

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KADIN FUTBOLCULARDA YERE İNİŞ HATA PUANLAMA SİSTEMİ (İHPS)
VE ALT EKSTREMİTENİN ÜÇ BOYUTLU (3D) HAREKET ANALİZİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Edip YILMAZ

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı
Futbolcu Sağlığı Tezli Yüksek Lisans Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nurzat ELMALI

HAZİRAN 2024

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KADIN FUTBOLCULARDA YERE İNİŞ HATA PUANLAMA SİSTEMİ (İHPS)
VE ALT EKSTREMİTENİN ÜÇ BOYUTLU (3D) HAREKET ANALİZİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Edip YILMAZ
215329001

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı
Futbolcu Sağlığı Tezli Yüksek Lisans Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nurzat ELMALI

HAZİRAN 2024

Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün 215329001 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Edip YILMAZ, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "KADIN FUTBOLCULARDA YERE İNİŞ HATA PUANLAMA SİSTEMİ (İHPS) VE ALT EKSTREMİTENİN ÜÇ BOYUTLU (3D) HAREKET ANALİZİ" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Dr. Nurzat ELMALI**
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. İbrahim TUNCAY**
Acıbadem Üniversitesi

Prof. Dr. Kerem BİLSEL
Acıbadem Üniversitesi

Teslim Tarihi : 22.07.2024
Savunma Tarihi : 03.06.2024

ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimim boyunca iyi bir uzman hekim olarak yetişmemde emeği olan, her türlü sıkıntıda büyük bir duyarlılık gösteren bilgi, birikim ve klinik tecrübelerini benimle paylaşan, güler yüzlü ve samimi tavırlarıyla bana örnek olan değerli hocalarımız sayın Prof. Dr. Nurzat ELMALI'ya, Prof. Dr. İbrahim TUNCAY'a ve Prof. Dr. Kerem BİLSEL'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmalarımda büyük bir özveriyle yanımda olup tüm çalışmalarına katkıda bulunan tez hocam Prof. Dr. Nurzat ELMALI'ya ayrıca teşekkür ederim.

Tüm hayatım boyunca beni destekleyen yüksek lisans süresi boyunca en az benim kadar emeği olan, desteğini her zaman yanımda bulduğum değerli eşim Aslıhan'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Hziran 2024

Edip YILMAZ

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ	ii
BEYAN	iii
İÇİNDEKİLER	iv
KISALTMALAR	vi
TABLO LİSTESİ	vii
ŞEKİL LİSTESİ	viii
ÖZET	ix
SUMMARY	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Biyomekanik.....	3
2.2 Mekanik.....	3
2.3 Kinematik.....	4
2.4 Kinetik.....	4
2.5 Kinematik Ölçüm Yöntemleri.....	4
2.6 Sıçramadan Sonra Yere İniş Hata Puanlama Sistemi.....	5
2.7 Ön Çapraz Bağ ile İlgili Genel Bilgiler.....	8
2.7.1 Ön çapraz bağ anatomisi.....	8
2.7.2 Ön çapraz bağın nörovasüler anatomisi.....	11
2.7.3 Ön çapraz bağın biyomekanik özellikleri.....	11
3. GEREÇ VE YÖNTEM	14
3.1 Olgular.....	14
3.2 Yöntem.....	14
3.2.1 Katılımcılar hakkındaki demografik bilgiler.....	15
3.2.2 İHPS skorlaması ve 3D hareket analizi.....	15
3.2.3 İstatistiksel analiz.....	19
4. BULGULAR	20
4.1 Demografik Veriler ile İlgili Bulgular.....	20
4.2 Alt Ekstremiteye Etki Eden Kuvvetler.....	21
4.3 İlk Temas Anında Alt Ekstremitte Eklemlerinin Açılırları.....	22
5. TARTIŞMA	23
5.1 Sporcularda ÖÇB Yaralanması.....	23

5.1.1 Sporcularda temassız öçb yaralanması için risk faktörleri	24
5.1.2 Sporcuları temassız öçb yaralanması riski açısından değerlendirme.....	26
5.2 Temassız ÖÇB Yaralanmasında Eklemlerin Konumları ve Açıları.....	26
5.3 Temassız ÖÇB Yaralanmasında Alt Ekstremitede Rol Oynayan Kuvvetler...27	
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	29
KAYNAKLAR.....	30
EKLER 37	
ÖZGEÇMİŞ.....	40



KISALTMALAR

ÖÇB	: Ön Çapraz Bağ
İHPS	: İniş Hatası Puanlama Sistemi
3D	: Üç Boyutlu Hareket Analizi
PL	: Posteriolateral Band
AM	: Aneteromedial Band
ORT	: Ortalama
SS	: standart sapma
n	: sayı
KG	: kilogram
M	: metre
N	:Newton

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo 2.1: İniş Hatası Puanlama Sistemi (İHPS)	7
Tablo 4.1: Demografik veriler ve İHPS skorları	20
Tablo 4.2: Kuvvet platformu ve 3D hareket analizi verisi kullanılarak hesaplanan kuvvetler	21
Tablo 4.3: Kuvvet platformu ve 3D hareket analizi verisi kullanılarak hesaplanan açılar	22

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1 Ön çapraz bağı anatomik görüntüsü	8
Şekil 2.2 ÖÇB spirial rotasyonu ve AM ve AL demetleri	9
Şekil 2.3 Ön çapraz bağ bileşenlerinin ekstansiyon ve fleksiyondaki gerginlik değişiklikleri (anteriomedial bant: A-A') (posterolateral bant: B-B').....	9
Şekil 2.4 Ön çapraz bağı tibial yapışma yeri.....	10
Şekil 3.1 Çalışmanın yapıldığı yer	16
Şekil 3.2 İniş hatası puanlama sistemi protokülü.....	17
Şekil 3.3 Bilgisayar destekli analiz programı(vicon-nexus) ile 3D hareket analizi	19

KADIN FUTBOLCULARDA YERE İNİŞ HATA PUANLAMA SİSTEMİ (İHPS) VE ALT EKSTREMİTENİN ÜÇ BOYUTLU (3D) HAREKET ANALİZİ

ÖZET

Amaç: Sporcuların alt ekstremitelerde dizilimlerinin ve dinamiklerinin bağ yaralanmalarında önem arz ettiği bilinmektedir. Voleybolcularda dinamik inceleme ve temassız (çarpışma veya kontakt olmadan) bağ yaralanması ilişkisi araştırılmıştır. Ancak diğer spor dallarında, özellikle kadın futbolcularda bağ yaralanmaları yaygın olmasına rağmen zıplama dinamiklerinin kantitatif olarak incelendiği ve bağ yaralanması ile ilişkisinin araştırıldığı bir çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı, sıçrama sonrası yere iniş hatası puanlama sistemi (İHPS) ve üç boyutlu (3D) hareket analizinin entegrasyonu yoluyla kadın futbolcularda temassız ön çapraz bağ yaralanmalarının önlenmesi ve iniş mekaniği hakkında daha detaylı bilgi elde etmektir.

Yöntem: 28 profesyonel kadın futbolcu (yaş 18-30 yıl) çalışmaya dahil edildi. Sporcuların İHPS puanları iki kere 30 cm yüksekliğindeki bloktan aşağı zıplama ve ardından düşülen noktada gerçekleştirilen 2. zıplama ile hesaplandı. İHPS puanlarına göre futbolcular iyi zıplayan (5 ve daha düşük puan alanlar) ve kötü zıplayanlar (6 ve daha yüksek puan alanlar) olarak ikiye ayrıldı. Sıçramalar sırasında futbolcuların hareketleri 3D hareket analiz sistemi ile değerlendirildi, alt ekstremitelerde eklemlerindeki hareket dereceleri ölçüldü. Zıplamalar esnasında yerde oluşan kuvvetler ölçülerek her bir eklem binen yük hesaplandı. İyi zıplayan ve kötü zıplayan grupların eklem hareketleri ve eklemlerine binen yükler istatistiksel yöntemler kullanılarak kıyaslandı.

Bulgular: Gruplar arasında yaş, futbol oynama süresi, baskın ayak, vücut kitle endeksi açısından anlamlı fark bulunmadı. İyi zıplayan grupta İHPS skoru anlamlı daha düşüktü (4.4 ± 0.8 ve 8.1 ± 1.2 , $p < 0.001$). İHPS skoru hesaplanmasında değerlendiriciler arası güvenilirlik yüksek bulundu ($Kappa = 0.848$) İyi zıplayan grupta maksimum dikey yer reaksiyon kuvveti ve ilk temasta ayak bileği ve diz kuvveti anlamlı daha düşüktü (Sırasıyla $17.3 \pm 3.8N$ ve $20.9 \pm 2.6N$, $p = 0.006$, $2.8 \pm 0.8N$ ve $4.5 \pm 1.2N$, $p < 0.001$, $7.5 \pm 0.8N$ ve $8.8 \pm 1.0N$ $p = 0.001$). Gruplar arasında ilk temasta kalça kuvvetleri arasında fark yoktu. Açık ölçümlerine bakıldığında, ilk temasta diz ve kalça fleksiyon açı derecesi iyi zıplayan grupta anlamlı daha yüksekti (Sırasıyla 58.0 ± 11.3 ve 16.5 ± 10.6 $p < 0.001$ ve 53.4 ± 10.3 ve 31.5 ± 10.5 $p < 0.001$). İyi zıplayan grupta dizin ilk temastaki koronal plan diziliminin ortalama değerinin 2.9 derece varustaydı kötü zıplayan grupta koronal dizilim anlamlı farklı ve 5.2 derece valgusta izlendi (2.9 ± 8.6 ve -5.2 ± 7.4 $p = 0.013$) Her iki grupta ilk temasta kalça abduksiyon açısı ve ayak bileği inversiyon açısı benzerdi.

Sonuç: İHPS skorlarına göre kadın futbolcular iyi zıplayan ve kötü zıplayan olarak ikiye ayrıldığında, gruplar arasındaki en önemli farkların özellikle iniş anında yer ile ilk temasta kalça ve diz fleksiyonlarının iyi zıplayanlarda kötü zıplayanlara göre artmış olması ve maksimum dikey reaksiyon, ayak bileği ve diz kuvvetinin daha az olmasıydı. Gruplar arasında dize doğrudan binen kuvvetler iyi zıplayanlarda anlamlı daha düşüktü ve dizin bulunduğu fleksiyon açısının ve kalça fleksiyon açısının yüksek olmasının kuvveti daha iyi absorbe etmeyi sağladığı düşünüldü. Açık ölçümlerinde

dizin iyi zıplayanlarda koronal plan diziliminde varus açılarda olduğu, kötü zıplayan grupta ise valgus açıda olduğu görüldü. Bununla birlikte kalça abdüksiyonu pozisyonunda farklılık yoktu. Bu çalışmada İHPS skoru yüksek olan kötü zıplama mekaniğine sahip sporcularda ÖÇB yarananmasının bilinen risk faktörleri olan, ekstansiyon ve valgustaki dize yüksek yüklerin bindiği 3D hareket analizi ile gösterildi. İHPS skoru yüksek olan sporculara yönelik ÖÇB yaranma riskini azaltmak için zıplama eğitimlerinde, 3D hareket analizi ile kalça ve diz fleksiyon derecelerinin artırılması ve dizin koronal plandaki diziliminin optimize edilmesi ile iniş mekaniklerinin düzeltilmesi araştırılmalıdır.

Anahtar Kelimeler: ön çapraz bağ, kadın, futbolcu, zıplama, analiz



LANDING ERROR SCORING SYSTEM (LESS) AND THREE-DIMENSIONAL (3D) MOVEMENT ANALYSIS OF THE LOWER EXTREMITY IN FEMALE FOOTBALL PLAYERS

SUMMARY

Purpose: It is known that athletes' lower extremity alignments and dynamics are important in ligament injuries. The relationship between dynamic examination and non-contact (without collision or contact) ligament injury was investigated in volleyball players. However, although ligament injuries are common in other sports, especially in female football players, there is no study that quantitatively examines jumping dynamics and investigates its relationship with ligament injuries. The aim of this study is to obtain more detailed information about the prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries and landing mechanics in female football players through the integration of the post-jump landing error scoring system (LESS) and three-dimensional (3D) motion analysis.

Method: 28 professional female football players (age 18-30 years) were included in the study. The LESS scores of the athletes were calculated by jumping down from the 30 cm high block twice and then making the second jump at the falling point. According to LESS scores, football players were divided into two as good jumpers (those who scored 5 or lower) and poor jumpers (those who scored 6 or higher). The movements of the football players during jumps were evaluated with a 3D motion analysis system, and the degrees of movement in the lower extremity joints were measured. The load on each joint was calculated by measuring the forces on the ground during the jumps. The joint movements and the loads on the joints of the good jumping and bad jumping groups were compared using statistical methods.

Results: There was no significant difference between the groups in terms of age, football playing time, dominant foot, and body mass index. The LESS score was significantly lower in the good jumping group (4.4 ± 0.8 vs 8.1 ± 1.2 , $p < 0.001$). Inter-rater reliability in calculating the LESS score was found to be high (Kappa = 0.848). In the good jumping group, maximum vertical ground reaction force and ankle and knee strength at first contact were significantly lower (17.3 ± 3.8 N and 20.9 ± 2.6 N, respectively, $p = 0.006$, 2.8 ± 0.8 N and 4.5 ± 1.2 N, $p < 0.001$, 7.5 ± 0.8 N and 8.8 ± 1.0 N, $p = 0.001$). There was no difference in hip strength at first contact between groups. Considering the angle measurements, knee and hip flexion angle degrees at first contact were significantly higher in the good jumping group (58.0 ± 11.3 and 16.5 ± 10.6 , $p < 0.001$ and 53.4 ± 10.3 and 31.5 ± 10.5 , $p < 0.001$, respectively). In the good jumping group, the mean value of the coronal plane alignment of the knee at first contact was 2.9 degrees varus. In the poor jumping group, the coronal alignment was significantly different and 5.2 degrees valgus (2.9 ± 8.6 and -5.2 ± 7.4 , $p = 0.013$). Hip abduction angle and ankle at first contact in both groups. The angle of inversion was similar.

Conclusion: When female football players are divided into two as good jumpers and bad jumpers according to their IHPS scores, the most important differences between the groups are that hip and knee flexions, especially at the first contact with the ground at the time of landing, are increased in good jumpers compared to poor jumpers, and

maximum vertical reaction, ankle and knee strength are higher. was that it was less. Between the groups, the forces exerted directly on the knee were significantly lower in good jumpers, and it was thought that the higher knee flexion angle and hip flexion angle enabled better absorption of the force. Angle measurements showed that the knee was at varus angles in the coronal plane alignment in the good jumpers and at a valgus angle in the poor jumpers group. However, there is no difference in the hip abduction position. In this study, it was shown by 3D motion analysis that high loads were placed on the knee in extension and valgus, which are known risk factors for ACL injury in athletes with high IHPS scores and poor jumping mechanics. In order to reduce the risk of ACL injury for athletes with high IHPS scores, improving landing mechanics by increasing hip and knee flexion degrees with 3D motion analysis and optimizing the alignment of the knee in the coronal plane should be investigated in jumping training.

Keywords: anterior cruciate ligament, woman, football player, jumping, analysis



1. GİRİŞ

Futbol, dünya genelinde en popüler spor dallarından biridir ve hem erkekler hem de kadınlar arasında büyük bir katılıma sahiptir. Ancak, bu rekabetçi spor dalında performans artışı ve sakatlık riskinin azaltılması, sporcuların sağlığı ve uzun vadeli katılımı açısından hayati öneme sahiptir. Kadın futbolcuların sayısındaki artış, sporun genel çeşitliliğini zenginleştirmiş ve kadın futbolunun önemli bir yere gelmesini sağlamıştır. Ancak, bu artışın beraberinde getirdiği fiziksel zorluklar ve riskler de söz konusudur. Özellikle kadın futbolcular arasında ön çapraz bağ (ÖÇB) yaralanmaları, sporcu performansını etkileyen ve uzun vadeli sağlık sorunlarına yol açabilen önemli bir sorun haline gelmiştir. Yapılan araştırmalar, kadın sporcuların, özellikle futbol, basketbol ve voleybol gibi sporlarda, erkek sporculara göre ÖÇB yaralanma riskinin daha yüksek olduğunu göstermektedir.[1] Bununla birlikte, bu yaralanmaların gelişiminde birden fazla faktörün etkili olduğu belirtilmektedir. Örneğin, anatomik farklılıklar, hormonal etkiler, biyomekanik faktörler ve hareket kalıpları gibi pek çok faktör bu yaralanmaların oluşumunda rol oynayabilir[2]. Bu bağlamda son yıllarda kadın futbolcuların performansının anlaşılmasına ve geliştirilmesine giderek daha fazla önem verilmektedir. Kadın futbolunun popüleritesi arttıkça, oyuncu performansını optimize etmek ve özellikle alt ekstremitelerle ilişkili yaralanma riskini en aza indirmek için kapsamlı stratejilere olan ihtiyaç da artmaktadır.

Spor yapan kişilerde görülen, özellikle de futbolcularda görülen ÖÇB yaralanmalarının çoğu temas olmadan gerçekleşen non-kontakt (temassız) yaralanmalardır. [3,4] Bu yaralanmalarda modifiye edilebilir çeşitli hareket patternlerinin etkili olduğu düşünülmektedir, ÖÇB üzerine binen yükü etkileyen ve bağ üzerinde uzama ve yaralanmaya sebep olabilecek çeşitli hareketler ve faktörler tanımlanmıştır. [5–7]. ÖÇB yaralanmasına yol açan temassız yaralanmalarda özellikle zıplama sonrasında yere iniş gerçekleşen yaralanmalar önemli bir yer kaplamaktadır. [8] Zıplamadan sonra yere iniş esnasında diz fleksiyonunda azalma olması, kalça fleksiyonunda azalma olması, artmış kalça iç rotasyon açısı ile birlikte dizde valgus açılanmanın ÖÇB yaralanması açısından risk faktörü oluşturduğu düşünülmektedir.[9–

12] Zıplama sonrası yere iniş mekaniklerindeki hatalar temassız ÖÇB yaralanmalarında düzeltilebilen risk faktörleri arasında en önemli faktörlerden biridir. Bu sebeplerden ötürü non-kontakt ÖÇB yaralanmalarının önlenmesi için ilk adım olarak zıplama mekanikleri ve zıplama sonrasında yere iniş mekaniklerinin incelenmesi gereklidir.

Kadın futbolcular, fiziksel ve biyomekanik farklılıkları nedeniyle özel dikkat gerektiren bir grup olarak karşımıza çıkmaktadır. Kadın sporcularda erkeklere kıyasla, özellikle yere iniş sırasında yapılan hatalardan ötürü, alt ekstremitte yaralanmalarının önde gelen nedenlerinden biri olarak bilinmektedir.[13] Bu hataların incelenmesi ve değerlendirilmesi hem sporcuların hem de antrenörlerin sakatlanma riskini azaltmak için etkili stratejiler geliştirmesine yardımcı olabilir. Kadın futbolcularda yere iniş hata puanlama sistemi (İHPS) ile alt ekstremitenin üç boyutlu (3D) hareket analizi kullanılarak yere iniş tekniklerinin incelenmesi amaçlanmaktadır. İHPS, yere iniş sırasında yapılan hataları değerlendirmek için geliştirilmiş bir sistemdir ve futbolcularda sakatlanma riskini belirlemede yaygın olarak kullanılmaktadır[14]. Bununla birlikte, 3D hareket analizi, alt ekstremitte hareketlerinin detaylı bir şekilde incelenmesine imkân sağlayarak, yere iniş tekniklerinin biyomekanik açıdan değerlendirilmesine olanak tanır.

Bu araştırma hem akademik alanda hem de spor uygulamalarında önemli katkılar sağlayabilir. Özellikle, kadın futbolcuların sakatlanma riskini azaltmak ve performanslarını artırmak için daha etkili antrenman ve rehabilitasyon stratejileri geliştirme çabalarına destek olabilir. Ayrıca, futbolcularda sakatlanmaların azaltılması, sporun daha güvenli ve sürdürülebilir olmasını sağlayarak sporcuların kariyerlerini uzatabilir ve futbolun genel sağlık ve refah üzerindeki olumlu etkilerini artırabilir. Bu tezde kullanılacak olan yöntemlerin ve tekniklerin, kadın futbolcuların yere iniş tekniklerini değerlendirme ve analiz etme konusunda ne kadar etkili olduğunu ortaya koymak, antrenman programlarının ve sakatlanma önleme stratejilerinin geliştirilmesine ışık tutmak açısından önemlidir. İHPS ve 3D hareket analizi gibi teknolojilerin kullanımı, spor bilimleri ve rehabilitasyon alanında sürekli olarak gelişen ve ilerleyen bir alandır. Bu çalışma, bu teknolojilerin futbolcularda sakatlanmaların azaltılması ve performansın artırılması gibi önemli konularda nasıl kullanılabileceğini daha da anlamamıza yardımcı olabilir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Biyomekanik

Biyomekanik, biyolojik sistemlerin hareketlerini ve yapılarını fizik kuralları ve mühendislik prensipleri çerçevesinde inceleyen bir disiplindir[15]. Temel amacı, insan vücudu gibi biyolojik sistemlerin fiziksel etkileşimlerini anlamak ve bu bilgileri sağlık, spor performansı, rehabilitasyon ve tıbbi cihaz tasarımı gibi alanlarda uygulamaktır. Biyomekanik, hareket analizi, kuvvet ölçümleri, kas ve kemik mekanikleri, eklem stabilitesi, yaralanma mekanizmaları gibi konuları içerir. Örneğin, spor performansını artırmak için bir sporcunun hareket analizi yapılabilir ve vücudun belirli kas gruplarına olan yükleri veya hareketler sırasındaki kuvvetleri analiz edilerek performansı optimize edici antrenman programları geliştirilebilir. Biyomekanik çalışmalar, genellikle laboratuvar ortamında yapılan deneysel çalışmalarla desteklenir. Bu çalışmalar sırasında, hareket yakalama sistemleri, kuvvet platformları, elektromiyografi (EMG) cihazları ve bilgisayar destekli simülasyonlar gibi araçlar kullanılır.

2.2 Mekanik

Mekanik, cisimlerin hareketini, kuvvetleri ve enerjiyi inceleyen bir fizik dalıdır. Bu dal, cisimlerin dengede kalması, ivmelenmesi, hareket etmesi veya durması gibi konuları ele alır. Statik ve dinamik olmak üzere 2 ana kategoriye ayrılır[16].

1. Statik, hareketsiz veya sabit durumda olan cisimlerin kuvvetler altındaki davranışını inceler. Bu durumda, cisimlerin dengede olduğu ve net bir ivmenin olmadığı durumlar ele alınır. Statikte, kuvvetlerin dengelenmesi, denge koşulları ve cisimler arasındaki gerilimler gibi konular üzerinde durulur.

2. Dinamik, hareket eden cisimlerin davranışını inceler. Bu durumda, cisimler üzerinde net bir ivme vardır ve kuvvetlerin cismin hareketini nasıl etkilediği araştırılır. Dinamik, kinematik ve kinetik olmak üzere iki alt kategoriye ayrılır.

Kinematik, cisimlerin hareketini ve konumunu incelerken, kinetik ise bu hareketlerin arkasındaki kuvvetleri ve etkilerini araştırır.

2.3 Kinematik

Kinematik, cisimlerin hareketini, ancak hareketin nedenlerini (kuvvetlerin ve etkileşimlerin rolünü) dikkate almadan inceleyen bir fizik dalıdır. Bu, hareketin zamanla nasıl değiştiğini, açısal hızları, açısal ivmeleri ve yer değiştirme gibi değişkenlerin nasıl ilişkili olduğunu araştırır[17]. İnsan kinematığı, genellikle insan vücudunun hareketini analiz etmek için kullanılan bir dizi ölçüm, analiz ve modelleme tekniğini içerir. Örneğin, insanların yürüme, koşma, atlama, eğilme gibi günlük aktiviteleri incelenirken, kinematik prensipler kullanılarak vücudun hareket paternleri, eklemlerin hareket aralıkları, hız ve ivme profilleri gibi bilgiler elde edilir. Bu bilgiler, spor performansının iyileştirilmesi, fiziksel rehabilitasyonun planlanması, ergonomik tasarımın yapılması ve biyomekanik araştırmaların yürütülmesi gibi birçok alanda önemli bir rol oynar. İnsan kinematığı, insan vücudunun hareketlerini daha iyi anlamamıza ve insan performansını artırmak için uygulamalı çözümler geliştirmemize olanak sağlar.

2.4 Kinetik

Kinetik, bir cismin hareketi sırasında etkilenen kuvvetlerin incelendiği bir fizik dalıdır. genellikle Newton'un hareket yasalarıyla bağlantılıdır ve cisimler üzerindeki net kuvvetlerin, hareketlerinin hızını ve yönünü nasıl etkilediğini inceler. Bu, hareket eden cisimlerin ivme profillerini, momentum değişimlerini ve etkileşimlerini anlamamıza yardımcı olur. Kinetik, mühendislik, fizik, spor bilimi ve birçok başka alanda önemli bir rol oynar. Örneğin Spor biliminde sporcuların performansını artırmak ve sakatlanma riskini azaltmak için kinetik analizler yapılır.

2.5 Kinematik Ölçüm Yöntemleri

Kinematik ölçüm yöntemleri, insanların hareketlerini belirlemek ve analiz etmek için özel olarak tasarlanmış çeşitli teknikleri içerir. 2D video analizi, hareketli cisimlerin yalnızca düzlemdeki konumunu izlemek için kullanılır. Bu yöntem, bir veya birden fazla kamerayla çekilen video görüntülerini kullanarak cisimlerin

hareketini çizgisel olarak izler. Hareketli cisimlerin konumu, görüntüler üzerinde belirlenir ve hareketin hızı, ivmesi ve değişimleri hesaplanabilir.

3D video analizi, insanların hareketini üç boyutlu olarak izlemek için kullanılan en yaygın yöntemlerden biridir. Bu sistemler, vücut üzerindeki özel sensörler veya işaretleyiciler aracılığıyla hareket verilerini toplar ve bilgisayar tabanlı yazılımlar kullanarak bu verileri analiz eder.

Video tabanlı kinematik ölçüm yöntemleri, insanların hareketlerini izlemek ve analiz etmek için kullanılırken, bu sisteme entegre edilen yer kuvvet plakaları sayesinde hareket sırasında oluşan kuvvetler de ölçülebilir. Bu iki teknolojiyi bir araya getirerek, hareketin kinematik ve kinetik (kuvvet) bileşenleri birlikte analiz edilebilir.

2.6 Sıçramadan Sonra Yere İniş Hata Puanlama Sistemi

Günümüzde spor sakatlıkları hem profesyonel sporcular hem de amatör sporcular arasında yaygın bir endişe kaynağıdır. Özellikle futbol gibi kontak sporları, oyuncularını çeşitli risklere maruz bırakır ve bu sporcuların sakatlanma olasılığını artırabilir. Futbolcularda en yaygın sakatlık türlerinden biri, temazsız yere iniş sırasında oluşan yaralanmalardır. Bu yaralanmaların önlenmesi veya azaltılması için geliştirilen "İniş Hatası Puanlama Sistemi" (İHPS), futbolcularda sakatlık riski belirlemek ve önlemek için önemli bir klinik araç olarak kabul edilmektedir[14]. İniş Hatası Puanlama Sistemi, futbolcularda yere iniş sırasında frontal ve sagittal düzlemdeki hareketlerin video kayıt altına alınması ve sonrasında klinisyenler tarafından alt ekstremiteler ve gövde arasında yapılan hataları analiz etmek ve puanlamak için tasarlanmış bir sistemdir[18]. Bu sistem, futbolcularda sık görülen sakatlıkların önlenmesine odaklanarak, oyuncuların yere iniş tekniklerini değerlendirir ve iyileştirme imkanları sağlar. İHPS, bir futbolcunun yere iniş sırasında sergilediği teknik hataları tanımlar ve bu hataların ciddiyetini belirleyerek bir puanlama sistemine tabi tutar. İHPS toplamda 17 sorudan oluşmakta ve bu soruların puanlaması ile en az 0 en fazla 19 puan alınabilmektedir. Tablo 2.1 de iniş hatası puanlama sistemi başlıkları ayrıntılı olarak verilmiştir. Daha yüksek bir puan, daha fazla sayıda iniş hatası, daha zayıf iniş biyomekaniği ve temassız ön çapraz bağ yaralanması riskinin daha yüksek olduğunu gösterir. Yakın zamanda yapılan sistematik bir incelemede araştırmacılar İHPS'in geçerli ve güvenilir bir tarama aracı olduğu sonucuna vardı[19]. Ancak, mevcut bilimsel kanıtlar ışığında,

İHPS'in ön çapraz bağ yaralanmalarını öngörmedeki kesinliği belirsizliğini sürdürmektedir. Prospektif bir çalışmada Padua ve arkadaşları, elit genç futbolcuları değerlendirmiş ve İHPS puanlamasının temassız ÖÇB yaralanması riskini belirlemede iyi bir duyarlılığa (%86) ve kabul edilebilir özgüllüğe (%64) sahip olduğu sonucuna varmıştır[20]. Ancak bunun tersine Smith ve ark. yaptığı başka bir çalışmada İHPS skorları ile ÖÇB yaralanması insidansı arasında anlamlı bir ilişki bulamadılar[8]. Farklı sonuçlara rağmen, İHPS genellikle araştırma ve uygulamalarda kullanılmakta olup, hatalı hareket teknikleri değerlendirmek, müdahalelerin nöromusküler kontrol üzerindeki etkisini ve rehabilitasyon sonuçlarını incelemek için yaygın bir şekilde tercih edilmektedir[19]. Ayrıca, mevcut saha tabanlı sakatlık tarama yöntemleri arasında da , literatür incelemelerine dayanarak İHPS en sık kullanılan yöntem olarak önerilmektedir[21,22].Bu puanlama sistemi, antrenörler ve fizyoterapistler için önemli bir rehberlik aracı olabilir ve futbolcuların sakatlık riskini azaltmaya yardımcı olabilir.

Tablo 2.1: İniş Hatası Puanlama Sistemi (İHPS)

Sıramadan sonra yere iniş hata puanlama sistemi								
Açıklama: Bu araçta, maddelerin değerlendirileceği kamera açısı tablo içerisinde belirtilmektedir. Katılımcıya üç sıçrama yaptırılması ve her üç sıçramanın da aynı açıyla değerlendirilmesi gerekmektedir. Değerlendirme sonucunda; bazı durumlarda 'EVET', bazı durumlarda 'HAYIR' hata durumu olarak kabul edilir. Var olduğu düşümlenilen hatanın puan karşılığı kaydedilir. * Karar puanı verilirken, 1.-15. maddelerde 3 sıçramanın en az 2'sindeki hata durumu (1 puan) hata olarak kabul edilir ve 1 puan verilir. 16. ve 17. maddelerde ise 3 sıçramanın en az 2'sindeki 'Orta' iniş (1 puan) veya 3 sıçramanın en az 1'indeki 'Kötü/Sert' iniş (2 puan) hata olarak kabul edilir ve hata durumuna göre 1 puan veya 2 puan verilir. Toplam hata puanı, karar sütunundaki puanların toplamıdır. Katılımcı; en az 0 puan, en fazla 19 puan alabilir.								
Sıramadan sonra yere iniş hata puanlama sisteminin maddeleri	Maddenin açıklaması	Değerlendirilecek kamera açısı	Hata durumu	Hata puanı	1.değerlendirme	2.değerlendirme	3.değerlendirme	* Karar
1	İlk temasta diz fleksiyon açısı	Yere ilk temas anında, test edilen taraftaki diz fleksiyonu, 30° den daha fazlaysa EVET (0 puan); 30° den daha fazla değilse HAYIR (1 puan).	Yan	HAYIR	Evet = 0 Hayır = 1			
2	İlk temasta kalça fleksiyon açısı	Yere ilk temas anında, test edilen taraftaki uyluk, gövde ile aynı hattaysa (ve sonrasında kalça fleksiyonu olmazsa) HAYIR (1 puan); gövdeye göre fleksiyondaysa (kalça fleksiyonu oluyorsa) EVET (0 puan).	Yan	HAYIR	Evet = 0 Hayır = 1			
3	İlk temasta gövde fleksiyon açısı	Yere ilk temas anında, gövde, kalçaya göre fleksiyondaysa EVET (0 puan); gövde, dik pozisyonda ya da ekstansiyondaysa HAYIR (1 puan).	Yan	HAYIR	Evet = 0 Hayır = 1			
4	İlk temasta ayak bileği/plantar fleksiyon açısı	Test edilen tarafta, yerle ilk temas, ayak ucunda başlayıp topukta tamamlanıyorsa EVET (0 puan). Topuktan başlayıp ayak ucunda tamamlanıyorsa ya da yere ilk temas ayak tabanıyla yapılırsa HAYIR (1 puan).	Yan	HAYIR	Evet = 0 Hayır = 1			
5	İlk temasta diz valgus açısı	Yere ilk temas anında, patellanın merkezinden yere doğru çizgi çiziniz. Bu çizgi, orta ayak hattından geçerse HAYIR (0 puan); orta ayağa göre medialde kalıyorsa EVET (1 puan).	Ön	EVET	Evet = 1 Hayır = 0			
6	İlk temasta lateral gövde fleksiyon açısı	Yere ilk temas anında, gövdenin orta hattı, vücudun sol veya sağ tarafına doğru fleksiyondaysa (gövdede lateral fleksiyon oluyorsa) EVET (1 puan); gövde lateral fleksiyonda değilse HAYIR (0 puan).	Ön	EVET	Evet = 1 Hayır = 0			
7	Duruş genişliği (iki ayak arası mesafe): Geniş	Ayaklar yer ile tam temas halindeyken, omuz uç noktalarından yere doğru çizgi çiziniz. Test edilen taraftaki ayak, bu çizginin dışında kalarak iki ayak arası mesafe omuz genişliğinden daha fazla oluyorsa EVET (1 puan); olmazsa HAYIR (0 puan). Test edilen taraftaki ayak, internal veya eksternal rotasyondaysa duruş genişliği topuğa göre belirlenir.	Ön	EVET	Evet = 1 Hayır = 0			

8	Duruş genişliği (iki ayak arası mesafe): Dar	Ayaklar yer ile tam temas halindeyken, omuz uç noktalarından yere doğru çizgi çiziniz. Test edilen taraftaki ayak, bu çizginin içinde kalarak iki ayak arası mesafe omuz genişliğinden daha az oluyorsa EVET (1 puan); olmazsa HAYIR (0 puan). Test edilen taraftaki ayak, internal veya eksternal rotasyondaysa duruş genişliği topuğa göre belirlenir.	Ön	EVET	Evet = 1 Hayır = 0			
9	Ayak pozisyonu: Parmak ucu içeride	Yere ilk temas anı ile maksimum diz fleksiyonu arasındaki sürede test edilen taraftaki ayak, 30° den fazla iç rotasyon yaparsa EVET (1 puan); 30° den fazla iç rotasyon yapmazsa HAYIR (0 puan).	Ön	EVET	Evet = 1 Hayır = 0			
10	Ayak pozisyonu: Parmak ucu dışarda	Yere ilk temas anı ile maksimum diz fleksiyonu arasındaki sürede test edilen taraftaki ayak, 30° den fazla dış rotasyon yaparsa EVET (1 puan); 30° den fazla dış rotasyon yapmazsa HAYIR (0 puan).	Ön	EVET	Evet = 1 Hayır = 0			
11	İlk temasta ayağın simetrisi	Ayakların yerle teması birbirine göre simetrikse EVET (0 puan); bir ayak diğer ayaktan önce yerle temas ederse ya da bir ayağın teması topuktan ayak ucuna doğru ilerlerken diğeri ayak ucundan topuğa doğru ilerlerse HAYIR (1 puan).	Ön	HAYIR	Evet = 0 Hayır = 1			
12	Diz fleksiyonundaki değişim	Test edilen taraftaki diz, yere ilk temastan maksimum diz fleksiyonuna kadar 45° den fazla fleksiyon yaparsa EVET (0 puan); 45° den fazla fleksiyon yapmazsa HAYIR (1 puan).	Yan	HAYIR	Evet = 0 Hayır = 1			
13	Maksimum diz fleksiyonu sırasındaki kalça fleksiyonu değişimi	Test edilen taraftaki kalça, maksimum diz fleksiyon açısına ulaşıldığında yere ilk temas anındaki pozisyonuna göre daha fazla fleksiyona gitmişse EVET (0 puan) gitmemişse HAYIR (1 puan).	Yan	HAYIR	Evet = 0 Hayır = 1			
14	Maksimum diz fleksiyonu sırasındaki gövde fleksiyonu değişimi	Maksimum diz fleksiyon açısına ulaşıldığında; gövde, yere ilk temas anındaki pozisyonuna göre daha fazla fleksiyona gitmişse EVET (0 puan), gitmemişse HAYIR (1 puan).	Yan	HAYIR	Evet = 0 Hayır = 1			
15	Dizde valgus değişimi	Ayak(lar) yerle temas halindeyken test edilen taraftaki diz, maksimum valgus açısına ulaşıldığında patellanın merkezinden yere doğru çizgi çiziniz. Bu çizgi, basparmaktan veya basparmağın medialinden geçerse EVET (1 puan); lateralinden geçerse HAYIR (0 puan).	Ön	EVET	Evet = 1 Hayır = 0			
16	Eklemler hareketi değişimi	Yere ilk temastan maksimum diz fleksiyon açısına ulaşına kadar, her iki kalçadaki ve dizlerdeki sagittal düzlem hareketlerini izleyiniz. Katılımcı; gövde, kalça ve diz ekleminde büyük miktarda hareket yaparsa YUMUŞAK (0 puan). Katılımcı; (varsa bile) çok az miktarda gövde, kalça ve diz eklemlerinde hareket yaparsa SERT (2 puan). Katılımcı; gövde, kalça ve diz ekleminde bir miktar hareket yapar ancak bu hareket büyük miktarda değilse ORTA (1 puan).	Yan	ORTA veya SERT	Yumuşak = 0 Orta = 1 Sert = 2			
17	Genel izlenim	Katılımcı; 16. maddede değerlendirildiği şekliyle yumuşak bir iniş yapar ve frontal düzlemde diz hareketi olmazsa MÜKEMMEL (0 puan). Sert bir iniş yapar ve frontal düzlemde bir miktar diz hareketi olursa KÖTÜ (2 puan). Diğer tüm inişler için ORTA (1 puan).	Yan, Ön	ORTA veya KÖTÜ	Mükemmel = 0 Orta = 1 Kötü = 2			
					Toplam puan			

2.7.2 Ön çapraz bağın nörovasküler anatomisi

Çapraz bağlar, interkondiler notch'un arka girişinden köken alan ve ön çapraz bağın tibial yapışma yerine kadar uzanan sinovyal bir membranla sarılıdır[29]. Bu bağları saran sinovyal membran, ana besleyicisi popliteal arterden ayrılan orta geniküler arter ile beslenir. Ayrıca, lateral inferior geniküler arterin küçük dalları da bu görevde yardımcı olur. Bu damarlar, bağa transvers olarak girer ve bağı çevreleyen kollajen liflerine paralel uzanan endoligamentöz damarlarla birleşir. Hoffa'nın cisimleri, bağın kanlanmasına katkıda bulunur, özellikle bağ yaralandığında önemli bir rol oynar. Ancak, bağın kemik yapışma yerindeki kanlanması oldukça azdır[29].

Ön çapraz bağ, tibial sinirin dalı olan posterior artiküler sinir tarafından innerve edilir. Bu sinir, eklem kapsülünü arka taraftan delerek bağa ulaşır, böylece bağın sinirsel beslenmesini sağlar. Ön çapraz bağın dış sinovyası ve damar yapılarının yüzeyinde, propriosepsiyon (bedenin konumunu ve hareketlerini algılama yetisi) üzerinde önemli rolleri olan mekanoreseptörler bulunmaktadır. Bu reseptörler özellikle bağın femoral yapışma yerinde yoğunlaşmıştır. Ön çapraz bağda dört farklı mekanoreseptör türü bulunmaktadır. Bunlar golgi benzeri reseptörler, ruffini ve pacinian korpuskülleri, ve serbest sinir sonlanmalarıdır[30]. Özellikle ruffini tipi mekanoreseptörler, gerilmeye duyarlıdır ve dizin ekstansiyonu sırasında aktif hale gelirler[30]. Bu sinir sonlanmaları, dizin ve bağın fonksiyonel stabilitesinde önemli bir rol oynamaktadır. Ağrı iletimini sağlayan serbest sinir sonlanmalarının az miktarda bulunması, ön çapraz bağ yaralanmalarında ağrının yerine kopma hissinin algılanmasına neden olabilir. Yaralanma sonrasında oluşan ağrı ise eklem içinde oluşan kanamaya ve eklem kapsülündeki gerilmeye bağlı olarak ortaya çıkar[31].

2.7.2 Ön çapraz bağın biyomekanik özellikleri

Ön çapraz bağ (ÖÇB), dizin biyomekanik stabilitesinde kritik bir rol oynar. ÖÇB'nin ana işlevi, femur ile tibia arasındaki ilişkiyi düzenlemek ve dizin ön-arka hareketlerini kontrol etmektir. Bunun yanında eklemdeki rotasyonu da kontrol eder ve dizin öne ve arkaya doğru kaymasını önler. Tibianın maksimum öne kayması dizin yaklaşık 30 dereceye geldiği pozisyonda olmaktadır. Bu kaymayı engelleyen

primer yapı ÖÇB olmakla birlikte yanında seconder olarak birçok yapı da bulunmaktadır. ÖÇB yaralanması olan hastalarda diz fleksiyon yaparken iç yan bağ, iç menisküs ve iç-arka kapsül tibianın öne kaymasını önelerken, diz ekstansiyon yaparken ise dış yan bağ, dış menisküs ve dış arka kapsül bu stabiliteyi sağlamaktadır.

Diz hareketleri karmaşık bir yapıya sahiptir. Diz hareketleri sırasında, femur kondilleri ve tibia platosu arasında yuvarlanma ve kayma hareketleri gerçekleşir. Tam ekstansiyondan 20 derece fleksiyona kadar, yuvarlanma hareketi hakimdir. Ancak, 20 dereceden sonra yuvarlanma azalırken, kayma hareketi artar. Fleksiyonun sonunda ise femur kondilleri sadece kayma hareketi yapar. Ön çapraz bağ, bu yuvarlanma ve kayma hareketlerini düzenleyerek stabiliteyi katkı sağlar.

Diz eklemi normal koşullarda 0 dereceden 140 dereceye kadar fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri yapabilir. Ekstansiyon pozisyonunda, dizde herhangi bir rotasyon hareketi olmaz. Ancak, fleksiyon arttıkça rotasyon da artar ve 90 derecelik fleksiyonda maksimum seviyeye ulaşır. Medial femoral kondil, lateral kondilden daha büyüktür, bu da medial tarafta daha geniş bir temas yüzeyi sağlar. Bununla birlikte, medial tibial plato konkav, lateral plato ise hafif konveks olması bu temas yüzeyinin daha da artmasını sağlamaktadır. Bu yapısal farklılıklar, tam ekstansiyonda femurun tibia üzerinde iç rotasyona gelmesini sağlar. Ayrıca, ekstansiyonda tibia eminensiyonları femurun interkondiler çentiklerine oturur, bu duruma "vida-yuva mekanizması" denir. Diz tam ekstansiyondayken iç ve dış rotasyon hareketi yapılamamasının nedeni, bu mekanizma ve yumuşak doku gerginliğidir.

Bunun yanında ön çapraz bağın yüzeyinde bulunan mekanoreseptörler, bağ gerildiğinde aktive olur ve bu durum bir geri bildirim döngüsü oluşturur. Bu süreç, tibianın ön yönde kaymasını engeller. Mekanoreseptörlerin aktive olması, quadriseps kasının etkisini azaltırken (negatif geri bildirim), hamstring kaslarının aktivitesini artırır (pozitif geri bildirim). Bu etkileşim, dizin ön yönde kaymasını önler. Bu geri bildirim döngüsünün fleksiyon derecesine bağlı olarak değiştiği gözlemlenir. Düşük fleksiyon derecelerinde, quadriseps kasları aktiftir ve tibianın öne kaymasını sağlar. Ancak, daha yüksek fleksiyon derecelerinde, mekanoreseptörlerin aktive olması

hamstring kaslarını aktive eder ve bu da tibianın öne doğru kaymasını engeller. Akut ön çapraz bağ yaralanmalarında, bu dinamik geri bildirim döngüsü bozulabilir ve tibianın öne doğru kayması gözlemlenebilir. Ancak, durum kronik hale geldiğinde, posterior kapsüldeki mekanoreseptörler, bu refleks döngüsünün yerini alabilir[32].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Olgular

Bu çalışmaya 18- 30 yaş arasındaki 28 adet profesyonel kadın futbolcu gönüllü olarak katılmışlardır. Katılımcılar çalışma öncesinde belirlenen kriterlere göre dahil edilmiş veya dışlanmışlardır. Çalışma protokolü Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesi Tıbbi Araştırmaları Değerlendirme Komisyonu tarafından incelenmiştir ve etik olarak uygun bulunmuştur. Tüm katılımcılara çalışma öncesinde Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesi Tıbbi Araştırmaları Değerlendirme Komisyonu tarafından incelenmiş ve uygun bulunmuş olan Gönüllü Katılımcı Onam Formu verilmiş, çalışma hakkında bilgilendirme yapılmış ve katılımcıların onay vermesi sonrasında katılımcılar çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışmaya dahil edilme ve dışlanma kriterleri aşağıda sunulmuştur.

Dahil edilme kriterleri: Kronik hastalığı bulunmayan, hormonal ilaç kullanmayan, daha önce diz, kalça veya ayak bileği eklemlerinden herhangi bir sakatlık ve alt ekstremitelerde kemiklerinde kırık geçirmemiş olan 18-30 yaş arasındaki kadın futbolcular.

Dışlanma kriterleri: Dahil edilme kriterlerinin karşılanmaması. Daha önce geçirilmiş kırık öyküsü olması. Kronik hastalık veya alt ekstremitelerden geçirilmiş ameliyat öyküsü. Gönüllünün rızasını çekmesi.

3.2 Yöntem

3.2.1 Katılımcılar hakkındaki demografik bilgiler

Katılımcılar çalışmaya katıldıkları andan itibaren kendilerine 1'den başlayıp toplam katılımcı sayısını karşılayacak kadar olacak şekilde sıralı numaralar atandı ve tüm kişisel bilgileri anonimleştirilerek kişisel verilerinin korunması sağlandı. Katılımcıların İHPS Skorlamasına göre iyi zıplayanlar ve kötü zıplayanlar olarak ayrılması planlandığı için çalışmada iki grup olacağı planlandı. Bu gruplar arasında

zıplama özellikleri dışında anlamlı fark olup çalışmadaki sonuçları etkileyebilecek faktörlerin varlığının araştırılması için ÖÇB yaralanması ile ilgili risk faktörü oluşturabilecek önemli demografik veriler çalışmaya katılan katılımcılardan toplandı. Bu demografik veriler: katılımcının dominant ayağı (topa vurduğunda tercihen kullandığı taraf) sağ veya sol olmak üzere kaydedildi, katılımcının metre cinsinden boyu ve kilogram cinsinden ağırlığı vücut kitle endeksinin hesaplanabilmesi için kaydedildi. Bunların yanında katılımcıların yaşları yıl cinsinden ve profesyonel olarak futbol oynadıkları süre yine yıl cinsinden olacak şekilde kayıt altına alındı.

3.2.2 İHPS skorlaması ve 3D hareket analizi

Bu çalışma kapsamında profesyonel futbolcu olan kadın sporcularda ÖÇB yaralanma risk faktörleri açısından zıplama analizinin iki yöntemle yapıp kıyaslanması planlandı. Bu iki yönden ilki olan İniş Hatası Puanlama Sistemi yani İHPS, katılımcının standardize edilmiş bir zıplama işlemi belirlenen sayıda yapmasını gerektirip bu zıplamaların iki adet kamerayla kayıt altına alınıp İHPS skorlaması konusunda tecrübeli iki profesyonel tarafından değerlendirilme yapmasını gerektirmektedir. İHPS skorlaması gerçekleştirilirken katılımcının 3D hareketlerinin takibi için hareket yakalama sistemi, yer reaksiyon kuvvetinin ölçümü için kuvvet platformu sistemi ve bu sistemlerden elde edilen verilerin kaydedilmesi için bilgisayar destekli analiz programları kullanılarak ek veriler elde edildi. Elde edilen bu ek veriler ile 3D hareket analizi gerçekleştirildi böylece her bir katılımcının İHPS değerlendirmesi ve 3D hareket analizinden elde edilen objektif verileri kayıt altında alındı.

İHPS skorlamasının gerçekleştirilmesinde izlenen yöntem şu şekildeydi: İlk olarak katılımcılara yapılacak ölçüm ile ilgili sözlü anlatımla bilgi verildi. İHPS skorlamasında standart şekilde uygulanan yöntemle göre kapalı bir ortamda iyi aydınlatılmış bir odada katılımcının (şekil 3.1) 30 santimetre yüksekliğindeki küp şeklinde bir kutunun üzerinden 50 santimetre uzaklıktaki konuşlandırılmış kuvvet platformu üzerine ileriye doğru zıplamaları talimatı verildi (birinci zıplama.- ileri zıplama). Birinci zıplamayı gerçekleştirip indikten hemen sonra da bu noktadan tam

yüksekse zıplaması o kadar kötü olarak değerlendirilmektedir. Her bir katılımcının iki zıplaması iki uzman tarafından değerlendirildi, her bir zıplama için iki uzmanın değerlendirmesinin ortalaması alınarak katılımcılara ait İHPS-1 ve İHPS-2 skorları elde edildi. İHPS-1 ve İHPS-2 skorlarının ortalaması alınarak katılımcının zıplama kalitesi 0-19 arasında değişen tek bir skor ile değerlendirilmiş oldu. Daha önce yapılan çalışmalar da göz önünde bulundurularak bu şekilde belirlenen İHPS skoru 5 ve altında olan katılımcılar iyi zıplayanlar, 5 üzerinde olan katılımcılar ise kötü zıplayanlar olarak katılımcılar iki gruba ayrıldı.[14] Değerlendiriciler arası güvenilirliğin değerlendirilmesi ağırlıklı kappa istatistikleri kullanılarak yapılmıştır.

3D hareket analizinin gerçekleştirilebilmesi için İHPS skorlamasının yapıldığı aynı ortamda katılımcılara yapılan sözlü bildirimden sonra işaretler yapıştırılmıştır. Bu işaretler her iki alt ekstremite hareketlerinin yine İHPS skorlamasında da kullanılan kameralar tarafından hareket analizini gerçekleştirmek için kullanılmıştır. Her katılımcının bilateral alt ekstremitelerinde 1. ve 2. Metatars distalinde, lateral ve medial malleollerinde, tibia mediali ve fibula başında, femur distalinde lateral ve medial epikondil üzerinde iliotibial bant üzerinde femur lateralinde diafiz orta noktasında, torkanter majör üzerinde, anterior süperior iliak spine ve posterior süperior iliak spine üzerinde işaretler yerleştirildi. Bu işaretlerin yardımıyla video kaydı sırasında kullanılan bilgisayar destekli analiz programı(vicon-nexus) ile katılımcının kutu üzerinden zıpladığı yüzeyden dikey olarak yukarı yaptığı sıçrama sonrasındaki ilk iniş anında eklemlerinin uzaydaki konumları, her bir eklemin fleksiyon/ekstansiyon açıları ile varus/valgus açıları sagittal plan ve frontal plan kameralar kullanılarak belirlendi (şekil 3.3). Bu esnada birinci zıplamanın iniş anında (dikey sıçrama) kuvvet platformundaki ölçümler ile en yüksek yer reaksiyon kuvveti hesaplandı, kaydedilen açıların kayıt anı olarak yer reaksiyon kuvvetinin 10N'a ulaştığı an baz alındı. Dolayısıyla ilk temas anı yer reaksiyon kuvvetinin 10N'a ulaştığı an olarak kaydedildi ve eklemlere ilk temas anında binen yükler ile eklemlerin sagittal ve frontal planlarda bulunduğu açılar bu ana göre hesaplandı. Bu ölçümlerin tamamı kullanılarak 3D hareket analizi gerçekleştirildi. İHPS sıçraması toplamda iki kere yapıldığı için açı değerlerinin ve

4. BULGULAR

Çalışmaya toplamda 28 adet profesyonel seviyede futbol oynayan kadın sporcu dahil edildi. Çalışma sırasında herhangi bir sebeple çalışmadan ayrılması gereken bir katılımcı olmadı, benzer şekilde çalışmanın herhangi bir aşamasında çalışmadan çıkarılmayı talep eden bir katılımcı olmadı. Katılımcıların İHPS 1 ve İHPS 2 skorlarının ortalamasına göre gerçekleştirilen değerlendirme İHPS ortalama skoru 5 ve daha küçük olan 16 katılımcı iyi zıplayanlar grubuna, 5'ten yüksek olan 12 adet katılımcı ise kötü zıplayan grubuna alınmıştır.

4.1 Demografik Veriler ile İlgili Bulgular

Çalışmadaki katılımcılara ait demografik veriler ile İHPS 1 ve İHPS 2 skorları tablo 4.1'de sunulmuştur. İyi zıplayanlar ve kötü zıplayanlar arasında ortalama yaş, ortalama vücut kitle endeksi ve dominant ayak tarafı arasında fark izlenmemiştir ($p>0,05$) bununla birlikte gruplara ayrılma kriteri olan İHPS skorlarında anlamlı fark izlenmiştir (İHPS 1: iyi zıplayanlar $4,4\pm 0,8$ ve kötü zıplayanlar $8,3\pm 1,2$, $p<0,001$ ve İHPS 2: iyi zıplayanlar $4,3\pm 0,7$ ve kötü zıplayanlar $8,3\pm 1,3$, $p<0,001$). İki farklı uzman değerlendirmesi tarafından yapılan İHPS değerlendirmelerinin değerlendiriciler arası güvenilirliği yüksek bulunmuştur ($\kappa = 0,848$)

Tablo 4.1: Demografik veriler ve İHPS skorları. Kısaltmalar: n = sayı, Ort = ortalama, SS = standart sapma, kg = kilogram, m = metre, İHPS = İniş Hatası Puanlama Sistemi

	İyi zıplayanlar n=16	Kötü zıplayanlar n=12	p-değeri
Yaş (yıl) (Ort±SS)	23,3±3,6	24,0 ±3,8	0,607
Vücut kitle endeksi (kg/m ²) (Ort±SS)	22,1 ± 1,0	21,3 ± 1,5	0,102
Dominant Ayak – Sağ (n, %)	13, 81%	10, %83	1
İHPS 1 Skoru (Ort±SS)	4,4 ± 0,8	8,1 ± 1,2	<0,001
İHPS 2 Skoru (Ort±SD)	4,03 ± 0,7	8,3 ± 1,3	<0,001

4.2 Alt Ekstremiteye Etki Eden Kuvvetler

Katılımcıların kuvvet platformundan alınan veriler ve 3D hareket verisi kullanılarak hesaplanan maksimum dikey yer reaksiyon kuvveti, ayak bileği, diz ve kalça eklemlerindeki ilk temas anındaki kuvvet hesapları tablo 4.2’te sunulmuştur. Maksimum dikey yer reaksiyon kuvveti kötü zıplayan grupta iyi zıplayan gruba kıyasla anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (Gruplar arasında kalçaya ilk temas anında binen kuvvetler arasında anlamlı fark görülmemiştir ancak dize ve ayak bileğine ilk temas anında binen kuvvet kötü zıplayanlar grubunda iyi zıplayanlar grubuna kıyasla anlamlı derecede yüksek olarak bulunmuştur (ayak bileği, iyi zıplayanlar: $2,8 \pm 0,8$ N ve kötü zıplayanlar: $4,5 \pm 1,2$ N, $p < 0,001$, diz, iyi zıplayanlar: $7,5 \pm 0,8$ ve kötü zıplayanlar: $8,8 \pm 1,0$ $p = 0,001$).

Tablo 4.2: Kuvvet platformu ve 3D hareket analizi verisi kullanılarak hesaplanan kuvvetler. Kısaltmalar: n = sayı, N = Newton, Ort = ortalama, SS = standart sapma,

	İyi zıplayanlar n=16	Kötü zıplayanlar n=12	p-değeri
Maksimum dikey reaksiyon kuvveti (N) (Ort±SS)	17,3 ± 3,8	20,9 ± 2,6	0,006
İlk temas anında ayak bileğine binen kuvvet (N) (Ort±SS)	2,8 ± 0,8	4,5 ± 1,2	<0,001
İlk temas anında dize binen kuvvet (N) (Ort±SS)	7,5 ± 0,8	8,8 ± 1,0	0,001
İlk temas anında kalçaya binen kuvvet (N) (Ort±SS)	5,83 ± 0,97	6,29 ± 1,47	0,201

4.3 İlk Temas Anında Alt Ekstremitte Eklemlerinin Açılırları

Katılımcıların ilk temas anında eklemlerinin sagittal planda ölçülen fleksiyon ekstansiyon açıları ile frontal planda ölçülen varus/valgus, addüksiyon/abdüksiyon ve inversiyon/eversiyon açıları tablo 4.3'te sunulmuştur. Gruplar arasında ilk temas anında kalça abdüksiyonu ve ayak bileği inversiyonu açıları arasında anlamlı fark görülmemiştir. İlk temas anında diz fleksiyon açısı iyi zıplayanlar grubunda anlamlı olarak yüksek bulunmuştur (iyi zıplayanlar $58,0 \pm 11,3$ derece ve kötü zıplayanlar: $16,5 \pm 10,6$ derece, $p < 0,001$). İlk temas anında diz varus açısı iyi zıplayanlar grubunda anlamlı yüksek bulunmuştur ve kötü zıplayanlar grubunda dizin ilk temas anında anlamlı farklı olup valgusta bulunduğu görülmüştür (iyi zıplayanlar $2,9 \pm 8,6$ derece ve kötü zıplayanlar $-5,2 \pm 7,4$ derece, $p = 0,013$) İlk temas anında kalça fleksiyon açısı iyi zıplayanlarda kötü zıplayanlara göre anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur (iyi zıplayanlar: $53,4 \pm 10,3$ derece ve kötü zıplayanlar: $31,5 \pm 10,5$ derece, $p < 0,001$)

Tablo 4.3: Kuvvet platformu ve 3D hareket analizi verisi kullanılarak hesaplanan açıları. Kısaltmalar: n = sayı, Ort = ortalama, SS = standart sapma,

	İyi zıplayanlar n=16	Kötü zıplayanlar n=12	p-değeri
İlk temas anında diz fleksiyon açısı (derece) (Ort±SS)	$58,0 \pm 11,3$	$16,5 \pm 10,6$	<0,001
İlk temas anında diz varus açısı (derece) (Ort±SS)	$2,9 \pm 8,6$	$-5,2 \pm 7,4$	0,013
İlk temas anında kalça fleksiyon açısı (Ort±SS)	$53,4 \pm 10,3$	$31,5 \pm 10,5$	<0,001
İlk temas anında kalça abdüksiyon açısı (derece) (Ort±SS)	$7,8 \pm 4,6$	$6,3 \pm 2,0$	0,264
İlk temas anında ayak bileği inversiyon açısı (derece) (Ort±SS)	$0,5 \pm 0,89$	$1,6 \pm 1,83$	0,085

5. TARTIŞMA

Bu çalışmadaki en önemli bulgu, profesyonel futbol oynayan kadın sporcularda İHPS kullanılarak yapılan zıplama değerlendirmesinin 3D hareket analizi ve kuvvet platformu ile yapılan doğrulama ile analiz edildiğinde ÖÇB yaralanması açısından risk faktörlerini belirlemede etkili olduğunun gösterilmiş olmasıdır. İHPS değerlendirmesinin fiziksel olarak aktif olan genç popülasyonda etkin ve hızlı bir değerlendirme yöntemi olduğu daha önce gösterilmiştir, ancak mevcut çalışma ile ilk defa profesyonel kadın futbolcularda da etkili olduğu gösterilmiş olmaktadır [14]. Dolayısıyla bu çalışma ile daha maliyetli ve uzun süre gerektiren 3D hareket analizi ve kuvvet platformu ile doğrulama yerine göreceli olarak basit ekipmanlar ve iki kamera ile gerçekleştirilebilen İHPS değerlendirmesinin kadın futbolcularda ÖÇB risk değerlendirmesi açısından kullanılabilmesi öne çıkmaktadır.

5.1 Sporcularda ÖÇB Yaralanması

Sporcu popülasyonlarda ÖÇB yaralanması önemli bir risk oluşturmaktadır, zira yüksek seviyede mücadele eden sporcular yaralandığında spordan uzak kalmak zorunda olup ve spora döndüklerinde ise eski performanslarını yakalamayabilmektedirler.[33] Bunlara ek olarak ÖÇB yaralanması yaşayan kişilerin yaralanma ve spor sürelerinden ve uygulanan tedaviden bağımsız olarak uzun vadede erken osteoartrit, kötüleşmiş diz fonksiyonları ve ağrı gibi sorunlarla yüzleşebildikleri bilinmektedir. [34–36] ÖÇB yaralanma riski özellikle futbol, basketbol veya voleybol gibi yaralanma açısından yüksek riskli sporlarda rol alan kadın sporcularda erkeklere kıyasla iki ile sekiz kat daha yüksek olarak bildirilmiştir[37]. Kompetitif takım sporlarındaki ÖÇB yaralanma riskine ve bu riskin kadın sporcularda daha da yüksek olmasına rağmen temassız ÖÇB yaralanmalarının yarısından çoğunun denge, güç, proprioepsiyon, esneklik, nöromusküler kontrol ve zıplama tekniği odaklı egzersiz programları ile önlenebileceği düşünülmektedir [38–40]. ÖÇB yaralanmasını engelleyecek programların etkili olduğu gösterilmiş olmasına rağmen hangi sporcuların özellikle bu programlara dahil edilmesi gerektiği, gerçek hayattaki uygulama ve sürdürülebilirliği ve tamamı uygulandığı takdirde çok zaman alacak bu uygulamaların nasıl risk altındaki sporculara özel olarak düzenlenebileceği konusunda kesin bir kanaat bulunmamaktadır [40,41].

ÖÇB yaralanması açısından risk altındaki sporcuların etkili bir şekilde belirlenmesi için etkili ve kolay yöntemler gereklidir çünkü ÖÇB yaralanması için biyomekanik risk faktörleri birden çok sebeple ilişkilidir. Kadın sporcularda riskin daha yüksek olmasında pek çok potansiyel risk faktörü öne sürülmüştür: dizde valgus dizilim, hareketler esnasında gelişen abdüksiyon kuvvetleri, genel olarak eklemlerinde sertlik oranının daha düşük olması, anatomik olarak daha güçsüz ve küçük ÖÇB'ye sahip olmaları hatta menstrüel dönemde değişen östrojen miktarlarının dahi ÖÇB yaralanmasında etkili olabileceği düşünülmektedir [10,42–44]. Pek çok çeşitli faktör etiyojide rol oynasa da temassız ÖÇB yaralanmasında, yaralanmanın gerçekleştiği andaki fiziksel kuvvetlerin o anda belirli bir pozisyonda duran alt ekstremite ve vücut üzerinde oluşturduğu kuvvetlerin en önemli faktörlerin başında geldiği aşikardır. Literatürde prospektif olarak takip edilen bir grup kadın sporcu üzerinde dizin valgus açısının ve zıplama sonrası iniş sırasında artmış valgus momentinin ÖÇB riskiyle ilişkili olduğu da gösterilmiştir [45]. Fakat izole olarak bulunan valgus diz açısı veya artmış diz valgus momenti iç yan bağı sağlam olgularda tek başına ÖÇB yaralanması yaratacak kuvvete erişemezler dolayısıyla biyomekanik olarak eklemlerin bulunduğu konumların da etkenler arasında bulunduğu yadsınamaz bir durumdur[6,45–48]. Temassız ÖÇB yaralanmasının bu karmaşık etiyojisi ve biyomekanik faktörlerinin irdelenip risk altındaki sporcuları belirlemek için kullanılacak olan testin seçilmesi için detaylı bir analiz gereklidir.

5.1.1 Sporcularda temassız öçb yaralanması için risk faktörleri

Temassız ÖÇB yaralanmasında çeşitli risk faktörleri rol oynayabilmektedir, örneğin tibia ile femurun birbirlerine göre uzaydaki konumları, dizin valgus açılanmada olması, ayak bileğinin bulunduğu açılar, diz ekleminin üzerindeki kompresif kuvvetler, quadriceps ve hamstring kaslarının dengesi hatta ÖÇB'nin bulunduğu interkondiler notch büyüklüğü gibi faktörler değerlendirilmiştir.[44] Yaptıkları çalışmada, Boden ve ark. herhangi bir sakatlık yaşamamış olan sporcuları incelediklerinde ÖÇB yaralanması açısından riskli olan ve güvenli olan pozisyonları belirlemeye çalışmışlardır [49]. Çalışmalarında riskli pozisyonun tibial eğimin femura göre vertikal olduğu ve lateral kompartmanda femurun kondilinin görece düz olan kısmının tibial platonun görece dışbükey olan yüzeyi ile temasa girdiği pozisyonda olduğunu göstermişlerdir. Dizin valgus dizilimdeyken zıplama sonrasında yer ile temas ettiği pozisyonlarda valgus açılanmada her 2 derecelik artışın ÖÇB üzerindeki

kopma yükü için gerekli olan kuvvetin kişinin vücut ağırlığı kadar arttığı gösterilmiştir. [50] Bu risk artışında valgus pozisyonda ÖÇB'ye binen kuvvetlerin artmasından kaynaklandığı düşünülmektedir, aynı zamanda dizin abduksiyon momentlerini azaltan egzersiz programlarının ÖÇB yaralanması riskini azalttığı gösterilmiştir [45,51]. Zıplama sonrasında ilk temas anında tek ayak üzerine inişte ayak bileğinin artmış plantar fleksiyonda olmasının dikey yer reaksiyon kuvvetinin bir kısmının baldır kas grupları tarafından absorbe edilip ÖÇB'ye binen yükleri azalttığı ve ÖÇB yaralanması riskini azalttığı düşünülmektedir [52].

Alt ekstremitedeki açıların yanında özellikle riskli iniş pozisyonlarında artmış dikey yer reaksiyon kuvvetlerinin ÖÇB yaralanması açısından riskli olduğu düşünülmektedir. Daha önce ifade edildiği şekilde tibiofemoral ve diz valgus açısı bakımından riskli pozisyonda ÖÇB yaralanma riski artmaktadır, topuk üzerine dorsifleksiyon da olan bir ayak bileği ile inildiği pozisyonda yüksek yer reaksiyon kuvvetleri bulunması durumunda kaslar ve yumuşak dokular tarafından bu kuvvetlerin emilebileceği sürenin de az olması sebebiyle tibiofemoral eklemin yuvarlanma yerine kayma hareketi yapması daha olasıdır, bu durumda da ÖÇB yaralanması görülme olasılığı yükselmektedir. [42,44] ÖÇB yaralanması oluşturabilecek boyutta kompresif kuvvetler özellikle valgus yüklenme ile tibial rotasyonun beraber olduğu ve femorotibal eklemden kayma etkisi yaratabilecek pozisyonda tehlikeli duruma gelmektedirler [5,47,53,54]. Yere iniş anında kuadriseps kaslarında inhibisyon ile birlikte hamstring kaslarındaki kasılmanın ise ÖÇB yaralanması açısından koruyucu bir faktör oluşturabiliyor olabileceği düşünülmektedir[55]. Diz fleksiyonunun artmasının bir koruyucu etkisinin de kuadrisepsin yarattığı artmış anterior tibial kayma etkisini azaltmasından kaynaklandığı düşünülmektedir [56–58]. Netice olarak temassız ÖÇB yaralanması için risk faktörleri çoklu düzlemlerdeki eklem biyomekaniklerine ve kuvvetlere bağlı olarak gelişmektedir, bu mekanizmanın pivot-shift testine benzer bir mekanizmada lateral kompartmanda artmış aksiyel yüklenme ve valgus güçleriyle karakterize olup tibanın femura göre iç rotasyona ve subluksasyona yönelmesiyle oluşuyor olması muhtemeldir [59,60]. Sporculardaki, özellikle yüksek risk altında bulunan profesyonel kadın futbolculardaki riskin değerlendirilmesi açısından pratik yöntemlerin geliştirilmesi ÖÇB yaralanmalarının önlenmesi açısından ciddi anlamda önem arz etmektedir.

5.1.2 Sporcuları temassız öçb yaralanması riski açısından değerlendirme

Temassız ÖÇB yaralanmasını henüz yaralanma gerçekleşmeden tahmin etmeye ve önlem almaya yönelik çeşitli testler araştırılmıştır. Risk altındaki sporcuların belirlenmesi için, standart bir protokole bağlı olarak yapılan ucuz ve hızlı bir testin geliştirilmesi önem arz etmektedir. Bu bağlamda düşme-zıplama (drop-jump test) testi iki boyutlu düzlemde valgus açılanma ve dikey yer reaksiyon kuvvetlerini inceleyerek değerlendirme sağlamayı hedeflemiştir [61–64]. Ancak temassız ÖÇB yaralanması risk faktörleri daha önce anlatıldığı üzere çoklu düzelemlerdeki eklem pozisyonları ve kuvvetlerin karmaşık etkileri altında gerçekleşmektedir [61–65]. Uluslararası Olimpik Komite tarafından kadın sporculardan ciddi diz yaralanması riskine sahip olanların saptanması açısından bir çeşit dikey zıplama testi yapılması önerilmiştir. Önerilen bu teste benzer özellikler sahip, aynı zamanda daha önceki araştırmalarda risk faktörü olduğu gösterilen valgus pozisyon ve çeşitli iniş kuvvetlerinin de değerlendirilebildiği bir sistem olan İniş Hatası Puanlama Sistemi bu amaçla geliştirilmiştir [14,61–65].

Padua ve arkadaşları geliştirdikleri hızlı, güvenilir ve ucuz test ile çok sayıda sporcunun veya risk altında olabilecek genç insanın değerlendirilmesini hedeflemişlerdir. Gerçekleştirdikleri çalışmalarda İHPS'nin altın standart olarak kabul edilebilecek olan laboratuvar bazlı 3 boyutlu analizler ile benzer etkinlikte olduğunu göstermişlerdir. Çalışmalarında düşük İHPS skorlarının (iyi zıplayanların) artmış diz ve fleksiyon derecelerine sahip olduklarını, azalmış diz ve kalça iç rotasyonu ve tibial anterior kayma ile ilişkili olduğunu göstermişlerdir [14,20]. Tüm bu özellikleri ile İHPS hızlı, güvenilir ve ucuz bir test olarak literatürde yerini almıştır, mevcut çalışmamızda ise özellikli bir grupta İHPS'nin 3D hareket analizi ve kuvvet platformları ile birlikte incelendiğinde etkinliği ölçülmüştür.

5.2 Temassız ÖÇB Yaralanmasında Eklemlerin Konumları ve Açılı

Mevcut çalışmada İHPS skorlarına göre iyi zıplayan kadın futbolcuların (16 sporcu) kötü zıplayanlar göre (12 sporcu) yer ile ilk temas anında eklem konumları ve açıları bakımından anlamlı farklı pozisyonlarda bulunduğu görülmüştür. İlk temas anında diz fleksiyon açısı iyi zıplayanlarda 58 derece iken kötü zıplayanlarda 16,5 derece olup aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$). Benzer şekilde ilk temas anında kalça fleksiyon açısı iyi zıplayanlarda ortalama olarak 53,4

derece olup kötü zıplayanlarda 31,5 derece olarak bulunmuş olup aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$). Daha önce izah edildiği üzere bu pozisyonun hem tibianın femur anterioruna doğru kayma hareketi yaparak ÖÇB yüklenmesini arttırmasının engelleneceği hem de quadricepsin inhibe olmasını ve hasmtring aktivasyonunun artmasını sağlayabileceği düşünülmektedir. Bu iki etkinin ÖÇB'yi koruyucu olduğu düşünülmektedir.

Dizin ilk temas anındaki varus/valgus açısı incelendiğinde iyi zıplayanlar grubunda dizin anlamlı şekilde varusta durduğu gösterilmiştir. İyi zıplayanlar grubunda ilk temas anında diz ortalama olarak 2,9 derece varusta dururken, kötü zıplayanlar grubunda dizin ortalama -5,2 derece varus veya bir başka ifadeyle 5,2 derece valgusta durduğu görülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak incelendiğinde farkın anlamlı olduğu görülmüştür $p=0,013$. Dizin valgustan varusa alınmasının hem egzersiz programlarında hem de in vitro ve in vivo çalışmalarda koruyucu etkisinden daha önce bahsedilmiştir, mevcut çalışmada da bu etkinin iyi zıplayanlarda koruyucu bir etki yaptığı düşünülmektedir. Daha önceki çalışmalarda da sagittal düzlemde azalmış diz ve kalça fleksiyonunun ve artmış diz valgus pozisyonunun ÖÇB yaralanması riskini arttırdığını gösteren bulgular mevcuttur [66–68]. Mevcut çalışmada ayak bileği düzeyinde inversiyon kötü zıplayanlarda artmış olmakla birlikte fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,086$). Benzer şekilde kalça abduksiyon açısında iyi ve kötü zıplayanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark izlenmedi. Mevcut çalışmanın bulguları güncel literatürdeki bulgular ile uyuşmaktadır.

5.3 Temassız ÖÇB Yaralanmasında Alt Ekstremitede Rol Oynayan Kuvvetler

İHPS skorlaması sırasında yerde oluşan maksimum dikey reaksiyon kuvveti kötü zıplayanlarda, iyi zıplayanlara kıyasla anlamlı olarak yüksek bulundu (ortalama kuvvetler- kötü zıplayanlar: 20,9 N ve iyi zıplayanlar: 17,3 N, $p = 0,006$) Ayak bileğinde ve dizde oluşan kuvvetlerin hesaplanmasında yine kötü zıplayanlarda anlamlı olarak yüksek ortalamalar izlendi. Ortalama ayak bileğine binen kuvvet (kötü zıplayanlar: 4,5 N ve iyi zıplayanlar: 2,8 N, $p < 0,001$) dize binen kuvvet (kötü zıplayanlar: 8,8 N ve iyi zıplayanlar: 7,5 N, $p = 0,001$) olarak ölçüldü. Daha önce de açıklandığı gibi ayak bileğine binen yüklerin bir miktarı gastrosoleus kompleksi tarafından nötralize edilse de ayak bileği pozisyonu ve zıplama mekaniklerine de bağlı olarak önemli bir kısmı diz eklemine iletilmektedir. Bununla birlikte doğrudan dize binen kuvvetler özellikle tibiofemoral ilişki ve diz valgus açısına bağlı olarak

doğrudan ÖÇB üzerinde yüklenmelere sebep olmaktadır. İHPS skoru açısından kötü zıplayanlarda diz eklemde artmış yüklenmelerin görülmesi bu bağlamda beklenen bir sonuç olup mevcut çalışmanın hipotezini destekler niteliktedir.

Geçmiş literatürde tibiofemoral eklemdeki aksiyal yüklenmenin ÖÇB yaralanma riskini arttırmayacağı düşüncesi hakimken yapılan çalışmalarda bu aksiyel yüklenmenin tibianın öne translasyonunda (kaymasında) etkili olduğu dolayısıyla ÖÇB'yi risk altındaki pozisyona yaklaştırdığı görülmüştür [69–72]. Meyer ve ark. subkondral kemikte kompresyon kuvvetleri tarafından oluşan mikroçatlakların ve MRI'de ÖÇB yaralanması sonrasında görülen kemik iliği ödem artışının kompresif kuvvetler ile ilişkili olduğunu göstermişlerdir[73]. Bu kompresif kuvvetlerin yere iniş anında baldır ve baldırdaki büyük kas grupları tarafından yeterince iyi absorbe edilemeyip dize iletilen yükten kaynaklandığı düşünülmektedir. Daha önce de değinildiği üzere diz çevresindeki majör kas gruplarından kuadriseps grubunun artmış etkinliği ve hamstring kaslarının azalmış etkinliğinin de bu kompresif yüklenmenin ÖÇB yaralanmasına yol açmasında etkili oldukları düşünülmektedir. Mevcut çalışmada profesyonel kadın futbolcular üzerinde yapılan gözlemler literatürde raporlanmış bulgular ile uyumludur.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İHPS skorlarına göre kadın futbolcular iyi zıplayan ve kötü zıplayan olarak ikiye ayrıldığında, gruplar arasındaki en önemli farkların özellikle iniş anında yer ile ilk temasta kalça ve diz fleksiyonlarının iyi zıplayanlarda kötü zıplayanlara göre artmış olması ve maksimum dikey reaksiyon, ayak bileği ve diz kuvvetinin daha az olmasıydı. Gruplar arasında dize doğrudan binen kuvvetler iyi zıplayanlarda anlamlı daha düşüktü ve dizin bulunduğu fleksiyon açısının ve kalça fleksiyon açısının yüksek olmasının kuvveti daha iyi absorbe etmeyi sağladığı düşünüldü. Açık ölçümlerinde dizin iyi zıplayanlarda koronal plan diziliminde varus açılarda olduğu, kötü zıplayan grupta ise valgus açıda olduğu görüldü. Bununla birlikte kalça abduksiyonu pozisyonunda farklılık yoktu. Bu çalışmada İHPS skoru yüksek olan kötü zıplama mekaniğine sahip sporcularda ÖÇB yaralanmasının bilinen risk faktörleri olan, ekstansiyon ve valgustaki dize yüksek yüklerin bindiği 3D hareket analizi ile gösterildi. İHPS skoru yüksek olan sporculara yönelik ÖÇB yaralanma riskini azaltmak için zıplama eğitimlerinde, 3D hareket analizi ile kalça ve diz fleksiyon derecelerinin artırılması ve dizin koronal plandaki diziliminin optimize edilmesi ile iniş mekaniklerinin düzeltilmesi araştırılmalıdır. Bu konudaki prospektif çalışmalar ile kanıt seviyesi daha yüksek çıktılar elde edilmelidir.

KAYNAKLAR

- [1] **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>.
- [2] **Myer GD, Ford KR, Hewett TE.** Rationale and Clinical Techniques for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Among Female Athletes. *J Athl Train* 2004;39:352–64.
- [3] **Mountcastle SB, Posner M, Kragh JF, Taylor DC.** Gender Differences in Anterior Cruciate Ligament Injury vary with Activity: Epidemiology of Anterior Cruciate Ligament Injuries in a Young, Athletic Population. *Am J Sports Med* 2007;35:1635–42. <https://doi.org/10.1177/0363546507302917>.
- [4] **Faunø P, Wulff Jakobsen B.** Mechanism of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Soccer. *Int J Sports Med* 2006;27:75–9. <https://doi.org/10.1055/s-2005-837485>.
- [5] **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>.
- [6] **Fukuda Y, Woo SL -Y., Loh JC, Tsuda E, Tang P, McMahon PJ, et al.** A quantitative analysis of valgus torque on the ACL: A human cadaveric study. *J Orthop Res* 2003;21:1107–12. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(03\)00084-6](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(03)00084-6).
- [7] **Fung DT, Hendrix RW, Koh JL, Zhang L-Q.** ACL Impingement Prediction Based on MRI Scans of Individual Knees. *Clin Orthop* 2007;460:210–8. <https://doi.org/10.1097/BLO.0b013e31804d2339>.
- [8] **Paul JJ, Spindler KP, Andrish JT, Parker RD, Secic M, Bergfeld JA.** Jumping Versus Nonjumping Anterior Cruciate Ligament Injuries: A Comparison of Pathology. *Clin J Sport Med* 2003;13:1–5. <https://doi.org/10.1097/00042752-200301000-00001>.
- [9] **McLean SG, Walker KB, Van Den Bogert AJ.** Effect of gender on lower extremity kinematics during rapid direction changes: An integrated analysis of three sports movements. *J Sci Med Sport* 2005;8:411–22. [https://doi.org/10.1016/S1440-2440\(05\)80056-8](https://doi.org/10.1016/S1440-2440(05)80056-8).
- [10] **Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE.** Kinematics and Electromyography of Landing Preparation in Vertical Stop-Jump: Risks for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am J Sports Med* 2007;35:235–41. <https://doi.org/10.1177/0363546506294077>.

- [11] **Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ.** Neuromuscular and Lower Limb Biomechanical Differences Exist between Male and Female Elite Adolescent Soccer Players during an Unanticipated Side-cut Maneuver. *Am J Sports Med* 2007;35:1888–900. <https://doi.org/10.1177/0363546507300823>.
- [12] **Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE.** A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech* 2001;16:438–45. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00019-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00019-5).
- [13] **Agel J, Arendt EA, Bershadsky B.** Anterior Cruciate Ligament Injury in National Collegiate Athletic Association Basketball and Soccer: A 13-Year Review. *Am J Sports Med* 2005;33:524–31. <https://doi.org/10.1177/0363546504269937>.
- [14] **Padua DA, Marshall SW, Boling MC, Thigpen CA, Garrett WE, Beutler AI.** The Landing Error Scoring System (LESS) Is a Valid and Reliable Clinical Assessment Tool of Jump-Landing Biomechanics: The JUMP-ACL Study. *Am J Sports Med* 2009;37:1996–2002. <https://doi.org/10.1177/0363546509343200>.
- [15] **Challis JH.** A Procedure for the Automatic Determination of Filter Cutoff Frequency for the Processing of Biomechanical Data. *J Appl Biomech* 1999;15:303–17. <https://doi.org/10.1123/jab.15.3.303>.
- [16] **Knudson DV.** Fundamentals of biomechanics. 2. ed. New York, NY: Springer; 2007.
- [17] **Winter DA.** Biomechanics and motor control of human movement. Fourth edition. Hoboken, NJ: Wiley; 2009.
- [18] **Hanzlíková I, Athens J, Hébert-Losier K.** Clinical implications of Landing Error Scoring System calculation methods. *Phys Ther Sport* 2020;44:61–6. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.04.035>.
- [19] **Hanzlíková I, Hébert-Losier K.** Is the Landing Error Scoring System Reliable and Valid? A Systematic Review. *Sports Health Multidiscip Approach* 2020;12:181–8. <https://doi.org/10.1177/1941738119886593>.
- [20] **Padua DA, DiStefano LJ, Beutler AI, De La Motte SJ, DiStefano MJ, Marshall SW.** The Landing Error Scoring System as a Screening Tool for an Anterior Cruciate Ligament Injury–Prevention Program in Elite-Youth Soccer Athletes. *J Athl Train* 2015;50:589–95. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.1.10>.
- [21] **Fox AS, Bonacci J, McLean SG, Spittle M, Saunders N.** A Systematic Evaluation of Field-Based Screening Methods for the Assessment of Anterior Cruciate Ligament (ACL) Injury Risk. *Sports Med* 2016;46:715–35. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0443-3>.

- [22] **Read PJ, Oliver JL, De Ste Croix MBA, Myer GD, Lloyd RS.** A Review of Field-Based Assessments of Neuromuscular Control and Their Utility in Male Youth Soccer Players. *J Strength Cond Res* 2019;33:283–99. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002069>.
- [23] **Arnoczky SP.** Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop* 1983;19–25.
- [24] **Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Ménétrey J.** Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:204–13. <https://doi.org/10.1007/s00167-005-0679-9>.
- [25] **Zantop T, Petersen W, Sekiya JK, Musahl V, Fu FH.** Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:982–92. <https://doi.org/10.1007/s00167-006-0076-z>.
- [26] **Luites JWH, Wymenga AB, Blankevoort L, Kooloos JGM.** Description of the attachment geometry of the anteromedial and posterolateral bundles of the ACL from arthroscopic perspective for anatomical tunnel placement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15:1422–31. <https://doi.org/10.1007/s00167-007-0402-0>.
- [27] **Ellison AE, Berg EE.** Embryology, anatomy, and function of the anterior cruciate ligament. *Orthop Clin North Am* 1985;16:3–14.
- [28] **Girgis FG, Marshall JL, Mona Jem ARSAI.** The Cruciate Ligaments of the Knee Joint: Anatomical, Functional and Experimental Analysis. *Clin Orthop* 1975;106:216–31. <https://doi.org/10.1097/00003086-197501000-00033>.
- [29] **Moore KL, Dalley AF, Agur AMR.** *Kliniğe yönelik anatomi.* İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2014.
- [30] **Denti M, Monteleone M, Berardi A, Panni AS.** Anterior cruciate ligament mechanoreceptors. Histologic studies on lesions and reconstruction. *Clin Orthop* 1994;29–32.
- [31] **Kondo E, Yasuda K, Azuma H, Tanabe Y, Yagi T.** Prospective Clinical Comparisons of Anatomic Double-Bundle versus Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Procedures in 328 Consecutive Patients. *Am J Sports Med* 2008;36:1675–87. <https://doi.org/10.1177/0363546508317123>.
- [32] **Snyder-Mackler L, De Luca PF, Williams PR, Eastlack ME, Bartolozzi AR.** Reflex inhibition of the quadriceps femoris muscle after injury or reconstruction of the anterior cruciate ligament.: *J Bone Jt Surg* 1994;76:555–60. <https://doi.org/10.2106/00004623-199404000-00010>.

- [33] **Myklebust G, Bahr R.** Return to play guidelines after anterior cruciate ligament surgery. *Br J Sports Med* 2005;39:127–31. <https://doi.org/10.1136/bjism.2004.010900>.
- [34] **Lohmander LS, Englund PM, Dahl LL, Roos EM.** The Long-term Consequence of Anterior Cruciate Ligament and Meniscus Injuries: Osteoarthritis. *Am J Sports Med* 2007;35:1756–69. <https://doi.org/10.1177/0363546507307396>.
- [35] **Oiestad BE, Holm I, Engebretsen L, Risberg MA.** The association between radiographic knee osteoarthritis and knee symptoms, function and quality of life 10-15 years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Br J Sports Med* 2011;45:583–8. <https://doi.org/10.1136/bjism.2010.073130>.
- [36] **Tengman E, Brax Olofsson L, Nilsson KG, Tegner Y, Lundgren L, Häger CK.** Anterior cruciate ligament injury after more than 20 years: I . Physical activity level and knee function. *Scand J Med Sci Sports* 2014;24. <https://doi.org/10.1111/sms.12212>.
- [37] **Arendt E, Dick R.** Knee Injury Patterns Among Men and Women in Collegiate Basketball and Soccer: NCAA Data and Review of Literature. *Am J Sports Med* 1995;23:694–701. <https://doi.org/10.1177/036354659502300611>.
- [38] **Gagnier JJ, Morgenstern H, Chess L.** Interventions Designed to Prevent Anterior Cruciate Ligament Injuries in Adolescents and Adults: A Systematic Review and Meta-analysis. *Am J Sports Med* 2013;41:1952–62. <https://doi.org/10.1177/0363546512458227>.
- [39] **Myer GD, Sugimoto D, Thomas S, Hewett TE.** The Influence of Age on the Effectiveness of Neuromuscular Training to Reduce Anterior Cruciate Ligament Injury in Female Athletes: A Meta-Analysis. *Am J Sports Med* 2013;41:203–15. <https://doi.org/10.1177/0363546512460637>.
- [40] **Taylor JB, Waxman JP, Richter SJ, Shultz SJ.** Evaluation of the effectiveness of anterior cruciate ligament injury prevention programme training components: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med* 2015;49:79–87. <https://doi.org/10.1136/bjjsports-2013-092358>.
- [41] **Soligard T, Myklebust G, Steffen K, Holme I, Silvers H, Bizzini M, et al.** Comprehensive warm-up programme to prevent injuries in young female footballers: cluster randomised controlled trial. *BMJ* 2008;337:a2469–a2469. <https://doi.org/10.1136/bmj.a2469>.
- [42] **Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE.** Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury. *Orthopedics* 2000;23:573–8. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-20000601-15>.
- [43] **Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, Arciero RA, Pierre PSt, Taylor DC.** Risk Factors Associated with Noncontact Injury of the Anterior Cruciate Ligament. *Am J Sports Med* 2003;31:831–42. <https://doi.org/10.1177/03635465030310061801>.

- [44] **Boden BP, Sheehan FT, Torg JS.** Non-contact ACL Injuries: Mechanisms and Risk Factors 2013.
- [45] **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>.
- [46] **Bendjaballah M, Shirazi-Adl A, Zukor D.** Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus. *Clin Biomech* 1997;12:139–48. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00072-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00072-7).
- [47] **Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GAM, Slauterbeck JL.** Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res* 1995;13:930–5. <https://doi.org/10.1002/jor.1100130618>.
- [48] **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>.
- [49] **Boden BP, Breit I, Sheehan FT.** Tibiofemoral alignment: contributing factors to noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:2381–9. <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.01721>.
- [50] **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>.
- [51] **Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR.** The Effect of Neuromuscular Training on the Incidence of Knee Injury in Female Athletes. *Am J Sports Med* 1999;27:699–706. <https://doi.org/10.1177/03635465990270060301>.
- [52] **Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE.** Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injury: Abnormalities in Hip and Ankle Kinematics. *Am J Sports Med* 2009;37:252–9. <https://doi.org/10.1177/0363546508328107>.
- [53] **Kanamori A, Woo SL-Y, Ma CB, Zeminski J, Rudy TW, Li G, et al.** The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg* 2000;16:633–9. <https://doi.org/10.1053/jars.2000.7682>.
- [54] **Kanamori A, Zeminski J, Rudy TW, Li G, Fu FH, Woo SL-Y.** The effect of axial tibial torque on the function of the anterior cruciate ligament. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg* 2002;18:394–8. <https://doi.org/10.1053/jars.2002.30638>.
- [55] **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-Am Vol* 2008;90:815–23. <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.01352>.

- [56] **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>.
- [57] **Beynon BD, Fleming BC, Johnson RJ, Nichols CE, Renström PA, Pope MH.** Anterior Cruciate Ligament Strain Behavior During Rehabilitation Exercises In Vivo. *Am J Sports Med* 1995;23:24–34. <https://doi.org/10.1177/036354659502300105>.
- [58] **Arms SW, Pope MH, Johnson RJ, Fischer RA, Arvidsson I, Eriksson E.** The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *Am J Sports Med* 1984;12:8–18. <https://doi.org/10.1177/036354658401200102>.
- [59] **McLean SG, Huang X, Van Den Bogert AJ.** Investigating isolated neuromuscular control contributions to non-contact anterior cruciate ligament injury risk via computer simulation methods. *Clin Biomech* 2008;23:926–36. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.03.072>.
- [60] **Losee RE.** Concepts of the pivot shift. *Clin Orthop* 1983:45–51.
- [61] **Barber-Westin SD, Galloway M, Noyes FR, Corbett G, Walsh C.** Assessment of Lower Limb Neuromuscular Control in Prepubescent Athletes. *Am J Sports Med* 2005;33:1853–60. <https://doi.org/10.1177/0363546505278257>.
- [62] **Barber-Westin SD, Noyes FR, Galloway M.** Jump-Land Characteristics and Muscle Strength Development in Young Athletes: A Gender Comparison of 1140 Athletes 9 to 17 Years of Age. *Am J Sports Med* 2006;34:375–84. <https://doi.org/10.1177/0363546505281242>.
- [63] **McLean SG.** Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med* 2005;39:355–62. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.018598>.
- [64] **Noyes FR, Barber-Westin SD, Fleckenstein C, Walsh C, West J.** The Drop-Jump Screening Test: Difference in Lower Limb Control by Gender and Effect of Neuromuscular Training in Female Athletes. *Am J Sports Med* 2005;33:197–207. <https://doi.org/10.1177/0363546504266484>.
- [65] **Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Slauterbeck JR.** Preparticipation Physical Examination Using a Box Drop Vertical Jump Test in Young Athletes: The Effects of Puberty and Sex. *Clin J Sport Med* 2006;16:298–304. <https://doi.org/10.1097/00042752-200607000-00003>.
- [66] **Olsen O-E, 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>.

- [67] **Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slaughterbeck 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>.
- [68] **Ireland ML.** Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. *J Athl Train* 1999;34:150–4.
- [69] **Meyer EG, Baumer TG, Slade JM, Smith WE, Haut RC.** Tibiofemoral Contact Pressures and Osteochondral Microtrauma during Anterior Cruciate Ligament Rupture Due to Excessive Compressive Loading and Internal Torque of the Human Knee. *Am J Sports Med* 2008;36:1966–77. <https://doi.org/10.1177/0363546508318046>.
- [70] **Torzilli PA, Xianghua Deng, Warren RF.** The Effect of Joint-Compressive Load and Quadriceps Muscle Force on Knee Motion in the Intact and Anterior Cruciate Ligament-Sectioned Knee. *Am J Sports Med* 1994;22:105–12. <https://doi.org/10.1177/036354659402200117>.
- [71] **Yeow CH, Cheong CH, Ng KS, Lee PVS, Goh JCH.** Anterior Cruciate Ligament Failure and Cartilage Damage during Knee Joint Compression: A Preliminary Study Based on the Porcine Model. *Am J Sports Med* 2008;36:934–42. <https://doi.org/10.1177/0363546507312645>.
- [72] **Meyer EG, Haut RC.** Excessive compression of the human tibio-femoral joint causes ACL rupture. *J Biomech* 2005;38:2311–6. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.003>.
- [73] **Meyer EG, Villwock MR, Haut RC.** Osteochondral microdamage from valgus bending of the human knee. *Clin Biomech* 2009;24:577–82. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.05.006>.

EKLER

EK A: Etik kurul onayı

EK B: Gönüllü katılım formu



GÖNÜLLÜ KATILIMCI ONAM FORMU

..... tarafından yürütülen “.....” başlıklı **araştırmaya** davet edilmiş bulunuyorsunuz. Bu araştırmaya katılıp katılmama kararını vermeden önce, araştırmacının neden ve nasıl yapılacağını bilmeniz gerekmektedir. Bu nedenle bu formun okunup anlaşılması büyük önem taşımaktadır. Eğer anlayamadığınız ve sizin için açık olmayan şeyler varsa, ya da daha fazla bilgi isterseniz sorabilirsiniz. Bu çalışmaya katılmak tamamen **gönüllülük** esasına dayanmaktadır. Çalışmaya **katılmama** veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmadan **çıkma** hakkında sahipsiniz. **Çalışmayı yanıtlamanız, araştırmaya katılım için onam verdiğiniz** biçiminde yorumlanacaktır. Size verilen **formlardaki** soruları yanıtlarken kimsenin baskısı veya telkini altında olmayın. Bu formlardan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacaktır.

Araştırmayla İlgili Bilgiler:

- a. Araştırmacının Amacı:.....
- c. Araştırmacının Nedeni: Bilimsel araştırma Tez çalışması
- d. Araştırmacının Öngörülen Süresi:.....
- e. Araştırmaya Katılması Beklenen Katılımcı/Gönüllü Sayısı:.....
- f. Araştırmacının Yapılacağı Yer(ler):.....

Çalışmaya Katılım Onayı:

“Yukarıda yer alan ve araştırmadan önce gönüllüye / katılımcıya verilmesi gereken bilgileri gösteren Aydınlatılmış Onam Formu adlı metni kendi anadilimde okudum ya da bana okunmasını sağladım. Bu bilgilerin içeriği ve anlamı, yazılı ve sözlü olarak açıklandı. Aklıma gelen bütün soruları sorma olanağı tanındı ve sorularıma doyurucu cevaplar aldım. Çalışmaya katılmadığım ya da katıldıktan sonra çekildiğim durumda, hiçbir yasal hakkımdan vazgeçmiş olmayacağım. Bu koşullarla, söz konusu araştırmaya hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın gönüllü olarak katılmayı kabul ediyorum. Bu metnin imzalı bir kopyasını aldım.”

Katılımcının (Kendi el yazısı ile)

Adı-Soyadı:.....

İmzası:

(Varsa) Velayet veya Vesayet Altında Bulunanlar İçin;

Veli veya Vasisinin (kendi el yazısı ile)

Adı-Soyadı:.....

İmzası:

Not: Bu form, iki nüsha halinde düzenlenir. Bu nüshalardan biri imza karşılığında gönüllü kişiye verilir, diğeri araştırmacı tarafından saklanır.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Edip YILMAZ

Doğum Tarihi ve Yeri :

E-posta :

ÖĞRENİM DURUMU:

Lisans : İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesinden 2013 yılında mezun oldum

İhtisas : Fırat Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Bölümünü 2019 yılında tamamladım

Yükseklisans : Bezmialem Üniversitesi Sağlık Bilimler Fakültesi Futbolcu Sağlığı yüksek lisans

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- 2022/.... Acıbadem Altunizade Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji, Spor Yaralanmaları Kliniği
- 2020/2021 İstanbul Beykoz Devlet Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği
- 2019-2020 Siirt Devlet Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği
- 2014-2019 Fırat Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği
- 2013-2014 Akçadağ Devlet hastanesi