



ÖN ÇAPRAZ BAĞ TAMİRİNİN ALT EKSTREMİTE BİYOMEKANİĞİNE ETKİSİ

Özlem KILIÇ

Temmuz 2013

DENİZLİ

**ÖN ÇAPRAZ BAĞ TAMİRİNİN ALT EKSTREMİTE BİYOMEKANİĞİNE
ETKİSİ**

**Pamukkale Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Yüksek Lisans Tezi
Antrenman ve Hareket Anabilim Dalı**

Özlem KILIÇ

**Danışman: Yrd. Doç. Dr. Ahmet ALPTEKİN
Yrd. Danışman: Doç Dr. Fatma ÜNVER KOÇAK**

Temmuz, 2013

DENİZLİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ ONAY FORMU

Özlem KILIÇ tarafından, Yrd. Doç. Dr. Ahmet ALPTEKİN yönetiminde hazırlanan "**Ön Çapraz Bağ Tamirinin Alt Ekstremitte Biyomekaniğine Etkisi** " başlıklı tez tarafımızdan okunmuş kapsamı ve niteliği açısından bir Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırmaların yapılması ve bulgularının analizlerinde bilimsel etiğe ve akademik kuralara özenle riayet edildiğini; bu çalışmanın doğruluğundan birincil ürünü olmayan bulguların, verilerin ve materyallerin bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterildiğini ve alıntı yapılan çalışmalara atfedildiğini beyan ederim.

İMZA:

Öğrenci Adı Soyadı: Özlem KILIÇ

TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans bitirme tezi olarak hazırlanan bu çalışma bir çok kişinin katkısıyla tamamlanmıştır.

Lisansüstü eğitimim süresince, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, değerli hocalarım Yrd. Doç Dr. Ahmet Alptekin'e ve Doç Dr. Fatma Ünver Koçak'a,

Tezim süresince hiçbir konuda yardımlarını esirgemeyen dostum Öğr. Gör. Eylem Çelik'e,

Beraber çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum tüm arkadaşlarıma,

Verileri toplama aşamasında bana yardımcı olan öğrencilerimiz İstem Tınas'a, Mehmet Ali Turgut'a, Ferhat Kılıç'a, Halil Hilmi Demir'e,

Benim bu günlere gelmemi sağlayan, hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan, asla ne yapsam haklarını ödeyemeyeceğim sevgili anneme, teyzeme ve kardeşime,

Üniversite yıllarımdan beri beni hiç yalnız bırakmayan, sevgi-hoşgörü ve desteğini benden esirgemeyen, hayat arkadaşım, sevgili eşim Mehmet Kılıç'a,

Varlığından dolayı hep şükrettiğim canım kızım Ayşenaz'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

ÖN ÇAPRAZ BAĞ TAMİRİNİN ALT EKSTREMİTE BİYOMEKANİĞİNE ETKİSİ

Kılıç, Özlem

Yüksek Lisans Tezi, Antrenman ve Hareket ABD

Tez Yöneticisi: Yrd.Doç.Dr.Ahmet ALPTEKİN

Temmuz 2013, 59 sayfa

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; ön çapraz bağ tamiri (ÖÇB) geçirmiş ve alt ekstremiteye ait herhangi bir sakatlığı olmayan erkek futbolcular arasındaki kinematik ve kinetik farklılıkların araştırılmasıdır. Bu amaçla çalışmaya; yaş ortalamaları ($X_{yaş} = 23,09 \pm 3,62$ yıl), boy ortalamaları ($X_{boy} = 1,77 \pm 0,05$ m), vücut ağırlığı ortalamaları ($X_{VA} = 83,89 \pm 11,76$ kg) olan 11 hasta ve yaş ortalamaları ($X_{yaş} = 22,22 \pm 2,48$ yıl), boy ortalamaları ($X_{boy} = 1,78 \pm 0,03$ m), vücut ağırlığı ortalamaları ($X_{VA} = 74,35 \pm 6,10$ kg) olan 9 sağlam sporcu gönüllü olarak katılmıştır. Hasta ve sağlam deneklerin kinematik ve kinetik parametrelerinin değerlendirilmesi için, hasta deneklere ameliyat geçirdikleri bacakları ile sağlıklı deneklere ise dominant bacakları ile 0,20 m yüksekliğinde bir kasadan kuvvet platformu üzerine düşerek sıçrama hareketi yaptırılmıştır. Deneklerin sıçrama hareketinin 3 boyutlu kinematik analizleri için SIMI Motion 7,5 (GER) hareket analizi paket programı, kinetik analizleri için kuvvet platformu (FP4060-10, BERTEC, A.B.D) kullanılmıştır. Bireylerin sıçrama performanslarına ait diz fleksiyon açısı, yer tepki kuvveti, yer tepki moment değerleri incelenmiştir. Verilerin istatistiksel olarak analizleri 0,05 anlamlılık düzeyinde, gruplar arası farklılıklar t-test ile diz fleksiyon açısı, kuvvet ve moment parametreleri arasındaki ilişki ise Pearson Korelasyon analizi ile 0,01 anlamlılık düzeyinde yapılmıştır. Yapılan analizler sonucunda gruplar ve değerlendirilen parametreler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu bağlamda sporcuların geçirdikleri ön çapraz bağ tamiri ameliyatı ve sonrasında aldıkları fizik tedavi sürecinin başarılı olduğu söylenebilir.

Anahtar Kelimeler: Ön çapraz bağ, Kinetik, Kinematik, Hareket analizi, Kuvvet platformu.

ABSTRACT**THE EFFECT OF ANTERIOR CRUCIATE RECONSTRUCTION ON LOWER
EXTREMITY BIOMECHANICS**

Kılıç, Özlem

M. Sc. Thesis in Training and Movement Science

Supervisor: Assist. Prof. Dr. Ahmet ALPTEKİN

July 2013, 59 pages

The aim of this study was to define the differences of lower extremity biomechanics (knee flexion measures) between the subjects who had anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction and healthy subjects during a single leg landing from 0,20 m. In this study, 11 football players who had ACL reconstruction aged $23,09 \pm 3,62$ years, height $1,77 \pm 0,05$ m, weight $83,89 \pm 11,76$ kg and 9 healthy football players aged $22,22 \pm 2,48$ years, height $1,78 \pm 0,03$ m, weight $74,35 \pm 6,10$ kg participated, voluntarily. During the data collection phase, three cameras which have 100 Hz recording speed synchronized to each other and force plate (FP4060-10, BERTEC, A.B.D.) were used. Collected visual data transferred directly from the images obtained from cameras to computer and a three-dimensional images were obtained. SIMI Motion 7,5 visual analysis programme and MATLAB was used to make kinetic and kinematic analysis. Landing techniques of the subjects were examined by flexion angle of knee, ground reaction force and moment parameters. The statistical analyses of the measured results were performed by t-test and Pearson Correlation analysis. According to the results there were no statistical differences between the groups ($p>0,05$) and no relationship was found amongst the measured parameters ($r>0,01$). In this regard, it can be said that athletes had a successful ACL reconstruction and physical therapy process.

Key Words: Anterior cruciate ligament(ACL), Kinetic, Kinematic, Motion analysis, Force plate.

İÇİNDEKİLER

LİSANS TEZİ ONAY FORMU	iv
ETİK SAYFASI.....	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET.....	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
RESİMLER VE ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
GRAFİK, TABLOLAR, KISALTMALAR DİZİNİ.....	xiii
1.GİRİŞ	1
1.1 Amaç.....	3
1.2 Problem	3
1.3 Alt Problemler	3
1.4 Hipotezler.....	4
1.5 Araştırmanın Önemi.....	4
1.6 Sınırlılıklar ve Varsayımlar.....	5
KURUMSAL BİLGİLER VE LİTERATÜR TARAMASI	6
2.1 Biyomekanik	6
2.2 Mekanik	7

2.2.1 Kinematik	7
2.2.2 Kinetik.....	7
2.3 Doğrusal Kinematik.....	8
2.4 Açısal Kinematik.....	8
2.5 Kinematik Ölçüm Yöntemleri.....	9
2.6 Spor Biyomekaniğinde Veri Toplama.....	10
2.7. Ön Çapraz Bağ İle İlgili Genel Bilgiler	13
2.8. Ön Çapraz Bağ Biyomekaniği	15
2.8.1 Ön Çapraz Bağın Yapısal ve Mekanik Özellikleri.....	16
2.8.2 Ön Çapraz Bağ Kinematığı	18
MATERYAL VE METOD.....	21
3.1 Araştırma Grubu	21
3.2 Veri Toplama Araçları	21
3.2.1 Antropometrik Ölçümler	21
3.2.2 Hareket Analizi.....	21
3.2.3 Kuvvet Platformu.....	22
3.3 Verilerin Toplanması.....	25
3.3.1 Antropometrik Ölçümler	25
3.3.1.1 Boy Ölçümü	25
3.3.1.2 Vücut Ağırlığı Ölçümü	25
3.3.2 Hareket Analizi.....	25

3.3.3 Kuvvet Platformu	28
3.3.4 Eşzamanlılık (Senkronizasyon)	29
3.4 Verilerin Analizi	29
4. BULGULAR	31
5.TARTIŞMA	35
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	38
7.KAYNAKLAR	39
8.ÖZGEÇMİŞ	44

ŞEKİLLER DİZİNİ	Sayfa
Şekil 2.1 Ön çapraz bağın yapısı ve yerleşimi.....	14
Şekil 2.2 Ekstansiyon sırasında meydana gelen tibial ekstansiyon ile fleksiyon sırasında meydana gelen internal rotasyon	15
Şekil 2.3 Ön çapraz bileşenleri ve yapışma yerleri.....	17
Şekil 2.4 Ön çapraz bağ kemik bağ kompleksinin yük-deformasyon eğrisi	18
Şekil 2.5 Dizin 6 serbestlik derecesi.....	19
Şekil 2.6 Diz eklemindeki 4 bar modeli.....	20
Şekil 2.7: (a) Kuvvet platformu lokal koordinat sistemi, (b) yük ölçerlerin konumlandırılması.....	28

RESİMLER DİZİNİ	Sayfa
Resim 3.1 Bilgisayar, simi (analiz programı) ve kameralar.....	22
Resim 3.2 Kuvvet platformu ve analog güçlendirici.....	23
Resim 3.3 Kalibrasyon kafesi	24
Resim 3.4 Denek üzerine yerleştirilen işaretçiler.....	26
Resim 3.5 Kameraların yerleşim yerleri.....	27
Resim 3.6 Hareket analizi sistemiyle kuvvet platformu sistemlerinin senkronizasyonu	29

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1 Kalibrasyon kafesi noktaları (m)	24
Tablo 3.2 Deneklerin vücuduna yerleştirilen işaretçiler	25
Tablo 4.1. Sporcuların yaş (yıl), boy uzunlukları (m) ve vücut ağırlıkları (kg) değerleri	31
Tablo 4.2. Hasta ve sağlam grupların ilk temas anı, sıçrama anı ve son temas anındaki kuvvet, moment ve diz fleksiyon açıları t-test analiz tablosu.....	32
Tablo 4.3 Hasta grubun kuvvet, moment ve diz fleksiyon açısı ilişkisi tablosu	32
Tablo 4.4 Sağlam grubun kuvvet, moment ve diz fleksiyon açısı ilişkisi tablosu	33

KISALTMALAR

Fz : Kuvvetin z eksenindeki bileşeni

My: Momentin y eksenindeki bileşeni

ÖÇB: Ön çapraz bağ

N: Kuvvet birimi Newton

Nm: Moment birimi (Newton x metre)

1.GİRİŞ

Diz stabilitesi, eklem mekanik akslarına, kemik konturlarına, eklem içi (menisküs ve çapraz bağlar) ve eklem dışı stabilizatörlere (kapsüller bağlar, yan bağlar) bağlıdır. Dizin normal mekaniği ve stabilitesi bu bileşenlerin koordineli fonksiyonu ile gerçekleşir. Stabilize eden bu faktörlerden birinin yokluğu bile dizin normal fonksiyonunu bozacaktır. Bundan dolayı ön çapraz bağ yetmezliğinin (ÖÇB) tanı ve tedavisi günümüz ortopedik cerrahisinin önemli konularından biridir. ÖÇB dizin anteriora kaymasını engelleyen en önemli yapıdır. Ayrıca dizin rotasyonel stabilitesine de katkıda bulunmaktadır. Dizde menisküslerden sonra en sık yaralanan yapı ÖÇB'dir. Diz çevresi bağ yaralanmalarının ise en sık olanıdır. ÖÇB yaralanmaları kalıcı ve ciddi fonksiyon bozukluklarına neden olabilir (Altinel ve Özdemir 1999).

ÖÇB yırtıklarının en sık rastlanan sebebi spor yaralanmalarıdır. Bağın fonksiyonu, tibianın femura göre öne doğru kaymasını sınırlandırarak ve dizin rotasyonel hareketlerini kısıtlayarak dizin stabilitesinde önemli rol oynar ve eklemdaki streslerin azaltılmasını sağlamaktır (Altinel ve Özdemir 1999). Bağın tamamının kopması, fonksiyonel instabiliteye neden olması ve uzun dönem komplikasyonları (menisküs ve kıkırdak hasarı, erken başlangıçlı osteoartrit vb.) nedeniyle önemli bir ortopedik problemdir. Bu konu ile ilgili, ortopedistler tarafından özellikle son 20 senede birçok çalışma yapılmış, yeni cerrahi teknikler, materyaller geliştirilmiş ve kullanılmıştır. Günümüzde halen bağ rekonstrüksiyonunun kimlere yapılması gerektiği, uzun dönem sonuçları, uygulanan cerrahi teknik ve greft seçimi gibi birçok konuda tartışmalar devam etmektedir. (Anderson vd 2001, Bennon vd 2005, Doral vd 2006).

Ön çapraz bağ yırtığının tedavi şekli belirlenirken hastanın yaşı, hasarın derecesi ve hastanın beklentileri önemlidir. Tedavinin cerrahi olarak yapılmaya başlandığı 1850' li yıllardan bu yana, tanı ve tedavide birçok yöntem denenmiştir. Özellikle son 30 yılda bu konudaki gelişmelerin sayısı ve hızı artmakta, araştırmalar sürmekte ve her gün yeni boyutlar kazanmaktadır (Altinel ve Özdemir 1999).

ÖÇB yırtığının tedavisi konservatif ve cerrahi olarak yapılabilir. Cerrahi ÖÇB ın kopması sonrasında, alt ekstremitte biyomekaniğindeki değişiklikler ve fonksiyonel adaptasyonlar literatürde yürüme analizi çalışmalarında ve kas kuvvetlerinin değerlendirildiği birçok çalışmada bildirilmiştir. Bununla beraber, ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrası takiplerde, bağın fonksiyonları genellikle statik yöntemler ile değerlendirilmektedir. Bu yöntemlerin, ön çapraz bağın dinamik fonksiyonlarını yeterince göstermediği çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir (Ünver vd 2005, Micheo vd 2010).

Cerrahi tedavi genç, aktif spor yapan ve ön çapraz bağı yırtık olan hastalarda ağırlık kazanmaktadır. Artroskopik cerrahi teknikler ve rehabilitasyon prensiplerindeki gelişmeler sonucu ön çapraz bağ yırtığının cerrahi tedavisi daha sık uygulanır hale gelmiştir. Bu sebeplerden dolayı, ÖÇB fonksiyonlarını daha iyi gösterebilecek yöntemlerin arayışı devam etmektedir. Son yıllarda ön çapraz bağ tamiri sonrası fonksiyonel değişiklikleri test etmek için biyomekaniksel teknikleri kullanan araştırmacıların sayısı giderek artmaktadır. Yapılan çalışmalar, farklı sıçrama teknikleri kullanılarak, sıçrama sonrası inişte yerin tepki kuvvetinden yola çıkarak, dize binen yük miktarının hesaplanmasını esas almaktadır (Cortes vd 2007, Kiriya vd 2009, Nagano vd 2009). Kinematik zincirin en önemli kısımlarından biri diz olması dolayısıyla meydana gelen herhangi bozukluk tüm zinciri etkileyecektir.

Araştırmacılar, farklı test prosedürleri geliştirerek ön çapraz bağın alt eksteremite biyomekaniğine etkisini ve ön çapraz bağ yaralanma sebeplerini biyomekanik metotlarla analiz etmişlerdir (Bing vd 2007, Louw vd 2006, Myer vd 2011, Myer vd 2010, Webster vd 2004, Yeow vd 2010). Sıçrama, hemen hemen tüm spor dallarında sıkça kullanılan bir performanstır. Sıçrama, sadece performansın incelenmesi açısından önemli değil, aynı zamanda alt eksteremite yaralanmalarının önlenmesi açısından da önem taşımaktadır. Literatür göstermektedir ki, yere büyük bir kuvvetin uygulandığı inişler sırasında, diz yaralanmaları özellikle de ÖÇB yırtıkları meydana gelmektedir (Bing vd 2006).

Toplumumuzda artan spor aktivitelerine bağlı olarak yaralanma sıklığı giderek artmaktadır. Elde edilen biyomekanik veriler, yaralanmaların önlenmesi, fizik tedavi

programlarının geliştirilmesi ve cerrahi tedavi metotlarının iyileştirilmesi açısından oldukça önemlidir.

1.1 Amaç

Bu araştırmanın amacı; izole ön çapraz tamirinin alt ekstremite biyomekaniğine etkisini, farklı parametrelerin kinetik ve kinematik analizlerini yaparak araştırmaktır. Bu amaç doğrultusunda araştırmanın problemleri ve alt problemleri aşağıdaki şekilde belirlenmiştir:

1.2 Problem

Sağlıklı sporcular ile izole ön çapraz bağ tamiri geçiren sporcuların diz eklemine ait bazı kinetik ve kinematik parametreleri arasında anlamlı fark var mıdır?

1.3 Alt Problemler

1. Sağlam grup ile izole ön çapraz bağ tamiri geçiren sporcuların derinlik sıçraması sırasında yer tepki kuvvetleri arasında fark var mıdır?
2. Sağlam grup ile izole ön çapraz bağ tamiri geçiren sporcuların derinlik sıçraması sırasında diz fleksiyon açısı arasında fark var mıdır?
3. Sağlam grup ile izole ön çapraz bağ tamiri geçiren sporcuların derinlik sıçraması sırasında diz fleksiyon momenti arasında fark var mıdır?
4. Sağlam gruba ait derinlik sıçraması sırasında yer tepki kuvveti, yer tepki momenti ve diz fleksiyon açısı değerleri arasında bir ilişki var mıdır?
5. Hasta gruba ait derinlik sıçraması sırasında yer tepki kuvveti, yer tepki momenti ve diz fleksiyon açısı değerleri arasında bir ilişki var mıdır?

1.4 Hipotezler

1. Sağlam sporcular ile izole ön çapraz bağ tamiri geçiren sporcuların derinlik sıçraması sırasında yer tepki kuvvetleri arasında anlamlı fark vardır.
2. Sağlam sporcular ile izole ön çapraz bağ tamiri geçiren sporcuların derinlik sıçraması sırasında diz fleksiyon açısı arasında anlamlı fark var vardır.
3. Sağlam sporcular ile izole ön çapraz bağ tamiri geçiren sporcuların derinlik sıçraması sırasında diz fleksiyon momenti arasında anlamlı fark vardır.
4. Sağlam gruba ait derinlik sıçraması sırasında yer tepki kuvveti, yer tepki momenti ve diz fleksiyon açısı değerleri arasında bir ilişki vardır.
5. Hasta gruba ait derinlik sıçraması sırasında yer tepki kuvveti, yer tepki momenti ve diz fleksiyon açısı değerleri arasında bir ilişki vardır.

1.5 Araştırmanın Önemi

ÖÇB, diz hareketlerini farklı serbestlik derecelerinde stabilize etmek üzere düzenlenmiş anatomik bir yapıdır. Tibianın dönmesini ve femura göre öne kaymasını engeller (Altındağ vd. 2009). ÖÇB iki fonksiyonel demetin birleşiminden oluşur; anteromedial (AM) ve posterolateral (PL). İç rotasyona bağlı olarak, AM deki gerilim diz fleksiyonu ile artarken, PL deki gerilim diz ekstansiyonu ile artar. ÖÇB, ekstansiyon ve fleksiyon hareketlerine bağlı olarak kendiliğinden gerçekleşen “otomatik” aksiyal rotasyonda denilen ‘screw-home’ (anahtar yuvası) düzeneğinin kılavuzu niteliğindedir. Bu mekanizma kalça-diz-bilek senkronizasyonu açısından çok önemlidir (Georgoulis vd 2010).

Diz kinematığında önemli rol oynaması sebebi ile ÖÇB yaralanması durumunda kalıcı ve ciddi fonksiyon bozuklukları meydana gelir. Genç, aktif spor yapan ve ön çapraz bağ total rüptüre olan hastalarda cerrahi tedavi ağırlık kazanmaktadır (Karaca 2008). Cerrahi sonrasında ise yeniden sakatlanma meydana gelebilmekte ve tekrar cerrahi uygulanmaktadır, özellikle bu sebepten dolayı ön çapraz bağ kinetik ve

kinematik parametrelerinin incelenmesi sakatlanmaların tekrarlanmasını önlemek amacıyla ayrıca önemlidir (Schreiber vd 2010, Myer vd 2010).

Son yıllarda ön çapraz bağ tamiri sonrası fonksiyonel değişiklikleri test etmek için biyomekaniksel teknikleri kullanan araştırmacıların sayısı giderek artmaktadır. Yapılan çalışmalar, farklı sıçrama teknikleri kullanılarak, sıçrama sonrası inişte yerin tepki kuvvetinden yola çıkarak, dize binen yük miktarının hesaplanmasını esas almaktadır. Araştırmacılar, farklı test prosedürleri geliştirerek ön çapraz bağın alt eksteremite biyomekaniğine etkisini ve ön çapraz bağ yaralanma sebeplerini biyomekaniksel metotlarla analiz etmişlerdir (Bing vd 2006, Louw vd 2006, Louw vd 2006, Myer vd 2010, Webster vd 2004, McLean vd 2004, Yeow vd 2010). Elde edilen biyomekaniksel veriler, yaralanmaların önlenmesi, fizik tedavi programlarının geliştirilmesi ve cerrahi tedavi metotlarının iyileştirilmesi açısından oldukça önemlidir.

Bu konuda yapılan literatür taraması sonucunda cerrahi sonrasına dair az sayıda yayın bulunmuştur. Ancak ülkemizde ise bu konuda yapılan bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu bağlamda ülkemizde yapılacak gelecek araştırmalara öncülük etmesi önemini artırmaktadır.

1.6 Sınırlılıklar ve Varsayımlar

Araştırma Denizli ilinde faaliyet gösteren spor kulüplerinde, spor yapan 15-30 yaş arası futbolcular arasından basit rastgele örnekleme yöntemi ile örneklem grubu oluşturulmuştur. Ameliyatlarının üzerinden 6 ay geçmiş ve bir ay süreyle fizik tedavi almış olanlar arasından hasta grup oluşturulmuştur. Bunun yanı sıra, çalışma 100 Hz ile çalışan kameralarla ve 1000 Hz ile çalışan kuvvet platformu ile sınırlandırılmıştır.

2.KURAMSAL BİLGİLER VE LİTERATÜR TARAMASI

2.1 Biyomekanik

Literatür incelendiğinde biyomekanik genel tanımını aşağıdaki şekilde yapmak mümkündür:

İnsan vücuduna etki eden iç ve dış kuvvetleri ve bu kuvvetlerin etkilerini biyolojik olayların, olaylara neden olan mekanizmalarını tanımlayarak, mekanik bakış açısıyla inceleyen bir bilim dalıdır (Hay 1994; Challis 1999).

Biyomekanik, mekanik bilimini kullanarak yaşayan canlıların hareketlerini inceler. Mekanik, hareketi tanımlayan ve hareketin nasıl oluştuğuyla ilgilenen bir fizik dalıdır. Canlı nesnelere etki eden kuvvetler; hareket oluşumunu meydana getirir. Biyomekanik, canlı nesnelere nasıl hareket ettiklerini, kinesyologların hareketleri nasıl geliştirdiklerini, nasıl güvenli bir hareket oluşturacaklarını anlamamız için gerekli olan matematiksel ve kavramsal araçları sağlar (İnal 2004).

Biyomekanik araştırmalar; insan ve hayvan hareketlerinde farklı birkaç alana hizmet eder. Bu alanlar ise şunları içerir:

- a) Kaslar, kemikler, tendonlar, kıkırdaklar ve bağların fonksiyonları,
- b) Canlılarda yüklenme ve aşırı yüklenmeyle ilgili spesifik yapılar,
- c) Performansı etkileyen faktörler. İnsan biyomekaniğinin içerdiği konular ise; sakat ve sakat olmayan ile sporcu ve sporcu olmayanlarla ilgilidir ve yaş aralığı çocuklardan yaşlılara kadar geniş bir yelpazededir (İnal 2004).

Diğer yandan biyomekanik çalışmaları, egzersiz ve kondisyon programları oluşturmaya da yardım eder ve kinesyolojiye insan hareketlerinin nicel analizi anlamında yardım eden en önemli disiplinlerden biridir (Knudson 2007).

2.2 Mekanik

Mekanik, harekete neden olan kuvvetler ve nesnelerin hareketlerini inceleyen bir fizik dalıdır. Kendi içinde üç ana sınıfa ayrılır: Katı cisim mekaniği, şekil değiştiren cisim mekaniği, akışkan mekaniği (Knudson 2007). Birçok spor biyomekaniği çalışması, iskelet sistemi ile ilgilidir ve katı cisim mekaniği içerisinde incelenir. Katı cisim mekaniği de ikiye ayrılır: Statik ve Dinamik olarak. Statik, sabit veya hareket etmeyen nesneler üzerinde çalışır. Dinamik ise kuvvetlerin etki etmesi sonucu hareket eden (ivmelenen) nesneler üzerinde çalışır ve kinematik ve kinetik olmak üzere iki alt sınıfa ayrılır (Knudson 2007).

2.2.1 Kinematik

Hareketlerin tanımlanmasıyla ilgilenen mekaniğin bir parçasıdır. Kökü Yunancada hareket anlamına gelen kinematik, ilk kez 19. yüzyıl ortasında kullanılmıştır. Kinematik nicelikler vücut hareketlerinin uzayda geometrik olarak tanımlanmasıyla ilgilendiği için, kinematiğe hareketin geometrisi de denebilir. Kinematik; hareket eden cisimlerin pozisyonları, hızları, vücut parçalarının ivmelenmeleri, birbirlerine olan açıları, açısal hızları ve açısal ivmelenmelerini nicelik olarak belirler (Medved 2001). Diğer bir ifadeyle kinematik; yapılan hareketin; zaman, kat edilen yol, açı, ivme veya hıza göre incelenmesidir (İnal 2004).

2.2.2 Kinetik

Objelerin hareketlerine neden olan kuvvetlerden bahsetmektedir. Kütle ve kuvvet ölçümleri yapılarak hareketi oluşturan kuvvetlerin miktarı hesaplanmaktadır. Objeye etki eden kuvvetlerin yanı sıra kasların açığa çıkardığı kuvvetler, vücuda etki eden yerçekimi kuvveti, yer reaksiyon kuvveti vb. kinetiğin konuları arasındadır (İnal 2004).

Biyomekanikçiler insan hareketini oluşturan bileşenleri, açısal ve doğrusal mekanik değişkenleri ölçerek elde ederler. Kinematik, istenilen teknikle ilgili değerli bilgiler elde etmeyi sağlar. Biyomekanik, insan hareketlerinin kinematik analizleri ile ilgili uzun bir geçmişe sahiptir. Çoğu zaman da bu kinematik veriler, bazı kompleks kinetik değişkenlerin hesaplanması için de kullanılır (Knudson 2007).

2.3 Doğrusal Kinematik

Doğrusal yönde yapılan hareketleri doğrusal (linear) kinematik incelemektedir. Doğrusal kinematik, hareket eden sporcunun veya spor malzemesinin (top, raket, tekne, araba vb.) hızı, yönü, kat ettiği mesafeyi inceler. Bir boksörün direk yumruğu doğrusal bir harekettir. Voleybolda sert gelen bir topun manşet pas ile yumuşatılarak hedefe gönderilmesi, artistik patinaj sporcusunun statik durumda buz üstünde düz bir çizgi üzerinde kayması; yelkenlinin sakin bir havada belirlenmiş noktaya doğru gitmesi yine doğrusal bir harekettir (İnal 2004).

2.4 Açısal Kinematik

Mekaniğin bir dalı olan açısal kinematik; insan vücudundaki hareketlerin incelenmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Bir merkez ve eksen çevresinde yapılan yörüngesel hareketleri araştıran bu tip kinematik; eklemlerde meydana gelen hareketleri değerlendirmede en uygun mekanik alanıdır (İnal 2004). Çünkü insan vücudunda bulunan birçok eklem, bir, iki veya üç rotasyon yaparak hareketleri oluşturur (Medved 2001).

Günlük yaşamda veya sportif amaçla gerçekleştirilen tüm hareketler açısal değişiklikler içermektedir. Aynı zamanda bu hareketler sadece bir değil, birkaç açısal alanı da içermektedir. Dolayısıyla hareketler meydana geldikleri eklemlerin özelliklerine göre farklı düzlemlerde oluşurken, bu düzlemlerde farklı açısal dilimleri içlerine almaktadır. O nedenle topa vururken diz ekstansiyonu ile birlikte aksiyal rotasyon olmakta ve bu, ayağın vuruş şekline göre içe veya dışa doğru gerçekleşmektedir. Bu hareketler tüm vücudun katıldığı açısal hareketleri oluşturmaktadır. Açısal kinematik kapsamında hareketler anında meydana gelen açısal pozisyon ve yer değiştirme, açısal hız ve ivme, tangential ivme ve merkezkaç kuvvetler incelenmektedir (İnal 2004) .

Ballreich ve Kuhlow (1992)' a göre açısal kinematik iki sınıfa ayrılabilir. Bunlardan ilki; yalnız bedenın oryantasyonu ve açısal pozisyonuyla ilgilidir. Buna segment açıları denir. İkincisi ise vücudun birleşik segmentlerinde oluşan iki çizgi arasında kalan açıyla ilgilenir. Bu da rölatif, eklem veya kardinal açıları olarak adlandırılır. Çünkü burada birbiriyle ilişkili iki segmentin açısal pozisyonları ölçülür. İnsan vücudu, birbirine eklemlerle bağlanmış birçok segmentten oluşur. Dolayısıyla

eklem açılarını ölçmek ve tanımlamak sıklıkla kullanılır. Eklem açılarının ölçülmesi, minimum üç koordinatı veya iki net açıyı gerektirir (Akt: Atan vd 2003).

Tüm doğrusal kinematik değişkenler de açısal kinematik verilere bağlıdır. Dinamiğin temel prensipleri olan kinetik parametrelerin hesaplanması, kuvvetler ve kuvvete etki eden momentler gibi değişkenlerin belirlenmesi için kinematik verilere ihtiyaç vardır (Medved 2001). Açısal kinematik ile yapılan değerlendirmeler ve elde edilen sonuçlar, sporcuların gerçekleştirdikleri hareketlerin analiz edilmesinde, sporcuların ve antrenörlerin kendilerini geliştirmesinde ve yeni tekniklerin yaratılmasında yardımcı olmaktadır (İnal 2004).

2.5 Kinematik Ölçüm Yöntemleri

Kinematik değişkenler, film ve video kamera gibi ilgili eklemde yer değiştirme verilerini elde etmeye yarayan aletler aracılığıyla ölçülür. Bazı hareketler iki boyutlu (2-D) basit düzlemsel koordinatlar ile ölçülmek için oldukça karmaşık olabilir. Bu nedenle bu hareketler üç boyutlu (3-D) metotlar kullanılarak ölçülür. Özel kameralar görüntüleri kaydeder ve eklem merkezleri üzerinde bulunan işaretçilerin yörüngelerini hesaplar ve sonra hareket bileşenlerini analiz eder. Daha sonra bu veriler; eklemlerde hareket genişliği, her segmentin hız ve ivmelenmesi, vücut ağırlık merkezi gibi çeşitli kinematik işlemlere tabi tutulur. Tüm bu veriler, yer reaksiyon kuvveti ile ters dinamik analiz için de kullanılabilir (Robertson vd 2004).

Kinematik veriler; daha sonra ters dinamik analizlerde olduğu gibi kuvvetlerin hesaplanması ve eklemlere etki eden momentlerin hesaplanmasında kullanıldığı için ayrı bir önem taşır. Bu nedenle kinematik analiz kendi çalışmaları içinde son buluyor gözükebilir; fakat kinetik analizler için bir ön adımdır (Medved 2001).

2.6 Spor Biyomekaniğinde Veri Toplama

Spor biyomekaniği, sportif verimi artırma, insan sağlığını koruyucu önlemler alma, antropometrik ölçümler ile seçilen spor türüne uygunluğu belirleme gibi amaçlara hizmet eder. Aslında beden eğitimi öğretmenleri ve antrenörler bir hareketin öğretiminde farkında olarak ya da olmayarak biyomekanik yaklaşım içerisinde olurlar.

Sporda tekniklerin birçoğu ya sportif verimi arttırmak için ya da değişen araç-gereçler ve kurallar gereği öğretmenler, antrenörler ve sporcular tarafından deneme yanılma yoluyla bulunmuştur. Teknik bir hareket öğreten beden eğitmeni, antrenörün yanı sıra, sakatlık tedavi eden fizyoterapistler de hareket analizini kullanırlar. Performans artırma açısından biyomekanik çalışmalar değerlendirildiğinde, egzersiz ve kondisyon programlarına avantaj sağladığı da görülür. Bilgisayar kontrollü egzersiz ve test makineleri ise biyomekanik gereçlerin kuvvet ve kondisyona ne derecede katkıda bulunduğunun bir diğer göstergeleridir (Knudson 2007).

Sporcuların performansı, kullandıkları gereçlerin dizaynıyla da artırılabilir. Bu şekilde bir performans artışı, yeni sportif materyallere ve mühendislik bilgilerinin kullanılmasına bağlıdır. Günümüzde birçok biyomekanik laboratuvarı, birçok bilim adamı sportif gereçlerin biyomekaniğiyle ilgilenmektedir. Geliştirilen ürünlerin sportif performansı önemli oranda arttırdığını gösteren birçok örnek mevcuttur (Knudson 2007).

Birbirini izleyen evreleri ve bu evrelerin anahtar öğelerini gözlemlerken, spor mekaniği bilgilerini de kullanmak gerekir. Sporcu yer çekimi, sürtünme, sürüklenme, hava direnci, rakiplerin ürettiği kuvvet gibi etmenlere karşı yarışırken; antrenörü de sporcunun hareketlerinin mekanik etkinliğini dikkatli bir biçimde değerlendirmesi gerekir. Bu şekilde sporcunun yaptığı teknik hatalar kolayca belirlenebilir (Muratlı vd 2000).

Bunun yanı sıra bir sporcunun gerçekleştirdiği hareketlerin kinematik değerlendirmesi yapılırken, sadece vücudun anatomik ve fizyolojik özelliklerine ve doğru teknik kuralların uygulanmasına yönelik incelemelerin yapılması yeterli değildir. Sporcunun kişisel özellikleri, hareketi yapmasındaki amacı ve içinde bulunduğu çevre de önem kazanmaktadır. Bu nedenle hareketin kişiye, amaca ve çevreye bağlı durumlar ile yönlendirildiği göz önüne alınarak değerlendirmeler yapılmalıdır (İnal 2004).

Sportif teknikler üzerine yapılan biyomekanik çalışmalar bazen var olan değişikliklerin gerisinde kalmaktadır. Sporcular ve antrenörler çoğu zaman yeni teknikleri deneyerek bulurlar. Biyomekanik öğrencileri, birçok popüler sporda, teknik analizlerle ilgili kısıtlı biyomekanik çalışmalarla karşılaşarak şaşırabilirler. Spor

biyomekaniğinin antrenörler ve sporcular tarafından geride kalmasının bir sebebi de; bilimsel araştırmaların verileri bir araya getirme ve yazım süreci itibariyle çok uzun zaman alıyor olmasıdır (Knudson 2007).

Günümüzde bilgisayar hafızalarının gitgide artıyor olması ve bu alanda meydana gelen gelişmeler, biyomekanikçiler için yeni bir uygulama alanı oluşturmuştur. Bu alanın büyük çoğunluğu ise sakatlıkları tedavi etme veya önlemeyle ilgilenebilmektedir. Bazı biyomekanikçiler ise daha iyi bir teknik hareket ve daha yüksek performans için insan hareketlerinin animasyonunu sağlayan bazı yazılımlar geliştirmişlerdir. İnsan vücudunda gerçekleştirilen bu nicel ölçümler, halen devam etmekle birlikte oldukça pahalı materyalleri gerektirir (Knudson 2007) .

Kinematik veri toplamak için en sık kullanılan metot; üzerinde işaret noktası (Marker) bulunan deneğın, sabitlenmiş bu noktalarla yaptığı hareketlerin, resim veya hareket yakalama yöntemleri kullanılarak elde edilmesidir. İşaret noktalarının koordinatlarını elde etmek manuel ya da otomatik olabilir. En sık kullanılan görüntü yakalama sistemleri video, dijital video veya senkronize edilmiş kameralardır (APAS, Elite, Motion Analysis, Peak Performance, Qualisys ve Simi gibi). Bu yöntemlerle hareketler, çevrelenmiş ışıkların ya da ışıkları yansıtan işaret noktalarının kullanıldığı yöntemlerle kaydedilir. Laboratuarlarda, kameralar kendi aydınlatmalarına sahiptir ve işaret noktaları; ten, kıyafet veya arka zeminden daha seçici olacak şekilde yansıtıcı manyetik bant ya da şeritlerden oluşur. Diğer video sistemleri, infrared ışıklar veya işaret noktalarının yerlerini tanımlayan infrared kameraları kullanırlar. Bazı sistemler yansıtıcı infrared ışıklarını kullanırken (Vicon gibi) diğerleri (Optotrak gibi) aktif infrared ışık diyotlarını (IREDs) kullanır (Robertson vd 2004) .

Düzlemsel (planar) hareketlerde çalışmak için bir kamera hareket düzleminin optik eksenine dik olacak şekilde yerleştirilir ve sadece bu işlem görüntü yakalamak için yeterlidir. Buna rağmen birçok laboratuvar vücudun değişik yönlerinden görüntü alabilecek şekilde, üç boyutlu koordinatları kaydedecek birden çok kamera kullanır. Üç boyutlu koordinatlar için aslında sadece iki kamera gerekmektedir. Bazı durumlarda, vücudun bazı uzuvları tarafından işaret noktalarının gözükmemesi engellenebilir ya da rotasyonel hareketlerde işaret noktaları görüş alanı veya kamera dışına çıkabilir. İki den çok kamera ise bu dezavantajları yok eder. Dolayısıyla düzlemsel hareketlerde yapılan çalışmalar içinde çoklu kamera sistemi avantajlıdır. Bunlara ek olarak, çoklu kamera

sistemlerinde her kameranın yer değiştirmesi ve oryantasyonu önemli değildir (Fantozzi vd 2006).

Modern görüntü sistemlerinin avantajlarından biri de; sayısallaştırma işlemi otomatiktir ve hareket sırasında birçok işaret noktasından elde edilen koordinatlar çabuk görüntülenebilir ve hesaplanabilir. Bu sistemler bulunmadan önce insan hareketlerini kaydetmek için, mm'lik sinefilmler kullanılmaktaydı (Stephens vd 2007). Sinefilmler, kamera hızları ve çözünürlükleri bakımından daha avantajlı olmalarına rağmen; koordinatların elle sayısallaştırılması, birkaç saniyelik video analizlerin sayısallaştırma işleminin saatler alması sebebiyle tercih edilmemektedir (Robertson vd 2004).

Veri toplamada kullanılan işaret noktaları, vücutta ilgili yerde belirlenen referans noktalarının, film üzerinde analiz yaparken kolaylıkla seçilmesi amacıyla kullanılan yapıştırıcılardır. Yumuşak dokunun hareket sırasında yerinden kayması nedeniyle bu tür yapıştırıcılar bazen hareketi yanıltabilir, bunun yerine stensil denilen bazı sabit kalıpların kullanılması daha avantajlı olabilir (Benno ve Walter 1999) .

Genel olarak işaret noktalarının kullanımı 4 farklı kategoride ele alınabilir (Robertson vd 2004). Kemikler üzerine saplama, spesifik anatomik noktalarda ten üzerine yerleştirme, ilgili vücut segmentine işaret noktalarının bulunduğu bir materyali giydirme ve anatomik noktalarla giydirme işlemini kombine etme. Burada dikkat edilecek en önemli nokta ise; işaret noktalarının ağırlığı ve hareketin oluşumunu engellememesidir. Üç boyutlu koordinatların ölçümünde işaret noktaları sorun çıkarabilir ve araştırmacılar çalışmalarını dizayn ederken bunları göz önünde bulundurmalıdır. En uygunu işaret noktalarının, kemiğin üzerine monte edilmesidir.

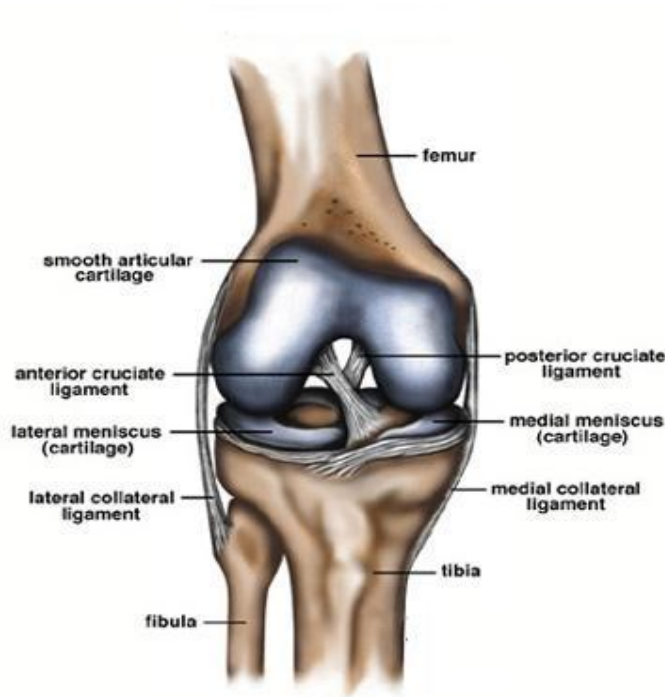
Bu yöntem uygulanabilir olmasına rağmen; oluşturduğu ağrı ve prosedürle ilgili sıkıntıları sebebiyle tercih edilmemektedir. Dolayısıyla araştırmacı kendi çalışmasına en uygun işaret noktası yerleşimine kendi karar vermelidir (Challis 1999).

Verileri kaydetmede ise yüksek hızlı kameralar kullanılmaktadır. Bu kameraların zaman kalibrasyonları internal ve eksternal yapılabilir. Birçok kamera görüntülerin sıklıklarını belirlemeye izin veren, internal zaman kalibrasyonuna sahiptir. Yüksek hızlı kameralar, mekanik açıdan çok iyi donatılmıştır ve dolayısıyla pahalıdır. Bu sebeple planlanan birçok projenin hayata geçmesini sınırlandırmaktadır. Buna rağmen hareketlerin nicelik olarak ölçülmesinde en iyi yöntem yüksek hızlı film kameralarını

kullanmaktadır. Birçok biyomekanik laboratuvarı yeni projelerinde yüksek hızlı film tekniklerini kullanmaktadır (Benno ve Walter 1999) .

2.7 Ön Çapraz Bağ İle İlgili Genel Bilgiler

ÖÇB, lateral femoral kondilin medial yüzünden başlar ve interkondiler aralığın posteriorunda yer alır. Daha sonra anteriore ve distale doğru ilerleyerek arka çapraz bağın önünden mediale geçer ve tibiaya yapışır. ÖÇB'nin bu uzanımı boyunca lifleri hafif bir dış rotasyon yapar (Şekil 2.1). ÖÇB'nin ortalama uzunluğu 38 mm genişliği ise 11 mm'dir. Femoral yapışma yeri yarım daireye benzer. Tibial yapışma yeri ise bağın devamlılığına uygun şekilde geniş ve oblik yerleşimlidir. ÖÇB'nin femoral yapışma yerinden daha güçlü olmasının sebebi, tibial yapışma yerindeki bu genişliktir (Brodlay ve Fitzpatrick 1998).



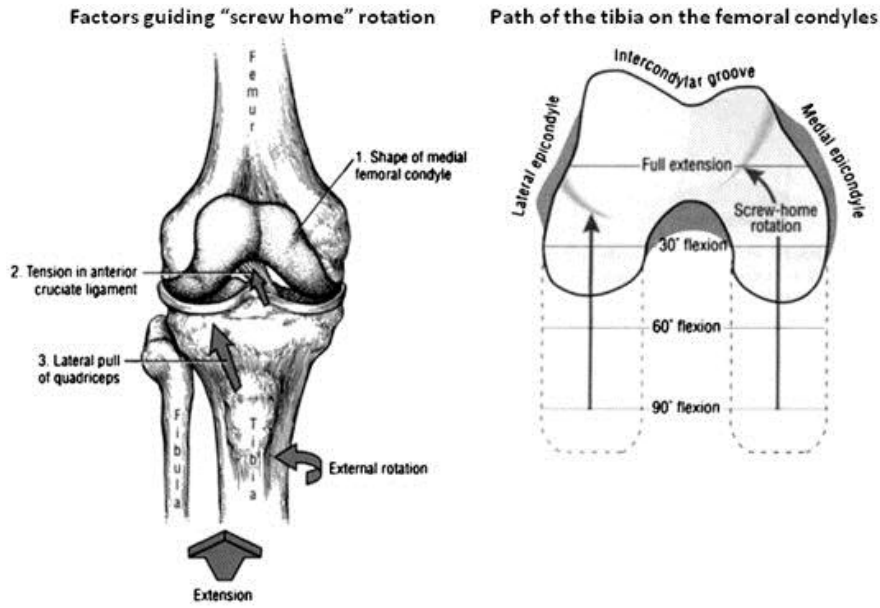
Şekil 2.1. Ön çapraz bağ yapısı ve yerleşimi (Strobel ve Stedtfeld 1990).

ÖÇB anatomik olarak çok belirgin olmayan fakat fonksiyonel açıdan iyi ayrılmış iki banttandır. Bu bantlar tibiadaki yapışma yerlerine göre adlandırılırlar. Anteromedial bant (AM) femurda posterior konveks alandan başlayıp tibiada anteromediale; posterolateral bant (PL) ise femurda düz anterior alandan başlayıp tibiada posterolaterale yapışır.

Çift iç rotasyon sebebiyle, diz fleksiyonda iken AM banttaki gerilim artarken, ekstansiyonda ise PM de çok büyük bir gerilim meydana gelir. ÖÇB, ‘**screw-home** mekanizmasının modeli niteliğindedir. Bu hareket istemsizce fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin meydana gelmesini sağlayan bir tür otomatik aksiyal rotasyondur. Diz fleksiyonda iken, tibia içsel olarak döner, diz ekstansiyonda iken, femoral kondiller, tibial kondillerin üzerinden yuvarlanarak kayarlar, tibia aşamalı olarak dış rotasyona gelir ve tam ekstansiyonda iken diz eklemi kilitlenir.

Yani, ayakta dik duruş pozisyonunda maximal stabiliteye ulaşır. Screw-home mekanizması diz eklemine kalça ve ayak bileği eklemi ile olan senkronize çalışmasını anlamak açısından oldukça önemlidir. Diz eklemi çalışma prensibi olan fleksiyon-ekstansiyon kadar iç ve dış rotasyon da dönme hareketini kapsayan tüm aktivitelerde çok önemli bir rol oynar (Ishii vd 1999, Levangie ve Norkin 2011).

Diz ekstansiyondayken daha fazla ön çapraz bağ lifi yük taşıyabilmektedir. Bu durum ön çapraz bağ yırtıklarının çoğunlukla diz fleksiyondayken meydana gelen travmalarla oluşunu da açıklar (Tandoğan 2002, Simmons vd 2003). Yüklenme sınırı değeri aynı zamanda yaşa bağlı olarak değişmektedir.



Şekil 2. 2. Ekstansiyon sırasında meydana gelen tibial eksternal rotasyon ve fleksiyon sırasında meydana gelen internal rotasyon (Levangie ve Norkin 2011).

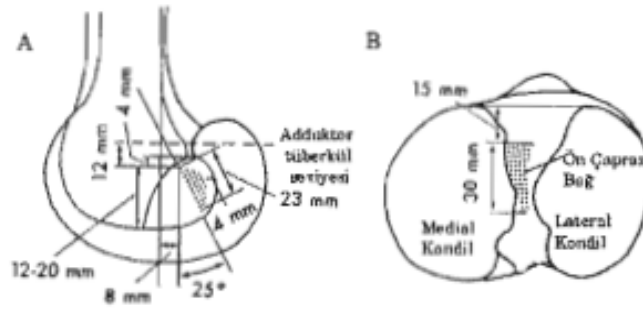
2.8 Ön Çapraz Bağ Biyomekaniği

Biyomekanik analiz sporda, endüstride veya günlük yaşamdaki tekniğin değerlendirilmesidir. Biyomekanikte hareketin mekanik temellerini anlamayabilmek için kullanılan analiz metotları çok çeşitli olmasının yanında, oldukça pahalı ve karmaşık teçhizat (donanım) gerektirir. Biyomekanikte kullanılan analiz metotları öznel, gerçek ve tahmini teknikler olmak üzere 3 genel başlık altında sınıflandırılabilir. Antrenör veya doktorların çoğu sporcuları veya hastalarıyla kendi normal etkileşimleri sırasında öznel değerlendirme tekniklerini kullanırlar. Örneğin, yürüme esnasında bir eklemin hareket alanında büyük anormallik gösterip göstermediğine karar vermek için hastaları izlerler. Biyomekanikte gerçek teknikler, verilerin toplanması, ölçülmesi ve değerlendirilmesine ilişkindir. Tahmini teknikler ise "... ya ... ise ...?" türünde soruları cevaplamayı amaçlar (Marshall ve Eliot 1995). Sportif hareketlerin dinamik yapısının anlaşılmasını kolaylaştıran kinetik ve kinematik analizler spor biyomekaniğinde sıklıkla kullanılan yaklaşımlardır. Kinetik analiz hareketin nedenlerini (kuvvet vb.) incelerken, kinematik analiz ise hareketin miktar analizlerini (yer değiştirme, hız, ivme vb.) yapmaktadır (Hay, 1978). İnsan vücudu genellikle, gerçek yapısal özellikleri göz ardı edilerek, çok sayıda kinematik zincirler içeren katı cisim sistemi olarak kabul edilir.

Kinematik zincirler göreve göre kapalı veya açık olabilir. Örneğin, basit bir kol hareketi veya tekme hareketinde kinematik zincir açıktır. Oysa iki elle beyzbol sopasını tuttuğumuzda, iki kol ve sopa kapalı bir kinematik zincir oluşturur. Açık bir kinematik zincirde toplam serbestlik derecesi (DOF), her bir eklemin serbestlik derecelerinin toplamına eşittir. Kapalı bir kinematik zincirde bu sayı, dış sınırlılıkların doğası tarafından azaltılır (Morasso 2006). ÖÇB'nin biyomekaniği şekil değiştiren cisimlerin mekaniği ile açıklanabilir. Şekil değiştiren cisimlerin mekaniği iki temel unsur içerir. Bunlardan birincisi kuvvetlerin şekil değiştirme etkisini ifade eden gerilme ve gerinim olup, cismin geometrisine ve etki eden kuvvetlere göre değişir. Diğeri ise cismin şekil değiştirmeye direncini ifade eden dayanımdır. Gerilme ve gerinim arasında: $Gerilim = E \times Gerinim$, formülüyle ifade edilen bir bağıntı mevcuttur. E: Elastik modül veya Young modülü olarak bilinen sabit bir katsayıdır. Gerinim birimsiz bir niceliktir. Gerilme ve elastik modülün birimi ise Newton/metrekaredir. Viskoelastik cisimlerin gerilme/gerinim eğrisi ÖÇB, femur ve tibia arasındaki yüklenme uzama (elangasyon) eğrisine benzer. Eğrinin düzleşmeye başladığı yer ÖÇB'nin kopma sınırıdır. Woo ve arkadaşları femur-ön çapraz bağ-tibia kompleksinin, yüklenme sınırı değerinin, artan diz fleksiyonu ile düştüğünü göstermişlerdir (Woo 1991). Bu sonuca göre diz ekstansiyondayken, ÖÇB'a etkiyen kuvvet, daha çok lif tarafından taşınır. Yani kuvvet daha fazla alana dağılır. Bu durum ÖÇB yırtıklarının çoğunlukla diz fleksiyondayken gelen travmalarla oluşunu da açıklar.

2.8.1 Ön Çapraz Bağın Yapısal ve Mekanik Özellikleri

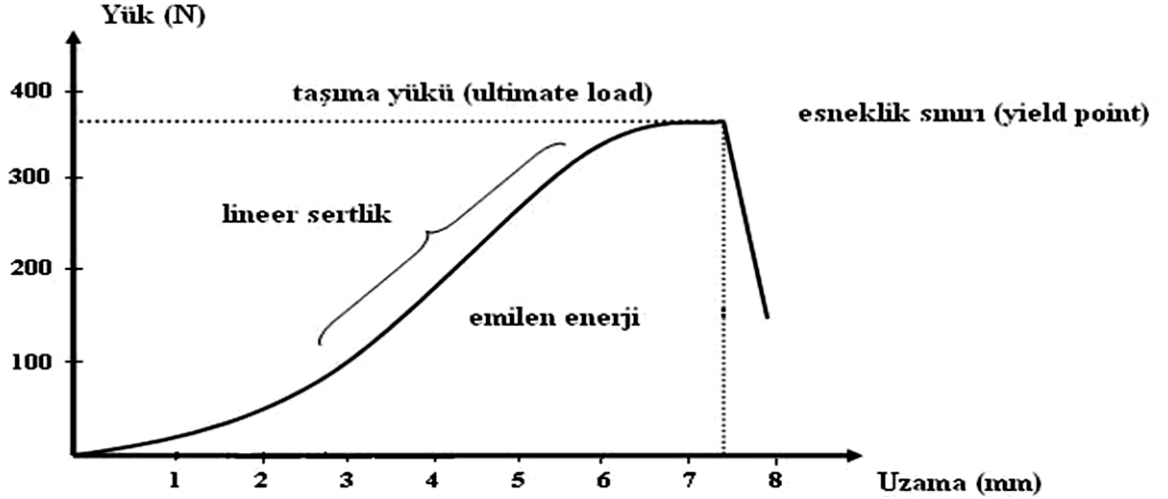
ÖÇB lateral femoral kondilin medial yüzünden başlar ve interkondiler aralığın posteriorunda yer alır. Daha sonra anteriora ve distale doğru ilerleyerek arka çapraz bağın önünden mediale geçer ve tibia'ya yapışır. ÖÇB'nin bu uzanımı boyunca lifleri hafif bir dış rotasyon yapar (Şekil 2.3).



Şekil 2.3: Ön çapraz bağ bileşenleri ve yapışma yerleri (Girgis vd 1975).

ÖÇB'nin ortalama uzunluğu 38 mm genişliği ise 11 mm'dir. Femoral yapışma yeri yarım daireye benzer. Tibial yapışma yeri ise bağın devamlılığına uygun şekilde geniş ve oblik yerleşimlidir (Şekil 2.3). ÖÇB'nin tibial yapışma yerindeki bu genişlik, femoral yapışma yerinden daha güçlü olmasının sebebidir (Dienst vd 2002).

Ön çapraz bağın, yapısal ve mekanik özelliklerini incelemek için uygulanan testler genellikle kemik-ligaman-kemik birleşimi kullanılarak yapılır. Kemik-ligaman-kemik birleşiminin yapısal özellikleri, bir yük deformasyon eğrisi ile anlatılabilir (Şekil 2.4). Eğride değişik karakterlerde bölgeler izlenir. Başlangıçta ön çapraz bağ liflerinin dalgalı, kıvrık yapısından dolayı ligamanın uzaması için küçük yükler yeterlidir. Bu bölüm eğrinin daha yatay ve düzgün olmayan kısmını meydana getirir. Yük deformasyon eğrisinin eğimi ile ifade edilen sertlik bu bölgede düşüktür. Artan kuvvetler ile daha çok lif yük taşır ve doku sertliğinde artış izlenir. Eğrinin ikinci kısmında ise, artan kuvvetler bağın uzamasını sağlarken lifler gerilir, dalgalı-kıvrık yapı düzelir ve eğrinin bu kısmı da düzgündür ki bu, ligamanın elastik deformasyonunu gösterir. Yük esneklik sınırını (yield point) aşarsa, ligamanın direncinde ani bir düşüş olur. Plastik deformasyon taşıma yüküne (ultimate load) kadar devam eder; sonrasında yükte ligamanın koptuğunu gösteren ani bir düşüş olur. Eğrinin altındaki alan, test sırasında bağın emdiği enerjiyi gösterir.



Şekil 2.4 ÖÇB kemik bağ kompleksinin yük- deformasyon eğrisi (Markolf ve diğ. 1996).

Diğer ligamanlar gibi ÖÇB da viskoelastiktir; elastik materyallerin aksine zaman bağımlı davranış gösterir. Zamana bağımlılık, stres ile gevşeme ve uzama ile açıklanabilir. Stres gevşeme testinde, ligaman belirli bir uzunlukta tutulur; zamanla ligamanı bu uzunlukta tutmak için gerekli yük azalır ve dengeye ulaşır. Uzama testinde ise, ligamana belirli bir kuvvet uygulanır; zamanla ligamanın uzunluğunun arttığı gözlenir. Her yüklenme-yüklenmeme periyodunda enerji kaybı olur, böylece ligamanı önceki uzunluğuna ulaştırmak için gerekli olan kuvvet de azalır; bu sebepten dolayı toparlanma süresi sadece ligamanı test ederken değil, ÖÇB greftlerinin fiksasyonu öncesinde de gereklidir (Arendt vd 1999, Boden vd 2000). Yüklenme sınırı değeri aynı zamanda yaşa bağlı olarak değişmektedir. Genç erişkinlerde bu değer ortalama 2200 N iken yaşlı insanlarda %50 daha azdır (Keith vd 1996, Markolf vd 1997).

2.8.2 Ön Çapraz Bağ Kinematığı

Diz eklemi kompleks hareketler yapan bir eklemdir ve eklem elemanlarının üç boyuttaki çeşitli konumlarını tanımlamak için femurun distal ucuna, tibianın proksimal ucuna üç boyutlu iki ayrı koordinat sistemi yerleştirmek uygun olur. Kinematik ise nedenine bakmaksızın hareketi inceler. Dizin normal hareket şeklini ve bağlar

hasarlandığında diz hareketinin nasıl etkilendiğini kinematik açıklar. Diz hareketlerinin limitleri, statik ve dinamik stabilize edici yapılarla belirlenir. Statik yapılar dört ana bağla birlikte, kemik yapı, kapsül ve menisküslerdir. Dinamik yapılar ise diz çevresi kaslar ve tendonlardır.

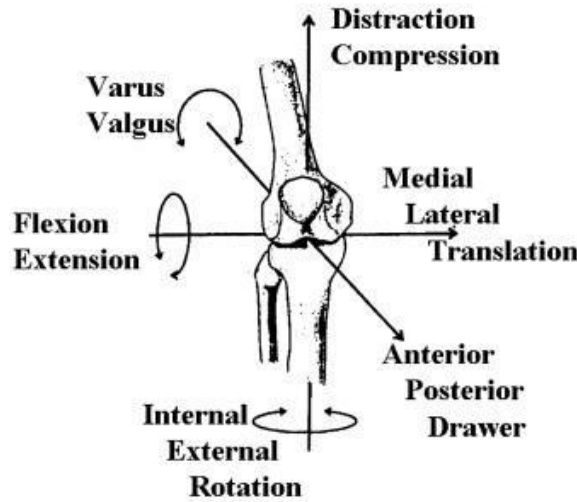
Translasyon:

- Anterior – posterior
- Medial – lateral
- Superior – inferior

Rotasyon:

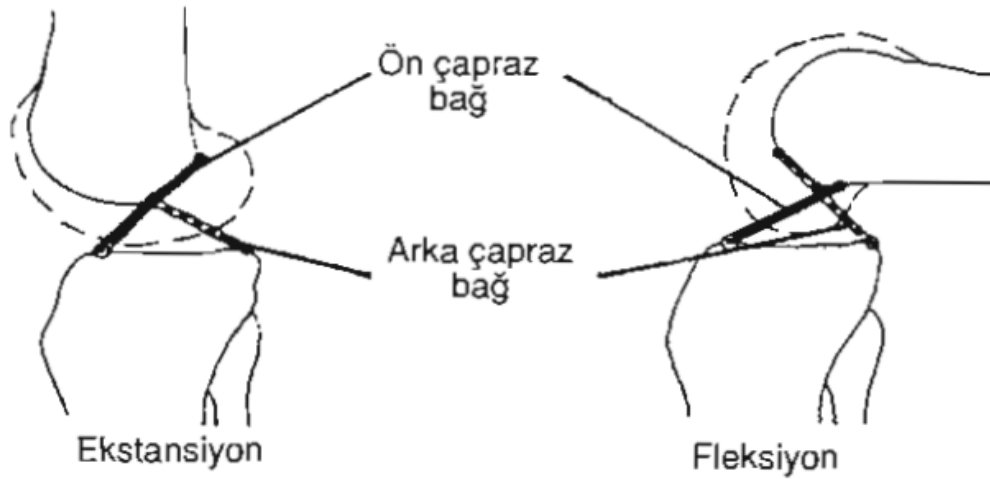
- Fleksiyon – ekstansiyon
- Varus – valgus
- İnternal – eksternal rotasyon.

Diz hareketleri sırasında translasyon ve rotasyon primer olarak sagittal planda meydana gelip diğer planlardaki zorunlu translasyon ve rotasyonlarla eşlenir.



Şekil 2. 5 Dizin 6 serbestlik derecesi.

Diz hareketleri sırasında translasyon ve rotasyon primer olarak sagittal planda meydana gelip diğer planlardaki zorunlu translasyon ve rotasyonlarla eşlenir. Dizin fleksiyon ekstansiyon hareketi, çapraz bağlar ve kemik yapı tarafından oluşturulan *dört bar* sistemi ile açıklanabilir (Şekil 2.6).



Şekil 2.6 Diz eklemindeki 4 bar modeli (Kurosaka vd 1987).

ÖÇB, günlük aktiviteler sırasında, maksimum kapasitesinin %20'si civarındaki yüklere maruz kalmaktadır. Kadavra dizlerinde, 0° - 90° arası pasif fleksiyon ile bağın üzerindeki yükün 10 N'dan az olduğunu gösterilmiştir. 10° - 110° arası pasif fleksiyon ile AM ve PL demetlerin gerginliği sıfırken; ekstansiyona yaklaşılrken yaklaşık %2'lik bir gerilme görülür. Bacak desteklenirse, yeni tamir edilmiş bir ÖÇB, dizin 0° - 110° arası pasif fleksiyon-ekstansiyon hareketinde güvende olacaktır. Eğer dize hiperekstansiyon veya 120° üzerinde fleksiyon yaptırılırsa, 100 N'dan büyük kuvvetler ile %8'den fazla bir gerilme görülemesi olasıdır. AM ve PL demetlerin gerginlikleri arasında, 120° fleksiyona kadar ciddi bir fark yoktur (Dienst ve Burks 2002).

Kas aktivitesi, diz kinematğinde değişikliklere neden olur. Diz 0° - 40° fleksiyondayken kuadriseps kası aktivitesi ile ön çapraz bağın %2-6 oranında gerildiği ve bağı etkileyen kuvvetlerin 200 N civarında olduğu gösterilmiştir. Hamstring kasları ise, diz fleksiyonunda ÖÇB üzerindeki gerginliği azaltırlar. Bu etkilerinden dolayı ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrası, normal diz kinematğinin yeniden sağlanması amacıyla kapalı zincir kinematik egzersizler (kuadriseps ve hamstring aktivitesi birlikte) önerilmektedir (Dienst vd 2002, Smith vd 1993).

3.MATERYAL VE METOD

3.1 Araştırma Grubu

Araştırma Denizli ilinde faaliyet gösteren spor kulüplerinde, spor yapan 15-30 yaş arası futbolcular ile gerçekleştirilmiştir. Hasta denekler ameliyat üzerinden en az 6 ay geçmiş ve ameliyat sonrası en az bir ay süre ile fizik tedavi almış olan hastaların arasından basit rastgele örnekleme metodu ile seçilmişlerdir. Sağlam denekler alt ekstremitelerine ait herhangi bir sakatlık geçirmemiş olan sporcular arasından basit rastgele örnekleme metodu ile seçilmişlerdir. Sporculara ve ailelere gerekli tüm bilgiler verilmiş ve çalışmaya katılımları ile ilgili olarak yazılı onayları alınmış ve araştırma Pamukkale Üniversitesi Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır.

3.2 Veri Toplama Araçları

3.2.1 Antropometrik Ölçümler

Boy Ölçümü

Deneklerin boy ölçümleri $\pm 0,001m$ hassasiyette ölçüm alan stadiometre (Seca GER) ile ölçülmüştür.

Vücut Ağırlığı Ölçümü

Deneklerin vücut ağırlıkları $\pm 0,01$ kg hassasiyette ölçüm alan baskül (Seca GER) ile ölçülmüştür.

3.2.2 Hareket Analizi

Deneklerin sıçrama hareketinin 3 boyutlu analizi için SIMI 7.5 hareket analizi paket programı (yazılımı) (SIMI Reality Motion Systems GmbH, GER) kullanılmıştır. Hareket analizi sistemi aşağıdaki cihaz ve araçlardan oluşmaktadır.

1. 3 adet yüksek hızlı kamera (Basler A602f-HDR).
2. Firewire görüntü yakalama kartı (Board firewire PCI).
3. Senkronize kutusu (Trigger box).
4. Kalibrasyon kafesi (Ölçümleme düzlemi).
5. Eklemlere ve bara yerleştirilen yansıtıcı işaretler (Reflective marker).
6. Bilgisayar ünitesi (Şekil 3.1).



Resim 3.1. Deney düzeneğinde kullanılan hareket analizi sistemi (SIMI 7.5) ve kuvvet platformunun (FP4060-10, BERTEC, A.B.D.) bilgisayar üniteleri.

3.2.3 Kuvvet Platformu

İnsan hareketlerinin dinamik analizi, vücut ve çevre arasındaki kuvvet değişimlerini ölçmek için kullanılır. Sensörlerin farklı türleri vücut üst ve alt üyelerinin hareketleri için ayrılır. Vücut üst üyelerinin hareketleri: Bu tür ölçümler robotikte kullanılan sensörlü el bileğine oldukça benzeyen, elle idare edilen cihazlarla gerçekleştirilebilir. Bu tür sensörler, gerinim ölçerlerden (strain gauge) meydana gelmiştir ve 3 kuvveti ve (el bileği sensörünün 3 kartezyen eksenini boyunca bulunan kuvvet vektörlerinin bileşenleri) momenti (aynı eksen etrafındaki dönme moment vektörünün bileşenleri) çözümleyebilir. İnsan hareketleri çalışmalarının birçok

durumunda sadece 2 veya 3 bileşeni uygun olabilir. Bu yüzden sensörlerin tasarımı anlamlı bir şekilde basitleştirilmiştir.

Vücut alt üyelerinin hareketleri: Postür veya hareket süresince, ayaklar ve destek yüzeyi yer reaksiyon kuvvetleri sürekli etkileşim içindedir. Bu kuvvetlerin ölçümü 2 şekilde gerçekleştirilebilir.

1. Piezoresistive veya piezocapacitive sensörler.
2. Kuvvet platformları: Sensörler ya gerinim ölçer (strain gauge) yada piezoelektrik elemanlardan olabilir. Sensörler destek yüzeyini (çok sert, düşük frekanslı rezonanstan kaçınmak için) zemine bağlayan destek elemanlarına yerleştirilir (Morasso vd. 1992).

Sıçramada sporcunun yere uyguladığı kuvvet oranında yerde sporcuya eşit fakat zıt yönlü kuvvet uygulayacaktır. Yerine uyguladığı bu kuvvet yer tepki kuvveti (YTK) olarak isimlendirilir. Yer tepki kuvvetinin ölçümü 0.40 m x 0.60 m x 0.10 m ebatlarındaki kuvvet platformuyla (FP4060-10, BERTEC, A.B.D.) gerçekleştirildi. Kuvvet platformuyla ölçülen sinyaller, analog güçlendirici (amplifikatör AM6504, A.B.D.), analog sayısal çevirici kart (AD, Advantech, A.B.D.) ve bilgisayardan (Şekil 3.1 ve Şekil 3.2) oluşmaktadır.



Resim 3.2. Kuvvet platformu ve analog güçlendirici.



Resim 3.3 Kalibrasyon kafesi.

Tablo 3.1 Kalibrasyon Kafesi Noktaları (m)

SIRA	X(m)	Y(m)	Z(m)
1	0,750	0,00	0,030
2	0,000	-0,750	0,030
3	-0,750	0,000	0,030
4	0,000	0,750	0,030
5	0,750	0,00	1,280
6	0,000	-0,750	1,280
7	-0,750	0,000	1,280
8	0,000	0,750	1,280
9	0,750	0,00	2,135
10	0,000	-0,750	2,135
11	-0,750	0,000	2,135
12	0,000	0,750	2,135

3.3 Verilerin Toplanması

Görüntü kaydında deneklerin sıçramaları 3 adet yüksek hızlı kamera (Basler A602f, GER) ile kaydedilmiştir ve kuvvet verileri ise kuvvet platformu ile toplanmıştır.

3.3.1 Antropometrik Ölçümler

3.3.1.1 Boy Ölçümü

Boy ölçümü, denekler ayaklar çıplak, topuklar bitişik ve baş dik, gözler karşıya bakar şekilde dururken kayan kaliper çubuk deneğin başının üst tarafında (verteks) durdurularak gerçekleştirildi.

3.3.1.2 Vücut Ağırlığı Ölçümü

Vücut ağırlık ölçümü, denek ayakları çıplak ve üzerinde ağırlığını etkilemeyecek şortla, baskül üzerinde ayakta dik ve gözler karşıya bakar şekilde hareketsizken gerçekleştirildi.

3.3.2 Hareket Analizi

Deneklerin sıçrama görüntüleri kaydedilmeden önce vücudun önceden belirlenen anatomik noktalarına 7 adet yansıtıcı işaretçi yerleştirilmiştir. Denek üzerine yerleştirilen yansıtıcı işaretlerin yerleri ve tanımlamaları aşağıda verilmiştir.

Tablo 3.2. Deneklerin vücuduna yerleştirilen işaretçiler

Anatomik Noktalar	Tanımlama
Sağ veya sol kalça kemiğine	Trochanter major
Sağ veya sol kalça ön yüz kemiğine	Spina İliaca Anterior Superior
Sağ veya sol patella orta noktası	Patella
Sağ veya sol diz kemiğine	Femoral kondile
Sağ veya sol diz kemiğine	Tuberositas tibia
Sağ veya sol tibia kemiğine	Tibial kondil
Sağ veya sol ayak bileğine	Lateral malleollus



Resim 3.4 Denek üzerine yerleştirilen işaretçiler.

Sıçrama Hareketi:

Test öncesi her bir deneğin baskın bacağın tespit edilmesi: Sağlam deneklerin dominant bacaklarının belirlenmesinde merdiven önünde çift bacak hazır ol bekleyişinde duran deneğe tırmanma komutu verildi. Koşu tırmanışı için, deneğin kullandığı ilk ayak baskın ayak olarak değerlendirildi (Capranica vd 1992). Baskın bacak beş denemenin en az dördünde tırmanmaya başlanan ayağın gözlenmesine göre belirlendi. Ayrıca sonuç, futbolculara oyun içerisinde (temel tekniklerin uygulanmasında topa vuruş, topu kontrol topla koşu yani dripling ve çalım) genellikle hangi ayaklarını kullandıklarını sorarak teyit edildi. Dominant bacakları ve ameliyatlı bacakları aynı olan denekler hasta grubuna dâhil edilmiştir.

Deneklerden, sıçrama performansı öncesinde 5 dakika süre ile düşük yoğunluklu koşu yapmaları ve sonrasında 0,20 m'lik sıçrama kasası üzerinden kuvvet platformu üzerine derinlik sıçraması yapmaları, bununla birlikte platform üzerinde minimum süre kalmaları istenmiştir. Platformun üzerinde 0,20 s'den fazla kalan denek sıçrama performansını tekrar etmiş ve üç deneme sonrasında başarılı sıçrama gerçekleştiremeyen denek pasif dinlenmeye alınmıştır.

Görüntü kaydı: Deneklerin sıçrama hareketleri üç adet kamera ile kaydedildi. Kameraların ilki sıçrama hareketinin gerçekleştirildiği eksenin sağ tarafına ve yatay eksenle 45° 'lik açı oluşturacak şekilde, diğer kamera ise sıçrama hareketinin gerçekleştirildiği eksenin sol tarafına ve sıçrama eksenine 45° 'lik açı oluşturacak şekilde, üçüncü kamera ise sıçrama platformuna dik yerleştirildi. Böylece kameraların bir tanesi sıçrama ekseninin sağ tarafına, bir tanesi sol tarafına ve bir tanesi de sıçrama ekseninin tam karşısına konumlandırılmış oldu (Resim 3.5). Üç farklı kameranın çektiği görüntü iki adet firewire video kartıyla (Board Firewire PCI) yakalandı ve görüntüler senkronize kutusu (Trigger Box) yardımı ile eşzamanlı toplandı.



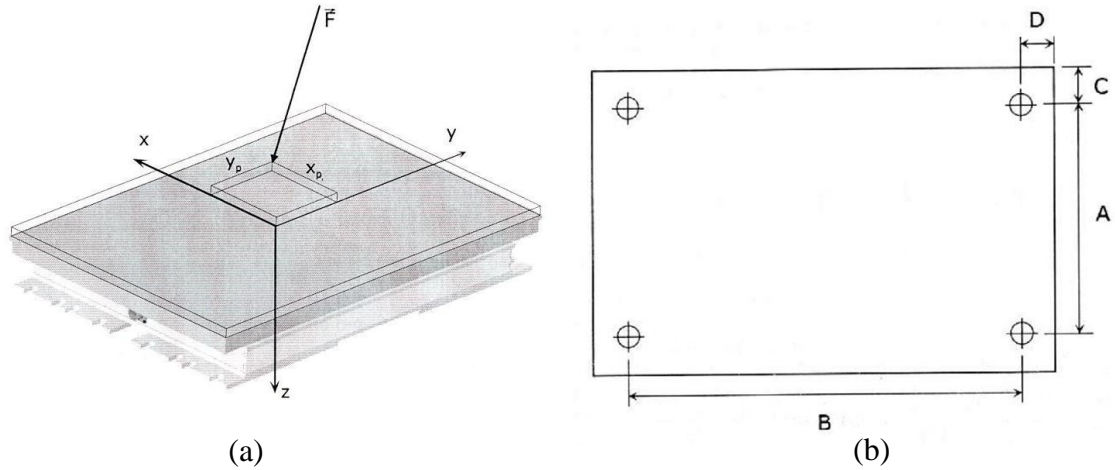
Resim 3.5 Kameraların yerleşim yerleri.

Sayısallaştırma: Sayısallaştırma işlemine başlamadan önce sıçrama hareketinin üç boyutlu uzayda tanımlanabilmesi için önceden ölçümleri alınan ölçümleme düzleminin (kalibrasyon kafesi) bilinen uzaysal konumları yazılıma tanıtıldı. Ölçümleme düzlemi görüntüsü üzerindeki noktaların sayısallaştırma işlemi gerçekleştirildi. Bu işlem tamamlandıktan sonra her bir karedeki yansıtıcı işaretler yazılımın otomatik sayısallaştırma komutu ile sayısallaştırıldı. Hatalı sayısallaştırılan noktalar fare yardımıyla elle işaretlenerek düzeltildi. DLT (Direct Linear Transformation) algoritması uygulanarak incelenen antropometrik noktaların uzaydaki konumları belirlendi.

Filtreleme: Sayısallaştırılarak uzaysal konumları elde edilen noktaların konum verisi alçak geçiren sayısal filtre, Butterworth filtresi ile temizlendi.

3.3.3. Kuvvet Platformu

Kuvvet platformunun lokal koordinat sistemi Şekil 2.7.a'da gösterilmiştir. Kuvvet platformunun dört köşesinde yer tepki kuvvetlerini ölçmek için dört adet yük ölçer bulunmaktadır. Yük ölçerlerin kuvvet platformunda konumlandırılma ölçüleri $A = 0.342$ m, $B = 0.552$ m, $C = 0.029$ m, $D = 0.024$ m'dir. Bu yük ölçerlerin her biri, yatay ve derinlik eksenlerinde maksimum 5 kN, dikey ekseninde ise maksimum 10 kN ölçüm yapmaktadır. Kuvvet platformundan yatay (F_x), derinlik (F_y) ve dikey (F_z) eksenlerine ait birer değer elde edilmektedir (Şekil 2.7).

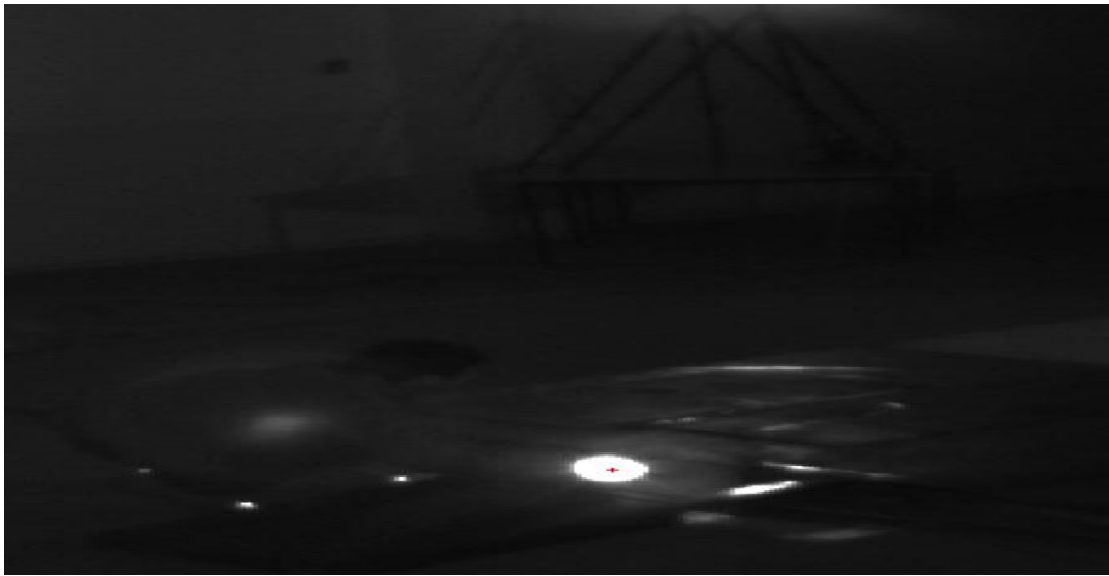


Şekil 2.7. (a) Kuvvet platformu lokal koordinat sistemi, (b) yük ölçerlerin konumlandırılması

Kuvvet platformu, 0,20 m yüksekliğindeki atlama tahtasının tam altına yerleştirildi (Şekil 2.7b). Kuvvet platformundan ölçülen sinyalleri yükseltmek için analog sinyal güçlendiriciye bağlandı. Sinyal güçlendiricilerin çıkışları 16 bitlik bir analog sayısal dönüştürücü kartının ilk altı kanalına bağlanmıştır. İlk üç kanal üç eksendeki kuvvet sinyalleri diğer üç kanal ise üç eksendeki moment sinyalleri olacak şekilde sırasıyla bağlandı. Platformdan alınan sinyaller ilk önce bir güçlendirici yardımı ile yükseltilerek bilgisayar içinde bulunan A/D (Analog/sayısal) çeviricisine gönderilmektedir. Analog sinyaller bu çevirici yolu ile sayısal bilgiye dönüştürülür. Böylece sistem içerisinde bulunan algılayıcılardan gelen düşük güçteki analog sinyal kuvvetlendirilmiş ve sayısallaştırılmış gerilim düzeyleri şekline dönüştürülmektedir.

3.3.4. Eşzamanlılık (Senkronizasyon)

Sıçrama hareketinde, hareket analizi ile kuvvet platformu verisinin eşzamanlı olarak toplanabilmesi için flaş kullanılmıştır. Denek sıçrama hareketi için kasaya çıktıktan sonra, kuvvet platformunun yüzey alanı üzerine yerleştirilen ve flaşın patlaması için anahtar görevi gören metal mandala kuvvet platformunun okuyabileceği büyüklükte bir kuvvetle vurulmuştur. Yanan flaşı kendi aralarında eşzamanlı olan kameralardan herhangi birinin görmesi sağlanarak kuvvet verisinde ilk ani yükselme ile kamera görüntüsünde flaşın patlama anı eşleştirilmiştir (Resim 3.6).



Resim 3.6 Hareket analiziyle kuvvet platformu sistemlerinin senkronizasyonu.

3. 4. Verilerin Analizi

Deneklere ait sıçrama performanslarının video kayıtları Simi Motion hareket analizi programı ile yapılmıştır. Kayıt edilen görüntüler denek üzerindeki işaretçi noktalar birleştirilerek sayısallaştırılmıştır. Sayısallaştırılan görüntülerden zamana bağlı ham konum verileri elde edilmiştir. Kinetik ham veriler 1000 Hz’de, kinematik ham veriler ise 100 Hz’de toplanmıştır. Kinetik ham veriler 250 Hz’e indirgenmiş, kinematik veriler 250 Hz’e yükseltilmiştir. Böylece kinetik ve kinematik veriler zamana bağlı olarak eşitlenmiştir.

Literatürde veri toplama frekansı genellikle 100 Hz ile 200 Hz arasında kabul edilmiştir. Bazı çalışmalarda kesme frekansının farklı kesme frekansları içerisinde ham veriyi en iyi gösterdiği için seçildiği bildirilmektedir. Filtreleme, gürültüyü meydana getiren unsurların gerçek veriden ayrılması için gerekli bir işlemdir. Hareketin kinematikini inceleyen çalışmalarda konum verilerindeki gürültünün uzaklaştırılması için örnekleme frekansı (veri toplama hızı) 60 Hz ile 500 Hz arasında, derecesi 2 ile 4 arasında ve kesme frekansı 6 Hz ile 13 Hz arasında değişen alt frekansların geçişine izin veren sayısal filtreler kullanılmaktadır (Akt. Alptekin, 2007). Bu çalışmada hareket analizinde sayısallaştırılan eklemlerin ham konum verisi düşük frekanslı veriyi geçiren sayısal filtre kullanılarak filtrelenmiştir. Filtrenin örnekleme frekansı 100 Hz derecesi 2 kesme frekansı da 2 Hz olarak belirlenmiştir. Ölçülen kuvvet ve moment verilerinden gürültünün uzaklaştırılmasında düşük frekanslı veriyi geçiren sayısal filtre kullanılmıştır. Spektrum analizi yapılarak filtrenin kuvvet verileri için kesme frekansı 100 Hz, moment verileri için 30 Hz olarak belirlenmiştir. Böylelikle kuvvet ve moment verilerine uygulanan filtrenin örnekleme frekansı 250 Hz, kesme derecesi 2 ve kesme frekansları da sırasıyla 100 Hz ve 30 Hz olarak belirlenmiştir. İşlemlerin tümü MATLAB 5.3 yazılımında çözümlenmiştir. Deneklerin sıçrama performanslarına ait diz fleksiyon açısı, diz fleksiyon moment ve yer tepki kuvveti parametreleri 0,05 anlamlılık düzeyinde parametrik varsayımlar yerine geldiği için t-test ve Pearson Korelasyon analizi ile yorumlanmıştır.

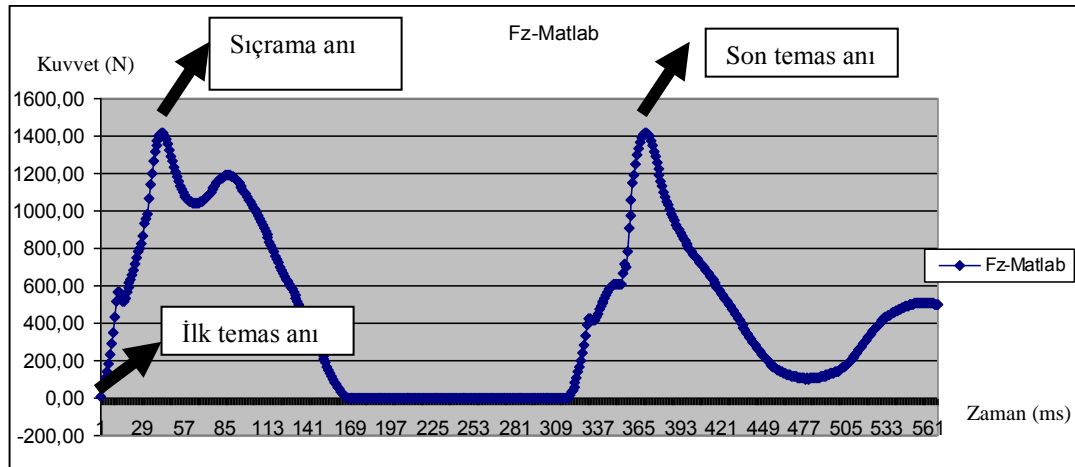
4.BULGULAR

Bu bölümde, araştırmaya ilişkin elde edilen bulgular tablolar halinde verilmiş ve tabloların açıklaması yapılmıştır.

Tablo 4.1’de çalışmaya katılan sporcuların yaş (yıl), boy uzunluğu (m) ve vücut ağırlığının(kg) ortalama (X) ve standart sapma (Ss) değerleri verilmiştir.

Tablo 4.1 Sporcuların yaş (yıl), boy uzunluğu (m) ve vücut ağırlığı (kg) değerleri.

	Yaş (yıl)	Boy (m)	Kilo (kg)	Spor Yaşı (yıl)
Grup	X±Ss	X±Ss	X±Ss	X±Ss
Hasta	23,09 ±3,62	1,77 ± 0,05	83,89 ± 11,76	13,36 ±2,29
Sağlam	22,22± 2,48	1,78± 0,03	74,35 ± 6,10	9,88 ± 3,62



Grafik 4.1 Bir deneğin zamana bağlı kuvvet (Fz) grafiğinde ilk temas anı, sıçrama anı ve son temas anı noktaları.

Grafik 1’de belirtilen ilk temas anı, sıçrama anı ve son temas anı noktalarındaki kuvvet, moment ve açı değerlerine göre yapılan analiz sonuçları aşağıda verilmiştir.

Tablo 4.2 Hasta ve sağlam grupların ilk temas anı kuvvet (N), moment (N.m) ve diz fleksiyon açıları (derece) t-test analiz tablosu.

	Grup	Aritmetik Ortalama	Standart Sapma	t	p
Fz (N/kg)	Hasta	11,82	5,86	0,063	0,556
	Sağlam	10,11	6,87		
My (N.m)	Hasta	76,88	6,79	-0,194	0,848
	Sağlam	82,49	6,20		
Açı (derece)	Hasta	15,18	13,4	-0,218	0,830
	Sağlam	13,62	17,8		

Tablo 4.2'ye göre yapılan t-test analizi sonucunda ilk temas anında hasta ve sağlam gruplar arasında Fz, My ve Açı değerleri arasında anlamlı farka rastlanmamıştır ($p>0,05$).

Tablo 4.3 Hasta ve sağlam grupların sıçrama anı kuvvet (N), moment (N.m) ve diz fleksiyon açıları (derece) t-test analiz tablosu.

	Grup	Aritmetik Ortalama	Standart Sapma	t	p
Fz (N/kg)	Hasta	1175,32	17,60	1,457	0,162
	Sağlam	951,71	47,70		
My (N.m)	Hasta	3467,48	28,47	0,787	0,442
	Sağlam	2368,67	34,90		
Açı (derece)	Hasta	23,9	9,44	0,112	0,912
	Sağlam	14,62	18,21		

Tablo 4.3'e göre yapılan t-test analizi sonucunda ilk temas anında hasta ve sağlam gruplar arasında Fz, My ve Açı değerleri arasında anlamlı farka rastlanmamıştır ($p>0,05$).

Tablo 4.4 Hasta ve sağlam grupların son temas anı kuvvet (n), moment (n.m) ve diz fleksiyon (derece) açıları t-test analiz tablosu.

	Grup	Aritmetik Ortalama	Standart Sapma	t	p
Fz (N)	Hasta	1273,19	47,26	0,483	0,635
	Sağlam	1173,36	44,46		
My (N.m)	Hasta	745,40	56,15	0,978	0,341
	Sağlam	2905,27	38,53		
Açı (derece)	Hasta	19,9	15,4	1,718	0,104
	Sağlam	35,5	24,23		

Tablo 4.4'e göre yapılan t-test analizi sonucunda son temas anında hasta ve sağlam gruplar arasında Fz, My ve Açı değerleri arasında anlamlı farka rastlanmamıştır ($p>0,05$).

Tablo 4.5 Sağlam grubun kuvvet, moment ve diz fleksiyon açı ilişki tablosu.

			My	Diz Fleksiyon Açısı (derece)
İlk Temas Anı	Fz (N)	r	0,571	-0,569
		p	0,009*	0,009*
	My (N.m)	r		-0,181
		p		0,444
Sıçrama Anı	Fz (N)	r	0,132	0,350
		p	0,580	0,130
	My (N.m)	r		0,372
		p		0,106
Son Temas Anı	Fz (N)	r	0,011	-0,175
		p	0,965	0,461
	My (N.m)	r		-0,140
		p		0,556

*Anlamlı ilişki $p < 0,01$

Tablo 4.5'e göre Fz'nin My ve Diz fleksiyon açısı ile arasında anlamlı bir ilişkiye rastlanmıştır ($p < 0,01$).

Tablo 4.6 Sağlam grubun kuvvet (n), moment (n.m) ve diz fleksiyon açısı (derece) ilişki tablosu.

			My	Diz Fleksiyon Açısı
İlk Temas Anı	Fz (N)	r	0,761	-0,594
		p	0,17	0,092
	My (N.m)	r		-0,198
		p		0,61
Sıçrama Anı	Fz (N)	r	0,384	0,56
		p	0,308	0,117
	My (N.m)	r		0,573
		p		0,107
Son Temas Anı	Fz (N)	r	0,42	-0,488
		p	0,261	0,182
	My (N.m)	r		-0,171
		p		0,66

*Anlamlı ilişki $p < 0,01$

Tablo 4.5'e göre sağlam gruba ait Fz, My ve Diz fleksiyon açısı değerleri arasında hiçbir durumda anlamlı bir ilişkiye rastlanmamıştır ($p > 0,01$).

5.TARTIŞMA

Ön çapraz bağ yaralanmaları dizde en sık görülen bağ yaralanmaları arasındadır. Genel olarak meydana gelme sıklığı Mc Ginty'e göre yaklaşık 300'de birdir (Mc Ginty 2003). Her yıl Amerika'da meydana gelen ÖÇB yaralanmalarının yaklaşık %70'i spor sırasında veya spor kaynaklıdır (Louw ve diğ. 2006). Toplumun sağlıklı yaşama olan ilgisinin ve bu doğrultuda sağlıklı yaşam için sporun öneminin artması ile birlikte her yıl daha fazla sayıda insan amatör ve/veya profesyonel düzeyde çeşitli spor dalları ile ilgilenmektedir, bunun doğal bir sonucu olarak da ön çapraz bağ yaralanmaları giderek artmaktadır. ÖÇB yaralanmalarındaki yüksek oranlar pek çok araştırmacının dikkatini çekmiş ve bazı insanların ÖÇB zedelenmesine daha yatkın olup olmadığı, ÖÇB tamirinin alt ekstremitte biyomekaniğini nasıl etkilediği vb. sorularının cevaplarını aramaya yöneltmiştir. Bu çalışmada da bir spor olarak futbolun içerdiği sıçrama hareketlerinin çokluğu nedeniyle ÖÇB yaralanmalarına sık rastlanma olasılığından yola çıkarak futbolcuların ameliyat sonrası alt ekstremitte biyomekaniklerinde meydana gelen değişikliklere bakarak devam eden spor hayatlarında tedaviye rağmen eski performanslarını gösteremedikleri gözlemlenmiştir. Yapılan çalışmalar, farklı sıçrama teknikleri kullanılarak, sıçrama sonrası inişte yerin tepki kuvvetinden yola çıkarak, dize binen yük miktarının hesaplanmasını esas almaktadır. (Cortes vd. 2007, Kiriya vd. 2009, Nagano vd. 2009). Kinematik zincirin en önemli kısımlarından biri diz olması dolayısıyla meydana gelen herhangi bozukluk tüm zinciri etkileyecektir.

ÖÇB yırtığının tedavisi konservatif ve cerrahi olarak yapılabilir. ÖÇB'nin kopması sonrasında, alt ekstremitte biyomekaniğindeki değişiklikler ve fonksiyonel adaptasyonlar literatürde yürüme analizi çalışmalarında ve kas kuvvetlerinin değerlendirildiği birçok çalışmada araştırılmıştır. Bununla beraber, ÖÇB rekonstrüksiyonu sonrası takiplerde, bağın fonksiyonları genellikle statik yöntemler ile değerlendirilmektedir; Bu yöntemlerin, ön çapraz bağın dinamik fonksiyonlarını yeterince göstermediği çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir (Ünver ve diğ. 2005, Micheo ve diğ. 2010).

Araştırmacılar, farklı test prosedürleri geliştirerek ön çapraz bağın alt ekstremitte biyomekaniğine etkisini ve ön çapraz bağ yaralanma sebeplerini biyomekanik metotlarla analiz etmişlerdir (McLean vd. 2004, Webster vd. 2004, Yu vd.

2007, Louw vd. 2006, Myer vd. 2010, Yeow vd. 2010, Myer vd. 2011). Bing Yu ve diğ erleri (2007) sıçramanın alt ekstremite biyomekaniğine etkisini araştırdığı çalışmada kalça ve diz fleksiyon açısal hızlarının yerin tepki kuvvetiyle anlamlı bir ilişki gösterdiğ ini bulmuşlardır (Bing Yu vd. 2007). Bu sonuç statik sıçramalarda diz ve kalça açısal hız ne kadar büyük olursa olsun yerin tepki kuvvetini azaltmadığı yani diğ er bir değ işle sporcunun yere uyguladığı kuvvetin azalmadığ ının göstergesidir. Dinamik sıçramalarda ise aı büyük olduğ unda yere uygulanan tepki kuvveti de aynı oranda büyümektedir. Bu çalışmada da benzer olarak sıçrama anında diz fleksiyon açısı ile tepki kuvveti orantılı arttığı gözlenirken ilk temas anı verileri incelendiğ inde aı ve kuvvet verileri arasında negatif bir korelasyon gözlemlenmiştir. Yine Bing Yu ve diğ erlerinin (2006) yapmış olduğ u başka bir araştırmada diz fleksiyon açısal hızı ile yerin pik tepki kuvveti arasında negatif bir korelasyon bulunmuştur ki bu da tepki kuvveti oluşumunda aktif diz fleksiyonunda önemli bir faktör olduğ unun göstergesidir (Bing Yu vd. 2006). Louw ve diğ erlerinin nöromusküler bir egzersiz programının biyomekaniksel çıktılarını araştırdığı bir başka çalışmada statik sıçrama hareketinde diz fleksiyon açısındaki artışın yerin tepki kuvvetini düşürdüğ ünü bulmuşlardır (Louw vd. 2006). Bu çalışmada da ön çapraz bağ ameliyatı geçirmiş denek grubunun ilk temas, sıçrama ve son temas anlarına ait diz fleksiyon açısı ile yere uyguladıkları kuvvet değ erleri arasında negatif bir ilişki olduğ u görülmüştür. Fakat sağlam grupta farklı olarak sadece sıçrama anındaki diz fleksiyon açısı ile yere uyguladıkları kuvvet değ erleri arasında pozitif bir ilişki bulunmaktadır.

Webster ve diğ erlerinin (2004) yapmış olduğ u ön çapraz bağ ameliyatı sonrası ayakkabılı ve ayakkabısız düşme hareketleri arasında biyomekaniksel farklılıkları araştırdığı yaralanma ve tamir arasından geçen süre 3 hafta ile 1 yıl olan 8 deneye uygulanan çalışmada, ayakkabısız düşme hareketleri yapan deneklerin pik diz fleksiyon açısı ve momentinde anlamlı bir düşüş bulunmaktadır. Bu farklar küçük olmakla birlikte açısal fark 3° iken moment farkı 0,2 N.m/kg'dir. Bu sonuçlar ayakkabı giymenin bazı biyomekaniksel değ işkenleri etkilemesine rağmen operasyon geçirmiş bireyler ile karşılaştırma yapıldığı nda ayakkabının çok etkili olmadığ ını ortaya koymaktadır (Webster vd. 2004).

Diz ekstansiyonda iken daha fazla ön çapraz bağ lifi yük taşıyabilmektedir. Bu durum ön çapraz bağ yırtıklarının çoğ unlukla diz fleksiyonda iken meydana gelen

travmalarla oluşunu da açıklar (Tandoğan 2002, Simmons ve diğ. 2003). Papas ve diğerleri yapmış oldukları çalışmada çift bacak ile 0,4 m' den yaptıkları düşüş hareketinde diz fleksiyon açının daha düşük olmasında karşın sadece dominant bacaklarıyla yaptıkları düşüş hareketinde bu açı daha yüksektir (Pappas ve diğ. 2007). Etkileyici faktörlerden biri olan düşüş yüksekliğinin artırıldığı bir başka çalışmada yerin pik tepki kuvvetinde bir yükselme gözlemlenmiştir (McNitt, 1993). Benzer olarak bu çalışmada da belli bir yükseklikten düşüş sonrasındaki ilk temas anındaki diz fleksiyon açısı sıçrama ve son temas anlarına nazaran daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca kuvvet açısından ilk temas, sıçrama ve ikinci temas anları değerlendirildiğinde en fazla kuvvetin ikinci temas anında uygulandığı görülmüştür. Yapmaları istenen hareketin mekanizması incelendiğinde düşüşle başlayan ve ilk temas anında yalnızca vücut ağırlıklarından kaynaklanan bir kuvvet uygularken amortizasyon evresi ve ardından sıçrama ve son olarak ikinci temas gerçekleşmektedir. Bu açıdan bakıldığında ilk temas anında uygulanan kuvvetin ikinci temas anında uygulanan kuvvetten düşük olmasının nedeni amortizasyon evresinden sonra sıçrama yapılırken yerden aldıkları itiş kuvveti olabilir. Tartışılması gereken önemli noktalardan bir tanesi de hasta ve sağlam grup arasında kuvvet değerleri arasında anlamlı bir fark çıkmamış olmasına rağmen beklenenin aksine hasta grup deneklerinin yere uyguladıkları kuvvet değerlerinin sağlam gruba göre daha yüksek olmasıdır. Bu şaşırtıcı sonucun nedeni ancak test sırasındaki gözlemlerle açıklanabilir. Hasta grup deneklerinin test sırasında geçirmiş oldukları ameliyat kaynaklı çok daha dikkatli ve temkinliyen sağlam grup deneklerinin daha rahat olduğu gözlemlenmiştir.

6.SONUÇ ve ÖNERİLER

Yapılan çalışmada, incelenen parametrelere göre yapılan analizlerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Grup içi değerlendirilmelerinde ise kuvvet, moment ve diz fleksiyon açıları arasında bir korelasyon gözlenmemiştir. Sonuçlar ön çapraz bağ sakatlığı geçirmiş olan futbolcuların tedavi süreci sonrasında kinetik ve kinematik parametreler açısından sıçrama hareketi performansında ön çapraz bağ sakatlığını geçirmemiş futbolcular ile arasında performans farkı olmadığını göstermiştir. Bu bağlamda ön çapraz bağ tamiri sırasında ve sonrasında sporcuların geçirdikleri süreç ve aldıkları fizik tedavinin amacına ulaştığı söylenebilir. Çalışmanın kapsamına bakıldığında ortaya çıkan sonuçların daha geniş bir yelpazede tartışılabilmesi için ileriki çalışmalarda örneklemin genişletilmesi önemlidir. Bu çalışmanın akabinde denek grubu, sağlam ve ameliyatlı olan iki grup arasında yapılmak yerine ameliyatlı grubun her iki bacağı arasında farka bakılarak iki çalışmanın sonuçları üzerinden daha geniş bir zeminde yorum yapılabilir.

7.KAYNAKLAR

Alptekin, A. (2007) Uzun atlamada Yerden Çıkış Evresinin Biyomekanik Analizi ve Modellenmesi, Doktora Tezi, *Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, Ankara.

Altinel, E., Özdemir, A. (1999) Ön Çapraz Bağ Yaralanmalarında Doğal Seyir. *Acta Orthop Traumatol Tur.*, 33: 381-384.

Anderson AF, Snyder RB, Lipscomb AB, Jr. (2001) Anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study of three surgical methods. *The American Journal of Sports Medicine.* 29(3): 272-279.

Arendt E.,Agel J, Dick RW. (1999) Anterior Cruciate Ligament Injury Patterns Among Collegiate Men and Women.*J Athl Train.* 34(2):86-92

Atan, A.T., Açıkada C., Aşçı A., (2003) Voleybolcuların Manşet Paslarının Kinematik Analizi, *Spor Bilimleri Dergisi.* 14: 1, 27-37

Ballreich,R., Kuhlow, A.(1992) Mann Schafts Spiele Volleyball, *Biomechanik Der Sportspiele*, Stuttgart:Ferdinant Enke Verlag

Benno Mn, Walter H. (1999) *Biomechanics Of The Musculo-Skeletal System.* 2nd Edition. West Sussex: John Wiley&Sons, 371-375.

Bennon BD, Johnson RJ, Abate JA, Fleming BC, Nichols CE. (2005) Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part I. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(10): 1579-1602

Bing Yu.; Lin C.; Garret W. E. (2007) Lower Extremity Biomechanics During The Landing of a Stop-jump Task. *Elsevier, Clinical Biomechanics*, 21: 27-305.

Brodlay J, Fitzpatrick D. (1998) Orientation of the Cruciate. lig. intine Sagittal Plane.A Method of Predicting its Length. Change with Flexion. *J. Bone joint Surg.*, 70: 94-5

Boden B.P, Dean G. S, Buttfeld A, Seward H, McGivern J.(2000) Characteristics of Anterior Cruciate Ligament Injury. *Orthopedics*, 23(6): 573-578.

Challis, J.H. (1999) A procedure for the automatic determination of filter cutoff frequency for the processing of biomechanical data. *Journal of Applied Biomechanics* 15:303-317.

Capranica, L., Cama, G., Fanton, F., Tessitore, A., Figura, F. (1992) Force and power of preferred and non-preferred leg in young soccer players. **Journal Of Sports Med and Physical Fitness**, 31, 358-363.

Cortes, N, Onate, J, Abrantes, J, Gagen, L, Dowling, E, Van Lunen, B. (2007) Effects of Gender and Foot-Landing Techniques on Lower Extremity Kinematics During Drop-Jump Landings. *Journal of Applied Biomechanics*, 23: 289-299.

Dienst M, Burks RT, Greis PE (2002) Anatomy and Biomechanics of the Anterior Cruciate Ligament. *The Orthopedic Clinics of North America*, 33(4):605-620.

Doral MN, Bozkurt M, Atay AÖ, Tetik O. (2006) Çapraz Bağ Yaralanmaları. *Türkiye Klinikleri*, 2(39): 31-34.

Fantozzi S., Lobiatti R., Stagni R., Merni F. (2006) A New Protocol For Kinematic Analysis Of Two Volleyball Players Simultaneously During Spike And Block Using Stereophotogrammetry, *Journal Of Biomechanics*, 39(1): 561. 65.

Girgis FG, Marshall JL, Monajem AR. (1975) The Cruciate Ligaments of the Knee Joint Anatomical Functional and Experimental Analysis. *Clin. Orthop.*, 106:2016-231.

Hay, J.G. (1978) *Biomechanics of Sport Techniques*, Printice Hall Inc., Englewood Cliffs, USA.

İnal, H.S. (2004) Spor Biyomekaniği Temel Prensipler, 1. Basım, *Nobel Yayın Dağıtım*, İstanbul, s 7-13.

Ishii, Y., Terajima, K., Koga, Y., Bechtold, J.E., (1999) Screw Home Motion after Knee Replacement. *Clinical Orthopaedics Related Research*. 358: 181–187.

Kiryama, S, Sato, H, Takahira, N. (2009) Gender Differences in Rotation of the Shank During Single-Legged Drop Landing and Its Relation to Rotational Muscle Strength of the Knee. *Am J Sports Med.*, 37(1): 168-174.

Knudson D. (2007) *Fundamentals Of Biomechanics*. 2nd Ed. Newyork: Springer, s 3-4, 23-26.

Kurosaka M, Yoshiya S ve Andrish JT. (1987) A Biomechanical Comparison of Different Surgical Techniques of Graft Fixation : Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.. *Am J Sports Med.*, 15: 225-229.

Louw Q., Grimmer K., Vaughan C. L. (2006) Biomechanical Outcomes of a Knee Neuromuscular Exercise Programme Among Adolescent Basketball Players: A Pilot Study. *Elsevier, Physical Therapy in Sport* ,7: 65-73.

Markolf, K, Burchfield, D. M, Shapiro, M. M. (1996) Biomechanical Consequences of Replacement of the Anterior Cruciate Ligament with a Patellar Ligament Allograft. Part I: Insertion of the Graft and Anterior-Posterior Testing *J.Bone Joint Surg. Am.*,78: 1720 -1727.

Markolf, K.L,Burchfield, D. M, Shapiro, M. M.A (1997) Biomechanical Study of Replacement of the Posterior Cruciate Ligament with a Graft. Part I: Isometry, Pre-Tension of the Graft, and Anterior-Posterior Laxity, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 79: 375 – 80.

Marshall, R.N., Elliott, B.C., (1995) Biomechanical Analysis. (Ed. J. Bloomfield, P.A. Fricker ve K.D. Fitch). *Science and Medicine in Sport*, USA: Blackwell Publishing.

McLean, S.G., Scott, G., Huang X., Su A., Van den Bogert, A. (2004) Sagittal Plane Biomechanics Cannot Injure the ACL During Sidestep cutting. *Elsevier Clinical Biomechanics*, 19: 828-838

McNitt-Gray JL. (1993) Kinetics of the Lower Extremities During Drop Landings from Three Heights. *J Biomec*, 26: 1037-1046.

Mc.Ginty,Burkhart (2003) Operative Arthroscopy:knee arthroscopy 3.basım : *Lippinkott Williams&Wilkins*, Philadelphia, s. 456-567.

Myer G. D., Ford K. R., Khoury J., Succop P., Hewett T. E. (2010) Biomechanics Laboratory–based Prediction Algorithm to Identify Female Athletes With High Knee Loads that Increase Risk of ACL Injury. *BSJM*, 10: 1136.

Myer G. D., Ford K. R., Hewett T. E. (2011) New Method to Identify Athletes At High Risk of ACL Injury Using Clinic-Based Measurements and Freeware Computer Analysis. *Br J Sports Med.* , 45: 238-244.

Morasso, P.G., (2006) *Human Motion Analysis*. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering. John Wiley and Sons, Inc.

Nagano, Y, Ida, H, Akai, M, Fukubayashi, T (2009). Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *Elsevier, The Knee* 14: 218-223.

Papas E., Hagins M., Sheikhzadeh A., Nordin M., Rose D. (2007) Biomechanical Differences Between Unilateral and Bilateral Landings From a Jump: Gender Differences. *Clin J. Sport Med.*, 17: 263-268.

Robertson, G., Caldwell, G., Hamil, J., Kamen, G., Whittlesey, S. (2004) Research Methods in Biomechanics, **Human Kinetics**, Usa. (<http://www.google.com/books?hl=tr&lr=&id=Owvyemix4rmc&oi=fnd&pg=pr9&dq=Research+Methods+in+Biomechanics+2004&ots=Frz5sl688n&sig=9pxwltcie5n2jvixz7dmjunwma#>) Adresinden E-Book Ulaşılmıştır.

Simmons, R. Howell, S. M, Hull, M. L. (2003) Effect of the Angle of the Femoral and Tibial Tunnels in the Coronal Plane and Incremental Excision of the Posterior Cruciate Ligament on Tension of an Anterior Cruciate Ligament Graft: An in Vitro Study: *J. Bone Joint Surg. Am.*, 85: 1018 - 1029.

Smith BA, Livesay GA, Woo SL. (1993) Biology and Biomechanics of the Anterior Cruciate Ligament. *Clinics in Sports Medicine.*, 12(4): 637-670.

Stephens M.T, Lawson B.R., Devoe D.E., Reiser F.R. (2007) Gender And Bilateral Differences In Single Leg Countermovement Jump Performance With Comparison To A Double Leg Jump. *Journal Of Applied Biomechanics*. 23: 190-202.

Strobel M, Stedtfeld H-W. (1990) Anatomy, Proprioception, Biomechanics: Diagnostic Evaluation of the Knee. *Springer-Verlag*, 10: 2-48.

Tandoğan, R. (2002) Ön Çapraz Bağ Cerrahisi. Ed. N. Reha Tandoğan, *Spor Yaralanmaları Artroskopisi ve Diz Cerrahisi Derneği Yayınları*, Sim Matbaası Ankara, 71-182.

Ünver F, Özkan F, Ülkar B.(2005) Ön çapraz bağ tamiri yapılan kişilerde postür kontrolünün incelenmesi. *Fizyoterapi ve Rehabilitasyon*, 16(1): 17-24.

Yeow C. H., Lee P.V.S., Goh J.C.H. (2010) Sagittal Knee Joint Kinematics and Energetics in Response to Different Landing Heights and Techniques. *Elsevier, The Knee*, 17: 127-131.

Webster K. E., Kinmont C. J., Payne R., Feller J. A. (2004) Biomechanical Differences in Landing with and without Shoe Wear After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Elsevier, Clinical Biomechanics*, 19: 978-981.

Woo LY (1991) Tensile Properties of the Human Femur-Anterior Cruciate Ligament-Tibial Complex: The effect of specimen age and orientation. *Am J Sports Med.* 19: 217-19.

8.ÖZGEÇMİŞ

Özlem KILIÇ, 1979 yılında Denizli’de doğdu. İlköğretim ve liseyi Denizli’de okuduktan sonra 1997-2003 yılları arasında Pamukkale Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik bölümünde lisans öğrenimini tamamladı. 2010 yılı güz döneminde Pamukkale Üniversitesi, Spor Bilimleri ve Teknolojisi Yüksekokulu, Hareket ve Antrenman Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans öğrenimine başladı.