Movement*. 4th ed. Human Kinetics; 2015. <https://doi.org/10.5040/9781492595632>.
- [105] Collings TJ, Diamond LE, Barrett RODS, Timmins RG, Hickey JT, Du Moulin WS, et al. Strength and Biomechanical Risk Factors for Noncontact ACL Injury in Elite Female Footballers: A Prospective Study. *Med Sci Sports Exerc* 2022;54:1242–51. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002908>.

- [106] Khayambashi K, Ghoddosi N, Straub RK, Powers CM. Hip Muscle Strength Predicts Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury in Male and Female Athletes: A Prospective Study. *Am J Sports Med* 2016;44:355–61. <https://doi.org/10.1177/0363546515616237>.
- [107] McLean SG, Felin RE, Suedekum N, Calabrese G, Passerallo A, Joy S. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Med Sci Sports Exerc* 2007;39:502–14. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3180d47f0>.
- [108] Santamaria LJ, Webster KE. The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: A systematic review. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010;40:464–73. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3295>.
- [109] Collins JD, Almonroeder TG, Ebersole KT, O'Connor KM. The effects of fatigue and anticipation on the mechanics of the knee during cutting in female athletes. *Clin Biomech* 2016;35:62–7. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.04.004>.
- [110] Thomas AC, Palmieri-Smith RM, Mclean SG. Isolated hip and ankle fatigue are unlikely risk factors for anterior cruciate ligament injury. *Scand J Med Sci Sport* 2011;21:359–68. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.01076.x>.
- [111] Myer GD, Ford KR, Brent JL, Hewett TE. Differential neuromuscular training effects on ACL injury risk factors in "high-risk" versus "low-risk" athletes. *BMC Musculoskelet Disord* 2007;8:1–7. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-8-39>.
- [112] Herzberg SD, Motu'apuaka ML, Lambert W, Fu R, Brady J, Guise JM. The Effect of Menstrual Cycle and Contraceptives on ACL Injuries and Laxity: A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthop J Sport Med* 2017;5. <https://doi.org/10.1177/2325967117718781>.
- [113] Nédélec E, Foli E, Shultz SJ, Swinton PA, Dolan E, Enright K, et al. Effect of menstrual cycle phase, menstrual irregularities and hormonal contraceptive use on anterior knee laxity and non-contact anterior cruciate ligament injury occurrence in women: a protocol for a systematic review and meta-analysis. *BMJ Open Sport Exerc Med* 2021;7. <https://doi.org/10.1136/BMJSEM-2021-001170>.
- [114] Rahr-Wagner L, Thillemann TM, Mehnert F, Pedersen AB, Lind M. Is the use of oral contraceptives associated with operatively treated anterior cruciate ligament injury?: A case-control study from the Danish Knee Ligament Reconstruction Registry. *Am J Sports Med* 2014;42:2897–905. <https://doi.org/10.1177/0363546514557240>.
- [115] Ellison TM, Flagstaff I, Johnson AE. Sexual Dimorphisms in Anterior Cruciate Ligament Injury: A Current Concepts Review. *Orthop J Sport Med* 2021;9:1–9. <https://doi.org/10.1177/23259671211025304>.
- [116] Hasani S, Feller JA, Webster KE. Familial Predisposition to Anterior Cruciate

- Ligament Injury: A Systematic Review with Meta-analysis. *Sport Med* 2022;52:2657–68. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01711-1>.
- [117] Kim SK, Roos TR, Roos AK, Kleimeyer JP, Ahmed MA, Goodlin GT, et al. Genome-wide association screens for achilles tendon and ACL tears and tendinopathy. *PLoS One* 2017;12:1–16. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0170422>.
- [118] Dlamini SB, Saunders CJ, Laguette MJN, Gibbon A, Gamielidien J, Collins M, et al. Application of an in silico approach identifies a genetic locus within ITGB2, and its interactions with HSPG2 and FGF9, to be associated with anterior cruciate ligament rupture risk. *Eur J Sport Sci* 2023:1–11. <https://doi.org/10.1080/17461391.2023.2171906>.
- [119] Posthumus M, Collins M, van der Merwe L, O’Cuinneagain D, van der Merwe W, Ribbans WJ, et al. Matrix metalloproteinase genes on chromosome 11q22 and the risk of anterior cruciate ligament (ACL) rupture. *Scand J Med Sci Sports* 2012;22:523–33. <https://doi.org/10.1111/J.1600-0838.2010.01270.X>.
- [120] Posthumus M, September A V., Keegan M, O’Cuinneagain D, Van Der Merwe W, Schwellnus MP, et al. Genetic risk factors for anterior cruciate ligament ruptures: COL1A1 gene variant. *Br J Sports Med* 2009;43:352–6. <https://doi.org/10.1136/BJSM.2008.056150>.
- [121] Posthumus M, September A V., O’Cuinneagain D, Van Der Merwe W, Schwellnus MP, Collins M. The association between the COL12A1 gene and anterior cruciate ligament ruptures. *Br J Sports Med* 2010;44:1160–5. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.060756>.
- [122] Posthumus M, September A V., O’cuinneagain D, Van Der Merwe W, Schwellnus MP, Collins M. The COL5A1 gene is associated with increased risk of Anterior cruciate ligament ruptures in female participants. *Am J Sports Med* 2009;37:2234–40. <https://doi.org/10.1177/0363546509338266>.
- [123] Waldén M, Hägglund M, Ekstrand J. High risk of new knee injury in elite footballers with previous anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med* 2006;40:158–62. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.021055>.
- [124] Orchard J, Seward H, McGivern J, Hood S. Intrinsic and extrinsic risk factors for anterior cruciate ligament injury in Australian footballers. *Am J Sports Med* 2001;29:196–200. <https://doi.org/10.1177/03635465010290021301>.
- [125] Tanaka S, Inoue Y, Masuda Y, Tian H, Jung H, Tanaka R. Diagnostic Accuracy of Physical Examination Tests for Suspected Acute Anterior Cruciate Ligament Injury: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Sports Phys Ther* 2022;17:742–52. <https://doi.org/10.26603/001c.36434>.
- [126] Juhng SK, Lee JK, Choi SS, Yoon KH, Roh BS, Won JJ. MR evaluation of the “arcuate” sign of posterolateral knee instability. *Am J Roentgenol*

- 2002;178:583–8. <https://doi.org/10.2214/ajr.178.3.1780583>.
- [127] Chiu SSH. The anterior tibial translocation sign. *Radiology* 2006;239:914–5. <https://doi.org/10.1148/radiol.2393040273>.
- [128] Pao DG. The lateral femoral notch sign. *Radiology* 2001;219:800–1. <https://doi.org/10.1148/radiology.219.3.r01jn12800>.
- [129] Cobby MJ, Schweitzer ME, Resnick D. The deep lateral femoral notch: An indirect sign of a torn anterior cruciate ligament. *Radiology* 1992;184:855–8. <https://doi.org/10.1148/radiology.184.3.1509079>.
- [130] Somford MP, Weme RAN, Hoornenborg D, Wiegerinck JI, van Raay JJAM, Brouwer RW, et al. Biographical background and origin of common eponymous terms in orthopedic surgery: Anatomy and fractures in knee surgery. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2018;28:79–84. <https://doi.org/10.1007/s00590-017-2005-x>.
- [131] Gottsegen CJ, Eyer BA, White EA, Leach TJ, Forrester D. Avulsion fractures of the knee: Imaging findings and clinical significance. *Radiographics* 2008;28:1755–70. <https://doi.org/10.1148/rg.286085503>.
- [132] Batty LM, Murgier J, Feller JA, O’Sullivan R, Webster KE, Devitt BM. Radiological Identification of Injury to the Kaplan Fibers of the Iliotibial Band in Association With Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am J Sports Med* 2020;48:2213–20. <https://doi.org/10.1177/0363546520931854>.
- [133] Kumar S, Kumar A, Kumar S, Kumar P. Functional Ultrasonography in Diagnosing Anterior Cruciate Ligament Injury as Compared to Magnetic Resonance Imaging. *Indian J Orthop* 2018;52:638–44. https://doi.org/10.4103/ortho.IJOrtho_28_17.
- [134] Raja AE, Meyer R, Tunis BG, Moreland ML, Tunis JG. Prone Lachman with Ultrasound: A Literature Review and Description of the Technique. *Curr Sports Med Rep* 2022;21:336–42. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000992>.
- [135] Groves C, Chandramohan M, Chew C, Subedi N. Use of CT in the management of anterior cruciate ligament revision surgery. *Clin Radiol* 2013;68:e552–9. <https://doi.org/10.1016/J.CRAD.2013.06.001>.
- [136] Mehl J, Otto A, Baldino JB, Achtnich A, Akoto R, Imhoff AB, et al. The ACL-deficient knee and the prevalence of meniscus and cartilage lesions: a systematic review and meta-analysis (CRD42017076897). *Arch Orthop Trauma Surg* 2019;139:819–41. <https://doi.org/10.1007/s00402-019-03128-4>.
- [137] Tayfur B, Charuphongsa C, Morrissey D, Miller SC. Neuromuscular Function of the Knee Joint Following Knee Injuries: Does It Ever Get Back to Normal? A Systematic Review with Meta-Analyses. *Sport Med* 2021;51:321–38. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01386-6>.

- [138] Filbay SR, Grindem H. Evidence-based recommendations for the management of anterior cruciate ligament (ACL) rupture. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2019;33:33–47. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2019.01.018>.
- [139] Diermeier TA, Rothrauff BB, Engebretsen L, Lynch A, Svantesson E, Hamrin Senorski EA, et al. Treatment after ACL injury: Panther Symposium ACL Treatment Consensus Group. *Br J Sports Med* 2021;55:14–22. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2020-102200>.
- [140] Monk AP, Hopewell S, Harris K, Davies LJ, Beard D, Price A. Surgical versus conservative interventions for treating anterior cruciate ligament injuries. *Cochrane Database Syst Rev* 2014;2014. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD011166>.
- [141] Besztak D, Szczypiór-Piasecka K, Mińko A, Antczak K. Comprehensive Rehabilitation After Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament. *J Educ Heal Sport* 2021;11:182–93. <https://doi.org/10.12775/jehs.2021.11.08.018>.
- [142] Laimujam SD, Akoijam JS, Yumnam NS, Yumnam NS, Pheiroijam B, Kongkham PC, et al. Effectiveness of Ultrasound Guided Platelet Rich Plasma Injection in the Treatment of Partial Anterior Cruciate Ligament Tears of the Knee. *Curr Innov Med Med Sci Vol 1* 2022;9:82–95. <https://doi.org/10.9734/bpi/cimms/v1/2999c>.
- [143] Meuffels DE, Poldervaart MT, Diercks RL, Fievez AWF, Patt TW, Van Der Hart CP, et al. Guideline on anterior cruciate ligament injury. *Acta Orthop* 2012;83:379–86. <https://doi.org/10.3109/17453674.2012.704563>.
- [144] Bhandari O, Kaur Multani N. A Comparative Study on Balance After Conservative and Reconstructive ACL Rehabilitation in Young Adults: A Survey Study. *Int J Heal Sci Res* 2023;13:246–51. <https://doi.org/10.52403/ijhsr.20230327>.
- [145] Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynon B, Fukubayashi T, Garrett W, et al. Non-contact ACL injuries in female athletes: An International Olympic Committee current concepts statement. *Br J Sports Med* 2008;42:394–412. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.048934>.
- [146] Beard DJ, Davies L, Cook JA, Stokes J, Leal J, Fletcher H, et al. Rehabilitation versus surgical reconstruction for non-acute anterior cruciate ligament injury (ACL SNNAP): a pragmatic randomised controlled trial. *Lancet* 2022;400:605–15. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(22\)01424-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(22)01424-6).
- [147] Collette M, Mertens H, Peters M, Chaput A. Radiological method for preoperative determination of isometric attachment points of an anterior cruciate ligament graft. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 1996;4:75–83. <https://doi.org/10.1007/BF01477257>.
- [148] O’Meara PM, O’Brien WR, Henning CE. Anterior cruciate ligament

reconstruction stability with continuous passive motion. The role of isometric graft placement. *Clin Orthop Relat Res* 1992;277:201–9.

- [149] Wilcox PG, Jackson DW. Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Sports Med* 1987;6:513–24.
- [150] Chambat P, Guier C, Sonnery-Cottet B, Fayard JM, Thaunat M. The evolution of ACL reconstruction over the last fifty years. *Int Orthop* 2013;37:181–6. <https://doi.org/10.1007/S00264-012-1759-3>.
- [151] Abebe ES, Utturkar GM, Taylor DC, Spritzer CE, Kim JP, Moorman CT, et al. The effects of femoral graft placement on in vivo knee kinematics after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Biomech* 2011;44:924–9. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.11.028>.The.
- [152] Karlsson J, Irrgang JJ, Van Eck CF, Samuelsson K, Mejia HA, Fu FH. Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction, part 2: Clinical application of surgical technique. *Am J Sports Med* 2011;39:2016–26. <https://doi.org/10.1177/0363546511402660>.
- [153] Musahl V, Plakseychuk A, VanScyoc A, Sasaki T, Debski RE, McMahon PJ, et al. Varying femoral tunnels between the anatomical footprint and isometric positions: Effect on kinematics of the anterior cruciate ligaments-reconstructed knee. *Am J Sports Med* 2005;33:712–8. <https://doi.org/10.1177/0363546504271747>.
- [154] Chen H, Tie K, Qi Y, Li B, Chen B, Chen L. Anteromedial versus transtibial technique in single-bundle autologous hamstring ACL reconstruction: A meta-analysis of prospective randomized controlled trials. *J Orthop Surg Res* 2017;12:1–10. <https://doi.org/10.1186/s13018-017-0671-3>.
- [155] Bedi A, Musahl V, Steuber V, Kendoff D, Choi D, Allen AA, et al. Transtibial versus anteromedial portal reaming in anterior cruciate ligament reconstruction: An anatomic and biomechanical evaluation of surgical technique. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg* 2011;27:380–90. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2010.07.018>.
- [156] Miller MD, Thompson SR. *Orthopaedic Sports Medicine*. Fifth. Elsevier; 2020.
- [157] Kurz A, Evaniew N, Yeung M, Samuelsson K, Peterson D, Ayeni OR. Credibility and quality of meta-analyses addressing graft choice in anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2017;25:538–51. <https://doi.org/10.1007/S00167-016-4282-Z>.
- [158] Shelton WR, Fagan BC. Autografts commonly used in anterior cruciate ligament reconstruction. *J Am Acad Orthop Surg* 2011;19:259–64. <https://doi.org/10.5435/00124635-201105000-00003>.
- [159] Shaerf DA, Pastides PS, Sarraf KM, Willis-Owen CA. Anterior cruciate

- ligament reconstruction best practice: A review of graft choice. *World J Orthop* 2014;5:23–9. <https://doi.org/10.5312/wjo.v5.i1.23>.
- [160] Indelicato PA, Bittar ES, Prevot TJ, Woods GA, Branch TP, Huegel M. Clinical comparison of freeze-dried and fresh frozen patellar tendon allografts for anterior cruciate ligament reconstruction of the knee. *Am J Sports Med* 1990;18:335–42. <https://doi.org/10.1177/036354659001800401>.
- [161] Pearle AD, McAllister D, Howell SM. Rationale for Strategic Graft Placement in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: I.D.E.A.L. Femoral Tunnel Position. *Am J Orthop* 2015;44:253–358.
- [162] Yonetani Y, Kusano M, Tsujii A, Kinugasa K, Hamada M, Shino K. Tibial insertion of the anterior cruciate ligament and anterior horn of the lateral meniscus share the lateral slope of the medial intercondylar ridge: A computed tomography study in a young, healthy population. *Knee* 2019;26:612–8. <https://doi.org/10.1016/J.KNEE.2019.04.009>.
- [163] Jenkins SM, Guzman A, Gardner BB, Bryant SA, del Sol SR, McGahan P, et al. Rehabilitation After Anterior Cruciate Ligament Injury: Review of Current Literature and Recommendations. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2022;15:170–9. <https://doi.org/10.1007/s12178-022-09752-9>.
- [164] Giesche F, Niederer D, Banzer W, Vogt L. Evidence for the effects of prehabilitation before ACL-reconstruction on return to sport-related and self-reported knee function: A systematic review. *PLoS One* 2020;15:1–21. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0240192>.
- [165] Kotsifaki R, Korakakis V, King E, Barbosa O, Maree D, Pantouveris M, et al. Aspetar clinical practice guideline on rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Br J Sports Med* 2023;57:500–14. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2022-106158>.
- [166] Logerstedt DS, Scalzitti D, Risberg MA, Engebretsen L, Webster KE, Feller J, et al. Knee stability and movement coordination impairments: Knee ligament sprain revision 2017. *J Orthop Sports Phys Ther* 2017;47:A1–47. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.0303>.
- [167] Adams D, Logerstedt D, Hunter-Giordano A, Axe MJ, Synder-Mackler L. Current Concepts for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Criterion-Based Rehabilitation Progression. *J Orthop Sport Phys Ther* 2013;42:601–14. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3871.Current>.
- [168] Buckthorpe M. Optimising the Late-Stage Rehabilitation and Return-to-Sport Training and Testing Process After ACL Reconstruction. *Sport Med* 2019;49:1043–58. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01102-z>.
- [169] Mohtadi NG, Chan DS. Return to Sport-Specific Performance After Primary Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review. *Am J Sports*

- Med 2018;46:3307–16. <https://doi.org/10.1177/0363546517732541>.
- [170] Kay J, Memon M, Marx RG, Peterson D, Simunovic N, Ayeni OR. Over 90 % of children and adolescents return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2018;26:1019–36. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-4830-9>.
- [171] Nagelli C V., Hewett TE. Should Return to Sport be Delayed Until 2 Years After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction? Biological and Functional Considerations. *Sport Med* 2017;47:221–32. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0584-z>.
- [172] Webster KE, Feller JA, Leigh WB, Richmond AK. Younger patients are at increased risk for graft rupture and contralateral injury after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2014;42:641–7. <https://doi.org/10.1177/0363546513517540>.
- [173] Rivera-Brown AM, Frontera WR, Fontánez R, Micheo WF. Evidence for isokinetic and functional testing in return to sport decisions following ACL surgery. *PM R* 2022;14:678–90. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12815>.
- [174] Meredith SJ, Rauer T, Chmielewski TL, Fink C, Diermeier T, Rothrauff BB, et al. Return to sport after anterior cruciate ligament injury: Panther Symposium ACL Injury Return to Sport Consensus Group. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2020;28:2403–14. <https://doi.org/10.1007/s00167-020-06009-1>.
- [175] Roe C, Jacobs C, Hoch J, Johnson DL, Noehren B. Test Batteries After Primary Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review. *Sports Health* 2022;14:205–15. <https://doi.org/10.1177/19417381211009473>.
- [176] Janssen RPA, Scheffler SU. Intra-articular remodelling of hamstring tendon grafts after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2014;22:2102–8. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2634-5>.
- [177] Yao S, Yung PSH, Lui PPY. Tackling the Challenges of Graft Healing After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction—Thinking From the Endpoint. *Front Bioeng Biotechnol* 2021;9:1–18. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.756930>.
- [178] Muller B, Bowman KF, Bedi A. ACL Graft Healing and Biologics. *Clin Sports Med* 2013;32:93–109. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2012.08.010>.
- [179] Brinlee AW, Dickenson SB, Hunter-Giordano A, Snyder-Mackler L. ACL Reconstruction Rehabilitation: Clinical Data, Biologic Healing, and Criterion-Based Milestones to Inform a Return-to-Sport Guideline. *Sports Health* 2022;14:770–9. <https://doi.org/10.1177/19417381211056873>.
- [180] Hofbauer M, Soldati F, Szomolanyi P, Trattinig S, Bartolucci F, Fu F, et al.

Hamstring tendon autografts do not show complete graft maturity 6 months postoperatively after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2019;27:130–6. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5033-0>.

- [181] Rodríguez-Merchán EC. Anterior cruciate ligament reconstruction: Is biological augmentation beneficial? *Int J Mol Sci* 2021;22. <https://doi.org/10.3390/ijms222212566>.
- [182] Burland JP, Toonstra JL, Howard JS. Psychosocial Barriers After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Clinical Review of Factors Influencing Postoperative Success. *Sports Health* 2019;11:528–34. <https://doi.org/10.1177/1941738119869333>.
- [183] Beischer S, Hamrin Senorski E, Thomeé C, Samuelsson K, Thomeé R. How Is Psychological Outcome Related to Knee Function and Return to Sport Among Adolescent Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction? *Am J Sports Med* 2019;47:1567–75. <https://doi.org/10.1177/0363546519843073>.
- [184] Te Wierike SCM, Van Der Sluis A, Van Den Akker-Scheek I, Elferink-Gemser MT, Visscher C. Psychosocial factors influencing the recovery of athletes with anterior cruciate ligament injury: a systematic review. *Scand J Med Sci Sports* 2013;23:527–40. <https://doi.org/10.1111/SMS.12010>.
- [185] Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Whitehead TS, Webster KE. Psychological responses matter in returning to preinjury level of sport after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Am J Sports Med* 2013;41:1549–58. <https://doi.org/10.1177/0363546513489284>.
- [186] Kvist J, Ek A, Sporrstedt K, Good L. Fear of re-injury: a hindrance for returning to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2005;13:393–7. <https://doi.org/10.1007/S00167-004-0591-8>.
- [187] Briggs KK, Lysholm J, Tegner Y, Rodkey WG, Kocher MS, Steadman JR. The reliability, validity, and responsiveness of the lysholm score and tegner activity scale for anterior cruciate ligament injuries of the knee: 25 years later. *Am J Sports Med* 2009;37:890–7. <https://doi.org/10.1177/0363546508330143>.
- [188] Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res* 1985;198:43–9. <https://doi.org/10.1097/00003086-198509000-00007>.
- [189] Lysholm J, Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Am J Sports Med* 1982;10:150–4. <https://doi.org/10.1177/036354658201000306>.
- [190] Marx RG, Jones EC, Allen AA, Altchek DW, O'Brien SJ, Rodeo SA, et al. Reliability, validity, and responsiveness of four knee outcome scales for athletic

- patients. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83:1459–69. <https://doi.org/10.2106/00004623-200110000-00001>.
- [191] Kocher MS, Steadman JR, Briggs KK, Sterett WI, Hawkins RJ. Reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm knee scale for various chondral disorders of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86:1139–45. <https://doi.org/10.2106/00004623-200406000-00004>.
- [192] Bengtsson J, Möllborg J, Werner S. A study for testing the sensitivity and reliability of the Lysholm knee scoring scale. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1996;4:27–31. <https://doi.org/10.1007/BF01565994>.
- [193] Celik D, Coşkunsu D, Kılıçoğlu Ö. Translation and cultural adaptation of the Turkish lysholm knee scale: Ease of use, validity, and reliability knee. *Clin Orthop Relat Res* 2013;471:2602–10. <https://doi.org/10.1007/s11999-013-3046-z>.
- [194] Webster KE, Feller JA, Lambros C. Development and preliminary validation of a scale to measure the psychological impact of returning to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Phys Ther Sport* 2008;9:9–15. <https://doi.org/10.1016/J.PTSP.2007.09.003>.
- [195] Cheney S, Chiaia TA, de Mille P, Boyle C, Ling D. Readiness to Return to Sport After ACL Reconstruction: A Combination of Physical and Psychological Factors. *Sports Med Arthrosc* 2020;28:66–70. <https://doi.org/10.1097/JSA.000000000000263>.
- [196] Harput G, Tok D, Ulusoy B, Eraslan L, Yildiz TI, Turgut E, et al. Translation and cross-cultural adaptation of the anterior cruciate ligament-return to sport after injury (ACL-RSI) scale into Turkish. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2017;25:159–64. <https://doi.org/10.1007/s00167-016-4288-6>.
- [197] Langford JL, Webster E, Feller JA, Webster K. A prospective longitudinal study to assess psychological changes following anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Br J Sports Med* 2008. <https://doi.org/10.1136/bjism.2007.044818>.
- [198] Laskowski E, Newcomer-Aney K, Smith J. Proprioception. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2000;11:323–vi.
- [199] Zimny ML, Schutte M, Dabezies E. Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. *Anat Rec* 1986;214:204–9. <https://doi.org/10.1002/AR.1092140216>.
- [200] Lee DH, Lee JH, Ahn SE, Park MJ. Effect of time after anterior cruciate ligament tears on proprioception and postural stability. *PLoS One* 2015;10:1–10. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0139038>.
- [201] Reider B, Arcand MA, Diehl LH, Mroczek K, Abulencia A, Stroud CC, et al. Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament

- reconstruction. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg* 2003;19:2–12. <https://doi.org/10.1053/jars.2003.50006>.
- [202] Moezy A, Olyaei G, Hadian M, Razi M, Faghihzadeh S. A comparative study of whole body vibration training and conventional training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Br J Sports Med* 2008;42:373–8. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2007.038554>.
- [203] Shumway-Cook A, Woollacott MH. Theory and practical applications. *Motor Control*, 1995, p. 89–90.
- [204] Kim HJ, Lee JH, Lee DH. Proprioception in Patients with Anterior Cruciate Ligament Tears: A Meta-analysis Comparing Injured and Uninjured Limbs. *Am J Sports Med* 2017;45:2916–22. <https://doi.org/10.1177/0363546516682231>.
- [205] Brophy RH, Schafer KA, Knapik DM, Motley J, Haas A, Matava MJ, et al. Changes in Dynamic Postural Stability After ACL Reconstruction: Results Over 2 Years of Follow-up. *Orthop J Sport Med* 2022;10:1–8. <https://doi.org/10.1177/23259671221098989>.
- [206] Fremerey RW, Lobenhoffer P, Zeichen J, Skutek M, Bosch U, Tscherne H. Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with deficiency of the anterior cruciate ligament. *J Bone Jt Surg - Ser B* 2000;82:801–6. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.82B6.10306>.
- [207] Wilk KE, Arrigo CA. Rehabilitation Principles of the Anterior Cruciate Ligament Reconstructed Knee: Twelve Steps for Successful Progression and Return to Play. *Clin Sports Med* 2017;36:189–232. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2016.08.012>.
- [208] Dingenen B, Malfait B, Nijs S, Peers KHE, Vereecken S, Verschueren SMP, et al. Postural stability during single-leg stance: a prospective evaluation of non-contact lower extremity injury risk. *J Orthop Sport Phys Ther* 2016;46:650–7.
- [209] Romero-Franco N, Montaña-Munuera JA, Fernández-Domínguez JC, Jiménez-Reyes P. Validity and Reliability of a Digital Inclinometer to Assess Knee Joint Position Sense in an Open Kinetic Chain. *J Sport Rehabil* 2019;28:332–8. <https://doi.org/10.1123/JSR.2017-0221>.
- [210] Relph N, Herrington L. Interexaminer, intraexaminer and test-retest reliability of clinical knee joint-position-sense measurements using an image-capture technique. *J Sport Rehabil* 2015;24. <https://doi.org/10.1123/JSR.2013-0134>.
- [211] Rahlf AL, Petersen E, Rehwinkel D, Zech A, Hamacher D. Validity and Reliability of an Inertial Sensor-Based Knee Proprioception Test in Younger vs. Older Adults. *Front Sport Act Living* 2019;1. <https://doi.org/10.3389/FSPOR.2019.00027>.
- [212] Ravi B, Kapoor M, Player D. Feasibility and reliability of a web-based

- smartphone application for joint position measurement. *J Rehabil Med* 2021;53. <https://doi.org/10.2340/16501977-2780>.
- [213] Nakashima Y, Iwaki D, Kawae T, Fudeyasu K, Kimura H. Reliability of joint position sense measured in the knee using the level function of the iPhone “Measure” application. *PLoS One* 2021;16. <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0256561>.
- [214] Tian F, Zhao Y, Li J, Wang W, Wu D, Li Q, et al. Test-Retest Reliability of a New Device Versus a Long-Arm Goniometer to Evaluate Knee Proprioception. *J Sport Rehabil* 2022;31:368–73. <https://doi.org/10.1123/JSR.2021-0146>.
- [215] Osama Al Saadawy B, Abdo N, Embaby E, Rehan Youssef A. Validity and reliability of smartphones in measuring joint position sense among asymptomatic individuals and patients with knee osteoarthritis: A cross-sectional study. *Knee* 2021;29:313–22. <https://doi.org/10.1016/J.KNEE.2021.02.012>.
- [216] Oleksy Ł, Królikowska A, Mika A, Reichert P, Kentel M, Kentel M, et al. A Reliability of Active and Passive Knee Joint Position Sense Assessment Using the Luna EMG Rehabilitation Robot. *Int J Environ Res Public Health* 2022;19. <https://doi.org/10.3390/ijerph192315885>.
- [217] Jebreen M, Sole G, Arumugam A. Test-Retest Reliability of a Passive Joint Position Sense Test After ACL Reconstruction: Influence of Direction, Target Angle, Limb, and Outcome Measures. *Orthop J Sport Med* 2023;11:1–9. <https://doi.org/10.1177/23259671231157351>.
- [218] Lehmann T, Paschen L, Baumeister J. Single-Leg Assessment of Postural Stability After Anterior Cruciate Ligament Injury: a Systematic Review and Meta-Analysis. *Sport Med - Open* 2017;3. <https://doi.org/10.1186/s40798-017-0100-5>.
- [219] Plisky P, Schwartkopf-Phifer K, Huebner B, Garner MB, Bullock G. Systematic review and meta-analysis of the y-balance test lower quarter: Reliability, discriminant validity, and predictive validity. *Int J Sports Phys Ther* 2021;16:1190–209. <https://doi.org/10.26603/001c.27634>.
- [220] Aydoğ E, Aydoğ ST, Cakıcı A, Doral MN. Dynamic Postural Stability in Blind Athletes Using The Biodex Stability System. *Int J Sports Med* 2006;27:415–8. <https://doi.org/10.1055/s-2005-865777>.
- [221] Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train* 2012;47:339–57. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.3.08>.
- [222] Arifin N, Abu Osman NA, Wan Abas WAB. Intrarater test-retest reliability of static and dynamic stability indexes measurement using the biodex stability

- system during unilateral stance. *J Appl Biomech* 2014;30:300–4. <https://doi.org/10.1123/jab.2013-0130>.
- [223] Arnold BL, Schmitz RJ. Examination of balance measures produced by the biodex stability system. *J Athl Train* 1998;33:323–7.
- [224] Maniar N, Cole MH, Bryant AL, Opar DA. Muscle Force Contributions to Anterior Cruciate Ligament Loading. *Sport Med* 2022;52:1737–50. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01674-3>.
- [225] Serpell BG, Scarvell JM, Pickering MR, Ball NB, Newman P, Perriman D, et al. Medial and lateral hamstrings and quadriceps co-activation affects knee joint kinematics and ACL elongation: A pilot study Rehabilitation, physical therapy and occupational health. *BMC Musculoskelet Disord* 2015;16. <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0804-y>.
- [226] Pamukoff DN, Pietrosimone BG, Ryan ED, Lee DR, Blackburn JT. Quadriceps function and hamstrings co-activation after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Athl Train* 2017;52:422–8. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-52.3.05>.
- [227] Thomas AC, Villwock M, Wojtys EM, Palmieri-Smith RM. Lower extremity muscle strength after anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *J Athl Train* 2013;48:610–20. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.3.23>.
- [228] Riemann BL, Watson MD, Davies GJ. Reliability and validity of a novel Isokinetic Knee Dynamometer System. *Acta Bioeng Biomech* 2021;23:107–16.
- [229] de Araujo Ribeiro Alvares JB, Rodrigues R, de Azevedo Franke R, da Silva BGC, Pinto RS, Vaz MA, et al. Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Phys Ther Sport* 2015;16:59–65. <https://doi.org/10.1016/J.PTSP.2014.04.004>.
- [230] Muñoz-Bermejo L, Pérez-Gómez J, Manzano F, Collado-Mateo D, Villafaina S, Adsuar JC. Reliability of isokinetic knee strength measurements in children: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One* 2019;14. <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0226274>.
- [231] Schmitt LC, Paterno M V., Hewett TE. The impact of quadriceps femoris strength asymmetry on functional performance at return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012;42:750–9. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.4194>.
- [232] Palmieri-Smith RM, Curran MT, Garcia SA, Krishnan C. Factors That Predict Sagittal Plane Knee Biomechanical Symmetry After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Decision Tree Analysis. *Sports Health* 2022;14:167–75. <https://doi.org/10.1177/19417381211004932>.
- [233] Kyritsis P, Bahr R, Landreau P, Miladi R, Witvrouw E. Likelihood of ACL graft

- rupture: Not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *Br J Sports Med* 2016;50:946–51. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095908>.
- [234] Grindem H, Snyder-Mackler L, Moksnes H, Engebretsen L, Risberg MA. Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction: the Delaware-Oslo ACL cohort study. *Br J Sports Med* 2016;50:804–8. <https://doi.org/10.1136/BJSPORTS-2016-096031>.
- [235] Tegner Y, Lysholm J, Lysholm M, Gillquist J. A performance test to monitor rehabilitation and evaluate anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med* 1986;14:156–9. <https://doi.org/10.1177/036354658601400212>.
- [236] Barber SD, Noyes FR, Mangine RE, McCloskey JW, Hartmen W. Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. *Clin Orthop Relat Res* 1990;255:204–14.
- [237] Noyes FR, Barber SD, Mangine RE. Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *Am J Sports Med* 1991;19:513–8. <https://doi.org/10.1177/036354659101900518>.
- [238] Petschnig R, Baron R, Albrecht M. The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;28:23–31. <https://doi.org/10.2519/JOSPT.1998.28.1.23>.
- [239] Fitzgerald GK, Axe MJ, Snyder-Mackler L. A decision-making scheme for returning patients to high-level activity with nonoperative treatment after anterior cruciate ligament rupture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2000;8:76–82. <https://doi.org/10.1007/S001670050190>.
- [240] Munro AG, Herrington LC. Between-session reliability of four hop tests and the agility T-test. *J Strength Cond Res* 2011;25:1470–7. <https://doi.org/10.1519/JSC.0B013E3181D83335>.
- [241] Reid A, Birmingham TB, Stratford PW, Alcock GK, Giffin JR. Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther* 2007;87:337–49. <https://doi.org/10.2522/PTJ.20060143>.
- [242] Bolgla LA, Keskula DR. Reliability of lower extremity functional performance tests. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997;26:138–42. <https://doi.org/10.2519/JOSPT.1997.26.3.138>.
- [243] Ross MD, Langford B, Whelan PJ. Test-retest reliability of 4 single-leg horizontal hop tests. *J Strength Cond Res* 2002;16:617–22.
- [244] Fitzgerald GK, Lephart SM, Hwang JH, Wainner MRS. Hop tests as predictors of dynamic knee stability. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001;31:588–97. <https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.10.588>.

- [245] Losciale JM, Bullock G, Cromwell C, Ledbetter L, Pietrosimone L, Sell TC. Hop Testing Lacks Strong Association With Key Outcome Variables After Primary Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review. *Am J Sports Med* 2020;48:511–22. <https://doi.org/10.1177/0363546519838794>.
- [246] Xergia SA, Pappas E, Zampeli F, Georgiou S, Georgoulis AD. Asymmetries in functional hop tests, lower extremity kinematics, and isokinetic strength persist 6 to 9 months following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013;43:154–62. <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.3967>.
- [247] Di Paolo S, Zaffagnini S, Tosarelli F, Grassi A, Della Villa F. Beyond Distance: A Simple Qualitative Assessment of the Single-Leg Hop Test in Return-to-Play Testing. *Sports Health* 2022;14:906–11. <https://doi.org/10.1177/19417381211063450>.
- [248] Kotsifaki A, Van Rossom S, Whiteley R, Korakakis V, Bahr R, Sideris V, et al. Symmetry in Triple Hop Distance Hides Asymmetries in Knee Function After ACL Reconstruction in Athletes at Return to Sports. *Am J Sports Med* 2022;50:441–50. <https://doi.org/10.1177/03635465211063192>.
- [249] Labban W, Stadnyk M, Sommerfeldt M, Nathanail S, Dennett L, Westover L, et al. Kinetic measurement system use in individuals following anterior cruciate ligament reconstruction: a scoping review of methodological approaches. *J Exp Orthop* 2021;8. <https://doi.org/10.1186/s40634-021-00397-0>.
- [250] Moore JM, Cessford K, Willmott AP, Raj D, Exell TA, Burbage J, et al. Lower limb biomechanics before and after anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review. *J Biomech* 2020;106:109828. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109828>.
- [251] Ma W, Pan CY, Diehl LH, Wittstein JR, Riboh JC, Toth AP, et al. Altered lower extremity biomechanics following anterior cruciate ligament reconstruction during single-leg and double-leg stop-jump tasks: A bilateral total support moment analysis. *Clin Biomech* 2022;91:105533. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105533>.
- [252] Domnick C, Raschke MJ, Herbort M. Biomechanics of the anterior cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction techniques. *World J Orthop* 2016;7:82–93. <https://doi.org/10.5312/wjo.v7.i2.82>.
- [253] Dejour H, Bonnin M. Tibial translation after anterior cruciate ligament rupture. Two radiological tests compared. *J Bone Joint Surg Br* 1994;76:745–9. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.76b5.8083263>.
- [254] Zhang L, Liu G, Han B, Wang Z, Yan Y, Ma J, et al. Knee Joint Biomechanics in Physiological Conditions and How Pathologies Can Affect It: A Systematic Review. *Appl Bionics Biomech* 2020;2020. <https://doi.org/10.1155/2020/7451683>.

- [255] Donelon TA, Dos'Santos T, Pitchers G, Brown M, Jones PA. Biomechanical Determinants of Knee Joint Loads Associated with Increased Anterior Cruciate Ligament Loading During Cutting: A Systematic Review and Technical Framework. *Sport Med - Open* 2020;6. <https://doi.org/10.1186/s40798-020-00276-5>.
- [256] Wilson DR, Feikes JD, Zavatsky AB, O'Connor JJ. The components of passive knee movement are coupled to flexion angle. *J Biomech* 2000;33:465–73. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00206-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00206-7).
- [257] Blankevoort L, Huiskes R, de Lange A. Helical axes of passive knee joint motions. *J Biomech* 1990;23:1219–29. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90379-H](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90379-H).
- [258] Helena G, Eva T, Charlotte KH. Dynamic knee stability estimated by finite helical axis methods during functional performance approximately twenty years after anterior cruciate ligament injury. *J Biomech* 2015;48:1906–14. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.04.016>.
- [259] Ancillao A. The helical axis of anatomical joints: calculation methods, literature review, and software implementation. *Med Biol Eng Comput* 2022;60:1815–25. <https://doi.org/10.1007/s11517-022-02576-2>.
- [260] Shekarforoush M, Beveridge JE, Hart DA, Frank CB, Shrive NG. Correlation between translational and rotational kinematic abnormalities and osteoarthritic-like damage in two in vivo sheep injury models. *J Biomech* 2018;75:67–76. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.04.046>.
- [261] Schwartz MH, Rozumalski A. A new method for estimating joint parameters from motion data. *J Biomech* 2005;38:107–16. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.009>.
- [262] Millán Vaquero RM, Vais A, Lynch SD, Rzepecki J, Friese KI, Hurschler C, et al. Helical axis data visualization and analysis of the knee joint articulation. *J Biomech Eng* 2016;138:1–9. <https://doi.org/10.1115/1.4034005>.
- [263] Chèze L, Fregly BJ, Dimnet J. Determination of joint functional axes from noisy marker data using the finite helical axis. *Hum Mov Sci* 1998;17:1–15. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(97\)00018-3](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(97)00018-3).
- [264] Ramsey DK, Wretenberg PF. Biomechanics of the knee: Methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. *Clin Biomech* 1999;14:595–611. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00015-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00015-7).
- [265] Markström JL, Grip H, Schelin L, Häger CK. Individuals With an Anterior Cruciate Ligament–Reconstructed Knee Display Atypical Whole Body Movement Strategies but Normal Knee Robustness During Side-Hop Landings: A Finite Helical Axis Analysis. *Am J Sports Med* 2020;48:1117–26.

<https://doi.org/10.1177/0363546520910428>.

- [266] Grip H, Häger C. A new approach to measure functional stability of the knee based on changes in knee axis orientation. *J Biomech* 2013;46:855–62. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.12.015>.
- [267] Colle F, Bruni D, Iacono F, Visani A, Zaffagnini S, Marcacci M, et al. Changes in the orientation of knee functional flexion axis during passive flexion and extension movements in navigated total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2016;24:2461–9. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3816-0>.
- [268] Sadeqi M, Klouche S, Bohu Y, Herman S, Lefevre N, Gerometta A. Progression of the Psychological ACL-RSI Score and Return to Sport After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Prospective 2-Year Follow-up Study From the French Prospective Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Cohort Study (FAST). *Orthop J Sport Med* 2018;6:1–7. <https://doi.org/10.1177/2325967118812819>.
- [269] Oberländer KD, Brüggemann GP, Höher J, Karamanidis K. Knee mechanics during landing in anterior cruciate ligament patients: A longitudinal study from pre- to 12 months post-reconstruction. *Clin Biomech* 2014;29:512–7. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.03.014>.
- [270] Brown SR, Wang H, Dickin DC, Weiss KJ, Brown SR, Wang H, et al. The relationship between leg preference and knee mechanics during sidestepping in collegiate female footballers. *Sport Biomech* 2014;13:351–61. <https://doi.org/10.1080/14763141.2014.955047>.
- [271] Ruedl G, Webhofer M, Helle K, Strobl M, Schranz A, Fink C, et al. Leg Dominance Is a Risk Factor for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Recreational Skiers. *Am J Sports Med* 2012;40:1269–73. <https://doi.org/10.1177/0363546512439027>.
- [272] Marshall B, Franklyn-miller A, Moran K, King E, Richter C, Gore S. Biomechanical symmetry in elite rugby union players during dynamic tasks : an investigation using discrete and continuous data analysis techniques. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 2015;7:1–13. <https://doi.org/10.1186/s13102-015-0006-9>.
- [273] Greska EK, Cortes N, Ringleb SI, Onate JA, Lunen BL Van. Biomechanical differences related to leg dominance were not found during a cutting task. *Scand J Med Sci Sport* 2017:1328–36. <https://doi.org/10.1111/sms.12776>.
- [274] Mokhtarzadeh H, Ewing K, Janssen I, Yeow CH, Vee P, Lee S, et al. The effect of leg dominance and landing height on ACL loading among female athletes. *J Biomech* 2017;60:181–7. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.033>.
- [275] Pollard CD, Norcross MF, Johnson ST, Stone AE, Chang E, Hoffman MA, et

- al. A biomechanical comparison of dominant and non-dominant limbs during a side-step cutting task. *Sport Biomech* 2020;3141:1–9. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1461236>.
- [276] Dos T, Bishop C, Thomas C, Comfort P, Jones PA. The effect of limb dominance on change of direction biomechanics : A systematic review of its importance for injury risk. *Phys Ther Sport* 2019;37:179–89. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.04.005>.
- [277] Briggs KK, Steadman JR, Hay CJ, Hines SL. Lysholm score and tegner activity level in individuals with normal knees. *Am J Sports Med* 2009;37:898–901. <https://doi.org/10.1177/0363546508330149>.
- [278] Ra HJ, Kim HS, Choi JY, Ha JK, Kim JY, Kim JG. Comparison of the ceiling effect in the Lysholm score and the IKDC subjective score for assessing functional outcome after ACL reconstruction. *Knee* 2014;21:906–10. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2014.06.004>.
- [279] Vilchez-Cavazos F, Dávila-Martínez A, Garza-Castro SD La, Simental-Mendiá M, Garay-Mendoza D, Tamez-Mata Y, et al. Anterior cruciate ligament injuries treated with quadriceps tendon autograft versus hamstring autograft: A randomized controlled trial. *Cir y Cir (English Ed)* 2020;88:76–81. <https://doi.org/10.24875/CIRU.19001001>.
- [280] Carvalho A, Novaes M, Sauer J, Demange MK, Helito CP, João SMA. Muscle function, Lysholm score and hop performance in individuals with clinical indications for the combined reconstruction of the anterior cruciate and the anterolateral ligaments of the knee: A cross-sectional study. *Clinics* 2023;78. <https://doi.org/10.1016/j.clinsp.2023.100267>.
- [281] Zhou L, Xu Y, Wang S, Wang S, Xu W. Quadriceps strength and psychological readiness are associated with multiplanar knee kinematics after anterior cruciate ligament reconstruction. *Gait Posture* 2023;101:101–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.02.005>.
- [282] Webster KE, Nagelli C V., Hewett TE, Feller JA. Factors Associated With Psychological Readiness to Return to Sport After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Surgery. *Am J Sports Med* 2018;46:1545–50. <https://doi.org/10.1177/0363546518773757>.
- [283] Palm HG, Schlumpberger S, Riesner HJ, Friemert B, Lang P. Der Einfluss einer VKB-Plastik auf die stabile Standfähigkeit: Ein prä- und postoperativer Vergleich. *Unfallchirurg* 2015;118:527–34. <https://doi.org/10.1007/s00113-013-2521-z>.
- [284] Alonso AC, Greve JMDA, Camanho GL. Evaluating the center of gravity of dislocations in soccer players with and without reconstruction of the anterior cruciate ligament using a balance platform. *Clinics (Sao Paulo)* 2009;64:163–70. <https://doi.org/10.1590/s1807-59322009000300003>.

- [285] Mattacola CG, Perrin DH, Gansneder BM, Gieck JH, Saliba EN, McCue FC. Strength, functional outcome, and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Athl Train* 2002;37:262–8.
- [286] Şahin N, Bianco A, Patti A, Paoli A, Palma A, Ersöz G. Evaluation of knee joint proprioception and balance of young female volleyball players: A pilot study. *J Phys Ther Sci* 2015;27:437–40. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.437>.
- [287] Arockiaraj J, Korula RJ, Oommen AT, Devasahayam S, Wankhar S, Velkumar S, et al. Proprioceptive changes in the contralateral knee joint following anterior cruciate injury. *J Bone Jt Surg - Ser B* 2013;95 B:188–91. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.95B2.30566>.
- [288] Katayama M, Higuchi H, Kimura M, Kobayashi A, Hatayama K, Terauchi M, et al. Proprioception and performance after anterior cruciate ligament rupture. *Int Orthop* 2004;28:278–81. <https://doi.org/10.1007/s00264-004-0583-9>.
- [289] Fonseca ST, Ocarino JM, Silva PLP, Guimarães RB, Oliveira MCT, Lage CA. Proprioception in individuals with ACL-deficient knee and good muscular and functional performance. *Res Sport Med* 2005;13:47–61. <https://doi.org/10.1080/15438620590922095>.
- [290] Huber R, Viecelli C, Bizzini M, Friesenbichler B, Dohm-Acker M, Rosenheck T, et al. Knee extensor and flexor strength before and after anterior cruciate ligament reconstruction in a large sample of patients: influence of graft type. *Phys Sportsmed* 2019;47:85–90. <https://doi.org/10.1080/00913847.2018.1526627>.
- [291] Ohji S, Aizawa J, Hirohata K, Ohmi T, Mitomo S, Koga H, et al. Single-leg hop can result in higher limb symmetry index than isokinetic strength and single-leg vertical jump following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee* 2021;29:160–6. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2021.01.030>.
- [292] Gokeler A, Hof AL, Arnold MP, Dijkstra PU, Postema K, Otten E. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. *Scand J Med Sci Sport* 2010;20:12–9. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2008.00873.x>.
- [293] Triggsted SM, Post EG, Bell DR. Landing mechanics during single hop for distance in females following anterior cruciate ligament reconstruction compared to healthy controls. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2017;25:1395–402. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3658-9>.
- [294] Engelen-van Melick N, van Cingel REH, van Tienen TG, Nijhuis-van der Sanden MWG. Functional performance 2–9 years after ACL reconstruction: cross-sectional comparison between athletes with bone–patellar tendon–bone, semitendinosus/gracilis and healthy controls. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2017;25:1412–23. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3801-7>.
- [295] Wren TAL, Mueske NM, Brophy CH, Lee Pace J, Katznel MJ, Edison BR, et al.

Hop distance symmetry does not indicate normal landing biomechanics in adolescent athletes with recent anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther* 2018;48:622–9. <https://doi.org/10.2519/jospt.2018.7817>.

- [296] Tengman E, Grip H, Stensdotter A, Häger CK. Anterior cruciate ligament injury about 20 years post-treatment: A kinematic analysis of one-leg hop. *Scand J Med Sci Sport* 2015;25:818–27. <https://doi.org/10.1111/sms.12434>.
- [297] Kotsifaki A, Whiteley R, Van Rossom S, Korakakis V, Bahr R, Sideris V, et al. Single leg hop for distance symmetry masks lower limb biomechanics: Time to discuss hop distance as decision criterion for return to sport after ACL reconstruction? *Br J Sports Med* 2021:1–9. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2020-103677>.
- [298] Grip H, Tengman E, Liebermann DG, Häger CK. Kinematic analyses including finite helical axes of drop jump landings demonstrate decreased knee control long after anterior cruciate ligament injury. *PLoS One* 2019;14:1–16. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0224261>.

8. EKLER

8.1 EK-1. Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu

ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

Hekimin Açıklaması

Ön çapraz bağ (ÖÇB) yaralanması ile ilgili yeni bir araştırma yapmaktayız. Araştırmanın ismi “Ön Çapraz Bağ Onarımı Geçirmiş Erkek Sporcuların Fonksiyonel Testlerdeki Diz Kinetik ve Kinematığının Kas Kuvveti, Denge, Derin Duyu ve Subjektif Ölçümlerinin Birlikteliğinde Değerlendirilmesi”dir.

Sizin de bu araştırmaya katılmanızı öneriyoruz. Ancak hemen söyleyelim ki bu araştırmaya katılıp katılmamakta serbestsiniz. Çalışmaya katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Kararınızdan önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Bu bilgileri okuyup anladıktan sonra araştırmaya katılmak isterseniz formu imzalayınız.

Araştırma ÖÇB onarımı geçirmiş sporcuların eklemlerindeki stabilizasyonun farklı parametreler ışığında değerlendirmeyi amaçlamıştır. Sizin verilerinizden elde edilecek sonuçlarla spora dönüş sürecinin doğru zamanda olması ve yeniden yaralanma olasılığı olan sporcuları belirlemek ve bu sporcuları korumak için çok önemlidir. Bu nedenle çalışmaya katılmanız büyük önem taşımaktadır. Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Spor Hekimliği ve Ortopedi Anabilim Dallarının ortak katılımı ile gerçekleştirilecek bu çalışmaya katılımınız araştırmanın başarısı için önemlidir.

Eğer araştırmaya katılmayı kabul ederseniz Dr. Ömer Faruk İLİCEPINAR veya onun görevlendireceği bir hekim tarafından muayene edileceksiniz ve bulgular kaydedilecektir. Muayene sonucunda doktorunuz uygun görürse bu çalışmaya alınacaksınız. Ayrıca rutin yapılan spora dönüş değerlendirme testlerinden; izokinetik kas kuvveti, propriyosepsiyon (derin duyu), denge, zıplama testlerinin uygulanması esnasında verileri toplanacak, güven anketlerindeki (TAS, Lysholm, ACL-RSI) sorulara cevap vermeniz istenecektir.

Pandemi sürecinin devam etmesi durumunda; Ölçüm yapılacak ortamların havalandırılması, katılımcılara temas eden ürünlerin dezenfeksiyonu, ölçüm yapacak kişilerin solunum yollarını kapatacak şekilde maske kullanımı sağlanacaktır. Hastaların ölçüm merkezine ulaşımı Dr. Ömer Faruk İLİCEPINAR tarafından sağlanacaktır. Dr. Ömer Faruk İLİCEPINAR'a COVID-19 (Sinovac) aşısının 2 dozu da ölçümler öncesinde uygulanmış olacaktır.

İzokinetik kas kuvveti değerlendirmesi;

İzokinetik dinamometrelerde hareketin hızı sabittir ve hareketin her açısında kasa uygulanan direnç eşittir. Bu cihazlar ile kas kuvveti, kas gücü ve dayanıklılığı objektif olarak değerlendirilebilir. Test her iki ekstremiteniz için yapılacak olup öncesinde ısınma amaçlı normal tempo yürüyüş yaptırılacaktır. Cihaz çalışma prensibi sebebiyle oldukça güvenli olup yeterli ısınma ile yaralanma riski çok düşmektedir. Buna rağmen düşük oranda akut kas yaralanması olasılığı bulunmaktadır. Isınma süresi dahil test süresi yaklaşık 20 dakika olacaktır.

Propriosepsiyon (Derin Duyu);

Ekstremitenizin uzaysal konumunu bulmaya dayalı bir test olacaktır. Cihaz ekstremitenizi bir seviyeye getirecek ve sonrasında sizin o noktayı ne kadar isabetli bulduğunuzu değerlendirecektir. Çok düşük olasılıkla akut kas yaralanması olasılığı bulunmaktadır. Testin süresi yaklaşık 10 dakika olacaktır.

Denge;

Tek ayak dengeniz ölçülecektir. Testin yapılacağı cihazın sahip olduğu basınç algılama özellikli yüzeyi sayesinde vücut dengenizin ne kadar stabil olduğu ölçülecektir. Cihazın üzerinde tek ayak dengenizi sağladıktan sonra cihazın karşısında bir noktaya bakarak dengenizi sağlamaya çalışmanız istenecektir. Ani denge kayıpları olasılığı için cihaz üzerinde destek kolları bulunmaktadır. Yaralanma riski çok düşüktür. Testin toplam süresi 5-10 dakika olacaktır.

Zıplama testleri;

4 ayrı zıplama testi aynı platform üzerinde gerçekleştirilecektir. Bunlar düz, çapraz, belirli bir yükseklikten öne ve yana zıplamalardır. Bu esnada uyluk ve baldırınıza destek(velkro) bandajları aracılığıyla ekstremitelerinizi algılamaya yarayan sensörler yerleştirilecektir. Zıplamanız gereken noktalar boyunuza göre zeminde işaretlenecektir, bu sayede her bir katılımcı için güvenli aralık belirlenmiş olacaktır. Testlerin son zıplamasında platformun ortasında yer alan yer tepkisini ölçmeye yarayan platforma zıplamanız istenecektir. Tüm bu testler esnasında düşük olasılıkta akut bağ ve kas yaralanmaları olasılığı vardır. Testlerin toplam süresi hazırlık süresi ile beraber 20 dakika olacaktır.

Bu çalışmaya katılmanız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Çalışmaya katıldığınız için size ek bir ödeme de yapılmayacaktır.

Sizinle ilgili tıbbi bilgiler gizli tutulacak, ancak çalışmanın kalitesini denetleyen görevliler, etik kurullar ya da resmi makamlarca gereği halinde incelenebilecektir.

Bu çalışmaya katılmayı reddedebilirsiniz. Bu araştırmaya katılmak tamamen isteğe bağlıdır ve reddettiğiniz takdirde size uygulanan tedavide herhangi bir değişiklik olmayacaktır. Yine çalışmanın herhangi bir aşamasında onayınızı çekmek hakkına da sahipsiniz.

Sorumlu Araştırmacı

Prof. Dr. Feza KORKUSUZ

Cep Tel: 0506 735 35 06

Katılımcının/Hastanın Beyanı

Sayın Dr. Ömer Faruk İliceşinar tarafından Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Spor Hekimliği Anabilim Dalı'nda tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam hekim ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılacağına inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim. *(Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağına bilincindeyim)* Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı tutulabilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunumun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. *(Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).*

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Dr. Feza KORKUSUZ'u 0312 305 13 47 (iş) veya 0506 735 35 06 (cep) no'lu telefonlardan ve HÜTF Spor Hekimliği Anabilim Dalı adresinden arayabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde “katılımcı” olarak yer alma kararımı aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Katılımcı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel:

İmza

Görüşme tanığı

Adı, soyadı:

Tel:

İmza:

Katılımcı ile görüşen hekim

Adı soyadı, unvanı:

Tel:

İmza:

8.2 EK-2. Tegner Aktivite Ölçeği

Seviye	Açıklama
10	Rekabet gerektiren sporlar: Ulusal veya uluslararası(millî) seviye (Futbol, rugby gibi)
9	Rekabet gerektiren sporlar: Alt lig seviyesi (futbolcu, basketbol gibi), buz hokeyi, güreş, jimnastik
8	Rekabet gerektiren sporlar: hokey, bandy, badminton, kayak sporları, yarış ve saha atletizmi (zıplama-koşu)
7	Rekabet gerektiren sporlar: Tenis, koşu, motorkros, hentbol Rekreasyonel sporlar: Futbol, badminton, squash, oryantiring
6	Rekreasyonel sporlar: Tenis, badminton, hentbol, basketbol, kayak, jogging (en az 5 gün/hafta)
5	İş: Ağır işte çalışmak (örneğin inşaat) Rekabet gerektiren sporlar: bisiklet yarışı Rekreasyonel sporlar: Engeli arazide jogging (en az 2 gün/hafta)
4	İş: Orta ağırlıkta işte çalışmak (örneğin uzun yol şoförü)
3	İş: Hafif işlerde çalışmak (hemşire gibi) Rekreasyonel sporlar: yüzme, orman yürüyüşü(trekking)
2	İş: Hafif işlerde çalışmak (bakıcı gibi) Engeli arazide yürümek fakat çanta gibi ağırlık taşıyamamak.
1	İş: Sedanter iş (sekreter gibi)
0	Diz problemleri nedeniyle istirahatte ya da emekliye ayrılmış.

8.3 EK-3. Lysholm Diz Skalası

<u>Aksama (5 puan)</u>	
Yok	5
Hafif veya belirli aralıklarla	3
Ciddi veya her zaman	0
<u>Destek (5 puan)</u>	
Yok	5
Baston veya koltuk değneği	2
Üzerine basmak imkânsız	0
<u>Kilitlenme (15 puan)</u>	
Kilitlenme veya takılma hissi yok	15
Takılma hissi var fakat kilitlenme yok	10
Kilitlenme	
Bazen	6
Sık	2
Muayenede eklem kilitli	0
<u>Boşalma (Dizin öne doğru kayması) (25 puan)</u>	
Boşalma hissi hiç yok	25
Zorlayıcı veya sportif aktivitelerde bazen	20
Zorlayıcı veya sportif aktivitelerde sık	15
Günlük aktivitelerde bazen	10
Günlük aktivitelerde sık	5
Her adımda	0
<u>Merdiven çıkma (10 puan)</u>	
Problem yok	10
Hafif problem var	6
Tek bacak atarak	2
İmkânsız	0
<u>Çömelme (5 puan)</u>	
Problem yok	5
Hafif problem var	4

90'den sonra problem var	2
İmkânsız	0
<u>Sişlik (10 puan)</u>	
Yok	10
Zorlayıcı aktiviteler ile	6
Basit zorlanmalar ile	2
Devamlı	0
<u>Ağrı (25 puan)</u>	
Yok	25
Sürekli değil, zorlayıcı aktiviteler sırasında hafif	20
Zorlayıcı aktiviteler sırasında belirgin	15
2 km'den (30 dakika) fazla yüründüğünde belirgin	10
2 km'den (30 dakika) az yüründüğünde belirgin	5
Devamlı	0
<u>Toplam puan</u>	
95-100 Mükemmel	84-94 İyi
65-83 Normal	<64 Kötü

8.4 Ek-4. Ön Çapraz Bağ Yaralanması Sonrası Spora Dönüş Ölçeği (ACL-RSI)

Duygular	
1. Sporunuzu yaparken endişeleniyor musunuz?	
0	10
2. Sporunuzu yaparken sürekli dizinizi düşünmek sinirinizi bozuyor mu?	
0	10
3. Sporunuzu yaparken kendinizi rahat hissediyor musunuz?	
0	10
4. Sporunuzu yaparken dizinizi yeniden yaralamaktan korkuyor musunuz?	
0	10
5. Sporunuzu yaparken dizinizi kazayla sakatlamaktan korkuyor musunuz?	
0	10
Performansta Kendine Güven	
6. Sporunuzu yaparken dizinizin boşalmayacağı konusunda kendinize güveniyor musunuz?	
0	10
7. Dizinizden endişe etmeden sporunuzu yapacağınıza güveniyor musunuz?	
0	10
8. Baskı altında dizinizin dayanabileceği konusunda kendinize güveniyor musunuz?	
0	10
9. Daha önceki spora katılım düzeyinizde performansa ulaşabileceğiniz konusunda kendinize güveniyor musunuz?	
0	10
10. Sporunuzda iyi performans gösterme yeteneğinizde kendinize güveniyor musunuz?	
0	10
Risk Değerlendirmesi	
11. Sporunuza katılarak dizinizi yeniden yaralayabileceğinizi düşünüyor musunuz?	
0	10
12. Yeniden ameliyat olma ve rehabilitasyon görme düşünceleri sizi spor yapmaktan alıkoymuyor mu?	
0	10