

MAHSUM AKIKOL

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İSTANBUL-2020

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**ADÖLESAN KADIN BASKETBOLCULARDA
YÜKSEKTEN ATLAMANN İNİŞ FAZINDA KALÇA VE
DİZ BİYOMEKANİĞİNİN ÖN ÇAPRAZ BAĞ
YARALANMALARI ÜZERİNE ETKİSİ**

MAHSUM AKİKOL

**DANIŞMAN
PROF. DR. BÜLENT BAYRAKTAR**

**SPOR HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI
EGZERSİZ FİZYOLOJİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2020

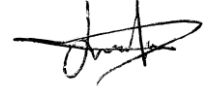
TEZ ONAYI

(Bu sayfa yerine, başarılı geçen Tez Sınavı sonrası sınav tutanağı ekinde yer alan Tez Onay sayfası gelecektir.)



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.



Mahsum Akikol

İTHAF

Bu çalışmayı aileme ithaf ediyorum...

Fzt. Mahsum Akikol

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimi ve tez çalışması boyunca değerli katkılarından dolayı Prof. Dr. Bülent Bayraktar'a,

Eğitimime başladığım ilk günden beri her zaman bilgisi, tecrübesi ve önderliğiyle bize rehber olan Öğr. Gör. Türker Şahinkaya'ya,

Yüksek lisans eğitimim boyunca tecrübelerini aktarmayı eksik etmeyen spor hekimliği anabilim dalı öğretim üyeleri Prof. Dr. Gökhan Metin ve Prof. Dr. Oğuz Öztürk'e,

Yüksek lisans tez çalışmam boyunca desteklerini esirgemeyen Dr. Hande Argunşah Bayram ve araştırma görevlisi Begüm Yalçın'a

Yüksek lisans tez sürecim boyunca desteklerini benden esirgemeyen sevgili meslektaşlarım Fzt. Emre Çağrı Savaş ve Uzm. Fzt. Alperen Çelik'e

Mesleki gelişimimizde hem teorik hem de pratik anlamda desteklerini esirgemeyen anabilimdalımızın tüm hekimlerine,

Yüksek lisans eğitimim boyunca akademik bilgisiyle çalışmama büyük katkıda bulunan ve motivasyonumun sürekli yüksek kalmasını sağlayan, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili Alaz Deniz Peker'e

Yaşamım boyunca maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen aileme teşekkürlerimi sunarım.

Fzt. Mahsum Akikol

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİ
ÖZET	Xİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Basketbol.....	3
2.2. Adölesan Yaş	4
2.3. Diz ve Kalça Anatomisi	4
2.3.1. Kalça Anatomisi	4
2.3.2. Diz Anatomisi.....	7
2.4. Kalça Biyomekaniği.....	11
2.5. Diz Biyomekaniği	14
2.6. Ön Çapraz Bağ Anatomisi	17
2.7. Ön Çapraz Bağ Biyomekaniği	19
2.8. Ön Çapraz Bağ Yaralanma Mekanizmaları ve İnsidansı	19
2.9. Ön Çapraz Bağ Yaralanmalarına Neden Olan Risk Faktörleri	20
2.10. İzokinetik Dinamometre.....	21
2.11. İniş Biyomekaniği	22
2.12. Biyomekaniğin Tarihsel Gelişimi ve Tanımı.....	22
2.13. Kinematik.....	26
2.13.1. Doğrusal Kinematik.....	26
2.13.2. Açısal Kinematik	27
2.14. Kinetik.....	28
2.14.1. Doğrusal Kinetik.....	28

2.14.2.	Açısal Kinetik	28
2.15.	Kinematikte Ölçüm Teknikleri	29
2.15.1.	Laboratuar Metot: Optik Hareket Yakalama	29
2.15.2.	Ambulatuvar Metot: Atalet Hareket Birimi	30
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	32
3.1.	Yöntem	33
3.1.1.	İzokinetik Kuvvet Analizi	33
3.1.2.	Biyomekanik Analiz	37
3.2.	İstatistiksel Analizler	42
4.	BULGULAR	43
5.	TARTIŞMA	62
	KAYNAKLAR	77
	ETİK KURUL KARARI	90
	İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	91
	ÖZGEÇMİŞ	92

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 4.1: Katılımcıların Demografik Özellikleri	43
Tablo 4.2: Katılımcıların Antropometrik Özellikleri.....	44
Tablo 4.3: Katılımcıların Diz Fleksiyonunda Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılırları	44
Tablo 4.4: Diz Fleksiyonunda Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılardaki Kinematik Verilerin Karşılaştırılması.....	45
Tablo 4.5: Katılımcıların Diz İç Rotasyonunda Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılırları.....	45
Tablo 4.6: Diz İç Rotasyonunda Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılardaki Kinematik Verilerin Karşılaştırılması.....	46
Tablo 4.7: Katılımcıların Diz Dış Rotasyon Pik Açılırları	46
Tablo 4.8: Diz Dış Rotasyonunun Pik Açılarında Kinematik Verilerin Karşılaştırılması	46
Tablo 4.9: Katılımcıların Diz Abdüksiyonunda Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılırları	47
Tablo 4.10: Diz Abdüksiyonunda Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılardaki Kinematik Verilerin Karşılaştırılması.....	47
Tablo 4.11: Katılımcıların Diz Addüksiyon Pik Açılırları	48
Tablo 4.12: Diz Addüksiyonunun Pik Açılarında Kinematik Verilerin Karşılaştırılması	48
Tablo 4.13: Katılımcıların Kalça Fleksiyonunda Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılırları....	48
Tablo 4.14: Kalça Fleksiyonunun Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılarında Kinematik Verilerin Karşılaştırılması.....	49
Tablo 4.15: Kalça Dış Rotasyonda Katılımcıların Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılırları .	49
Tablo 4.16: Kalça Dış Rotasyon Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılarında Kinematik Verilerin Karşılaştırılması.....	50
Tablo 4.17: Katılımcıların Kalça İç Rotasyon Pik Açılırları.....	50
Tablo 4.18: Kalça İç Rotasyon Pik Açılarında Kinematik Verilerin Karşılaştırılması ..	50
Tablo 4.19: Kalça Abdüksiyonunda Katılımcıların Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılırları	51
Tablo 4.20: Kalça Abdüksiyonunda Yere İlk Temas ve Pik Açılarda Kinematik Verilerin Karşılaştırılması.....	51
Tablo 4.21: Katılımcıların Kalça Addüksiyon Pik Açılırları	52
Tablo 4.22: Kalça Addüksiyon Pik Açılarında Kinematik Verilerin Karşılaştırılması ..	52

Tablo 4.23: Boy Uzunluğuna Göre Diz Fleksiyon ve Diz İç Rotasyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması	52
Tablo 4.24: Boy Uzunluğuna Göre Diz Abdüksiyon, Diz Dış Rotasyon ve Addüksiyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması.....	53
Tablo 4.25: Boy Uzunluğuna Göre Kalça Fleksiyonun ve Dış Rotasyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması	53
Tablo 4.26: Boy Uzunluğuna Göre Kalça Abdüksiyon, Kalça İç Rotasyon ve Addüksiyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması	54
Tablo 4.27: Kalça Uzunluğuna Göre Diz Fleksiyon ve Diz İç Rotasyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması	54
Tablo 4.28: Kalça Uzunluğuna Göre Diz Abdüksiyon, Diz Dış Rotasyon ve Addüksiyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması	55
Tablo 4.29: Kalça Uzunluğuna Göre Kalça Fleksiyonun ve Dış Rotasyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması	55
Tablo 4.30: Kalça Uzunluğuna Göre Kalça Abdüksiyon, Kalça İç Rotasyon ve Addüksiyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması	56
Tablo 4.31: Kalça Genişliğine Göre Diz Fleksiyon ve Diz İç Rotasyon, Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması	56
Tablo 4.32: Kalça Uzunluğuna Göre Diz Abdüksiyon Diz Dış Rotasyon ve Addüksiyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması.....	57
Tablo 4.33: Kalça Genişliğine Göre Kalça Fleksiyonun ve Dış Rotasyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması	57
Tablo 4.34: Kalça Genişliğine Göre Kalça Abdüksiyon, Kalça İç Rotasyon ve Addüksiyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması	58
Tablo 4.35: Diz Fleksiyon İzokinetik ve Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması.....	58
Tablo 4.36: Kalça Fleksiyon İzokinetik ve Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması	59
Tablo 4.37: Kalça Dış Rotasyon İzokinetik ve Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması	60
Tablo 4.38: Kalça Abdüksiyon İzokinetik ve Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması .	60
Tablo 4.39: Kinematik Veriler ile Kalça Addüksiyon ve İç Rotasyon İzokinetik Verilerinin Karşılaştırılması	61

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Kalça Eklemi Görünümü [23]	5
Şekil 2.2: Kalça Eklemi Ligamentleri [23]	5
Şekil 2.3: Kalça ve Uyluk Grubu Kasları, Önden ve Arkadan Görünüm [23]	7
Şekil 2.4: Diz Eklemi Görünümü [22]	9
Şekil 2.5: Diz Eklemi Ligamentleri [22].	10
Şekil 2.6: Diz Eklemi Kasları Önden Görünüm [26]	11
Şekil 2.7: Medial ve Lateral Trabeküler Sistemin Basitleştirilmiş Çizimi [32]	13
Şekil 2.8: 60° Fleksiyonda Tork-Rotasyon Laksite Eğrisi [24]	15
Şekil 2.9: Diz Eklemine Tümü Yönlerdeki Hareketleri [24]	16
Şekil 2.10: Patellofemoral Eklem Binen Kompresyon Yükünü Gösteren Şema [37] ..	17
Şekil 2.11: Diz Eklemine Önden Görünümü [44]	18
Şekil 2.12: Marey'nin Çalışmasından Siyah Kıyafetli Adamın Geometrik Kronofotografisi [79]	24
Şekil 2.13: İnsan Hareketini Değerlendirmek İçin Kesintili Işık Çalışması [82]	25
Şekil 2.14: Biyomekanik Analizin Bileşenleri [83]	26
Şekil 2.15: Xsens Mvn Awinda Hareket Yakalama Sistemi (www.xsens.com)	30
Şekil 3.1: Oturur Pozisyonda Diz Ekstansiyon/Fleksiyon Kuvvet Testi	34
Şekil 3.2: Kalça Fleksiyon/Ekstansiyon Kuvvet Testi	35
Şekil 3.3: Kalça Abdüksiyon/Addüksiyon Kuvvet Testi	36
Şekil 3.4: Kalça Internal/Eksternal Rotasyon Kuvvet Testi	37
Şekil 3.5: Xsens Mvn Awinda Modelinin Ölçüm Öncesi Ekran Görüntüsü	38
Şekil 3.6: Xsens Awinda Sensörlerin Yerleştirilmiş Hali	38
Şekil 3.7: Xsens Mvn Antropometrik Veri Girişi	39
Şekil 3.8: Birinci Ölçümün İniş Fazı	40
Şekil 3.9: İkinci Ölçüm Atlama Öncesi	40
Şekil 3.10: İkinci Ölçüm Atlama Sonrası	41
Şekil 3.11: Üçüncü Ölçüm Atlama Öncesi	41
Şekil 3.12: Üçüncü Ölçüm Atlama Sonrası	41

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

EMG: elektromyografi

RAD: radyan

SN: saniye

SN²: saniye²

M/SN: mili/saniye

°: derece

RPM: devir

IMU: atalet ölçü birimi (inertial motion unit)

IMC: atalet hareket yakalama

N: newton

MM: milimetre

CM: santimetre

M: metre

ÖZET

Akikol. M. (2020). Adolesan Kadın Basketbolcularda Yüksekten Atlamanın İniş Fazında Kalça ve Diz Biyomekaniğinin Ön Çapraz Bağ Yaralanmaları Üzerine Etkisi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Spor Hekimliği ABD. Egzersiz Fizyolojisi Programı, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul.

Adölesan kadın basketbolcular (n=14) üzerinde gerçekleştirilen bu çalışmanın amacı yüksekten atlamanın iniş fazında farklı komponentler arasındaki ilişkileri ortaya koyarak, elit düzeyde yarışan sporcularda yaralanma ya da operasyon sonrası spora dönüş aşamasında biyomekanik değerlendirme açısından daha doğru planlanma yapmak, sezon başı veya rehabilitasyon öncesi yapılan değerlendirmelerde belli eklemlerdeki kinematik eksiklikleri tespit etmek ve buna yönelik egzersiz planlanması ile yaralanma riskini en aza indirmektir. Katılımcıların sırasıyla vücut antropometrik ölçümleri, işaretleyicilerin yerleştirilmesi (Xsens MVN Awinda), izokinetik dinamometrede kalça ve diz kuvvet eklemleri için kuvvet testleri yapılmıştır. İşaretleyiciler yerleştirildikten sonra katılımcılar randomize bir şekilde üç farklı atlayış gerçekleştirmiştir. Katılımcılar 30 cm'lik bir platform ile gerçekleştirilen atlayışların birincisinde platform üzerinden iniş, ikincisinde platformun 10 metre gerisinden koşuyla beraber iniş, üçüncüsünde ise platformun 10 metre gerisinden basket topunun sürülmesi ile iniş yapılmıştır. Ardından kişilerin diz fleksiyon/ekstansiyon, kalça fleksiyon/ekstansiyon, kalça abdüksiyon/addüksiyon ve kalça iç/dış rotasyon testleri izokinetik dinamometrede 60 °/sn hızla gerçekleştirilmiştir. İstatistiksel analizler IBM SPSS 25 paket programı ile yapılmış ve önem düzeyi 0,05 olarak belirlenmiştir.

Yapılan kinematik analizler sonucunda üç farklı atlama arasında sagittal, frontal ve transvers düzlemlerde istatistiksel açıdan anlamlı farklılıklara rastanmıştır. Bulgularımıza göre, yüksekten atlamanın iniş fazında izole inişlere ek olarak yapılan aktiviteler atlayış sırasında kalça ve diz kinematiğini değiştirebilmektedir. Atlamadan önce kişinin belirli bir hızda koşması veya atlama sırasında basketbola yönelik hareket paternleri içeren herhangi bir görevi gerçekleştirmesinin (top atma, top yakalama) diz ve kalça kinematiğine etki edebileceğini söyleyebiliriz. Yüksekten atlamanın farklı komponentlerinin diz ve kalça kinematiğine etkisinin olabilmektedir, ancak antropometrik veriler ile kinematik veriler ve izokinetik ölçüm ile kinematik analiz arasındaki ilişkileri inceleyen çalışmaların artması gerekmektedir. Bununla birlikte, spora dönüş aşaması veya rehabilitasyon amaçlı kullanılan ve yüksekten atlama stilleri içeren testlerin spora özgü olarak geliştirilmesi ve modifiye edilmesinin hem yapılan testin güvenilirliğini hem de spora özgü sıçrama antrenmanlarının kalitesinin artabileceğini önermekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Ön çapraz bağ, biyomekanik, kinematik, adolesan basketbolcu, kuvvet

ABSTRACT

Akikol, M. (2020). The Effect of Hip and Knee Biomechanics on Anterior Cruciate Ligament Injuries During Different Landing Types in Adolescent Female Basketball Players. Istanbul University, Institute of Health Sciences, Faculty of Sports Medicine. Master's Dissertation. Istanbul.

The aim of this study, which is conducted on adolescent female basketball players (n=14), is to minimize the risk of injury by revealing the relationships between different components of the landing phase, improving the biomechanical evaluation after injuries and operations, determining the inadequacies in specific joint kinematics on evaluations before game seasons and rehabilitation, and making better choices in exercise programming. The anthropometric measurements, marker placements (Xsens MVN Awinda), and hip and knee strength tests on isokinetic dynamometer were performed on the participants, respectively. After the markers were placed, the participants randomly performed three different landing types using a 30 cm tall platform. The first landing was performed over the platform, the second consisted landing along with a jog 10 meters behind the platform, and in the third, the landing was performed 10 meters behind the platform. Afterward, the knee flexion/extension, hip flexion/extension, hip abduction/adduction, and hip internal/external rotation strength tests were performed with an isokinetic dynamometer at 60 °/sec speed. The results were statistically analyzed using IBM SPSS 25 package program and 0.05 was determined as the significance level.

Statistically significant differences were found in sagittal, frontal, and transverse planes between the three landings in kinematic analyses. According to our findings, additional tasks to isolated landings during the landing phase can change hip and knee kinematics. Jogging at a certain speed or performing basketball-specific movement patterns (throwing or catching the ball, etc.), could affect hip and knee kinematics. Although different components of landings affect the knee and hip kinematics, the number of studies that investigate the relationship between anthropometric data and kinematic data, and isokinetic measurements and kinematic analysis should be increased. Additionally, we suggest that the sports-specific development and modification of tests that include jump styles that are used for return to sport phase or rehabilitation purposes may contribute to both the reliability of the test and the quality of sports-specific jump training.

Keywords: Anterior cruciate ligament, biomechanics, kinematic, adolescent basketball player, strenght

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Ön çapraz bağ yırtıkları kısa ve uzun vadeli sonuçları olan ciddi bağ yaralanmalarıdır. Beck ve ark. [1] 6-18 yaş arası hastalarda ön çapraz bağ yaralanma insidansı ile ilgili olarak, 1994-2013 yılları arasındaki verileri rapor etmişlerdir. Yaralanma insidansları en çok 16 yaşındaki kadınlarda yıllık 100.000'de 392, 17 yaşındaki erkeklerde 100.000'de 422 oranlarında bulunmuştur. Bu çalışmanın sonucuna göre ön çapraz bağ yaralanmalarında yıllık %2,3 artış olduğu belirtilmiştir [1]. Ön çapraz bağ yaralanması geçiren ve rekonstrüksiyon yapılan hastaların çoğu lise, kolej veya lig sporlarında sıklıkla yer alan 25 yaşın altındaki sporculardır [2]. Ön çapraz bağ yaralanmalarının en az üçte ikisi, sporcunun ani hızlanma, ani yavaşlama, yön değiştirme ve sıçrama sonrası iniş gibi kontaksız görevlerde ortaya çıkmaktadır [3].

Ön çapraz bağ yaralanmaları, oldukça maliyetli tedaviler gerektirmektedir. Rekonstrüksiyon tedavisinde, hasta başına düşen yaşam boyu maliyet tahmini 38,121 ABD Dolarıdır. Bu miktara rehabilitasyon maliyeti de eklendiğinde, yaşam boyu tahmini maliyetin 88,538 ABD Doları olması beklenir. Ayrıca eş zamanlı menisküs ve diğer bağ yaralanmaları olan sporcular erken osteoartrit riski altındadır [4]. Bununla birlikte hastaların ön çapraz bağ yaralanmalarından sonra yaşadıkları duygusal sıkıntılar için de yaralanma sonrası psikolojik destek almalarının gerekebileceği belirtilmiştir [5].

Futbol ve basketbolda kontaksız ön çapraz bağ yaralanmalarının kadın sporcularda, erkeklere göre daha yüksek oranda görüldüğüne yönelik bulgular, tıp literatüründe 1994-1995 yıllarından beri karşımıza çıkmaktadır. Araştırmacılar, bu eşitsizliğin neden var olduğuna ve nöromusküler eğitim gibi müdahalelerin cinsiyetler arasındaki yaralanma insidansına nasıl etki edebileceğine dair çalışmalar yürütmektedir [6].

Yaralanma insidansının yüksek ve yaralanma sonrası tedavinin maliyetli olması, ön çapraz bağ yaralanmalarıyla ilgili yapılan çalışmaların ne kadar önemli olduğunu ortaya koymaktadır. Ön çapraz bağ yaralanmalarından korunma için yapılan nöromusküler eğitimlerin ve spora dönüş esnasında kullanılan testlerin spora özgü olması, yapılacak testlerin güvenilirliğini artıracak ve kişiye özgü olabilmesine imkan sağlayacaktır. Basketbolcuların müsabaka ve antrenman sırasında sıçrama ve yere inişin farklı hızlarda ve farklı görevlerle yerine getirildiğini bilmekteyiz. Bu çalışmada, tek

bacak yere iniş testlerini izole ortamdan saha ortamına taşıyıp, hız ve farklı görevlerin eklenmesiyle atlama sonucunda katılımcıların kalça ve diz biyomekaniğindeki farklılıkların ölçülmesi planlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Basketbol

Basketbol ilk olarak 1891 yılında Dr. Naismith tarafından Massachusettes'te Springfield Koleji'nde keşfedilmiştir. Kısa zamanda birçok ülkeye hızlı bir şekilde yayılan spor, Türkiye'de ise 1904 yılında oynanılmaya başlanmıştır. Basketbol, keşfinden kısa bir süre sonra belirlenen ilk kurallara göre boyutları belli olmayan bir sahada futbol topuyla oynanmakta, pota olarak da şeftali sepeti kullanılmaktaydı. Günümüzde kullanılan fileler ve demir sepetler 1893 yılında ortaya çıkmıştır. Basketbolun ilk yıllarında atılan her sayıdan sonra topun çemberden geri alınması gerekiyordu. Daha sonra, bunun önüne geçmek için filelerin uçlarının açılması fikri ortaya atılmıştır. Oyunun popülerleşmesinden sonra basketbolun temelini oluşturan kurallar geliştirilmiştir [7].

Basketbol takım sporları içerisinde katılım oranlarının fazla olması sebebiyle yüksek yaralanma risklerini de beraberinde getirmektedir. Yapılan çalışmalar sonucunda her 1000 kişiden 7 ile 10 kişi yaralanmaya maruz kaldığı ortaya konulmuştur [8]. Basketbolda gövde, baş ve üst ekstremiteler yaralanmaları yaygın olmakla birlikte, yaralanmaların %58-66'lık kısmının alt ekstremiteler yaralanmaları olduğu belirtilmiştir [9]. Özellikle hem aşırı kullanım yaralanmaları (tendinopati, stres kırığı vb.) hem de travmatik (bağ yaralanmaları vb.) yaralanmalar basketbol popülasyonunda yaygın olarak görülmektedir [8]. Geleneksel olarak basketbolda en çok görülen yaralanmalar, ayak bileği burkulmaları ve ön çapraz bağ rüptürleridir. Basketbolda temassız ön çapraz bağ yaralanmalarının yüksek insidansı ve yaralanmaya eşlik eden sekonder problemler büyük bir endişe kaynağıdır [10]. Örneğin kadın basketbolcuların %16'sı kariyerleri boyunca ön çapraz bağ yaralanma riski taşır ve bu oran erkeklerden 2 ile 4 kat daha fazladır [11]. Ön çapraz bağ rüptürleri; diz eklemi osteoartriti, cerrahi rekonstrüksiyon ve ilk travmanın önlenmesini de içeren önemli finansal sonuçları da beraberinde getirir [12], [13].

Basketbol, risk faktörlerini ve yaralanma mekanizmalarını diğer sporlardan ayıran özel hareketler içerir. Kural değişiklikleri (daha hafif kadın topu, daha kısa atış

saati) oyunu hızlandırdığı için bu talepler son 20-30 yıl içinde evrilerek oyunu hızlandırıp katılımcılarda fizyolojik adaptasyonlara neden olmuştur [14].

Basketbol, oyun başına 35 ile 46 sıçrama ve iniş aktivitesi gerektiren, futbol ve voleyboldan 2 ile 4 kat daha fazla dikey yönde yapılan hareketleri kapsar [15], [16], [17]. Çok yönlü doğası gereği hızlanma ve yavaşlama içeren basketbolda, sporcular her 2-3 saniyede bir yön değiştirir [15], [18]. Diğer çok yönlü sporlar genellikle sagittal düzlem hareketlerini içerirken, basketbol özellikle savunma aktivitesi sırasında frontal düzlem hareketleri de dahil olmak üzere tüm düzlemlerdeki hareket paternlerini kapsar [19].

2.2. Adölesan Yaş

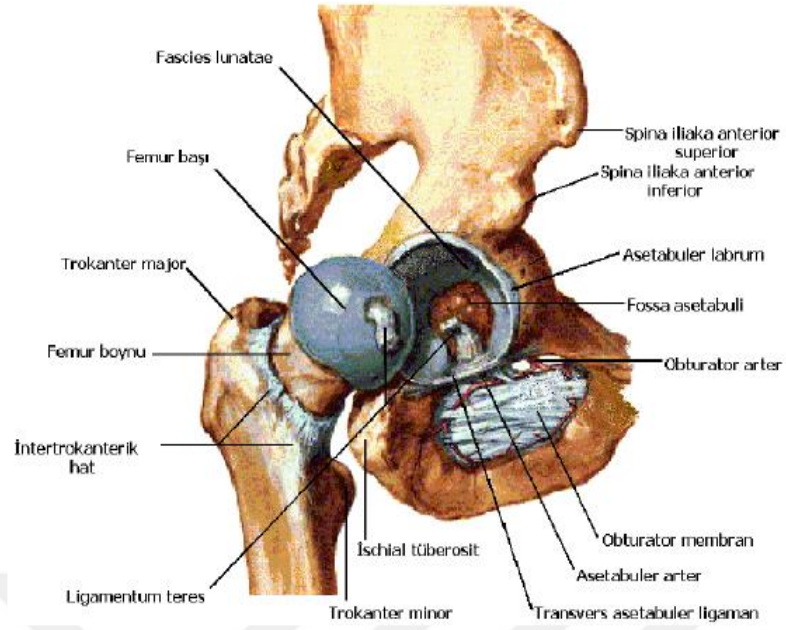
Adölesan yaş aralığı, fizyolojik olarak ergenliğin başlangıcından, yetişkin kimlik ve davranışlarının kazanımıyla sona erer. Bu gelişme dönemi Dünya Sağlık Örgütü'nün tanımını destekler nitelikte olup 10-19 yaş arasındaki süreye denk gelmektedir [20].

2.3. Diz ve Kalça Anatomisi

2.3.1. Kalça Anatomisi

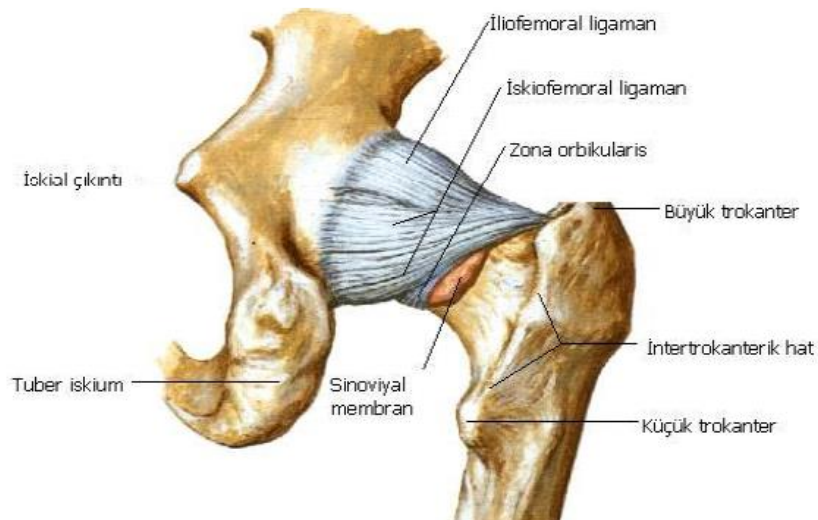
Kalça, femurun büyük yuvarlak başı ile pelvisin asetabulum kemiklerinin oluşturduğu multiaksiyal bir eklemdir (Şekil 2.1). Kalça eklemi ayakta dururken, yürürken, koşarken stabiliteyi sağlayan birçok anatomik özelliğe sahiptir. Femur başı geniş bir bağ dokusu ile çevrili derin bir soket ile stabilize edilir. Kalça bölgesinde birçok büyük ve güçlü kas, vücudu yukarı itip, ileri hızlandırıp, kontrollü bir şekilde yavaşlatmak için gerekli torkları üretir. Bu kaslarda meydana gelen zayıflığın vücudun bütün hareketliliği ve stabilitesi üzerine etkisi olabilir [21]. Kalça eklemi üst ekstremitte ve alt ekstremitte arasında bir köprü olarak görev yapar ve yerden gelen kuvveti üst vücuda taşır.

Kalça Eklemine Oluşturan Kemikler: Kalça eklemine oluşturan kemikler femur proksimali, ilium, pubis ve iskiumdur. İlium, pubis ve iskium birleşerek pelvisi oluşturur. Pelvisteki asetabulum ile femurun proksimal ucu birleşerek kalça eklemine meydana getirir [22]. Femur, kalçanın konveks yapısını asetabulum ise kalçanın konkav yapısını oluşturmaktadır.



Şekil 2.1: Kalça Eklemi Görünümü [23]

Kalça Eklemi Ligamentleri: Kalça eklemi oluşturan ligamentler, iliofemoral ligament, iskiyfemoral ligament, pubofemoral ligament ve femur başı ligamentleridir (Şekil 2.2). Bunlardan iliofemoral ligament, kalçadaki en güçlü ve en önemli ligamenttir. Bu ligament, kalçada dış rotasyon ve hiperekstansiyonu sınırlar. İskiyfemoral ligament ise kalçada içe doğru rotasyonda direnç gösterir. Pubofemoral ligament ise kalça aşırı abduksiyon direnci gösterir. Femur başı ligamenti (*capitis femoris*) ise eklem içinde obturator arterden çıkan ve femur başına gelen bir arter taşır [22].



Şekil 2.2: Kalça Eklemi Ligamentleri [23]

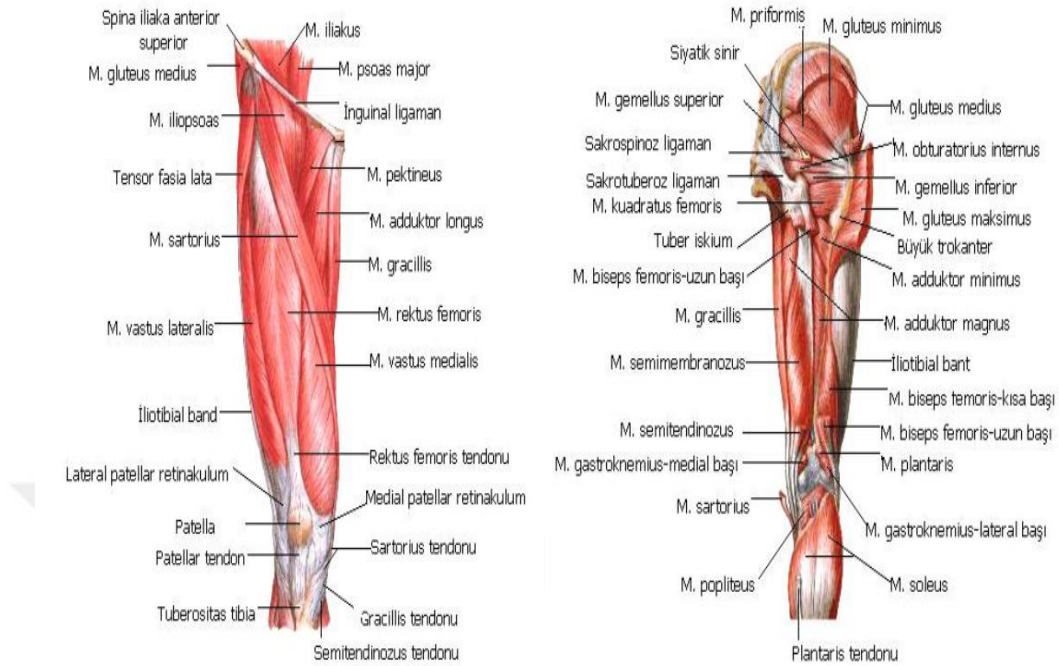
Kalça Eklemi Kasları: Kalçanın geometrisi, tüm planlarda harekete izin vermesi ve geniş yüzey alanı nedeniyle, stabilizasyon için çok sayıda kasın kontrolünü gerektirir. Kalça eklemine etki eden 22 adet kas stabiliteye katkıda bulunur ve kalçanın hareketi için gerekli kuvveti sağlar (Şekil 2.3). Kalça eklemi kaslarını fonksiyonlarına göre, fleksör grubu kasları, ekstansör grubu kasları, addüktör grubu kasları, abdüktör grubu kasları, dış rotator ve iç rotator grubu kaslar şeklinde sınıflandırabiliriz [22].

- a) **Fleksör Grup Kasları:** Kalça fleksör grubunun ana kası, iliopsoastır. İliopsoas; psoas majör, psoas minor ve iliakusu içerir. Psoas majör T12-L5 omurlarından başlayıp femurun trokanter minör kısmına yapışır. İliakus, iliak fossanın üst 2/3'ünden orijin alır, T12 ve L1'den origin alan psoas minor ve psoas majör ile birlikte inguinal ligament seviyesinde birleşerek iliopsoas kas grubunu oluşturur. Kalça fleksör grubunun diğer kasları rektus femoris, sartorius ve tensör fasya lata kaslarıdır [22].
- b) **Ekstansör Grup Kasları:** Kalçanın en güçlü ve en büyük ekstansörü gluteus maksimus kasıdır. Gluteus maksimus kası aynı zamanda en yüzeysel kastır. Hamstring grubu kasları da kalça ekstansörü olarak görev alır [22].
- c) **Abdüktör Grup Kasları:** Kalçanın temel abdüktör kas grubu gluteus medius ve gluteus minimustur. Bunlar dışında kalça abdüksiyonuna yardımcı tensör fasya lata, sartorius ve piriformis kasları bulunmaktadır [22]
- d) **Addüktör Grup Kasları:** Kalçanın addüktör grubu kasları addüktör brevis, addüktör longus, addüktör magnus, pektineus ve grasilis kaslarıdır [22].
- e) **Dış Rotator ve İç Rotator Kas Grupları:** Kalçaya dış rotasyon yaptıran kaslar; Quadratus femoris, piriformis, internal ve eksternal obturator kasları, pektineus, adduktor magnus, gluteus maksimus ve medius, biceps femoris, sartorius, iliopsoas kaslarıdır. Kalçaya iç rotasyon yaptıran kaslar; Tensor fasya lata, gluteus medius, gluteus minimus, semimembranosus ve semitendinosus kaslarıdır.

Kalça Eklemi Hareketleri: Kalça eklemi tüm düzlemlerde hareket etme özelliğine sahip olan bir eklemdir. Bu eklemin yaptığı hareketler:

- Sagital düzlem hareketleri: Fleksiyon ve ekstansiyon
- Frontal düzlem hareketleri: Abdüksiyon ve addüksiyon

- Transvers düzlem hareketleri: İç ve dış rotasyon hareketleridir [24].



Şekil 2.3: Kalça ve Uyluk Grubu Kasları, Önden ve Arkadan Görünüm [23]

2.3.2. Diz Anatomisi

Diz, sagital düzlem etrafında fleksiyon ve ekstansiyonda, frontal düzlem etrafında varus ve valgus rotasyonunda en geniş hareket kabiliyetine sahip karmaşık bir modifiye menteşe eklemdir. Diz fleksiyonunun son açılarında iç rotasyonu ve terminal ekstansiyon uzantısında dış rotasyonu kolaylaştırır. Çeşitli yüklenmeler sırasında stabiliteyi ve kontrolü korur. Diz eklemi femur, tibia ve patella kemikleri meydana getirir (Şekil 2.4). Diz iki ana eklemden oluşur. Bunlar tibiofemoral ve patellofemoral eklemlerdir. Tibiofemoral eklem vücut ağırlığını taşıırken, patellofemoral eklem kuadriseps femoris kasının kasılmasıyla oluşan kuvvetlerin sürtünmesiz olarak transferini sağlar [21].

Diz eklemi birçok önemli fonksiyona sahiptir. Bu fonksiyonlar karşımıza en çok yürüyüş ve koşu sırasında çıkar. Örneğin, yürümenin salınım fazında diz alt ekstremitenin fonksiyonel uzunluğunu kısaltmak için esner. Duruş fazı sırasında hafifçe fleksiyon pozisyonunda kalır. Bu durum şok emilimine, enerjinin korunmasına ve kuvvetin alt ekstremitelerden iletilmesine izin verir. Koşmak, dizin özellikle sagital düzlemde yürümeye kıyasla daha geniş bir hareket aralığında hareket etmesini

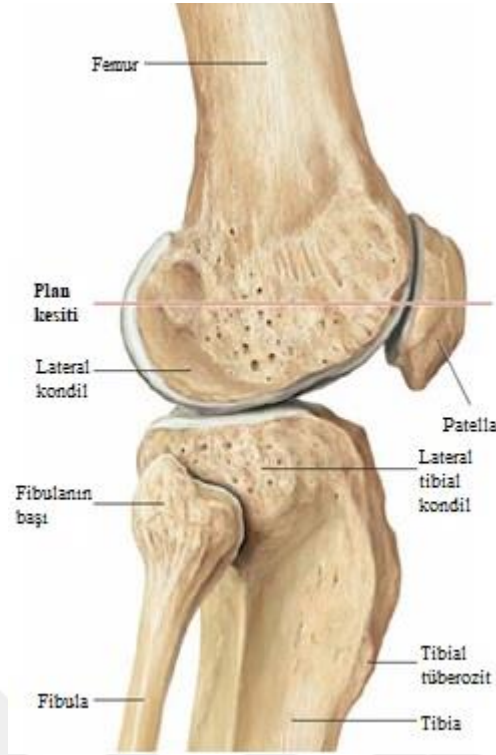
gerektirir. Bunlarla beraber yürüme ve koşu sırasında hızla değişen yön dizin yeterli iç ve dış rotasyonun gerektirir [21].

Diz stabilizasyonu kemik yapıdan daha çok yumuşak dokuların oluşturduğu desteklere bağlıdır. Büyük femoral kondiller; geniş bağlar, eklem kapsülü, menisküsler ve büyük kaslar sayesinde tibianın proksimal yüzeyleriyle eklem yapar. Ayak yere temas ettiğinde bu yumuşak dokular hem kaslardan hem de dışarıdan gelen kuvvetlere maruz kalır. Ligament, menisküs ve eklem kıkırdağı yaralanmaları maalesef dizin üzerindeki büyük fonksiyonel taleplerin ortak sonuçlarıdır [21]. Diz eklemine vücudun en uzun iki kolu femur ve tibia arasındaki konumu ve ağırlık taşımadaki rolü onu yaralanmaya duyarlı hale getirir.

Diz Eklemine Oluşturan Kemikler: Diz eklemi proksimalde femur, distalde tibia ve patella kemiklerinin birleşiminden meydana gelir. Femurun distal ucunda lateral ve medial kondiller vardır. Lateral ve medial kondiller, kollateral bağların yapışma noktalarını oluşturur. Büyük bir interkondiller çentik, lateral ve medial kondilleri birbirinden ayırır, bu da çapraz bağlar için bir geçit oluşturur. Tibianın birinci işlevi ağırlığı diz boyunca ayak bileğine aktarmaktır. Proksimal tibia, femurun alt ucu ile eklem yapan iki kondilden oluşur. Kondillerin üst yüzeyi tibia platosu olarak adlandırılır. Plato tibiofemoral eklemde medial ve lateral bölümlerini oluşturan büyük femoral kondilleri kabul eden iki pürüzsüz eklem yüzeyini destekler. Daha büyük olan medial eklem yüzeyi hafif içbükeyken, dış eklem yüzeyi dışbükeydir [21].

Patella kuadriseps tendonuna gömülü, neredeyse üçgen bir kemiktir. Vücuttaki en büyük sesamoid kemiktir. Patella üstün kavisli bir tabana ve aşağı sivri bir tepe noktasına sahiptir. Kalın olan patellar tendon, patella apeksine ve tibial tüberoziteye bağlanır. Rahat bir ayaktaki pozisyonda, patellanın apeksi diz eklem hattının hemen proksimalindedir. Patellanın deri altı ön yüzeyi her yöne dışbükeydir. Patellanın arka eklem yüzeyi, 4-5 mm kalınlığına kadar eklem kıkırdağı ile kaplıdır. Bu yüzeyin bir kısmı femurun interkondiller oluğu ile eklemleşir ve patellofemoral eklemi oluşturur. Kalın kıkırdak, eklemi geçen büyük sıkıştırma kuvvetlerinin dağılmasına yardımcı olur [21].

Eklem Kapsülü: Eklem kapsülü tipik olarak kapsülün bir dış lifli tabakasından ve eklem boşluğunun tüm iç yüzeylerini eklem kıkırdağıyla kaplanmamış olan iç sinoviyal membrandan oluşur [25].



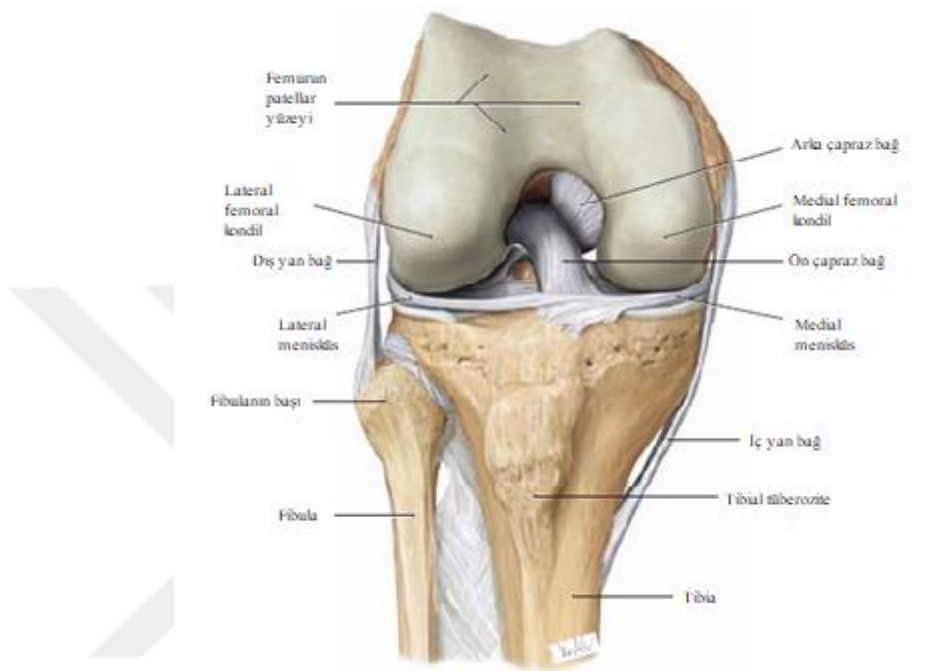
Şekil 2.4: Diz Eklemi Görünümü [22]

Diz Eklemi Ligamentleri: Diz eklemi ligamentleri ekstrakapsüler ve İntrakapsüler ligamentler olarak iki grupta incelenir (Şekil 2.5). Ekstrakapsüler ligamentler; patellar, lateral kollateral (dış yan bağ), medial kollateral (iç yan bağ), oblik popliteal ve kavisli popliteal ligamentlerdir. İntrakapsüler ligamentler ise ön çapraz bağ, arka çapraz bağ ve ligamentum transversum genustur. Patellar ligament diz eklemi ön ligamentidir. Femurun patellar eklem yüzeyine göre patella hizasının korunmasında önemli rol oynamaktadır. Diz tam ekstansiyonda iken dizdeki kollateral ligamentler gerilir ve ayakta dururken stabiliteye katkıda bulunurlar [22].

Dizde yer alan çapraz bağlar eklem merkezinde bulunur ve X harfi gibi birbirlerini eğik olarak çaprazlarlar. Ön çapraz bağ tibianın öne doğru translasyonunu ve rotasyonunu sınırlar. Ayrıca dizin hiperekstansiyonunu önler. Arka çapraz bağ ise tibianın posterioara doğru olan hareketini sınırlar ve dizin aşırı hiperfleksiyonunu engeller. Ligamentum transversum genus, menisküsleri birbirine bağlar [25].

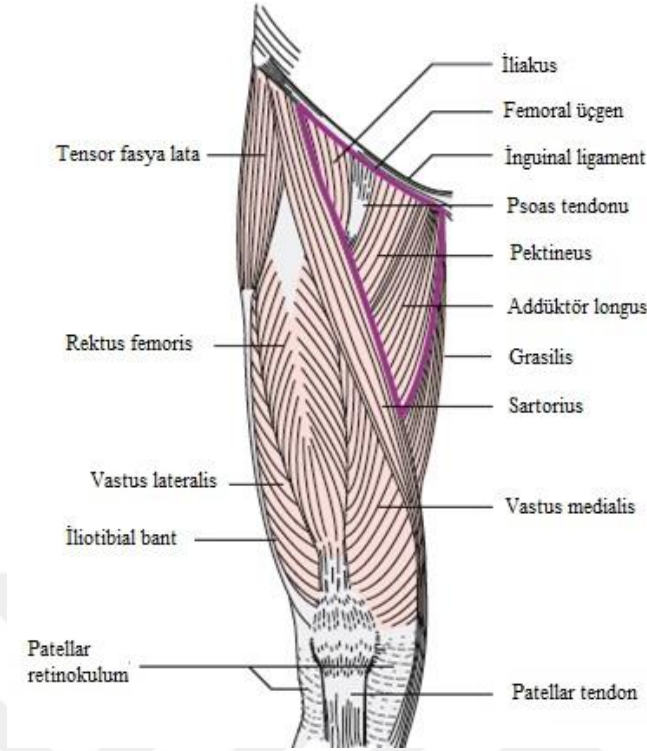
Menisküsler: Menisküs, tibianın eklem yüzeyi üzerindeki yüzeyi derinleştiren ve şok emiliminde rol oynayan kresantik fibrokartilaj plakalarıdır. Menisküsün dış kenarları daha kalın, iç kenarları daha incedir. Menisküsler iç menisküs ve dış menisküs olmak üzere iki grupta incelenir. İç menisküs, C şeklinde anteriordan posterioara

uzanırken daha geniş bir yapıdadır. Ön boynuzu, ön çapraz bağın bağlantısının önünde, tibianın ön interkondiler bölgesine bağlanır. Arka boynuzu ise arka çapraz bağ bağlantısının önündeki arka interkondiler alana yapışır. Dış menisküs neredeyse daireseldir; daha küçük olup iç menisküsten daha serbestçe hareket edebilir. Daha fazla hareket kabiliyeti, iç menisküse oranla daha az yaralanmasını sağlar [25].



Şekil 2.5: Diz Eklemi Ligamentleri [22].

Diz Eklemi Kasları: Diz eklemi temel hareketleri fleksiyon ve ekstansiyondur. Bunların yanında diz fleksiyonda iken içe ve dışa rotasyon kabiliyeti vardır. Dizdeki ekstansiyon hareketi 0° olarak kabul edilir ve ekstansiyon hareketinin temel kası kuadriseps femoristir. Sekonder olarak bu harekete tensor fasya lata destek olur (Şekil 2.6). Fleksiyon hareketinin $130-140^\circ$ ’lik bir hareket kabiliyeti vardır ve bu hareketin temel kasları hamstring grubu (biceps femoris, semitendinosus, semimembranosus) kaslarıdır. Bu harekete sekonder olarak popliteus, sartorius, gastrocnemius ve gracilis kasları yardım eder. Dış rotasyon hareketi ise 90° ’lik diz fleksiyon açısında $30-40^\circ$ ’ye sahiptir. Dış rotasyon yaptıran kaslar sırasıyla, biceps femoris, tensor fasya lata ve gracilistir. İç rotasyon hareketi ise diz fleksiyonda iken 10° ekstansiyonda 5° ’lik bir hareket açıklığına sahiptir. İç rotasyon hareketi yaptıran kaslar sırasıyla popliteus, semitendinosus, semimembranosus, sartorius, gracilistir [25].



Şekil 2.6: Diz Eklemi Kasları Önden Görünüm [26]

2.4. Kalça Biyomekaniği

Kalça eklemine birincil işlevi, yürüme, koşma ve merdiven çıkma gibi günlük aktiviteler sırasında başın, kolların ve gövdenin ağırlığını desteklemektir. Gövde ve alt ekstremiteler arasında kuvvet iletme yeteneği, insan vücudunun normal çalışması için hayati önem taşır. Kalça eklemi pelvisin asetabulumu ile femur başının bir araya gelmesiyle oluşur. Asetabular labrum, eklem kapsülü ve birçok güçlü kas tarafından kontrol edilir ve korunur. Bu yapılar beraber çalıştığında kalça eklemi önemli bir stabilite, esneklik ve güce sahip olur [24].

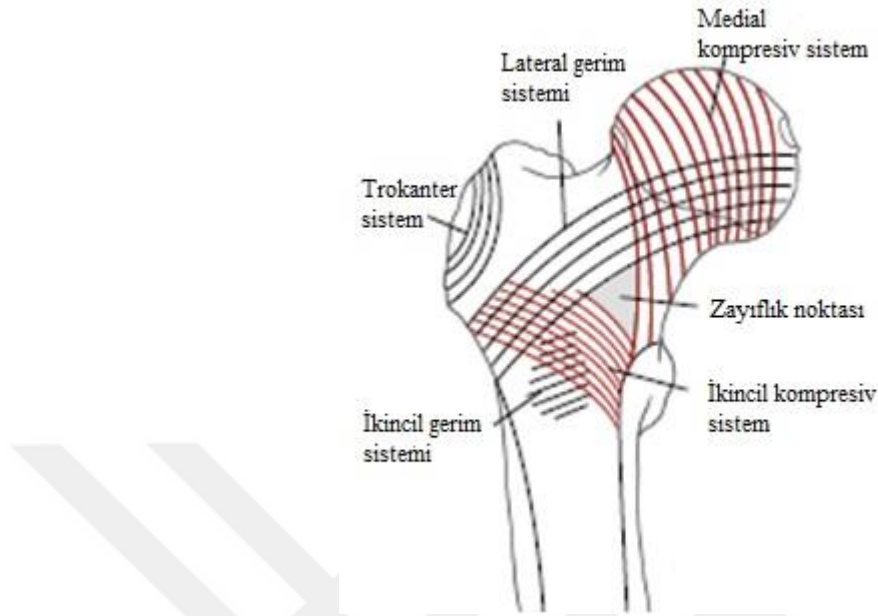
Asetabulum top soket biçiminde olan kalça eklemine içbükey kısmını oluşturur. Alt bölgesinde bulunan asetabular çentik nedeniyle tamamen küresel değildir, bundan dolayı at nalına benzer. Asetabulumun yüzeyini kaplayan eklem kıkırdağı, özellikle tepe noktasının üst ön bölgesinde olmasına rağmen periferik ve lateral olarak kalınlaşır. Asetabulumdaki eklem, sadece lunat yüzeyinin çevresindeki at nalı şeklindeki hiyalin kıkırdağından meydana gelir. Asetabulumu çevreleyen ve derinleştiren fibrokartilajinöz bir dudak olan asetabular labrum, asetabular çentiğe yayılan ve femur başının inferiora çıkmasını önleyen enine asetabular ligament ile karışır [27].

Labrum, femoral başın aşırı hareketlerde özellikle fleksiyonda tutulmasında rol oynar. Eklem kapsülü ile birlikte, labrum ayrıca fleksiyon sırasında yük taşıyan bir yapı olarak görev görür. Dolayısıyla, labrum hasarına sahip bireyler instabilite ve kapsüler gevşeklik problemleri yaşarlar. Kalça eklemine stabilizasyonu ve korunmasında oynadığı rol nedeniyle labral yetersizliklerle kalça eklemine rotasyonel instabilitesi ve hipermobilitesi için bir potansiyel vardır. Bu dengesizlik fazlalık eklem kapsülü dokusuna ve anormal yük dağılımına neden olabilir [24].

Kalça eklemine top ve soket konfigürasyonunun dışbükey bileşeni olan femur başı, bir kürenin üçte ikisini oluşturur. Femur başını kaplayan eklem kıkırdağı, ligamentum tereslerin bağlandığı foveayı çevreleyen medial merkezde en kalın yapıya sahipken, çevreye doğru incelmeye başlar. Bu kalınlıktaki değişiklikler femur başının çeşitli bölgelerinde kuvvet ve sertlik farklılıklarına neden olur. Kalça eklemine kıkırdak, uygulanan yükün büyüklüğüne bağlı olarak, femur başı üzerindeki yükleme modelini etkilen viskoelastik bir yapıdadır [24]. Yük taşıma alanı, femoral başın lunat yüzeyinin çevresinde daha küçük yüklerde konsantre edilirken yük arttıkça lunat yüzeyin merkezine ve ön, arka boynuzlara geçer [28]. Femur boynu yapısı da kalça eklemine düzgün işleyişinde özellikle femoral şaft ile açıl ilişkileri açısından bir rol oynar. En önemli iki açı inklinasyon ve torsiyon açısıdır. İnklinasyon açısı doğumda yaklaşık 140-150° arasındadır. Daha sonra kademeli azalarak yaklaşık 125°'ye düşer [29]. Eğer bu açı 125°'den büyükse koksa valga, küçük ise koksa vara adını alır. Bu anormal açılar asetabulum ve femur başı arasındaki hizalamayı kaydırır, kaldırak kolunu ve üst vücut tarafından eklem uygulanan kuvvetlerin etkisini değiştirir [24].

Torsiyon açısının yenidoğanlarda 40° olduğu tahmin edilir. Ancak bu açıda ilk iki sene içinde önemli derecede azalma meydana gelir. Torsiyon açısı 10-20° arasında normal kabul edilir. 12°'den büyük olan açılar anteversiyon olarak bilinir ve femurun bir kısmının açığa çıkmasına neden olur ve femur başını asetabular boşlukta tutmak için yürüyüş sırasında bacağın iç rotasyonuna doğru bir eğilim oluşturur. Retroversiyon ise 12°'den küçük olan açılar olup bacağın dış rotasyonuna doğru bir eğilim oluşturur [21]. Femur başı ve boynunun içi, medial ve lateral trabeküler sistemlerde düzenlenmiş trabeküllerle süngerimsi kemikten oluşur. Femur başı üzerindeki kuvvetler ve gerilmeler, özellikle eklem reaksiyon kuvveti medial sistemin trabeküllerine paralel olarak bu kuvveti desteklemedeki önemini vurgulamaktadır [30]. Epifiz plakaları,

medial sistemin trabeküllerine dik açıdadır ve eklem reaksiyon kuvvetine dik olduğuna inanılmaktadır (Şekil 2.7) [31].



Şekil 2.7: Medial ve Lateral Trabeküler Sistemin Basitleştirilmiş Çizimi [32]

Kalça Kinematiği: Kalça hareketi üç planda gerçekleşir. Sagital düzlemde fleksiyon hareketi $0-140^\circ$ arasında iken, ekstansiyon hareketi $0-15^\circ$ arasındadır. Frontal düzlemde abduksiyon hareketi $0-40^\circ$ arasında iken, addüksiyon hareketi ise $0-25^\circ$ dir. Transvers düzlemde kalça eklemi fleksiyonda iken dış rotasyon $0-90^\circ$ arasında iken, iç rotasyon $0-70^\circ$ arasındadır. Yumuşak dokuların kısıtlayıcı fonksiyonu nedeniyle kalça eklemi ekstansiyona doğru geldiğinde rotasyon hareketi azalır [24].

Kalça eklemine hareket aralığını anlamak, bireylerin günlük yaşam aktiviteleri sırasında ihtiyaç duydukları hareket aralığını anlamamıza yardımcı olur. Bir hastanın fiziksel aktivitelere katılım yeteneğini değerlendirmenin bir göstergesi, günlük yaşamda yer alan aktiviteler sırasında hareket aralığını değerlendirmektir. Günlük yaşam aktivitelerini içeren ve üç düzlemde hareket aralığını ölçen bir çalışmaya göre ayakkabı bağlamak, yerden bir nesne almak amacıyla çömelmek gibi görevlerde sagital düzlemde maksimal kalça fleksiyonu hareketi gerekmektedir (32). Bu tür günlük yaşam aktivitelerini normal bir şekilde gerçekleştirmek için en az 120° kalça fleksiyonu ve 20° kalça dış rotasyonu gereklidir. Günlük aktiviteler sırasındaki hareket açıklıkları dikkatle yorumlanmalıdır. Bildirilen bu hareket açıklıklarının yaş, hareket hızı, sandalye ve merdiven yüksekliği gibi çevresel faktörlerden etkilendiği gözlenmektedir [33].

Kalça Kinetiği: Yapılan kinetik çalışmalar sonucu, basit aktiviteler sırasında kalça eklemine önemli kuvvetlerin etki ettiği görülmüştür (23). Kalça eklemine biyomekanik analizi, tek veya çift bacak üzerinde duruşta veya dinamik bir aktivite sırasında eklem üzerinde etkili olan kuvvetleri basit statik anlık görüntü olarak ele alabilir. Bu biyomekanik analizlerin temel amaçları şöyle sıralanabilir [24]:

- Ekleme binen tüm kuvvetlerin üretilmesinde rol oynayan faktörlerin ve bunların büyüklüğünün anlaşılmasını sağlamak.
- Eklemlere ve çevresindeki yumuşak dokuya zararlı olabilecek aktivitelerin daha iyi anlaşılmasını sağlamak.
- Aktiviteler sırasında sağlıklı ve sağlıklı olmayan eklemlerin işleyişini anlamak.
- Kalça problemleri olan kişiler için tedavi ve değerlendirme planı hazırlamak.
- Optimum performans için kalça eklem yapısını anlamak.

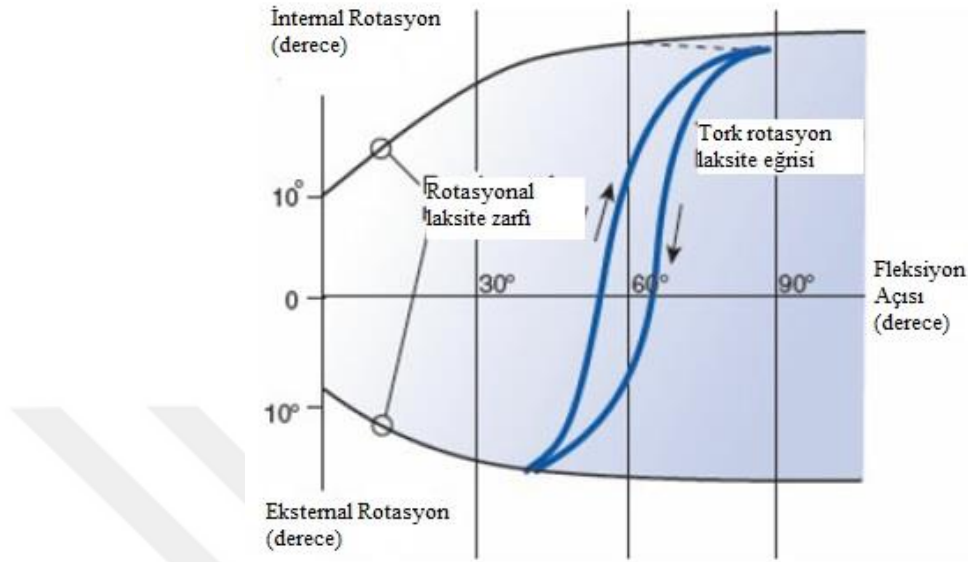
2.5. Diz Biyomekaniği

Diz eklemi yükleri iletmek, vücudun pozisyonlarını ve hareketlerini kolaylaştırmak, momentumun korunmasına yardımcı olmak gibi çeşitli görevlere sahiptir. Vücuttaki en büyük ve belki de en karmaşık eklem olan diz eklemi tibiofemoral eklem ve patellofemoral eklemden oluşan iki eklemlidir (Şekil 2.9). Tibiofemoral eklemden hareket üç düzlemde de gerçekleşmekte olup hareket aralığı sagittal düzlemde en fazladır. Bu düzlemde hareket tam ekstansiyondan, tam fleksiyona doğru tipik olarak 3° hiperekstansiyondan 155° fleksiyon aralığındadır [24].

Maksimal fleksiyon açısını ölçerken, aktif hareket ile pasif hareket arasında ayırım yapmak önemlidir. Aktif hareket kişinin hareket halinde ekstremitelere ulaşmak için kas kuvvetlerini aktif olarak uyguladığı hareketler iken, pasif hareket fleksiyon ve ekstansiyonun uç kısımlarına hafif kuvvet uygulayan ölçüm cihazının elde ettiği harekettir. Pasif hareket genellikle aktiften 5-10° daha fazladır, bu nedenle fleksiyon hareketini içeren çalışmalar dikkatli bir şekilde ölçüm yöntemini tanımlamalıdır [34].

Transvers planda yapılan hareket iç ve dış rotasyon, fonksiyon sırasında değişkendir ve rotasyon özgürlüğü olarak düşünülmektedir. Bu terim bilimsel olarak laksite olarak tanımlanmaktadır. Her laksite eğrisi, ekstremitelerde hareketi kısıtlayan

bağlar, kapsül, ve menisküs gibi yumuşak dokuların özelliklerini yansıtan bir histerezis döngüsü şeklindedir (Şekil 2.8) [24].

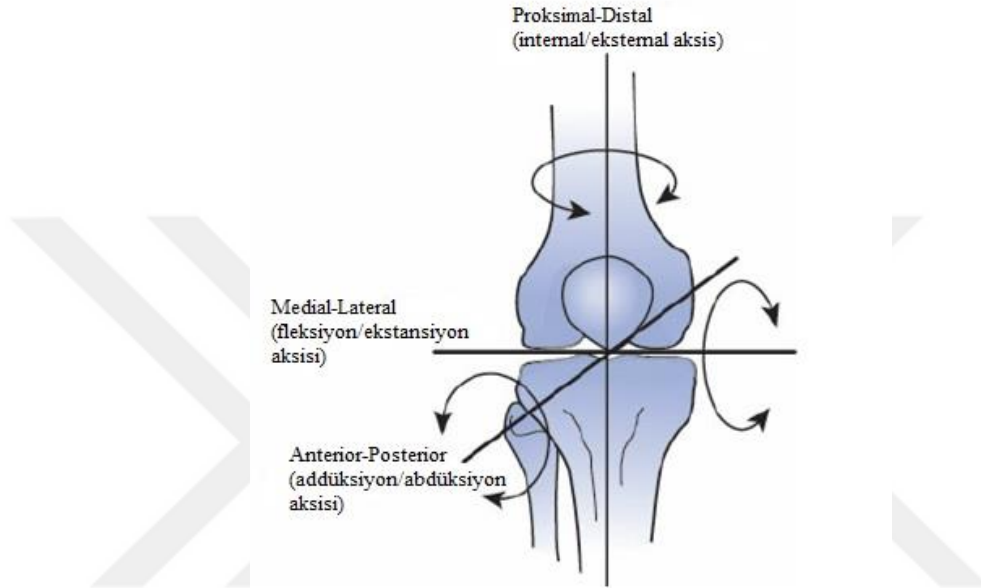


Şekil 2.8: 60° Fleksiyonda Tork-Rotasyon Laksite Eğrisi [24]

Nötral pozisyona göre fleksiyon açıları aralığında dönme açılarına iç ve dış dönme laksitesi denilir. Diz tam ekstansiyonda iken rotasyonel laksite femoral ve tibial kondillerin birbirine kilitlenmesi ile kısıtlanır. Bu esas olarak medial femoral kondilin lateral femoral kondilden daha uzun olması sonucu gerçekleşir, bu durum kollateral bağlar, ön çapraz bağ ve arka kapsül gerildiğinde de ortaya çıkar. Diz fleksiyona geldiğinde dönme laksitesi artar. Maksimum değerini 30-40° arası rotasyonda kazanır. Diz bu pozisyonda iken dış rotasyon yaklaşık 18°, iç rotasyon yaklaşık 25°'dir [35].

Frontal düzlemde yapılan hareketler abdüksiyon (varus) ve addüksiyon (valgus) hareketleri olup eklemdaki fleksiyon miktarından benzer şekilde etkilenirler. Femurun varus ve valgus hareketleri, tibianın ön düzlemindeki hareketlere göre tanımlanır. Dizin tam ekstansiyonu ön düzlemdeki hemen hemen tüm hareketleri engeller. Pasif abdüksiyon ve addüksiyon diz fleksiyonu ile beraber 30°'ye kadar artar, ancak her biri maksimum birkaç dereceye ulaşır. Diz 30°'nin üzerinde fleksiyon yaptığında yumuşak dokuların sınırlayıcı fonksiyonu nedeniyle frontal düzlemdeki hareket tekrar azalır. Varus rotasyonu, özellikle medial kollateral ligamanın lateral kollateralden daha fazla sert olması nedeniyle fleksiyonda valgustan daha büyüktür [24].

Tibiofemoral Eklem: Tibiofemoral eklem günlük yaşam aktivitelerinde hem kesme hem de kompresyon kuvvetlerine yüklenir. Dizden geçen kaslarda ağırlık taşıma ve gerginlik gelişimi bu kuvvetlere katkı sağlar ve diz tam ekstansiyonda iken kompresyon hakim olur. Dizden geçen kaslar tibiofemoral kompresyona primer katkıda bulunur, ancak gluteus medius kası da medial platodaki kompresyona önemli derecede katkıda bulunur [36].

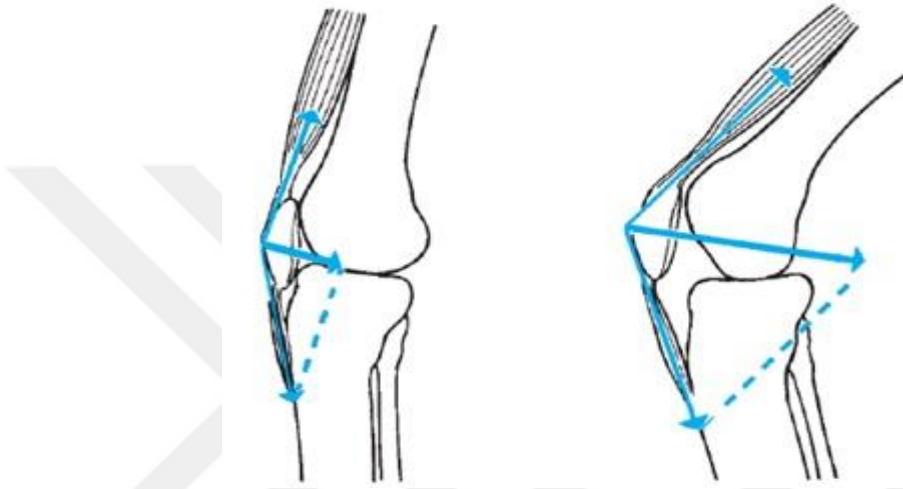


Şekil 2.9: Diz Eklemine Tümü Yönlerdeki Hareketleri [24]

Tibiofemoral eklemdaki basınç kuvveti, yürüyüş esnasında vücut ağırlığının üç katından biraz fazla iken, merdiven çıkma sırasında bu basınç vücut ağırlığının yaklaşık dört katına çıkar. Medial tibial plato, diz ekstansiyona gelirken duruş sırasında bu yükün büyük çoğunluğunu taşır ve lateral tibial plato salınım sırasında uygulanan çok daha küçük yüklerden çok daha fazlasını taşır. Medial tibial plato, lateral tibial platoya göre kabaca %60 daha fazla bir yüzey alana sahip olduğundan, eklem üzerine etki eden stres, pik yüklerin medial olarak dağıtılmasından daha azdır. Medial platodaki eklem kıkırdağının lateral platoya göre üç kat daha kalın olması eklemin aşınmaya karşı korunmasına yardımcı olur [37].

Menisküs, tibiofemoral eklemdaki yüklerin daha geniş bir alana dağılması için hareket eder, böylece eklem stresini azaltır. Menisküs ayrıca toplam yükün %45'ini taşıyan, dizdeki kuvvet emilimine doğrudan yardımcı olur [38]. Menisküs eklemler kemik yüzeylerini aşınmaya karşı koruduğu için, tam veya kısmi menisektomi geçiren dizlerin dejeneratif durumlar geliştirme ihtimali daha yüksektir [39].

Ağırlık taşıma sırasında tibial platodaki eklem kıkırdağı deformasyonu ölçümleri, eklemdaki stresin 0-120° arasında gerçekleştiğini ve yaklaşık 30° fleksiyonda minimum stres altında olduğunu gösterilmiştir [40]. Diz eklemine binen yükü araştıran başka bir çalışmada front squat ve back squatın etkinlikleri karşılaştırılmıştır (40). Bu çalışma sonucunda front squat ve back squat sırasında kas aktivasyonlarında herhangi bir değişiklik görülmezken, front squat sırasında diz eklemine binen kompresif yükün back squata göre daha az olduğu görülmüştür [41].

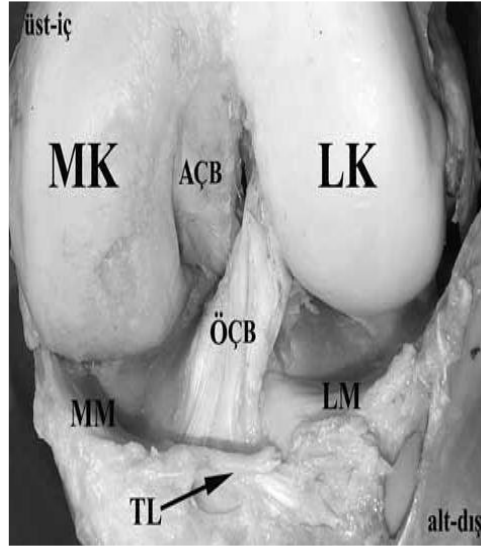


Şekil 2.10: Patellofemoral Ekleme Binen Kompresyon Yükünü Gösteren Şema [37]

Patellofemoral Eklem: Patellofemoral eklemdaki basınç kuvvetinin normal yürüyüş sırasında vücut ağırlığının yarısı olduğu ve merdiven çıkma sırasında vücut ağırlığının üç katına kadar arttığı bulunmuştur [42]. Patellofemoral eklemdaki kompresyon ağırlık taşıma sırasında diz fleksiyonu ile beraber artar. Bu durumun iki sebebi vardır. İlk olarak diz fleksiyonundaki artış, eklemda etkili olan kuvvetin sıkıştırma bileşenini artırır. İkincil olarak da fleksiyon artıkça dizin yer çekimine karşı bükülmesini önlemek için daha fazla kuadriseps gerilimi gerekir. Patellofemoral eklemdaki sıkıştırma kuadriseps ve patellar tendondaki gerilimin vektör toplamıdır. Bunu açıklayan şema Şekil 2.10'da verilmiştir.

2.6. Ön Çapraz Bağ Anatomisi

Ön çapraz bağ (Şekil 2.11), tibianın önünden başlayıp posterior lateral femoral kondile bağlanır. Ön çapraz bağ fibröz bir bant olarak tanımlansa da, kesit alanı düzgün değildir. Bağ femoral ve tibial bağlantı bölgelerine yayılarak yapışır [43].



Şekil 2.11: Diz Eklemine Önden Görünümü [44]

Ön çapraz bağın anteromedial, orta ve posterolateral bantlar olmak üzere üç demeti bulunur. Bazı araştırmacılar ön çapraz bağın orta demetinin başlangıç ve bitiş yönünün belirsiz olmasından dolayı iki tane demetinin olduğunu iddia etmektedir [43]. Posterolateral demet anteromedial bandın biraz arka tarafında tibial bir ayak izine sahiptir ve femurun arka distaline yapışır. Ön çapraz bağın her bandı diz eklem hareketi boyunca farklı davranır. Bu, dizi tam ekstansiyondan fleksiyona gelirken anterior tibial translasyona karşı korur. Diz tam ekstansiyonda iken posterolateral demet daha güçlü bir anterior tibial translasyon için daha fazla geri yükleme kuvveti sağlayabilir. Bu, anteromedial demetin dikey olarak konumlandırılırken enine hareket çizgisinden kaynaklanmaktadır. Diz fleksiyona doğru giderken femurun arka kenarı lif uzunluğunu etkili bir şekilde kısaltarak posterolateral demette gevşekliğe neden olur. Diz fleksiyonu sırasında anteromedial demetteki gerilim posterolateral demetin posterioruna doğru çekildiği için gerilim artar ve daha yüksek fleksiyon açılarında gerginliğe neden olur [43].

Ön çapraz bağın ortalama uzunluğu 22-41 mm, ortalama genişliği ise 7-17 mm arasındadır [45]. Ön çapraz bağda liflerin gerilmesine ve hızlı hareketlerine duyarlı bir dizi sinir lifi bulunur. Bu liflerin bir kısmının çevredeki kaslara bir refleks gönderdiği ve bu refleksin proprioseptif etkiye sahip olduğu düşünülmektedir. Bu ön çapraz bağ refleksi olarak bilinmektedir ve bunun diz çevresindeki kasların kontrollerine önemli bir geri bildirim sağlayan kas ateşlenmesinde rol aldığı düşünülmektedir. Ancak bu refleks dinamik bir ortamda yaralanmayı önlemek için gerektiğinden daha fazla zaman alır.

Dolayısıyla, statik aktiviteler esnasında kas aktivitelerini kontrol etmede rol oynuyor olabilir [43].

2.7. Ön Çapraz Bağ Biyomekaniği

Ön çapraz bağın temel görevi tibianın öne doğru translasyonuna engel olmaktır. Diz 30° fleksiyonda iken %87, 90° fleksiyonda iken de %85 oranında öne doğru translasyona engel olur [46]. Öne doğru tibial translasyona sekonder olarak kısıtlama sağlayan yapılar iliotibial bant, orta medial kapsül, orta lateral kapsül, medial kollateral ve fibular kollateral ligamentlerdir. Posteromedial ve posterolateral kapsüller yapılar diz ekstansiyonunda ek direnç sağlar. Ön çapraz bağın yaklaşık gerilim değeri 2160 ± 157 N'dir, fakat bu değer yaşın artmasıyla beraber değişir [47]. Ön çapraz bağ ve arka çapraz bağ medial ve lateral eklem aralığına ikincil olarak görev alan stabilizatör yapılarıdır. Dizdeki yan bağlar ve bunlarla ilişkili kapsüller yırtıldığında çapraz bağ grubu ligamentleri birincil stabilizatör görevi görür, çünkü çapraz bağ grubu ligamentleri diz merkezinde dönme merkezine yakın olduğundan moment kolları yan bağların yaklaşık üçte biri kadardır. Bu nedenle yan bağlara eşit kısıtlama momenti oluşturmak için ön çapraz bağ ligamentleri yan bağlardan üç kat daha büyük bir kuvvet üretmelidir [6]. Ön çapraz bağ ve lateral diz yapıları pivot shift ve fleksiyon-rotasyon çekmece testleri ile ölçülen iç rotasyon ve tibianın öne doğru translasyonunu sınırlar [48].

2.8. Ön Çapraz Bağ Yaralanma Mekanizmaları ve İnsidansı

Ön çapraz bağ yaralanmaları çoğunlukla sportif aktiviteler sırasında ortaya çıkar ve özellikle genç sporcularda görülme sıklığı yüksektir. Ön çapraz bağ rekonstrüksiyon prosedürlerinin son zamanlardaki gelişimiyle olumlu klinik sonuçlar elde edilmiş ve sakatlanan sporcuların spora dönmesi sağlanmıştır. Bununla birlikte çoğu sporcunun sportif aktivitelere dönmesinin uzun zaman aldığı da belirtilmelidir [12]. Sportif aktiviteler sırasında meydana gelen ön çapraz bağ yaralanmaları genellikle temas olmadan gerçekleşir ve bu temassız mekanizma genellikle kesme veya tek ayaklı iniş manevralarından kaynaklanır [49]. Kadın atletler üzerinde yapılan bir çalışmada artan dinamik valgus ve yüksek valgusun yaralanma riskini artırdığı ve valgus pozisyonun önemli bir komponent olduğu gösterilmiştir [50]. Bazı video analizleri de ayrıca kadın

atletler üzerindeki ana yaralanma mekanizmalardan birisinin valgus pozisyonu olduğunu bildirmiştir [51].

Sanders ve ark. (51) ön çapraz bağ yaralanmalarının insidansını belirledikleri 21 yıllık bir çalışmaya göre, yıllık 100.000 kişiden 68,6'sının izole ön çapraz bağ yaralanması geçirdiğini tespit etmiştir. Kadınlarda yaralanma insidansının en yüksek olduğu yaş aralığının 14-18 olduğu ve yılda 100.000 kişiden 227,6'sının yaralandığı bildirilmiştir. Buna karşın, erkeklerde yaralanma insidansının en yüksek olduğu yaş aralığının 19-25 olduğu ve 100.000 bireyden 241'inin yaralandığı tespit edilmiştir. Buna göre en yüksek insidans oranları 11-20 yaş arası kadınlarda ve 21-30 yaş arası erkeklerde görülmektedir [52].

Beck ve ark. [1] 6-18 yaş arası hastalarda ön çapraz bağ yaralanma insidansı ile ilgili olarak 1994-2013 yılları arasındaki verileri rapor etmişlerdir. Çalışma popülasyonu her yıl ortalama 136.000 ± 15.000 kişidir. En yüksek yaralanma insidansı, lise çağındaki 16 yaşındaki kadınlarda yıllık 100.000'de 392; 17 yaşındaki erkeklerde 100.000'de 422 oranlarında bulunmuştur. Bu çalışmanın sonucuna göre ön çapraz bağ yaralanmalarında yıllık % 2.3 artış olduğu belirtilmiştir [1]. Milliyete bakılmaksızın ön çapraz bağ yaralanması geçiren ve rekonstrüksiyon yapılan hastaların çoğu lise, kolej veya lig sporlarında sıklıkla yer alan 25 yaşın altındaki sporculardır [2].

2.9. Ön Çapraz Bağ Yaralanmalarına Neden Olan Risk Faktörleri

Ön çapraz bağ için risk faktörleri içsel (intrinsek) ve dışsal (ekstresek) olarak iki başlık altında toplanılmıştır. İçsel risk faktörleri cinsiyet, hormonlar, genetik faktörler, anatomik, nöromüsküler ve önceden geçirilmiş alt ekstremitte yaralanması öyküsü gibi her bir sporcu için doğal olan değişkenlerdir. Dışsal risk faktörleri atletten bağımsızdır. Bunlar çevresel koşullar, aktivite seviyesi ve tipi olarak sınıflandırılabilir [53].

Birçok çalışma cinsiyet farklılıklarının göreceli olarak ön çapraz bağ yaralanma riskinde rol oynadığını göstermektedir. Spesifik olarak cinsiyetler arasındaki anatomik, hormonal ve nöromüsküler farklılıklar ön çapraz bağ yaralanması için potansiyel risk faktörleri olarak kapsamlı bir şekilde incelenmiştir [54]. Literatürde bu spesifik faktörleri içeren çok sayıda veri olmasına rağmen verilen çoğu sonuçsuz veya çelişkilidir.

Epidemiyolojik çalışmalar ergen kadın sporcuların erkek sporculara oranla daha fazla ön çapraz bağ yaralanma riskine sahip olduğu gösterilmiştir [55]. Ön çapraz bağ yaralanmalarında rol oynayan anatomik risk faktörleri arasında tibiofemoral geometri (küçük femoral çentik genişliği, sık medial tibial plato konkavitesi ve tibial platonun dik posterior eğimi), diz eklem laksitesi, ön çapraz bağın yapısal özellikleri, Q açısı ve vücut kitle indeksi (BMI) bulunur. Ek olarak cinsiyete özgü hormonal değişiklikler de bu tanımlanmış anatomik risk faktörlerini etkileyebilir ve kadınlarda erkeklere göre daha yüksek yaralanma oranlarına neden olabilir [53].

Kalça kontrolünde azalma, azalmış dinamik gövde stabilitesi, öncelikli kuadriseps aktivasyonu ve hamstringlerin aktivasyonunda azalma nöromusküler risk faktörleri; iniş, kesme ve döndürme, yüksek diz abduksiyonu, yüksek yer reaksiyon kuvveti, yüksek ön diz eklemi reaksiyon kuvvetleri biyomekanik risk faktörleri olarak kendini gösterir. Nöromusküler risk faktörleri ile ilgili çalışmalar, ön çapraz bağın yaralanma riskinin tam olarak anlaşılmasında yetersiz kalmıştır, bu risk faktörleri üzerinde daha fazla çalışma yapılması önerilmiştir [56].

2.10. İzokinetik Dinamometre

İzokinetik egzersiz, kas kısalma veya uzama hızının ve açısal uzuv hızının izokinetik dinamometre olarak bilinen bir hız sınırlayıcı cihaz tarafından önceden belirlenmiş ve sabit tutulduğu dinamik bir egzersiz şeklidir. İzokinetik terimi eşit bir hızda meydana gelen hareketi ifade eder. Belirli bir ağırlığın seçildiği ve kontraksiyonun meydana geldiği sabit eksternal yüklü direnç egzersizlerinden farklı olarak, izokinetik direnç idmanında yük değil, segment hareketinin hızı manipüle edilir. Kasın karşılaştığı kuvvet, ekipmana uygulanan kuvvet derecesine bağlıdır [57].

İzokinetik eğitim rehabilitasyonda çok çeşitli egzersiz hızları sağlar. Mevcut dinamometreler uzuv hareketinin hızını 0-500 derece/saniye arası değiştirir. Bu hızlar yavaş, orta ve hızlı olarak sınıflandırılmıştır. Bu hız aralığı hastanın fonksiyonel aktivite taleplerine hazırlanabileceği bir mekanizma sağlar [58].

İzokinetik dinamometrenin avantajları; tüm hareket açıklığı boyunca maksimum direnç geliştirmeye izin verirler, kişi yüksek hızlı antrenman yapma imkanı bulur. Ağırlık eğitim sistemlerin çoğu yüksek hızlı eğitim içermediğinden ve yüksek hızlı eğitim olmadan güç maksimize edilmediğinden bu önemlidir. İzokinetik makinelerin

kullanımı çok güvenlidir, bu tür makinelerde yaralanmalar oldukça nadirdir. Hem unilateral hem de bilateral eğitim imkanı sağlar. Bir dezavantajı ise, eksantrik kasılma sırasında direnç sağlamamasıdır. Araştırmalar eş merkezli kasılma ve eksantrik kasılmanın birlikte eğitiminin bağımsız olarak yapılan eğitimden daha iyi olduğunu göstermiştir [58]. Kişinin verdiği direnç minimum, maksimum veya ikisinin arasında olabilir, çünkü izokinetik makineler sadece hareketin hızını kontrol edebilir. Makineler nöromüsküler koordinasyonun gelişmesini, antagonist ve sinerjist kasların gelişimini engeller. Genel olarak ekipmanların düzenli bakıma ihtiyacı vardır ve maliyetlidir [59].

2.11. İniş Biyomekaniği

Tek ayakla iniş şekli birçok spor dalında görülür. Tek ayaklı inişler genellikle spor sırasında değişen dikey yükseklik ve yatay mesafelerden oluşur. Müsabakalardaki sıçrama sonrası iniş pozisyonları ön çapraz bağ yaralanmalarına neden olabilir [60]. Ön çapraz bağ için sıçramanın iniş fazı kalkış fazına göre daha streslidir [61]. Ön çapraz bağ yaralanmalarını inceleyen 12 yıllık bir video çalışmasında 29 kişiden 21'inin iniş sırasında ön çapraz bağ yaralanması geçirdiği bildirilmiştir [62]. Çalışmadaki katılımcıların 16'sı tek ayak üzerinde yere iniş şekline sahipti.

Yapılan bir çalışmada incelenen hastaların %91'inde varolan ön çapraz bağ yaralanmalarının yaklaşık %50'sinin müsabaka sırasındaki iniş fazında meydana geldiği belirtilmiştir [63]. Yapılan başka bir çalışmada ayak pozisyonu vücudun önünde yer alırken, aynı anda üst vücudun geriye doğru gittiği pozisyonda tüm kuvvetin ayak ve bacak üzerinde olmasının ön çapraz bağ yaralanmasına sebep olabileceği bildirilmiştir [64]. Tek ayaklı iniş çalışmaları hem yaşam hem de spor performansı aktivitelerinde daha işlevsel iyileştirmeler sağlayabilir, çünkü rekabetçi ortamdaki birçok spor hareketi tek bacak üzerinden gerçekleştirilmektedir [65].

2.12. Biyomekaniğin Tarihsel Gelişimi ve Tanımı

İnsanlar günlük yaşamlarında yürümek ve koşmak gibi çeşitli fiziksel aktiviteler yaparlar. Yüzyıllar boyunca insan hareketlerinin izlenmesi ve gösterilmesi; bilgi üretimi, fiziksel rehabilitasyon, spor eğitimi, antropomorfik robotların yapımı gibi birçok amaç için araştırma ve inovasyon konusu olmuştur. Son yıllarda enstrümantasyon ve bilgisayar teknolojileri, doğal hareketleri engellemeyen ve uzun süre çalışabilen giyilebilir izleme çözümlerini geliştiren insan hareketi çalışmaları için

yeni fırsatlar sağlamıştır [66]. İnsan hareketlerinin analizi, antik dönemden günümüze kadar devam eden ve sürekli gelişmekte olan mekanik bilim dalının önemli bir kısmını oluşturur [67]. Yaklaşık 2500 yıl önce Aristoteles'in kendi gözlemlerini anlattığı "Hayvanların Hareketleri" isimli eseri, hayvanların hareketleri hakkında yazılan ilk eserdir [68]. Bu yayında ilk defa rotasyonel hareketler analiz edilip tanımlanmıştır. Daha sonra formüle edilen birçok ilke, Newton'un üç hareket yasası için temel bilgileri oluşturdu. [66].

Aristoteles'ten yaklaşık 100 yıl sonra antik çağın en ünlü matematikçisi Arşimed, bazı mekanik prensipler geliştirmiştir. Arşimed düzlemler dengesi üzerine yazdığı tezde, büyüklüklerin genellikle mekanik torkun ilk matematiksel formülasyonu olarak kabul edilen ağırlıklarıyla orantılı olarak, orantılı mesafelerde dengede olduğu Kaldıraçlar Yasası'nı ortaya koymuştur. [69].

Roma döneminde Claudius Galen ilk defa diğer sistemler arasında kas iskelet sistemi üzerine araştırmalar yapmıştır. "*Demotu Musculorum*" adlı çalışmasında motor ve duyu sinirlerinin ayrımının agonist ve antagonist kas grupları arasındaki farkları tanımlamıştır. Kas kontraksiyonu Galen tarafından beyinde üretilen ve kaslara sinirler aracılığıyla giden "hayvan ruhları" olarak açıklanmıştır [70].

Hareket bilimine en önemli katkılardan biri de Rönesans döneminde Leonardo da Vinci'nin mekanik yönü dikkate alarak yaptığı çalışmalardır [71]. Da Vinci, bu çalışmalarında eklem fonksiyonlarını, kas kuvvetini ve insersiyodan origoya kadar hatlar boyunca etkilerini tanımlamıştır.

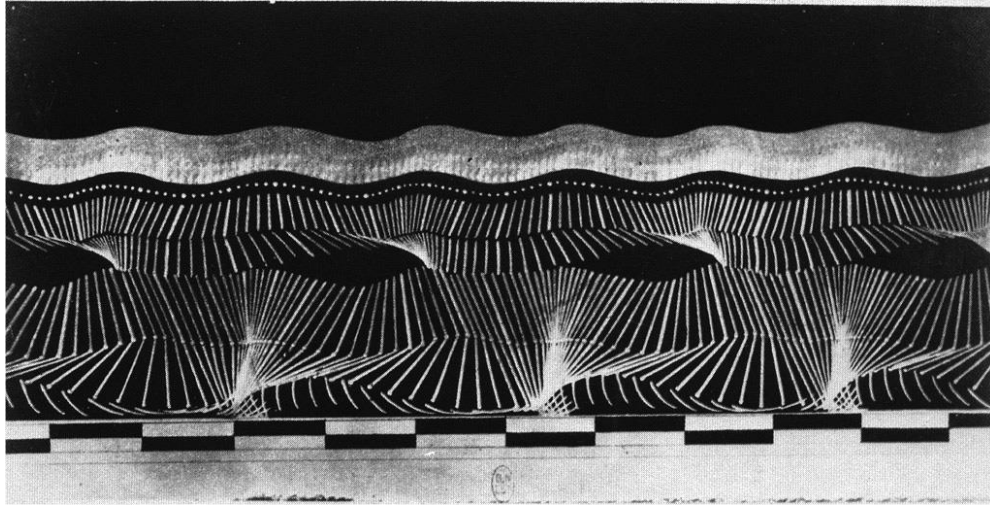
Modern fiziğin kurucusu olan Galileo Galilei materyallerin kuvveti üzerine odaklanmıştır. Galileo, kemiklerin minimum ağırlığını korurken maksimum güç elde etmek için içlerinin oyuk olduğunu belirtmiştir. Ayrıca Galileo'nun yayınlanmamış olan "*De Animalium Motibus*" adlı kitabında ayak uzunluğunun sıçrama yüksekliğine olan etkisi biyomekaniksel açıdan tanımlanmıştır [70].

Borelli, 1680 yılında Aristoteles'ten etkilenecek "*De Motu Animalium*" isimli eserini yayınladığı [72]. Borelli, kasların hareketlerinin mekanik olarak Galileo'nun analitik teknikleriyle kasılabileceğini ve eski haline dönebileceğini ileri sürmüştür. Ayrıca ortak kuvvetini ilk hesaplayan kişi olmuştur. İnsan vücudunda mekanik prensiplerin uygulanmasındaki öncü katkılarından dolayı biyomekaniğin babası olarak kabul edilmiştir.

17. yüzyılda Sir Isaac Newton modern dinamikte en etkili teoriyi oluşturan üç hareket yasasını ortaya koymuştur [73]. Bu üç hareket yasası içinde Newton'un 2. Yasası, insan hareket analizi için en temel olanıdır. Bu yasada ivmenin kuvvete bağlı olduğunu, dolayısıyla kinematiği kinetiğe bağladığını açıklanır.

Mevcut insan yürüyüş anlayışımız için sağlam bir bilimsel temel sağlayan çalışmalardan biri, Newton klasik mekaniğinin [73] prensiplerini, Descartes'in Koordinat Geometrisi'ni [74] ve Borelli'nin matematik konseptlerini de içeren, sırt çantası taşıyan askerlerin yürüyüşü sırasındaki kas aktivasyonlarını tahmin etmek amacıyla Braune (1831-1892) ve Fischer (1861-1917) [75] tarafından gerçekleştirilmiştir.

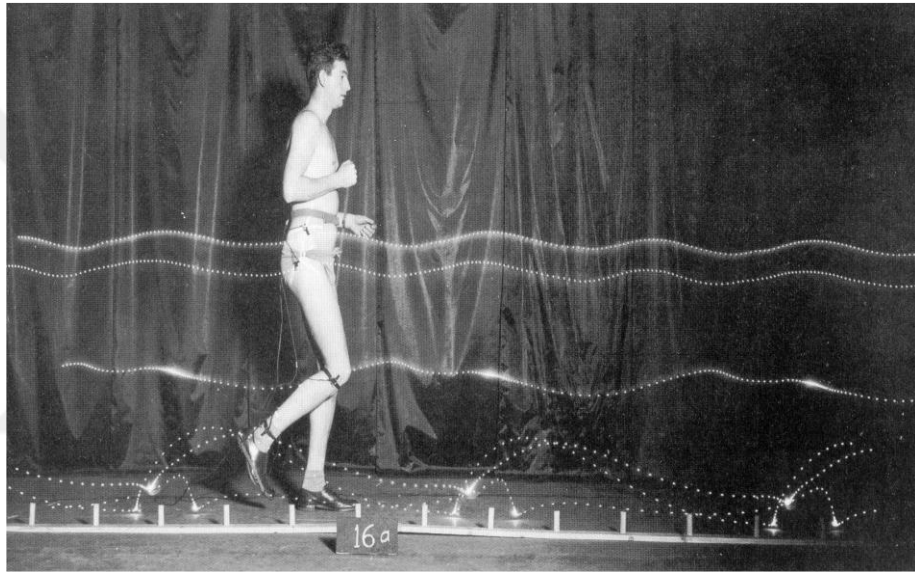
Son yüzyıllarda insan motor sistemi anlayışımız üzerinde önemli etkiye sahip olan insan hareketini gözlemlemek için yeni araçların geliştirilmesinde bazı temel ilerlemeler meydana gelmiştir [76]. Wilhelm Kardeşler (1804-1891) ve Eduard Weber (1806-1871) [77] ilk defa insan hareketleri sırasında zamansal ve mekansal parametrelerin nicel verilerini içeren çalışmalar yapmışlardır. Muybridge (1830-1904) [78] ve Marey (1830-1904) ilk defa fotoğraf tekniklerini kullanarak insan hareketlerini ölçmüşlerdir. Bu çalışmada seri kameralar kullanarak ardarda hızlı bir şekilde hem insan hem de hayvan hareketlerini kaydetmişlerdir (Şekil 2.12). [79]



Şekil 2.12: Marey'nin Çalışmasından Siyah Kıyafetli Adamın Geometrik Kronofotografisi [79].

Kalifornia Üniversitesi'ndeki Eberhart (1906-1993) ve Inman'ın (1905-1980) klasik çalışması, insan hareketinin mekaniğiyle ilgili çok önemli bir bilgi kaynağı sağlamıştır [80] [81]. Bu çalışma, insan hareketini değerlendirmek için kesilmiş ışık

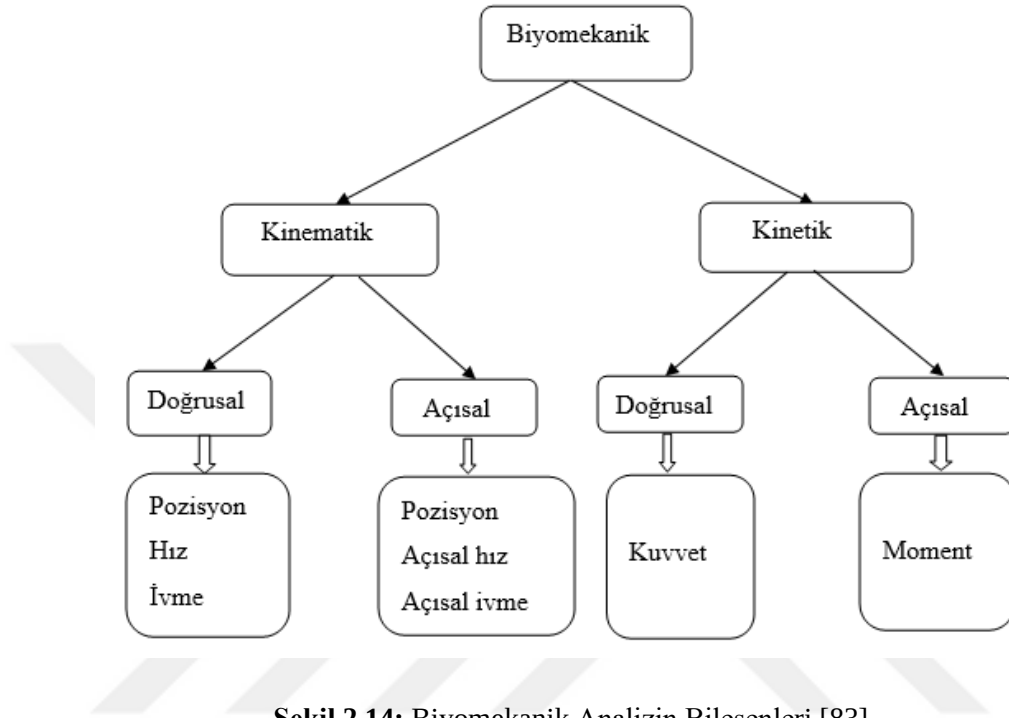
kullanımını içermektedir (Şekil 2.13). Vücudun kalça, diz, ayak bileği ve ayak bölgelerine yerleştirilmiş küçük ampuller taşıyarak, kameranın açık lensinin önünde yürüyüş ölçümleri yapılmıştır. Oluklu bir disk kameranın önünde döndürülmüş ve eşit zaman aralıklarında bir dizi beyaz nokta üretilmiştir. Bu noktalar, manuel olarak ölçülebilen eklem açıları sağlamak için güçlü bir şekilde bağlanabilmekteydi. Transvers planın rotasyonlarını değerlendirmek amacıyla Inman, pelvis femur ve tibiaya çiviler çakarak, kişi üzerine yerleştirilmiş bir film kamerasıyla çivi rotasyonlarını kaydetmiştir. Eberhart ve Inman'ın çalışmaları, günümüzde insan hareketi çalışmalarında kullanılan tekniklerin pek çoğunun temelini oluşturmaktadır.



Şekil 2.13: İnsan Hareketini Değerlendirmek İçin Kesintili Işık Çalışması [82]

Genel olarak, insan hareketinin analizi iki bölüme ayrılabilir. İlk bölüm kinematik, harekete neden olan kuvvetleri göz önünde bulundurmadan hareket analizi ile ilgilidir. İkinci bölüm kinetik, harekete neden olan kuvvetlerin analizi ile ilgilidir. Hem kinematik hem de kinetik aşağıdaki bölümlerde açıklanacaktır. Kinematik ve kinetik değerlendirmenin bireysel kaslar için bilgi sağlamadığına dikkat edilmelidir. Bireysel kasların hareketini ve harekete katkısını tespit etmek için elektromiyografi (EMG) kullanılarak elde edilebilecek kasların elektriksel aktivitesini araştırmak gerekir. Bu şekilde kasların aktivasyon zamanlarını ve bir dereceye kadar aktivasyonlarının boyutunu ve böylece insan hareketine katkılarını araştırmak mümkündür. EMG'nin insan hareketi analizindeki önemli rolüne rağmen, bu tez boyunca daha ayrıntılı olarak tartışılmayacaktır.

Biyomekanik analiz hem kinetik hem de kinematik perspektifinden uygulanabilir (Şekil 2.14) [83]. İlerleyen bölümlerde kinetik ve kinematik kavramlarının ne olduğunu ve neyi temsil ettiğini ve güncel hangi tekniklerin kullanıldığı hakkında bilgi verilecektir.



Şekil 2.14: Biyomekanik Analizin Bileşenleri [83]

2.13. Kinematik

İnsan vücudu, kinematiği vücut segmentlerini kütle ve nedensel kuvvetlerini göz önüne almadan hareketi tanımlar [84]. Üç boyutlu kinematik veriler hem doğrusal (doğrusal hızlanma, doğrusal hız, ve pozisyon) hem de açısal (açısal hızlanma, açısal hız ve oryantasyon) olabilir. Tipik olarak insan vücudu kinematiği hareket yakalama sistemleri kullanılarak değerlendirilir. Genel olarak bu teknolojiler optik (kamera tabanlı) ve eylemsizlik hareket yakalama sistemlerine (atalet hareket sistemi) ayrılmıştır. İlerleyen bölümlerde temel özelliklerle beraber bu kavramların avantaj ve dezavantajlarından da bahsedilecektir

2.13.1. Doğrusal Kinematik

Doğrusal kinematik harekete neden olan veya hareketten kaynaklanan kuvvetlere özel bir atıf olmaksızın, zaman içinde doğrusal hareketin şeklini, biçimini, desenini ve dizilimini içerir.

Pozisyon: Bir nesne hakkında tarif edebileceğimiz ilk kinematik karakteristik onun pozisyonudur. Mekanik olarak konum uzaydaki konum olarak tanımlanır. Hareketin başlangıcında, hareketin sonunda veya hareketin herhangi bir anında uzaydaki nesnenin nerede bulunduğunu sormak, başlangıçta çok önemli bir özellik olarak görülmeyebilir. Buna karşın, futbol, basketbol, tenis, raketbol, ragbi, çim hokeyi, buz hokeyi gibi sporlarda sahadaki oyuncuların konumunun önemini düşünecek olursak, kullanılan stratejiler genelde her takımdaki oyuncunun nerede bulunduğuyla ilgilidir [85].

Hız: Ortalama hız herhangi bir nesnenin belli bir süre içerisinde yaptığı toplam yer değiştirme miktarıdır. Yer değiştirme sayı ve yön ile tanımlanan bir vektör olduğu için ortalama hız da sayı ve yön ile tanımlanan bir vektördür [85].

İvme: Havaya atılan bir topun hareketini tanımlayacak olursak, topun yukarıya doğru hareket ettiğini ve yukarı doğru yavaşladığını, sonra aşağıya doğru hareket ettiğini ve aşağıya doğru hızlandığını söyleyebiliriz. Ancak yapılan hareketi mekanik olarak tanımlayacak olursak ivme; hızdaki değişim oranıdır. Hız, ilişkili bir sayı ve yöne sahip vektör miktarı olduğundan, hızlanma aynı zamanda bir sayı ve bir yöne bağlı vektör miktarıdır. Bir nesnenin büyüklüğü ve yön değişimine bağlı olarak hızı da değiştirir [85].

2.13.2. Açısal Kinematik

Açısal hareket bir nesnedeki tüm noktalar aynı sabit eksen etrafında dairesel yollarda hareket ettiğinde oluşur. Açısal hareket önemlidir çünkü insan hareketlerinin çoğu eklemlerdeki uzuvların açısal hareketlerinin sonucudur. Açısal hareketin nasıl ölçüldüğü ve tarif edildiğinin anlaşılması da önem taşır [85].

Pozisyon: Açısal pozisyon bir çizginin başka bir çizgi veya düzlemle yönlendirilmesini ifade eder. Diğer bir çizgi veya düzlem yeryüzüne göre sabit ve taşınmazsa açısal pozisyon mutlak bir açısal pozisyonudur. Ön kolunuzun yatay bir düzlemle yaptığı açı, ön kolunuzun mutlak açısal konumunu tanımlar. Çünkü yatay bir düzlem sabit bir referanstır. Eğer diğer bir çizgi veya düzlem hareket edebiliyorsa açısal pozisyon göreceli bir açısal pozisyonudur. Ön kolunuzun üst kolunuzla yaptığı açı, ön kolunuzun veya direk eklemelinizin açısal pozisyonunu tanımlar. Eklemlerde uzuvların oluşturduğu açılar, uzuvların göreceli açısal pozisyonlarını tanımlar [85].

Hız: Açısal hız açısal yer değiştirmenin hızı olarak tanımlanır. Ölçü birimleri radyan/saniye (rad/sn), derece/saniye ($^{\circ}$ /sn), ve dakikadaki devir (rpm) olarak tanımlanmıştır. Açısal hız doğrusal hız gibi vektörel bir büyüklüktür. Açısal hız bir vektör olduğundan açısal hızın boyutunda ve dönme eksenini yönünde bir değişiklik, açısal hızda da değişikliğe yol açar [85].

İvme: Açısal hızın değişim oranıdır. Ölçü birimleri radyan/saniye² (rad/sn²), derece/saniye² ($^{\circ}$ /sn²) olarak tanımlanmıştır. Açısal ivme daha hızlı veya daha yavaş veya dönen nesnenin dönüş eksenini değiştirmesinde meydana gelir [85].

2.14. Kinetik

Hareketin nedenleri ile ilgilenen mekaniğin alt dalına kinetik denir. Kinetik, bir sistem üzerinde etkili olan kuvvetlerle ilgilidir. Hareket türüne bağlı olarak kinetik doğrusal ve açısal kinetik olmak üzere ikiye ayrılır [86].

2.14.1. Doğrusal Kinetik

Kuvvet: Kuvvetin tanımlanması çok zor bir kavramdır. Kuvveti genellikle bir kuvvetin neler yapabileceğini açıklayarak tanımlarız. Newton'un ilkelerine göre, nesneler, nesnenin sağladığı harekete karşı dirençten daha büyük bir kuvvetle tepki verdiğinde hareket ederler. Bir kuvvet iki nesnenin etkileşimini içerir ve bir nesnenin itme veya çekme hareketinde bir değişiklik oluşturur. Kuvvet hareket üretebilir, hareketi durdurabilir, hızlandırabilir veya nesnenin yönünü değiştirebilir. Her durumda nesnenin hızlanması değişir veya değişmesi önlenir. Dolayısıyla bir kuvvet, bir nesnenin pozitif veya negatif olarak hızlanmasına neden olabilecek iki nesne arasındaki herhangi bir etkileşim, bir itme veya çekme olarak düşünülebilir. Örneğin güçlü bir diz veya kalça ekstansiyonu tarafından üretilen yeri itme, vücudun yukarı doğru hızlanmasına ve zeminden ayrılmasına neden olmak için yeterli olabilir [83].

2.14.2. Açısal Kinetik

Moment: Bir kuvvet dönmeye neden olduğunda, dönme bir pivot noktası etrafında meydana gelir ve kuvvet hareket çizgisi pivot noktasından belirli bir mesafede hareket etmelidir. Bir kuvvet, dönmeye neden olacak şekilde uygulandığında, bu kuvvetin çarpımı ve hareket hattındaki dik mesafeye tork veya kuvvet momenti denir. Bu terimler eş anlamlıdır ve literatürde birbirinin yerine kullanılır. Tork, belirli bir

eksen etrafında dönmeye neden olan bir kuvvetin eğilimi olarak tanımlanır. İki boyutlu bir analizde torkun hareket ettiği eksen ne yatay ne de dikey eksendir. X-Y düzlemine dik bir eksen etrafında hareket eder. Bu eksene Z ekseni denilir [83].

2.15. Kinematikte Ölçüm Teknikleri

2.15.1. Laboratuvar Metot: Optik Hareket Yakalama

Optik hareket yakalama sistemleri vücut kinematikini ölçmek için birçok kameranın bir arada kullanılmasına dayanır [87]. Geleneksel optik sistemler, cilt üzerine yerleştirilen aktif veya pasif işaretleyicilerin yörüngelerini izler ve ardından segment kinematikini yeniden yapılandırmak için hesaplama teknikleri kullanılır [88]. Alternatif olarak, geleneksel olmayan optik sistemler, marker kullanmadan insan vücudu parçalarını takip eder [89]. Bu takip Microsoft Kinect gibi cihazlarda bulunan derinlik kamera sensörlerinin kullanımıyla yapılır [90] [91].

İşaretleyici kullanmadan yapılan ölçümlerin kurulum süresi ve maliyeti önemli ölçüde düşüktür, ancak özellikle hızlı hareketler ve düşük hareket açıklığı için, marker bazlı yöntemlerden daha az güvenilir olduğu gösterilmiştir [92] [93].

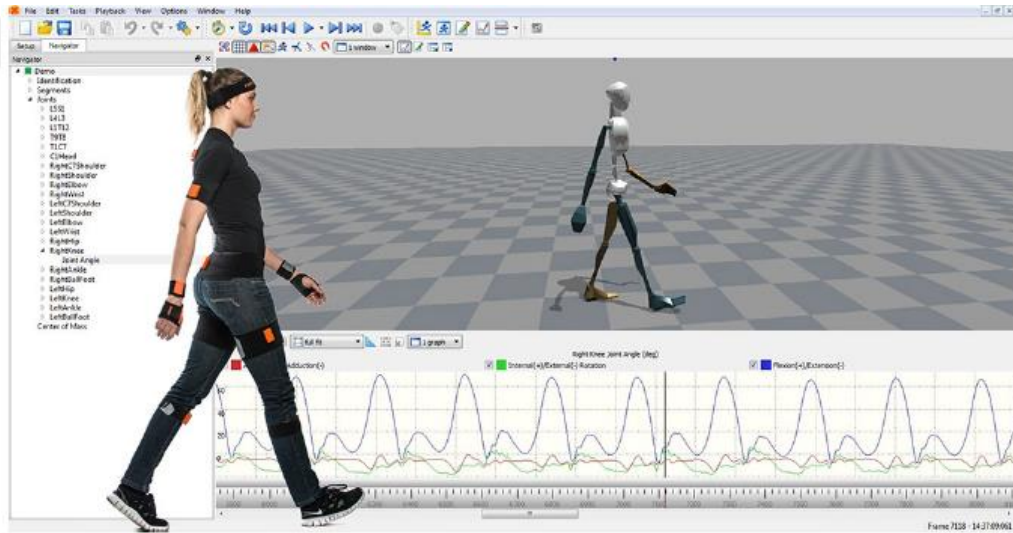
İşaretleyici tabanlı optik sistemler sıklıkla rapor edilen alt milimetre doğruluğu ile, işaretleyici yörüngelerini takip etmede iyi bir performans gösterir [94] [95]. Ancak vücut hareket analizinde işaretleyici kurulum değerlendirmesi, kurulum hazırlığı, veri toplama ve işlem sonrası veri işleme süreci, bu sistemler için gösterilmiş limitasyonlardır. İşaretleyicilerin anatomik yerlere tam olarak yerleştirilmesi gereklidir, çünkü aynı uygulayıcının aynı deney grubu içerisinde yaptığı uygulamaların bile güvenilirliğinin düşük olduğu saptanmıştır [96].

Uzayda bir cismin üç translasyonel ve üç dönme serbestlik derecesini takip etmek için, vücut üzerine yerleştirilmiş en az üç işaretleyici gereklidir. İşaretleyiciler cilt üzerine yerleştirilmiş olması ve kemik üzerine yerleştirilmemesi nedeniyle, sert gövdeden kaynaklı meydana gelen yumuşak doku artefaktları optik hareket yakalama sistemlerinde pozisyon ve oryantasyon hatalarını önemli ölçüde artırabilir. Örneğin, 40 cm uzunluğunda bir tibia üzerine yerleştirilen üç işaretleyiciden birinin, 1 cm ön tarafa doğru yerleştirildiği varsayıldığında, bunlar, iki değer arasındaki oranın ters tanjantına eşit bir oryantasyon hatasına yol açacaktır. Bu hata oranı sagittal düzlemde yaklaşık

atanmış $(1/40) = 1,4^\circ$ 'ye denk düşer. Bu farklılıklar, hareket alanının zaten küçük olduğu düzlemlerde ortaya çıktıklarında daha olumsuz etki yaratır [97].

2.15.2. Ambulatuvar Metot: Atalet Hareket Birimi

Atalet hareketinin yakalanması (IMC) insan hareketini tanımlamak için atalet ölçüm birimlerini (IMU) kullanır [98]. Atalet ölçü birimlerinde yer alan ve Şekil 2.15'te gösterildiği gibi tipik algılama bileşenleri, temel olarak ivme ölçerler, jiroskoplar ve çoğu kez manyetometrelerdir. Diğerlerinin yanı sıra, IMC'nin en önemli avantajı, çalışmak için özel bir laboratuvar alanı gerektirmemesi ve hem iç hem de dış mekanlarda kullanılabilmesidir.



Şekil 2.15: Xsens Mvn Awinda Hareket Yakalama Sistemi (www.xsens.com)

Atalet ölçü birimlerinden olan ivme ölçer cihazlar bir yay ile süspense edilmiş ve sönümlenmiş bir kütleden oluşur. Bu ivme ölçer, sensör ivmesini ve yerçekimi ivmesini ölçer. İvme ölçer yerçekimi gibi bir dış kuvvete maruz kaldığında, dış kuvvet yay kuvveti ile dengelenene kadar kütle yer değiştirir. Yer değiştirme ölçülür ve ivmeye çevrilir. Jiroskop açısal hızı ölçer. Döndüğünde, başlangıçtaki titreşim yönüne dik olan ikincil bir titreşime neden olan Coriolis etkisine maruz kalan bir titreşim elemanından oluşur. Atalet sensörlerinin temel avantajı, tamamen kendine yeterlilikleri, yani görüş hattı ve çok yörünge problemlerinin olmaması, elektromanyetik alanlara müdahale eden hassasiyetlerinin bulunmamasıdır. Atalet sensörlerinin dezavantajı, gürültüden ve dalgalı bir dengelemeden kaynaklanan entegrasyon kaymalarına karşı savunmasızlıklarıdır. Ayrıca, atalet sensörleri, sensörlerin birbirine göre konumlarını ve

yönlerini tahmin etmek için kullanılamaz, çünkü entegrasyon yalnızca zaman içindeki değişiklikleri tahmin etmek için kullanılabilir ve her sensörün ilk konumu bilinmez [66].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

“Adölesan Kadın Basketbolcularda Yüksekten Atlamanın İniş Fazında Kalça ve Diz Biyomekaniğinin Ön Çapraz Bağ Yaralanmaları Üzerine Etkisi” başlıklı yüksek lisans tez çalışmamız, İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Spor Hekimliği Anabilim Dalı Laboratuvarları'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışma, İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 14.06.2019 tarihli ve 11 sayılı toplantısında onaylanmıştır.

Çalışma örneklemini, İstanbulda yer alan İstanbul Üniversitesi basketbol okulunun 15,16,17 ve 18 yaş grubunda yer alan altyapı oyuncuları (n=14) oluşturmaktadır. Katılımcılara ölçümlere başlamadan önce “Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu” imzalatılmıştır.

Katılımcıların çalışmaya dahil edilme kriterleri aşağıdaki gibidir:

- 19 yaşından küçük kadın basketbolcu olması.
- Son 1 yıl içinde bel veya alt ekstremitte operasyonu geçirmemiş olması.
- Son 1 yıl içinde bel veya alt ekstremitte yaralanması geçirmemiş olması.
- Son 6 ay içinde sistemik veya nörolojik bir rahatsızlık geçirmemiş olması.
- Ön çapraz bağ yaralanması geçirmemiş olması.
- Alt ekstremitte herhangi bir aktif ağrının bulunmaması.
- Alt ekstremitte eklem hareket açıklığında herhangi bir limitasyon olmaması.
- Kronik bir hastalığı bulunmaması.
- Mental ve psikolojik problemlerin olmaması.
- Son 1 yıl içinde ön çapraz bağ yaralanması önleyici antrenman programına katılmamış olması.

Katılımcıların çalışmaya dahil edilmeme kriterleri aşağıdaki gibidir:

- 19 yaşından büyük kadın, tüm yaş gruplarında erkek veya diğer spor branşlarından olması.
- Son 1 yıl içerisinde bel veya alt ekstremitte yaralanması yaşamış veya cerrahi operasyon geçirmiş olması.
- Son 6 ay içerisinde sistemik ve nörolojik hastalık geçirmiş olması.
- Ön çapraz bağ yaralanması geçirmiş olması.

- Alt ekstremitede herhangi bir aktif ağrının olması.
- Alt ekstremitte eklem hareket açıklığında kısıtlılık olması.
- Kronik hastalığı olması.
- Mental ve psikolojik problemi olması.
- Son 1 yıl içerisinde ön çapraz bağ yaralanması önleyici antrenman programına katılmış olması.

3.1. Yöntem

3.1.1. İzokinetik Kuvvet Analizi

Diz Fleksiyon/Ekstansiyon Testi: Diz fleksiyon/ekstansiyon testi için, Computer Sport Medicine, Inc. (CSMI) HUMAC/NORM marka izokinetik dinamometre kullanılmıştır (Şekil 3.1). Test öncesinde 8 dakikalık bisiklet (60-65 devirde) ve germe egzersizleriyle (kuadriseps ve hamstring için) ısınma protokolü uygulanmıştır. Daha sonra kişiyi oturur pozisyondayken cihazın sırt, bel desteği ve oturma yüksekliğini ayarlanıp, test sırasında düşme riskini önlemek ve test sırasında maksimal kuvveti ölçmek için kişi kemerler aracılığıyla sabitlenmiştir. Ardından, diz ekleminin ekstansiyon ve fleksiyon kas kuvvetini ölçen diz aparatı bağlanmıştır. Dinamometre diz eklemine göre ayarlanmıştır. Diğer dizi sabitlemek için ayak sabitleme aparatı kullanılmıştır. Bilgisayara kişi bilgileri girildikten sonra teste başlanmıştır. Kuadriseps/hamstring kas gruplarına yönelik 0-90°'lik eklem hareket açıklığında 60 °/sn açısal hızda izokinetik kuvvet analizi yapılmıştır. Kişinin basketbolda sıçrama ve iniş sırasında dominant olarak kullandığı bacak test edilmiştir. Kişiye test öncesi test hakkında genel bilgilendirme yapılmıştır. Kas kuvvetinin değerlendirmek amacıyla, öncelikle kişinin maksimal kuvvetinin yaklaşık %50-60'ı ile deneme amaçlı dört tekrar yapılmıştır. Daha sonra, maksimum kapasite ile 4 tekrar gerçekleştirilmiştir. Test sırasında kişinin teste odaklanması ve maksimal kuvvetini vermesi için sözel geri bildirim ve motivasyon sağlanmıştır.

Test sonrasında aşağıdaki değerler kaydedilmiştir:

- Test sırasında ürettiği pik tork.
- Test sırasında kiloya göre ürettiği pik tork.
- Test sırasında pik torka ulaşma açısı.

- Test sırasında pik torka ulaşma süresi.



Şekil 3.1: Oturur Pozisyonda Diz Ekstansiyon/Fleksiyon Kuvvet Testi

Kalça Fleksiyon/Ekstansiyon Testi: : Kalça fleksiyon/ekstansiyon testi için Computer Sport Medicine, Inc. (CSMI) HUMAC/NORM marka izokinetik dinamometre kullanılmıştır (Şekil 3.2). Test öncesinde 8 dakikalık bisiklet (60-65 devirde) ve germe egzersizleriyle (gluteal kaslar ve iliopsoas için) ısınma protokolü uygulanmıştır. Daha sonra kişi bacakları sarkık şekilde sırt üstü yatırılarak pozisyonlandırılmıştır. Ardından kalça ekleminin ekstansiyon ve fleksiyon kas kuvvetini ölçen kalça aparatı bağlanmıştır. Dinamometre kalça eklemine göre ayarlanmıştır. Bilgisayara kişi bilgileri girildikten sonra teste başlanmıştır. Kalça ekstansör/fleksör grubuna yönelik $60^\circ/\text{sn}$ açısal hızda $0-120^\circ$ 'lik eklem hareket açıklığında izokinetik kuvvet analizi yapılmıştır. Kişinin basketbolda sıçrama ve iniş sırasında dominant olarak kullandığı bacak test edilmiştir. Kişiye test öncesi test hakkında genel bilgilendirme yapılmıştır. Kas kuvvetini değerlendirmek amacıyla öncelikle kişinin maksimal kuvvetinin yaklaşık %50-60'ı ile deneme amaçlı dört tekrar yapılmıştır. Daha sonra maksimum kapasite ile 4 tekrar gerçekleştirilmiştir. Test sırasında kişinin teste odaklanması ve maksimal kuvvetini vermesi için sözel geri bildirim ve motivasyon sağlanmıştır.

Test sonrasında aşağıdaki değerler kaydedilmiştir:

- Test sırasında ürettiği pik tork.

- Test sırasında kiloya göre ürettiği pik tork.
- Test sırasında pik torka ulaşma açısı.
- Test sırasında pik torka ulaşma süresi.



Şekil 3.2: Kalça Fleksiyon/Ekstansiyon Kuvvet Testi

Kalça Abdüksiyon/Addüksiyon Testi: : Kalça abdüksiyon/addüksiyon testi için Computer Sport Medicine, Inc. (CSMI) HUMAC/NORM marka izokinetik dinamometre kullanılmıştır (Şekil 3.3). Test öncesinde 8 dakikalık bisiklet (60-65 devirde) ve germe egzersizleriyle (abdüktör ve addüktör gruplar için) ısınma protokolü uygulanmıştır. Daha sonra kişi yan yatırılarak pozisyonlandı. Ardından kalça ekleminin abdüksiyon ve addüksiyon kas kuvvetini ölçen kalça aparatı bağlanmıştır. Dinamometre kalça eklemine göre ayarlanmıştır. Bilgisayara kişi bilgileri girildikten sonra teste başlanmıştır. Kalça abdüksiyon/addüksiyon grubuna yönelik 60°/sn açısal hızda 0-45°'lik eklem hareket açıklığında izokinetik kuvvet analizi gerçekleştirilmiştir. Kişinin basketbolda sıçrama ve iniş sırasında dominant olarak kullandığı bacak test edilmiştir. Kişiyi test öncesi test hakkında genel bilgilendirme yapılmıştır. Kas kuvvetini değerlendirmek amacıyla öncelikle kişinin maksimal kuvvetinin yaklaşık %50-60'ı ile deneme amaçlı dört tekrar yapılması istenmiştir. Daha sonra maksimum kapasite ile 4 tekrar yapılmıştır. Test sırasında kişinin teste odaklanması ve maksimal kuvvetini vermesi için sözel geri bildirim ve motivasyon sağlanmıştır.

Test sonrasında aşağıdaki değerler kaydedilmiştir:

- Test sırasında ürettiği pik tork.
- Test sırasında kiloya göre ürettiği pik tork.

- Test sırasında pik torka ulaşma açısı.
- Test sırasında pik torka ulaşma süresi.



Şekil 3.3: Kalça Abdüksiyon/Addüksiyon Kuvvet Testi

Kalça İnternal/Eksternal Rotator Testi: Kalça internal/eksternal rotasyon testi için Computer Sport Medicine, Inc. (CSMI) HUMAC/NORM marka izokinetik dinamometre kullanılmıştır (Şekil 3.4). Test öncesinde 8 dakikalık bisiklet (60-65 devirde) ve germe egzersizleriyle (kalça rotator kas grupları için) ısınma protokolü uygulanmıştır. Daha sonra kişi sırt üstü yatar pozisyonda pozisyonlandı. Ardından kalça ekleminin internal rotasyon ve eksternal rotasyon kas kuvvetini ölçen kalça aparatı bağlanmıştır. Dinamometre kalça eklemine göre ayarlanmıştır. Bilgisayara kişi bilgileri girildikten sonra teste başlanmıştır. Kalça internal/eksternal rotasyon kas grubuna yönelik 60 °/sn açısal hızda 90°'lik derecelik eklem hareket açıklığında izokinetik kuvvet analizi gerçekleştirilmiştir. Kişinin basketbolda sıçrama ve iniş sırasında dominant olarak kullandığı bacak test edilmiştir. Kişiye test öncesi test hakkında genel bilgilendirme yapılmıştır. Kas kuvvetini değerlendirmek amacıyla öncelikle kişinin maksimal kuvvetinin yaklaşık %50-60'ı ile deneme amaçlı dört tekrar yapılması istenmiştir. Daha sonra maksimum kapasite ile 4 tekrar yapılmıştır. Test sırasında kişinin teste odaklanması ve maksimal kuvvetini vermesi için sözel geri bildirim ve motivasyon sağlanmıştır.

Test sonrasında aşağıdaki değerler kaydedilmiştir:

- Test sırasında ürettiği pik tork.
- Test sırasında kiloya göre ürettiği pik tork.

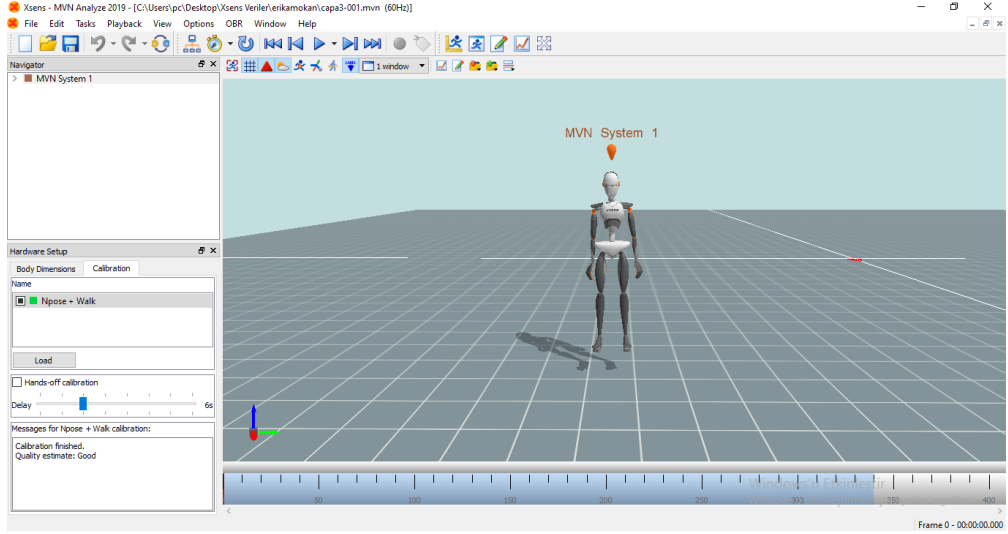
- Test sırasında pik torka ulaşma açısı.
- Test sırasında pik torka ulaşma süresi.



Şekil 3.4: Kalça Internal/Eksternal Rotasyon Kuvvet Testi

3.1.2. Biyomekanik Analiz

Biyomekanik ölçüm için Xsens IMC sistemlerinden Xsens Awinda modeli kullanılmıştır. Xsens Awinda 60 Hz frekansına sahip yazılımı ve eşleşmeleri Xsens Awinda, Xsens Teknolojileri BV, Enschede, Hollanda tarafından geliştirilmiştir (Şekil 3.5). Bu sistem 17 adet atalet (eylemsizlik) ölçümü yapan küçük sensörlerin kullanılmasına dayanmaktadır. Bunlar son derece hassas küçük ve hafif 3D hareket takip cihazlarıdır. Bu sensörler sırayla baş bölgesi, sternum, pelvis, üst bacak, alt bacak, ayak, omuz, üst kol, alt kol ve ele yerleştirilmiştir (Şekil 3.6). Baş, pelvis ve sternum dışındaki diğer tüm sensörler vücuda bilateral olarak yerleştirilmiştir. Ölçüm sırasındaki sensörlerin hareketten daha az etkilenmesi amacıyla, sensörler yerleştirilmeden önce Xsens Awinda modeliyle uyumlu likra tişört kullanılmıştır. Bu tişört sternum ve omuz sensörlerinin ölçüm sırasında stabilizasyonunu sağlamaktadır. Ayrıca ekstremitelerdeki stabilizasyonu artırmak için sensörler kendi üzerine yapışan elastik bandaj ile desteklenmiştir.



Şekil 3.5: Xsens Mvn Awinda Modelinin Ölçüm Öncesi Ekran Görüntüsü



Şekil 3.6: Xsens Awinda Sensörlerin Yerleştirilmiş Hali

Ölçüm öncesi, kişinin ayakta dik duruş pozisyonunda alınan antropometrik ölçümleri, Xsens Mvn Antropometrik Veri Girişi paneline kaydedilmiştir (Şekil 3.7). Bu ölçümler sırasıyla:

- Boy: Yer ile kafa tepesi arasında kalan alandır.
- Ayak ölçüsü: Topuk arkasından ayak parmaklarına kadar olan alandır.

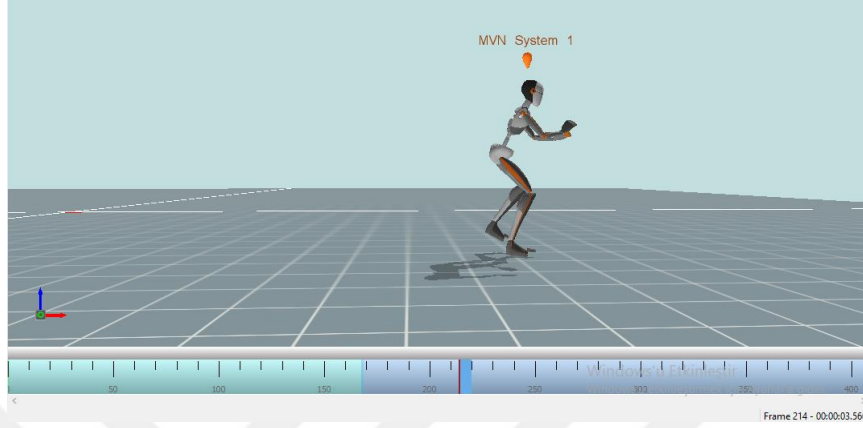
- Kol açıklığı: Bir elin parmak ucundan karşı elin parmak ucu arasında kalan alandır.
- Ayak bileği yüksekliği: Yer ile ayak bileği merkezi arasında kalan alandır.
- Kalça yüksekliği: Yer ile trokanter major arasında kalan alandır.
- Kalça genişliği: Her iki spina iliaka anterior superior arasında kalan alandır.
- Diz yüksekliği: Yer ile lateral epikondil arasında kalan alandır.
- Omuz genişliği: Her iki acromion arasında kalan alandır.
- Omuz yüksekliği: Yer ile acromion arasında kalan alandır.

	Value
Body Height	(170.5 cm)
Foot or Shoe length	(24.7 cm)
Shoulder Height	(144.3 cm)
Shoulder Width	(38.0 cm)
Arm Span	(179.6 cm)
Hip Height	(87.4 cm)
Hip Width	(24.0 cm)
Knee Height	(48.6 cm)
Ankle Height	(8.0 cm)
Extra Shoe Sole Thickness	(0.0 cm)

Şekil 3.7: Xsens Mvn Antropometrik Veri Girişi

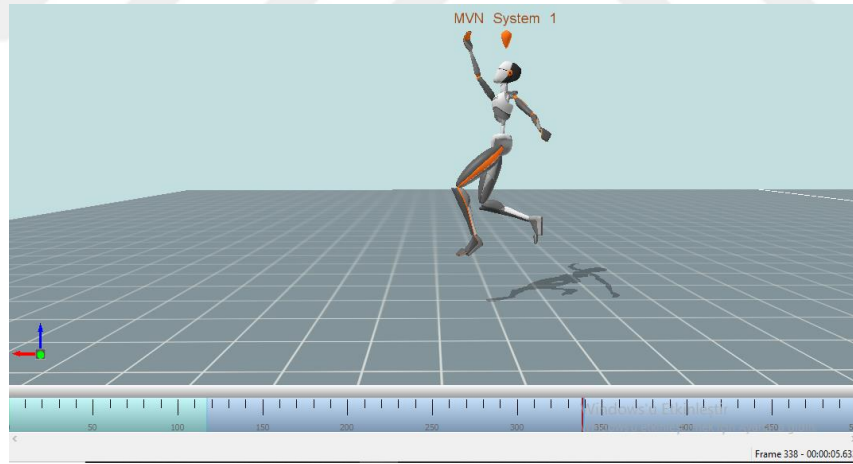
Ölçümler öncesinde her katılımcıya 5 dakika boyunca koşu bandında 5.50 m/sn'de yürüyüş yaptırılmıştır. Uyluk ve kalça bölgesi için dinamik germe egzersizlerinin ardından, ölçümde kullanılacak atlama çeşitleri için katılımcıların denemeler yapmaları sağlanmıştır. Öğrenme etkilerini en aza indirmek için her ölçüme en fazla üç deneme hakkı verilmiştir. Deneklerin doğal performansının bozulmaması için atlama teknikleri hakkında kişiye herhangi bir talimat verilmemiştir. Ayrıca ölçümler sırasında öğrenme mekanizmasının ölçüm sonuçlarını etkilemesini önlemek amacıyla kişiler randomize bir şekilde üç gruba ayrılmıştır. İlk gruba sırasıyla 1, 2, 3 numaralı, ikinci gruba sırasıyla 2, 3, 1 numaralı, üçüncü gruba ise sırasıyla 3, 2, 1

numaralı ölçümler yapılmıştır. Ölçümler 30 cm'lik platform üzerinden üç farklı biçimde yüksekte atlarken inme fazları ele alınarak gerçekleştirilmiştir. Her ölçüm üç deneme ve üç gerçek ölçüm şeklindedir. Potansiyel yorgunluk etkilerini dengelemek amacıyla herhangi iki atış yapıldıktan sonra 30 saniyelik dinlenme araları verilmiştir.



Şekil 3.8: Birinci Ölçümün İniş Fazı

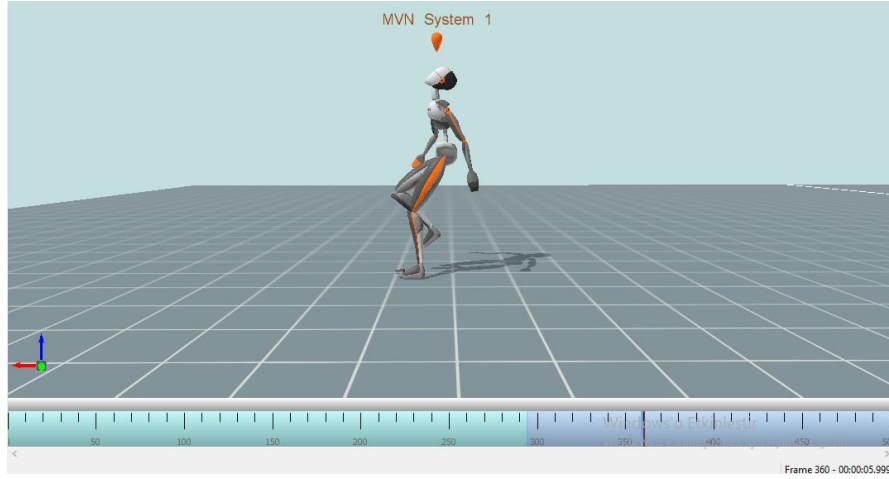
Birinci ölçümde katılımcılar platformun üzerine çıkıp normal bir şekilde tek bacak yere iniş gerçekleştirmişlerdir (Şekil 3.8).



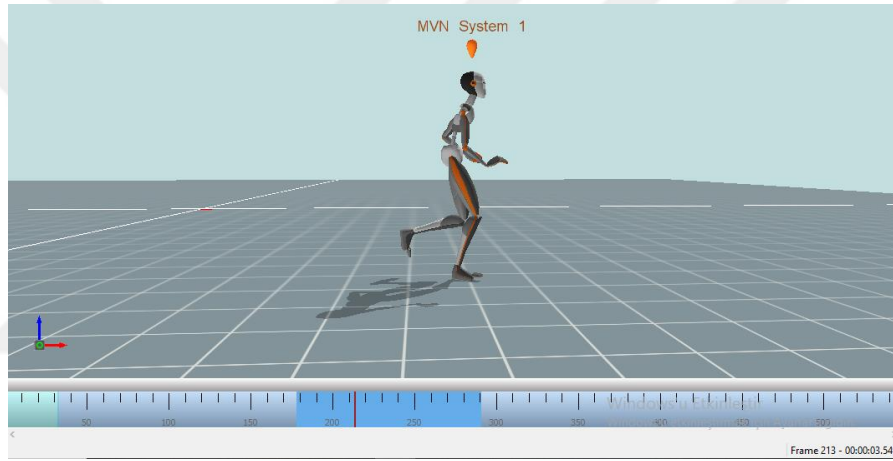
Şekil 3.9: İkinci Ölçüm Atlama Öncesi

İkinci ölçümde katılımcılar, engelin 10 metre gerisinden jogging hızında gelip engelin üzerine çıktıktan sonra tek ayak yere iniş gerçekleştirmişlerdir (Şekil 3.9; 3.10).

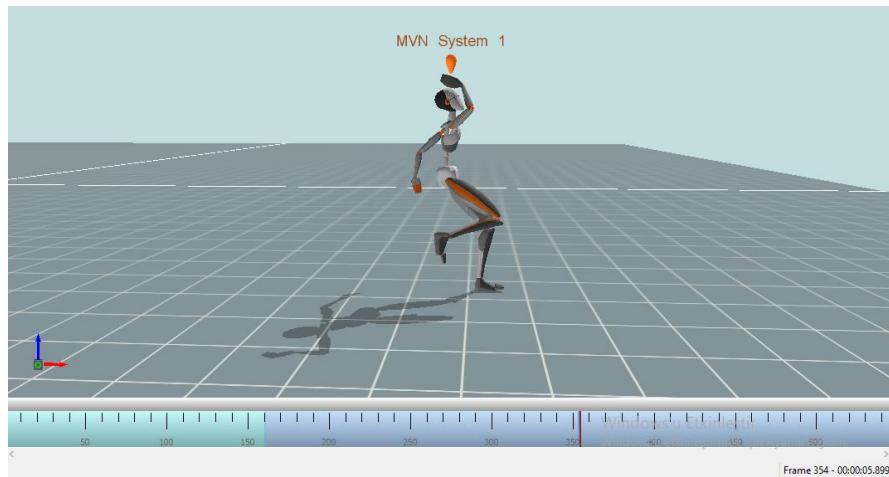
Üçüncü ölçümde katılımcılar elinde basketbol topuyla beraber engelin 10 metre gerisinden top sürerek (dribbling) gelip, platformun üzerinde çıktığı anda topu potaya atarken yere iniş gerçekleştirmişlerdir (Şekil 3.11; 3.12). Üçüncü ölçümde platform ve pota arasındaki mesafe 1,25 metre olarak belirlenmiştir.



Şekil 3.10: İkinci Ölçüm Atlama Sonrası



Şekil 3.11: Üçüncü Ölçüm Atlama Öncesi



Şekil 3.12: Üçüncü Ölçüm Atlama Sonrası

Kişilerin atlama sonrası yere ilk temas anında ve pik açıda gerçekleştirdikleri kalça ve diz kinematik verileri kaydedilmiştir. Ölçümler sonucu bu üç iniş arasındaki

kinematik değişkenler incelenmiştir. Tüm ölçümler için ayrı ayrı kaydedilmiş olan değişkenler aşağıda verilmiştir:

- Kalça fleksiyon/ekstansiyon açıları (°)
- Kalça iç rotasyon/dış rotasyon açıları (°)
- Kalça abdüksiyon/addüksiyon açıları (°)
- Diz fleksiyon/ekstansiyon açıları (°)
- Diz iç rotasyon/dış rotasyon açıları (°)
- Diz abdüksiyon/addüksiyon açıları (°)

İlerleyen bölümlerde bu ölçümlerden bahsederken ölçüm sırasına göre birinci atlama (herhangi bir dış etken olmaksızın), ikinci atlama (atlama öncesi 10 metre geriden koşu yaparak) ve üçüncü atlama (10 metre geriden basketbol topu ile beraber top sürme ve atlama sırasında topu potaya atma) ifadeleri kullanılacaktır.

3.2. İstatistiksel Analizler

İstatistiksel analizler IBM SPSS 25 paket programı ile gerçekleştirilmiştir. Verilerin normal dağılım uygunluğu için Shapiro Wilk testi kullanılmıştır. Örneklemin demografik ve antropometrik özellikleri için tanımlayıcı istatistik kullanılıp ortalama±standart sapma (ort±ss) değerleri tablolarda belirtilmiştir. Grup içi değişkenler arasındaki ilişkiyi incelemek için Wilcoxon testi kullanılmıştır. Gruplar arasındaki değişkenleri karşılaştırmak için Mann-Whitney U testinden yararlanılmıştır. $P<0,05$ anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Bu çalışmada adölesan kadın basketbolcularda farklı şekillerde yüksekten atlamanın iniş fazında, kalça ve diz biyomekaniğinin ön çapraz bağ yaralanmaları üzerine olan etkisini incelenmiştir. Çalışmaya 15-19 yaş aralığında toplam 14 basketbol oyuncusu katılmıştır. Katılımcıların kalça ve diz kinematik analizleri ile kalça fleksiyon/ekstansiyon, kalça abdüksiyon/addüksiyon, kalça iç/dış rotasyon ve diz ekstansiyon/fleksiyon kuvvetleri ölçülmüş, antropometrik ölçümler yapılarak sonuçlar değerlendirilmiştir. Kinematik ölçümler sırasında ikinci atlamanın (hızlanarak topsuz bir şekilde) hız ortalaması $3,95 \pm 0,53$ m/sn, üçüncü atlamanın (top sürükleyerek yapılan) hız ortalaması $3,86 \pm 0,39$ m/sn olarak hesaplanmıştır. Gruplar istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.

Katılımcıların demografik bilgileri tablo 4.1’de görülmektedir. Katılımcıların 10’unda sıçrama bacağı sol, 4’ünde sağ taraftır. Katılımcıları yaş ortalaması $15,64 \pm 0,842$, boy ortalaması $175,93 \pm 6,09$, kilo ortalamaları ise $65,36 \pm 6,66$ olarak belirlenmiştir.

Tablo 4.1: Katılımcıların Demografik Özellikleri

Parametreler	Ortalama (ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum
Yaş (yıl)	$15,64 \pm 0,84$	15	17
Boy (cm)	$175,93 \pm 6,09$	166	184
Kilo (kg)	$65,36 \pm 6,66$	57	78

Katılımcıların antropometrik özellikleri tablo 4.2’de verilmiştir. Katılımcıların ayak ölçüsü ortalamaları $26,64 \pm 1,27$, ayak bileği yüksekliği ortalamaları $6,86 \pm 0,77$, kalça yüksekliği ortalamaları $94,21 \pm 3,96$, kalça genişliği ortalamaları $31,00 \pm 2,44$, diz yüksekliği ortalamaları $52,14 \pm 3,00$, topuk yüksekliği ortalamaları $3,93 \pm 0,61$, omuz genişliği ortalamaları $38,29 \pm 2,92$, omuz yüksekliği ortalamaları $144,86 \pm 5,98$, kol açıklığı $175,14 \pm 7,27$ cm olarak tespit edilmiştir.

Katılımcıların diz fleksiyonunun yere ilk temas ve pik anlarındaki açılarının ortalamaları ile minimum ve maksimum değerleri tablo 4.3’te verilmiştir. Yere ilk temas anındaki ortalamalar ilk atlamada $27,44 \pm 5,04$, ikinci atlamada $30,93 \pm 3,60$, üçüncü atlamada $27,14 \pm 3,64$ olarak belirlenmiştir. Diz pik fleksiyondayken birinci

atlamaların ortalaması $55,43 \pm 6,34$, ikinci atlamadaki ortalaması $58,30 \pm 6,90$, üçüncü atlamadaki ortalaması ise $54,16 \pm 7,01$ olarak tespit edilmiştir.

Tablo 4.2: Katılımcıların Antropometrik Özellikleri

Parametreler	Ortalama (ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum
Ayak Ölçüsü (cm)	26,64 $\pm$ 1,27	24	29
Ayak Bileği Yüksekliği (cm)	6,86 $\pm$,77	6	8
Kalça Yüksekliği (cm)	94,21 $\pm$ 3,96	86	101
Kalça Genişliği (cm)	31,00 $\pm$ 2,44	27	34
Diz Yüksekliği (cm)	52,14 $\pm$ 3,00	47	57
Topuk Yüksekliği (cm)	3,93 $\pm$,61	3	5
Omuz Genişliği (cm)	38,29 $\pm$ 2,92	34	42
Omuz Yüksekliği (cm)	144,86 $\pm$ 5,98	134	155
Kol Açıklığı (cm)	175,14 $\pm$ 7,27	165	186

Tablo 4.3: Katılımcıların Diz Fleksiyonunda Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılı

Parametreler	Yere İlk Temas Anındaki Diz Fleksiyon Açılı			Pik Diz Fleksiyon Açılı		
	Ortalama (ort $\pm$ SS)	Min.	Maks.	Ortalama (ort $\pm$ SS)	Min.	Maks.
Birinci Atlama (°)	27,44 $\pm$ 5,04	20,32	37,01	55,43 $\pm$ 6,34	42,99	65,38
İkinci Atlama (°)	30,93 $\pm$ 3,60	21,67	35,48	58,30 $\pm$ 6,90	48,64	68,55
Üçüncü Atlama (°)	27,14 $\pm$ 3,64	19,81	32,43	54,16 $\pm$ 7,01	45,08	65,82

Katılımcıların atlamalar sırasında yere ilk temas anında meydana gelen diz fleksiyon açıları karşılaştırılmıştır. Buna göre ikinci atlama ile birinci atlama ve üçüncü atlama ile ikinci atlama arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Üçüncü atlama ve birinci atlama arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Katılımcıların diz fleksiyon pik açıları birbiriyle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak üçüncü atlama ve ikinci atlama arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$), (Tablo 4.4).

Tablo 4.4: Diz Fleksiyonunda Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılardaki Kinematik Verilerin Karşılaştırılması

	Parametreler	İkinci Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve İkinci Atlama
Diz Fleksiyonun Yere İlk Teması	Z	-2,103	-,157	-2,542
	P	,035	,875	,011
Diz Fleksiyonu Pik Açılar	Z	-,910	-,973	-1,977
	P	,363	,331	,048

Diz iç rotasyonunun yere ilk temas anındaki ve pik noktasındaki açılarının ortalamaları, minimum ve maksimum değerleri tablo 4.5'te verilmiştir. Buna göre yere ilk temas anında diz iç rotasyon ortalamaları birinci atlama için $1,78 \pm 1,45$, ikinci atlama için $3,18 \pm 1,46$, üçüncü atlama için $3,17 \pm 1,29$ olarak tespit edilmiştir. Meydana gelen pik diz iç rotasyon açısının ortalamaları birinci atlamada $3,12 \pm 1,63$, ikinci atlamada $4,17 \pm 1,31$, üçüncü atlamada $4,50 \pm 2,14$ olarak belirlenmiştir.

Tablo 4.5: Katılımcıların Diz İç Rotasyonunda Yere İlk Temas Anı ve Pik Açıları

	Yere İlk Temas Anındaki Diz İç Rotasyon Açıları			Maksimum Diz İç Rotasyon Açıları		
Parametreler	Ortalama (ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum	Ortalama (ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum
Birinci Atlama (°)	$1,78 \pm 1,45$	,45	6,45	$3,12 \pm 1,63$	,08	6,87
İkinci Atlama (°)	$3,18 \pm 1,46$	,79	6,63	$4,17 \pm 1,31$	2,28	6,43
Üçüncü Atlama (°)	$3,17 \pm 1,29$	,59	4,83	$4,50 \pm 2,14$	1,91	7,66

Atlamalar sırasında yere ilk temas anında ve pik açıda meydana gelen diz iç rotasyon açıları karşılaştırılmıştır. Buna göre yere ilk temas anında üçüncü atlama ve birinci atlama arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Ayrıca pik diz iç rotasyon açıları karşılaştırıldığında üçüncü atlama ve birinci atlama arasında anlamlı bir fark saptanmıştır ($p < 0,05$), (Tablo 4.6).

Tablo 4.6: Diz İç Rotasyonunda Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılardaki Kinematik Verilerin Karşılaştırılması

	Parametreler	İkinci Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve İkinci Atlama
Diz İç Rotasyon Yere İlk Teması	Z	-1,915	-2,229	-,063
	P	0,055	,026	,950
Diz Pik İç Rotasyon Açıları	Z	-1,789	-2,417	-,031
	P	,074	,016	,975

Diz dış rotasyonunun pik noktasındaki açılarının ortalamaları, minimum ve maksimum değerleri tablo 4.7’te verilmiştir. Buna göre, pik noktasındaki dış rotasyon açısı ortalamaları birinci atlamada $-3,07 \pm 1,78$, ikinci atlamada $-2,93 \pm 2,13$, üçüncü atlamada ise $-4,39 \pm 5,10$ olarak belirlenmiştir.

Tablo 4.7: Katılımcıların Diz Dış Rotasyon Pik Açıları

	Diz Dış Rotasyon Pik Açıları		
Parametreler	Ortalama (Ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum
Birinci Atlama (°)	$-3,07 \pm 1,78$	-6,50	-,82
İkinci Atlama (°)	$-2,93 \pm 2,13$	-8,33	-,50
Üçüncü Atlama (°)	$-4,39 \pm 5,10$	-20,68	-,85

Pik dış rotasyon açıları birbiriyle karşılaştırılmıştır. Buna göre yere temas halinde pik yapılan dış rotasyon açıları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p < 0,05$), (Tablo 4.8).

Tablo 4.8: Diz Dış Rotasyonunun Pik Açılarında Kinematik Verilerin Karşılaştırılması

	Parametreler	İkinci Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve İkinci Atlama
Diz Pik Dış Rotasyon Açıları	Z	-,785	-,785	-,157
	P	,433	,433	,875

Katılımcıların diz abduksiyonunun yere ilk temas anındaki ve maksimum anındaki açılarının ortalamaları ile minimum ve maksimum değerleri tablo 4.9’te verilmiştir. Yere ilk temas anında diz abduksiyon açıları ortalamaları birinci atlamada $0,65 \pm 0,53$, ikinci atlamada $1,27 \pm 0,78$, üçüncü atlamada ise $1,81 \pm 1,20$;

abdüksiyonda pik yapılan açıların ortalamaları birinci atlamada $2,92 \pm 1,83$, ikinci atlamada $3,81 \pm 2,34$, üçüncü atlamada ise $3,30 \pm 2,16$ olarak tespit edilmiştir.

Tablo 4.9: Katılımcıların Diz Abdüksiyonunda Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılı

Parametreler	Yere İlk Temas Anındaki Diz Abdüksiyon Açılı			Pik Diz Abdüksiyon Açılı		
	Ortalama (ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum	Ortalama (ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum
Birinci Atlama (°)	0,65 $\pm$ 0,53	,08	1,89	2,92 $\pm$ 1,83	,43	5,97
İkinci Atlama (°)	1,27 $\pm$ 0,78	,31	3,50	3,81 $\pm$ 2,34	,88	8,39
Üçüncü Atlama (°)	1,81 $\pm$ 1,20	,09	4,68	3,55 $\pm$ 1,77	,99	7,29

Atlamalar sırasında yere ilk temas anında ve pik noktasında meydana gelen diz abdüksiyon açıları karşılaştırılmıştır. Buna göre yere ilk temas anında ikinci atlama ve birinci atlama, üçüncü atlama ve birinci atlama arasında anlamlı bir fark olduğu belirlenmiştir ($p < 0,05$). İkinci atlama ve üçüncü atlama arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Pik abdüksiyon açıları ise sadece ikinci atlama ve birinci atlama arasında anlamlı bir fark saptanmıştır ($p < 0,05$), (Tablo 4.10).

Tablo 4.10: Diz Abdüksiyonunda Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılardaki Kinematik Verilerin Karşılaştırılması

	Parametreler	İkinci Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve İkinci Atlama
Diz Abdüksiyon Yere İlk Teması	Z	-2,229	-2,920	-1,475
	P	0,02	0,04	0,14
Diz Pik Abdüksiyon Açılı	Z	-2,040	-1,224	-,031
	P	,041	,221	,975

Diz addüksiyonunun pik noktasındaki açıların ortalamaları ile minimum ve maksimum değerleri tablo 4.11’de verilmiştir. Pik noktasında yapılan diz addüksiyon açılarının ortalaması birinci atlama için $-2,21 \pm 1,08$, ikinci atlama için $-2,21 \pm 1,08$, üçüncü atlama için ise $-2,36 \pm 1,22$ olarak belirlenmiştir.

Tablo 4.11: Katılımcıların Diz Addüksiyon Pik Açılırları

Parametreler	Pik Diz Addüksiyon Açılırları		
	Ortalama (ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum
Birinci Atlama (°)	-2,21 $\pm$ 1,08	-4,96	-,30
İkinci Atlama (°)	-2,21 $\pm$ 1,08	-4,96	-,30
Üçüncü Atlama (°)	-2,36 $\pm$ 1,22	-4,90	-,56

Atlamalar sırasında pik noktasında meydana gelen diz addüksiyon açıları karşılaştırılmıştır. Üç atlama arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Tablo 4.12).

Tablo 4.12: Diz Addüksiyonunun Pik Açılırlarında Kinematik Verilerin Karşılaştırılması

	Parametreler	İkinci Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve İkinci Atlama
Diz Pik Addüksiyon Açılırları	Z	,000	-,157	-,157
	P	1,000	,875	-,875

Kalça fleksiyonunda yere ilk temas anındaki ve pik noktasındaki açıların ortalamaları ile minimum ve maksimum değerleri tablo 4.13'te verilmiştir. Yere ilk temas anındaki ortalamalar birinci atlamada 30,85 $\pm$ 5,81, ikinci atlamada 34,09 $\pm$ 6,16, üçüncü atlamada ise 29,25 $\pm$ 4,79; pik kalça fleksiyonu ortalamaları birinci atlamada 51,23 $\pm$ 10,26, ikinci atlamada 50,90 $\pm$ 11,03, üçüncü atlamada ise 42,68 $\pm$ 8,30 olarak belirlenmiştir.

Tablo 4.13: Katılımcıların Kalça Fleksiyonunda Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılırları

Parametreler	Yere İlk Temas Anındaki Kalça Fleksiyon Açılırları			Pik Kalça Fleksiyon Açılırları		
	Ortalama (Ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum	Ortalama (Ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum
Birinci Atlama (°)	30,85 $\pm$ 5,81	21,79	40,09	51,23 $\pm$ 10,26	34,56	69,42
İkinci Atlama (°)	34,09 $\pm$ 6,16	24,10	44,11	50,90 $\pm$ 11,03	32,57	66,50
Üçüncü Atlama (°)	29,25 $\pm$ 4,79	21,74	35,95	42,68 $\pm$ 8,30	31,34	61,00

Atlamalar sırasında yere ilk temas anında meydana gelen kalça fleksiyon açıları karşılaştırılmıştır. Buna göre kalça fleksiyonunda yere ilk temas anında ikinci atlama ve birinci atlama, üçüncü atlama ve ikinci atlama arasında anlamlı bir fark olduğu belirlenmiştir ($p < 0,05$). Pik kalça fleksiyonunda atlamalar karşılaştırıldığında ise

üçüncü atlama ve birinci atlama, üçüncü atlama ve ikinci atlama arasında anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$), (Tablo 4.14).

Tablo 4.14: Kalça Fleksiyonunun Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılarında Kinematik Verilerin Karşılaştırılması

	Parametreler	İkinci Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve İkinci Atlama
Kalça Fleksiyonun Yere İlk Teması	Z	-2,291	-,722	-2,668
	P	0,022	,470	0,008
Kalça Fleksiyonu Pik Açılar	Z	-,847	-2,856	-2,291
	P	,397	0,004	0,022

Kalça dış rotasyonunun yere ilk temas anındaki ve pik noktasındaki açıların ortalamaları ile minimum ve maksimum değerleri tablo 4.15'te verilmiştir. Yere ilk temas anındaki ortalamalar birinci atlamada $-3,84\pm 2,36$, ikinci atlamada $-4,12\pm 1,85$, üçüncü atlamada ise $-4,68\pm 2,28$; maksimum kalça dış rotasyonunun ortalamaları birinci atlamada $-4,97\pm 3,09$, ikinci atlamada $-4,94\pm 2,29$, üçüncü atlamada ise $-5,95\pm 2,24$ olarak tespit edilmiştir.

Tablo 4.15: Kalça Dış Rotasyonda Katılımcıların Yere İlk Temas Anı ve Pik Açıları

Parametreler	Yere İlk Temas Anındaki Kalça Dış Rotasyon Açıları			Pik Kalça Dış Rotasyon Açıları		
	Ortalama (ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum	Ortalama (ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum
Birinci Atlama (°)	$-3,84\pm 2,36$	-8,49	-,67	$-4,97\pm 3,09$	-12,62	-,79
İkinci Atlama (°)	$-4,12\pm 1,85$	-7,01	-1,23	$-4,94\pm 2,29$	-9,32	-1,43
Üçüncü Atlama (°)	$-4,68\pm 2,28$	-9,99	-1,71	$-5,95\pm 2,24$	-9,42	-3,07

Katılımcıların atlamalar sırasında yere ilk temas anında meydana gelen kalça dış rotasyon açıları karşılaştırılmıştır. Buna göre kalça dış rotasyonunda yere ilk temas anında atlamalar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Kalça pik dış rotasyonda iken üçüncü atlama ve ikinci atlama arasında anlamlı bir fark olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$), (Tablo 4.16).

Tablo 4.16: Kalça Dış Rotasyon Yere İlk Temas Anı ve Pik Açılarında Kinematik Verilerin Karşılaştırılması

	Parametreler	İkinci Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve İkinci Atlama
Kalça Dış Rotasyon Yere İlk Teması	Z	-,596	-1,224	-,973
	P	-,551	,221	,331
Kalça Dış Rotasyon Pik Açılar	Z	-,094	-1,601	-1,977
	P	,925	,109	,048

Kalça iç rotasyonunun pik noktasındaki açılarının ortalamaları ile minimum ve maksimum değerleri tablo 4.17’te verilmiştir. Buna göre birinci atlamının ortalaması $3,52 \pm 1,80$, ikinci atlamının ortalaması $3,25 \pm 1,67$, üçüncü atlamının ortalaması $3,00 \pm 1,85$ olarak belirlenmiştir.

Tablo 4.17: Katılımcıların Kalça İç Rotasyon Pik Açıları

	Pik Kalça İç Rotasyon Açıları		
Parametreler	Ortalama (Ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum
Birinci Atlama (°)	$3,52 \pm 1,80$	1,51	6,38
İkinci Atlama (°)	$3,25 \pm 1,67$	,61	5,58
Üçüncü Atlama (°)	$3,00 \pm 1,85$	,13	7,34

Atlamalar sırasında pik kalça iç rotasyon açıları birbiriyle karşılaştırılmıştır. Buna göre atlamalar sırasında kalça pik iç rotasyon açıları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4.18).

Tablo 4.18: Kalça İç Rotasyon Pik Açılarında Kinematik Verilerin Karşılaştırılması

	Parametreler	İkinci Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve İkinci Atlama
Kalça Pik İç Rotasyon Açıları	Z	-,408	-,785	-,471
	P	,683	,433	,638

Kalça abdüksiyon pozisyonundayken yere ilk temas anındaki ve pik noktasındaki açılarının ortalamaları ile minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.19’da verilmiştir. Buna göre yere ilk temas anındaki ortalamalar birinci atlamada $3,41 \pm 1,77$, ikinci atlamada $3,64 \pm 2,80$, üçüncü atlamada $4,37 \pm 1,59$; pik kalça abdüksiyon açılarının

ortalamaları ise birinci atlamada $4,67 \pm 2,94$, ikinci atlamada $4,13 \pm 1,43$, üçüncü atlamada $4,07 \pm 2,56$ ° olarak belirlenmiştir.

Tablo 4.19: Kalça Abdüksiyonunda Katılımcıların Yere İlk Temas Anı ve Pik Açıları

Parametreler	Yere İlk Temas Anındaki Kalça Abdüksiyon Açıları			Pik Kalça Abdüksiyon Açıları		
	Ortalama (ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum	Ortalama (ort $\pm$ SS)	Minimum	Maksimum
Birinci Atlama (°)	$3,41 \pm 1,77$	,95	5,22	$4,67 \pm 2,94$	1,58	11,58
İkinci Atlama (°)	$3,64 \pm 2,80$	,84	9,33	$4,13 \pm 1,43$	1,27	7,39
Üçüncü Atlama (°)	$4,37 \pm 1,59$	1,39	7,26	$4,07 \pm 2,56$	,68	9,37

Katılımcıların atlamalar sırasında yere ilk temas anında kalça abdüksiyon açıları ve pik kalça abdüksiyon açıları karşılaştırılmıştır. Buna göre atlamalar sırasında yere ilk temas anında ve kalça pik abdüksiyon pozisyonundaki açılar arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (Tablo 4.20).

Tablo 4.20: Kalça Abdüksiyonunda Yere İlk Temas ve Pik Açılarda Kinematik Verilerin Karşılaştırılması

	Parametreler	İkinci Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve İkinci Atlama
Kalça Abdüksiyon Yere İlk Teması	Z	-,345	-1,036	-,471
	P	,730	,300	,638
Kalça Abdüksiyon Pik Açılar	Z	-,408	-,031	-,973
	P	,683	,975	,331

Katılımcıların kalça addüksiyon pik açılarının ortalamarı, minimum ve maksimum değerleri tablo 4.21’de verilmiştir. Buna göre birinci atlamasının ortalaması $-8,40 \pm 3,84$, ikinci atlamasının ortalaması $-7,19 \pm 3,04$, üçüncü atlamasının ortalaması $-7,57 \pm 4,03$ derece olarak belirlenmiştir.

Atlamalar sırasında pik kalça addüksiyon açıları birbiriyle karşılaştırılmıştır. Buna göre atlamalar sırasında kalça pik addüksiyon açıları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4.22).

Tablo 4.21: Katılımcıların Kalça Addüksiyon Pik Açıları

Parametreler	Pik Kalça Addüksiyon Açıları		
	Ortalama (Ort±SS)	Minimum	Maksimum
Birinci Atlama (°)	-8,40±3,84	-18,56	-3,53
İkinci Atlama (°)	-7,19±3,04	-12,26	-,79
Üçüncü Atlama (°)	-7,57±4,03	-14,16	-1,31

Tablo 4.22: Kalça Addüksiyon Pik Açılarında Kinematik Verilerin Karşılaştırılması

	Parametreler	İkinci Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve Birinci Atlama	Üçüncü Atlama ve İkinci Atlama
Kalça Pik Addüksiyon Açıları	Z	-1,161	-,910	-,282
	P	,245	,363	,778

Katılımcıların boy uzunlukları iki gruba ayrılarak, her üç atlama sırasında yere ilk temas anında ve pik noktada meydana gelen diz fleksiyon açıları ve diz iç rotasyon açıları karşılaştırılmıştır. Gruplar yedişerli olarak ayrılıp boy uzunluğu 166-173 cm olanlar ve boy uzunluğu 181-184 cm olanlar birbiriyle karşılaştırılmıştır. Buna göre boy uzunluğu ve atlamalar arasında hem yere ilk temas anında hem de pik yapılan diz fleksiyon açıları ve diz iç rotasyon açıları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4.23).

Tablo 4.23: Boy Uzunluğuna Göre Diz Fleksiyon ve Diz İç Rotasyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

		Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
Diz Fleksiyonu Yere İlk Temas Açıları	Z	-1,086	-,831	-1,471
	P	,277	,406	,141
Diz Pik Fleksiyon Açıları	Z	-,319	-,575	-,703
	P	,749	,565	,482
Diz İç Rotasyon Yere İlk Temas Açıları	Z	-1,091	-,571	-1,597
	P	,275	,568	,110
Diz İç Rotasyon Pik Açıları	Z	-,958	-,319	-1,342
	P	,338	,749	,180

Katılımcıların boy uzunluklarına göre her üç atlama sırasında yere ilk temas anında ve pik noktada meydana gelen diz abdüksiyon, diz addüksiyon ve dış rotasyon açıları karşılaştırılmıştır. Diz pik abdüksiyon açısı ve boy uzunluğu arasında birinci atlamada anlamlı bir fark olduğu saptanmıştır ($p<0,05$). Diz abdüksiyon yere ilk temas

anı, maksimal addüksiyon ve maksimal dış rotasyon açıları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4.24).

Tablo 4.24: Boy Uzunluğuna Göre Diz Abdüksiyon, Diz Dış Rotasyon ve Addüksiyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

		Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
Diz Abdüksiyonu Yere İlk Temas Açıları	Z	-,704	-,512	-,959
	P	,482	,609	,337
Diz Pik Abdüksiyon Açıları	Z	-2,108	-1,853	-1,597
	P	,035	,064	,110
Diz Addüksiyon Pik Açıları	Z	-,703	-,703	-1,086
	P	,482	,482	,277
Diz Dış Rotasyon Pik Açıları	Z	-,703	-,319	-1,597
	P	,482	,749	,110

Katılımcıların boy uzunluklarına göre, her üç atlama sırasında yere ilk temas anında ve pik noktada meydana gelen kalça fleksiyon ve kalça dış rotasyon açıları karşılaştırılmıştır. Buna göre boy uzunluğu ve atlamalar arasında kalça fleksiyonunun yere ilk temas anında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Pik kalça fleksiyonunda birinci atlama, ikinci atlama ve boy uzunluğu arasındaki farkın anlamlı olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Kalça dış rotasyonunun yere ilk temas anında birinci atlama ve ikinci atlamada; maksimal kalça dış rotasyonunda ise ikinci atlamada gruplar arasında anlamlı bir fark saptanmıştır ($p<0,05$), (Tablo 4.25).

Tablo 4.25: Boy Uzunluğuna Göre Kalça Fleksiyonun ve Dış Rotasyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

		Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
Kalça Fleksiyonu Yere İlk Temas Açıları	Z	-,958	-,447	-,192
	P	,338	,655	,848
Kalça Pik Fleksiyon Açıları	Z	-2,236	-2,236	-,192
	P	,025	,025	,848
Kalça Dış Rotasyon Yere İlk Temas Açıları	Z	-2,108	-2,364	-,064
	P	,035	,018	,949
Kalça Dış Rotasyon Pik Açıları	Z	-1,214	-2,236	-1,597
	P	,224	,026	,110

Boy uzunluklarına göre, her üç atlama sırasında yere ilk temas anında ve pik noktada meydana gelen kalça abdüksiyon, kalça addüksiyon ve iç rotasyon açıları

karşılaştırılmıştır. Buna göre boy uzunluğu ve atlamalar arasında yere ilk temas ve pik değerlerinde kalça abduksiyon, kalça abduksiyon, addüksiyon ve iç rotasyonda anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4.26).

Tablo 4.26: Boy Uzunluğuna Göre Kalça Abduksiyon, Kalça İç Rotasyon ve Addüksiyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

		Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
Kalça Abduksiyonu Yere İlk Temas Açılı	Z	-,064	-,958	-1,023
	P	,949	,338	,306
Kalça Pik Abduksiyon Açılı	Z	,575	-,958	-1,214
	P	,565	,338	,225
Kalça Addüksiyon Pik Açılı	Z	-,831	-1,214	-1,469
	P	,406	,225	,142
Kalça İç Rotasyon Pik Açılı	Z	-,958	-,447	-,192
	P	,338	,665	,848

Katılımcıların kalça uzunlukları iki gruba ayrılarak, her üç atlama sırasında yere ilk temas ve pik anlarında gerçekleştirilen diz fleksiyon ve diz iç rotasyon açıları karşılaştırılmıştır. Gruplar yedişerli olarak ayrılıp kalça uzunluğu 86-94 cm ve 95-101 cm arasında olanlar arasında karşılaştırmalar yapılmıştır. Buna göre diz fleksiyonunun yere ilk temas anında üçüncü atlamada ve diz iç rotasyon yere ilk temas anında birinci atlamada anlamlı bir fark olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$), (Tablo 4.27).

Tablo 4.27: Kalça Uzunluğuna Göre Diz Fleksiyon ve Diz İç Rotasyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

		Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
Diz Fleksiyonu Yere İlk Temas Açılı	Z	-,319	-,192	-1,983
	P	,749	,848	,047
Diz Pik Fleksiyon Açılı	Z	-,192	-,192	-,319
	P	,848	,848	,749
Diz İç Rotasyon Yere İlk Temas Açılı	Z	-2,374	-,143	-,447
	P	,018	,886	,655
Diz İç Rotasyon Pik Açılı	Z	-,319	-,064	-,831
	P	,749	,949	,406

Kalça uzunluklarına göre, her üç atlama sırasında yere ilk temas ve pik anlarında gerçekleştirilen diz abduksiyon, diz addüksiyon ve dış rotasyon açıları

karşılaştırılmıştır. Buna göre kalça uzunluğu ve atlamalar arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (Tablo 4.28).

Tablo 4.28: Kalça Uzunluğuna Göre Diz Abdüksiyon, Diz Dış Rotasyon ve Addüksiyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

		Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
Diz Abdüksiyonu Yere İlk Temas Açılı	Z	-1,471	-,256	-,192
	P	,141	,798	,848
Diz Pik Abdüksiyon Açılı	Z	-,703	-,958	-,447
	P	,482	,338	,655
Diz Addüksiyon Pik Açılı	Z	-1,342	-1,342	-,831
	P	,180	,180	,406
Diz Dış Rotasyon Pik Açılı	Z	-,575	-,319	-,319
	P	,565	,749	,749

Katılımcıların kalça uzunluklarına göre, her üç atlama sırasında yere ilk temas ve pik anlarında gerçekleştirilen kalça fleksiyon ve kalça dış rotasyon açıları karşılaştırılmıştır. Buna göre kalça fleksiyonunun yere ilk temas anında ve maksimal kalça fleksiyonunda birinci atlama ve kalça yüksekliği arasında anlamlı bir fark olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$), (Tablo 4.29).

Tablo 4.29: Kalça Uzunluğuna Göre Kalça Fleksiyonun ve Dış Rotasyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

		Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
Kalça Fleksiyonu Yere İlk Temas Açılı	Z	-2,236	-1,469	-1,086
	P	,025	,142	,277
Kalça Pik Fleksiyon Açılı	Z	-2,875	-1,853	-1,086
	P	0,004	0,64	,277
Kalça Dış Rotasyon Yere İlk Temas Açılı	Z	-1,469	-1,725	-,447
	P	,142	,085	,655
Kalça Dış Rotasyon Pik Açılı	Z	-,703	-,703	-,575
	P	,482	,482	,565

Kalça uzunluklarına göre, her üç atlama sırasında yere ilk temas ve pik anlarında gerçekleştirilen kalça abdüksiyon, kalça addüksiyon ve iç rotasyon açıları karşılaştırılmıştır. Buna göre kalça maksimal abdüksiyon ve addüksiyon pozisyonunda üçüncü atlama ve kalça yüksekliği arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$), (Tablo 4.30).

Tablo 4.30: Kalça Uzunluğuna Göre Kalça Abdüksiyon, Kalça İç Rotasyon ve Addüksiyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

		Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
Kalça Abdüksiyonu Yere İlk Temas Açıları	Z	-,192	-,064	-,704
	P	,848	,949	,482
Kalça Pik Abdüksiyon Açıları	Z	-,192	-,447	-2,364
	P	,848	,655	,018
Kalça Addüksiyon Pik Açıları	Z	-1,342	-1,853	-2,364
	P	,180	,064	,018
Kalça İç Rotasyon Pik Açıları	Z	-1,086	-,447	-,192
	P	,277	,655	,848

Katılımcıların kalça genişliklerine göre, her üç atlama sırasında yere ilk temas ve pik anlarında gerçekleştirilen diz fleksiyon ve diz iç rotasyon açıları karşılaştırılmıştır. Kalça genişliği 27-30 arasında olan 5 kişi ve kalça genişliği 31-34 arasında olan 9 kişi iki gruba ayrılmıştır. Buna göre sadece diz fleksiyon yere ilk temas anında, üçüncü atlama ve kalça genişliği arasında anlamlı bir fark olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$), (Tablo 4.31).

Katılımcıların kalça genişliklerine göre, her üç atlama sırasında yere ilk temas ve pik noktasında gerçekleştirilen diz abdüksiyon, pik diz addüksiyon ve dış rotasyon açıları karşılaştırılmıştır. Buna göre atlamalar ve kalça genişliği arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p<0,05$), (Tablo 4.32).

Tablo 4.31: Kalça Genişliğine Göre Diz Fleksiyon ve Diz İç Rotasyon, Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

		Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
Diz Fleksiyonu Yere İlk Temas Açıları	Z	-,200	-1,133	-2,202
	P	,841	,257	,028
Diz Pik Fleksiyon Açıları	Z	-,333	-,600	-,200
	P	,739	,549	,841
Diz İç Rotasyon Yere İlk Temas Açıları	Z	-1,004	,000	-,067
	P	,315	1,000	,947
Diz İç Rotasyon Pik Açıları	Z	-,733	-,867	-,200
	P	,463	,386	,841

Tablo 4.32: Kalça Uzunluğuna Göre Diz Abdüksiyon Diz Dış Rotasyon ve Addüksiyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

		Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
Diz Abdüksiyonu Yere İlk Temas Açıları	Z	-1,068	-,934	-,601
	P	,286	,350	,548
Diz Pik Abdüksiyon Açıları	Z	-,200	-,733	-,200
	P	,841	,463	,841
Diz Addüksiyon Pik Açıları	Z	-,200	-,200	-,867
	P	,841	,841	,386
Diz Dış Rotasyon Pik Açıları	Z	-,333	-,333	-,333
	P	,739	,739	,739

Kalça genişliklerine göre, her üç atlama sırasında yere ilk temas ve pik noktalarında gerçekleştirilen kalça fleksiyon ve kalça dış rotasyon açıları karşılaştırılmıştır. Buna göre atlamalar ve kalça genişliği arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4.33).

Tablo 4.33: Kalça Genişliğine Göre Kalça Fleksiyonun ve Dış Rotasyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

		Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
Kalça Fleksiyonu Yere İlk Temas Açıları	Z	-1,000	-,200	-,333
	P	,317	,841	,739
Kalça Pik Fleksiyon Açıları	Z	-1,667	-,867	-,467
	P	,096	,386	,641
Kalça Dış Rotasyon Yere İlk Temas Açıları	Z	-,867	-,067	-,467
	P	,386	,947	,641
Kalça Dış Rotasyon Pik Açıları	Z	-,333	-,333	-,333
	P	,739	,739	,739

Kalça genişliklerine göre, her üç atlama sırasında yere ilk temas anında ve pik değerde gerçekleştirilen kalça abdüksiyon, kalça addüksiyon ve iç rotasyon açıları karşılaştırılmıştır. Kalça maksimal abdüksiyon ve addüksiyon pozisyonunda iken üçüncü atlama ve kalça genişliği arasında anlamlı bir fark olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$), (Tablo 4.34).

Katılımcıların izokinetik test sırasında ürettikleri diz fleksiyon pik tork, pik tork üretilen açıları ve pik torka ulaşma süreleri iki gruba ayrılmıştır. Pik tork için birinci grup 73-123 N, ikinci grup 126-172 N; birinci grubun pik tork ürettiği açı aralığı 21-

31°, ikinci grubun ürettiği pik tork açı aralığı 33-40°; pik torka ulaşma süresi birinci grupta 0,41-0,63 sn, ikinci grupta 0,66-0,79 sn olarak belirlenmiştir. Her grup 7 kişi olarak ayrılmıştır. Grupların pik tork açıları ve pik torka ulaşma süreleri ile diz fleksiyon yere ilk temas anı ve pik fleksiyon açıları karşılaştırılmıştır. Buna göre pik tork açısı, pik torka ulaşma süresi ve atlamalar arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır (Tablo 4.35).

Tablo 4.34: Kalça Genişliğine Göre Kalça Abdüksiyon, Kalça İç Rotasyon ve Addüksiyon Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

		Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
Kalça Abdüksiyonu Yere İlk Temas Açıları	Z	-,600	-,333	-1,669
	P	,549	,739	,095
Kalça Pik Abdüksiyon Açıları	Z	-,600	-,467	-2,200
	P	,549	,641	,028
Kalça Addüksiyon Pik Açıları	Z	-1,267	-1,267	-2,600
	P	,205	,205	,009
Kalça İç Rotasyon Pik Açıları	Z	-,200	-,867	-,600
	P	,841	,386	,549

Tablo 4.35: Diz Fleksiyon İzokinetik ve Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

			Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
İzokinetik Pik Tork	Diz Fleksiyon Yere İlk Temas	Z	-,958	-1,342	-,831
		P	,338	,180	,406
	Pik Diz Fleksiyonu	Z	-,447	-,831	-,319
		P	,655	,406	,749
Pik Tork Açısı	Diz Fleksiyon Yere İlk Temas	Z	-,958	-,575	-1,087
		P	,338	,565	,277
	Pik Diz Fleksiyonu	Z	-,192	-1,597	-,319
		P	,848	,110	,749
Pik Torka Ulaşma Süresi	Diz Fleksiyon Yere İlk Temas	Z	-,958	-,575	-1,087
		P	,338	,565	,277
	Pik Diz Fleksiyonu	Z	-,192	-1,597	-,319
		P	,848	,110	,749

Katılımcıların izokinetik test sırasında ürettikleri kalça fleksiyon pik torkları, pik tork üretilen açıları ve pik torka ulaşma süreleri 7'şer kişilik iki grupta incelenmiştir. Birinci grubun pik tork aralığı 57-73 N, ikinci grubun pik tork aralığı 76-106 N; pik tork açı aralığı birinci grupta 21-34°, ikinci grupta 36-49°; pik torka ulaşma süresi birinci grupta 0,36-0,68 sn, ikinci grupta ise 0,69-1,01 sn olarak tespit edilmiştir. Grupların pik

tork açıları ve pik torka ulaşma süreleri ile kalça fleksiyon yere ilk temas anı ve pik fleksiyon açıları karşılaştırılmıştır. Buna göre pik tork açısı, pik torka ulaşma süresi ve atlamalar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4.36).

Tablo 4.36: Kalça Fleksiyon İzokinetik ve Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

			Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
İzokinetik Pik Tork	Kalça Fleksiyon Yere İlk Temas	Z	-1,597	-,703	-1,469
		P	,110	,482	,142
	Pik Kalça Fleksiyonu	Z	-1,853	-,958	-,831
		P	0,64	,338	,406
Pik Tork Açısı	Kalça Fleksiyon Yere İlk Temas	Z	-,319	-,064	-,319
		P	,749	,949	,749
	Pik Kalça Fleksiyonu	Z	-,575	-,447	-,958
		P	,565	,655	,338
Pik Torka Ulaşma Süresi	Kalça Fleksiyon Yere İlk Temas	Z	-,319	-,064	-,319
		P	,749	,949	,749
	Pik Kalça Fleksiyonu	Z	-,575	-,447	-,958
		P	,565	,655	,338

Katılımcıların izokinetik test sırasında ürettikleri kalça dış rotasyon pik torkları, pik tork ürettikleri açılar ve pik torka ulaşma süreleri iki grupta incelenmiştir. Pik torkun incelenmesinde birinci grup 6, ikinci grup 8 kişi; pik tork üretilen açılar ve pik torka ulaşma sürelerinin incelenmesinde gruplar 7'şerli olarak ayrılmıştır. Birinci grubun pik tork aralığı 14-26 N, ikinci grubun pik tork aralığı 27-33 N; pik tork üretilen açılar birinci grupta 5-17°, ikinci grupta 18-27°; pik torka ulaşma süresi birinci grupta 0,07-0,51 sn, ikinci grupta 0,59-1,01 sn olarak belirlenmiştir. Buna göre kalça maksimal dış rotasyonda birinci atlama ve pik tork üretilen açı arasında anlamlı bir fark bulunduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$), (Tablo 4.37).

Katılımcıların izokinetik test sırasında ürettikleri kalça abduksiyon pik torkları, pik tork ürettikleri açılar ve pik torka ulaşma süreleri iki grupta incelenmiştir. Pik torkun incelenmesinde birinci grup 6, ikinci grup 8 kişi; pik tork üretilen açılar ve pik torka ulaşma sürelerinin incelenmesinde gruplar 7'şerli olarak ayrılmıştır. Birinci grubun pik tork aralığı 46-68 N, ikinci grubun 69-85 N; pik tork üretilen açılar birinci grupta 12-18°, ikinci grupta 19-24°; pik torka ulaşma süreleri birinci grupta 0,26-0,42 sn, ikinci grupta 0,45-0,54 sn olarak belirlenmiştir. Pik tork ve pik torka ulaşma

sürelerinde birinci grup 6, ikinci grup 8 kişi; pik tork üretilen açıların incelenmesinde gruplar 7'şer kişi olarak ayrılmıştır. Buna göre kalça maksimal abdüksiyonda üçüncü atlama ve pik tork üretilen açıları arasında anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$). Pik torka ulaşma süresi ve kalça yere temas anında abdüksiyonda üçüncü atlamada anlamlı bir fark saptanmıştır ($p<0,05$), (Tablo 4.38).

Tablo 4.37: Kalça Dış Rotasyon İzokinetik ve Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

			Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
İzokinetik Pik Tork	Kalça Dış Rotasyon Yere İlk Temas	Z	-,258	-,387	-,775
		P	,796	,699	,439
	Pik Kalça Dış Rotasyonu	Z	-,645	-,129	-,645
		P	,519	,897	,519
Pik Tork Açısı	Kalça Dış Rotasyon Yere İlk Temas	Z	-,831	-1,086	-831
		P	,406	,277	,406
	Pik Kalça Dış Rotasyonu	Z	-2,236	-1,469	-1,853
		P	,025	,142	,064
Pik Torka Ulaşma Süresi	Kalça Dış Rotasyon Yere İlk Temas	Z	-,286	,000	-1,857
		P	,775	1,000	,063
	Pik Kalça Dış Rotasyonu	Z	-,857	-,857	-,286
		P	,391	,391	,775

Tablo 4.38: Kalça Abdüksiyon İzokinetik ve Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

			Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
İzokinetik Pik Tork	Kalça Abdüksiyon Yere İlk Temas	Z	-1,033	-1,291	-,065
		P	,302	,197	,948
	Pik Kalça Abdüksiyonu	Z	-,129	-1,291	-,258
		P	,897	,197	,796
Pik Tork Açısı	Kalça Abdüksiyon Yere İlk Temas	Z	-,831	-1,214	-1,727
		P	,406	,225	0,84
	Pik Kalça Abdüksiyonu	Z	-1,342	-,958	-1,981
		P	,180	,338	,048
Pik Torka Ulaşma Süresi	Kalça Abdüksiyon Yere İlk Temas	Z	-,516	-,645	-2,585
		P	,606	,519	,010
	Pik Kalça Abdüksiyonu	Z	-,775	-,516	-1,678
		P	,439	,606	,093

Katılımcıların izokinetik test sırasında ürettikleri kalça addüksiyon ve iç rotasyon pik tork, pik tork üretilen açıları ve pik torka ulaşma süresi iki grupta

değerlendirilmiştir. Kalça addüksiyon pik tork ve pik tork üretilen açılar için gruplar 7'şerli, pik torka ulaşma süresi için birinci grup 6, ikinci grup 8 kişi olarak ayrılmıştır. Kalça addüksiyonunda pik tork aralığı birinci grupta 52-89 N, ikinci grupta 95-108 N; pik tork üretilen açılar birinci grupta 10-15°, ikinci grupta 16-24°; pik torka ulaşma süreleri birinci grupta 0,43-0,58 sn, ikinci grupta 0,59-0,77 sn olarak belirlenmiştir. Kalça iç rotasyon pik torku için birinci grup 6, ikinci grup 8 kişi; kalça iç rotasyon pik tork üretilen açılar için birinci grup 5, ikinci grup 9 kişi; kalça iç rotasyon pik torka ulaşma süresi için gruplar 7'şer kişi olarak ayrılmıştır. Kalça iç rotasyon pik torku birinci grupta 18-22 N, ikinci grupta 26-34 N, kalça iç rotasyon pik tork üretilen açılar birinci grupta 10-15°, ikinci grupta 18-28°; pik torka ulaşma süresi birinci grupta 0,06-0,56 sn, ikinci grupta 0,58-0,74 sn olarak tespit edilmiştir. Buna göre kalça iç rotasyonda pik noktadaki addüksiyon ve pik noktadaki iç rotasyon açıları ile pik tork, pik tork üretilen açılar ve pik torka ulaşma süreleri açısından anlamlı bir fark saptanmamıştır (Tablo 4.39).

Tablo 4.39: Kinematik Veriler ile Kalça Addüksiyon ve İç Rotasyon İzokinetik Verilerinin Karşılaştırılması

			Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
İzokinetik Pik Tork	Pik Kalça Addüksiyonu	Z	-,064	-,575	-,703
		P	,949	,565	,482
Pik Tork Açısı	Pik Kalça Addüksiyonu	Z	-,319	-1,086	-1,342
		P	,749	,277	,180
Pik Torka Ulaşma Süresi	Pik Kalça Addüksiyonu	Z	-1,162	-387	-1,549
		P	,245	,699	,121
			Birinci Atlama	İkinci Atlama	Üçüncü Atlama
İzokinetik Pik Tork	Pik Kalça İç Rotasyonu	Z	-,904	-,258	-,645
		P	,366	,796	,519
Pik Tork Açısı	Pik Kalça İç Rotasyonu	Z	-,733	-,733	-,733
		P	,463	,463	,463
Pik Torka Ulaşma Süresi	Pik İç Rotasyonu Kalça	Z	-1,214	-,958	-,064
		P	,225	,338	,949

5. TARTIŞMA

Hareket analizi çalışmaları hareket mekaniğinin farkında olmak, sporcuları daha iyi anlamak, spor performansındaki kusurları tespit etmek ve performansı geliştirmek için koçları daha iyi donatabilme potansiyeline sahiptir. Biyomekanik, spor hekimliğinde rehabilitasyon ve yaralanmanın önlenmesine katkıda bulunabilmesi açısından gereklidir.

Alt ekstremita kas iskelet sistemi yaralanmaları sportif müsabakalar sırasında en çok meydana gelen yaralanmalar arasındadır [10]. Yüksekten atlamanın iniş fazı ve kesme (cutting) manevraları ön çapraz bağ yaralanmalarından sorumlu birincil hareketlerdendir. Literatürde alt ekstemitenin zayıf biyomekanik kontrolüyle sonuçlanan nöromüsküler eksikliklerin, sporcuları potansiyel olarak tehlikeli spor hareketleri sırasında ön çapraz bağ hasarına yatkın hale getirebileceğini gösteren kanıtlar bulunmaktadır [99]. Araştırmacılar genellikle kas iskelet sistemi yaralanması riskini değerlendirmek ve potansiyel önleme stratejilerini incelemek için, yüksekten atlamanın iniş fazını tercih etmişlerdir [100], [101]. Yaralanmayı önleme amacıyla literatürde kullanıldığı rapor edilmiştir, ancak çeşitli görevlerle ortaya konan karakteristiklerdeki farklılıklar bilinmemektedir. Bu protokollerde genellikle standart bir yükseklikten düşme inişi ya da iniş karşı hareket zıplaması (countermovement jump) içeren görevleri kullanılmıştır [102]. Bu görevler hem çift bacak hem de tek bacak olarak gerçekleştirilmiştir [103]. Bunlar iniş biyomekaniklerini incelemek için geçerli yöntemler olabilirken, tepe dikey yer reaksiyon kuvveti (GRF), maksimum diz fleksiyonu, maksimum diz valgusu ve maksimum diz yükü gibi biyomekanik özellikler büyük olasılıkla bu görevler arasındaki farklardan etkilenmektedir.

Bates ve ark. [104], yaralanma riskini inceledikleri bir çalışmada yüksekten atlayıp düşme sonrası tekrar havaya zıplama hareketi için 31 cm'lik bir yükseklik ve test tekrar sayısı olarak da 3 tekrar tercih etmişlerdir. Daniluk'un [105] 2017 tarihli çalışmasında sadece ön çapraz bağ ve ön çapraz bağ ile beraber ekstra artiküler tenodesis cerrahisi geçirmiş iki grubu karşılaştırmak için 31 cm'lik bir yükseklik platformu ve 5 tekrar test sayısı kullanılmıştır. Boling ve ark. [106], ön çapraz bağ yaralanmalarını önlemek ve izlemek için yaptıkları bir kohort çalışmada yükseklik olarak 30 cm'lik bir platform tercih etmişlerdir. Bu çalışmada biyomekanik analiz

öncesi için kullanılan ısınma protokolü 5.50 m/sn hızla 5 dk'lık yürüyüş ve ardından kalça ve bacak bölgeleri için dinamik esnetmeler yapılmıştır [105]. Hovey ve ark. [107], tek bacak üzerinde yüksekten atlamanın iniş fazını inceledikleri bir çalışma için ölçüm öncesi koşu bandında 1.56 m/sn hızla 5 dakikalık bir ısınma periyodu kullanmıştır. Nicholas'ın [108], iniş fazı sırasında meydana gelen temassız ön çapraz bağ yaralanmalarını incelediği bir çalışmada analiz öncesi kişilere ısınma protokolü olarak, kendilerini tek ayak iniş fazına hazır hale geldiklerini hissedene kadar yeterli süre verilmiştir.

Görüldüğü gibi, literatürde iniş yapılacak yükseklik genellikle 30-31 cm olarak belirlenmiş olsa da, yapılacak olan iniş şekli veya sıçrama metodu yüksekliği değişkenlik göstermektedir. Bu durum, daha çok yükseklik ve inilecek mesafenin alt ekstremité biyomekaniğine olan etkisinden dolayı önemlidir. Biyomekanik analizler öncesi katılımcıların ısınma protokolü hakkında fikir ayrılıklarının fazla olmamasının nedeni, genellikle ölçüm sırasındaki farklı iniş şekillerinin ve tekrar sayılarının miktarıyla ilişkilidir. Tekrar ve iniş sayıları arttığı zaman ölçümlerdeki birinci deneme ile sonuncu deneme arasında yorgunluk mekanizması etkili olabilir. Bu sebeple, literatürde genellikle 3 deneme ve 3-5 test tekrarının tercih edildiği izlenmektedir. Bunun yanında, literatürde farklı iniş şekillerinin ard arda 3 veya 5 tekrar sırasıyla gerçekleştirmenin, öğrenme mekanizması üzerine etkili olabileceği için, bu atlayışların çoğunlukla randomize bir şekilde yapılması tercih edilmiştir. Dolayısıyla, bu çalışmada biyomekanik analiz için kullanılan metot katılımcıların 30 cm'lik bir yükseklik üzerinden 3 deneme tekrarı, 3 test tekrarı şeklinde atlaması yoluyla gerçekleştirilmiştir.

Literatürde kullanılan izokinetik kuvvet için hızlar ağır, orta ve yüksek hız olmak üzere gruplandırılmaktadır. Ön çapraz bağ yaralanmaları ve rekonstrüksiyonu sonrası kuvvet ölçümü için tercih edilen hız daha çok 60 °/sn'dir [109]. Takashi ve ark. [110], yaptıkları tek bacak sıçrama çalışmasında diz fleksiyon/ekstansiyon kuvveti için 45°'de izometrik kuvvet ölçmüşlerdir. Xergia ve ark. [110] ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu sonrası tek bacak hoplama testi, izokinetik kuvvet ve biyomekanik analizin ilişkisini araştırdıkları bir çalışmada, 120 °/sn, 180 °/sn, 300 °/sn hızlarını tercih etmişlerdir. Bu araştırmacıların daha yüksek hızları tercih etmelerinin amacı, patellar tendondan alınan greftin rekonstrüksiyon sonrası ön diz ağrısını tetiklemesinin önüne geçmektir [111]. Futbolcularda izokinetik kuvvetin sıçrama ve topa vuruş arasında

ilişkinin incelendiği bir çalışmada, izokinetik kuvvet hız protokolü için 60 °/sn, 240 °/sn ve 360 °/sn'lik hızlar tercih edilmiştir [112].

Literatürde kuvvet ölçümleri izokinetik dinamometre veya izometrik el dinamometresiyle ölçülür. Ön çapraz bağ problemlerinde kuadriseps/hamstring kasları için kuvvet ölçümü, genellikle konsantrik 90°'lik eklem hareket açıklığı içerisinde ağır hızlar tercih edilerek gerçekleştirilir. Biyomekanik analizlerle beraber yapılan kuvvet ölçümlerinin metodolojik olarak farklı olmasının nedenleri, tercih edilen sıçramanın türü, testin ne zaman yapıldığı gibi faktörlerden ileri gelmektedir. Ayrıca kasın kuvvet-uzunluk ve kuvvet-hız ilişkisinden dolayı değişen pik tork değerlerini incelemek amacıyla izometrik kuvvet ölçümü tercih edilir.

Görüldüğü gibi, literatürde yapılmış sıçrama ve iniş çalışmaları için genellikle 60 °/sn ve 300 °/sn'lik hız aralığı kullanılmaktadır. Tercih edilecek olan hız, çalışma metotlarıyla yakından ilişkilidir. Bu çalışmada katılımcıların kalça ve diz kuvvet ölçümleri 60 °/sn hızla gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın amacı, inişte kalça ve diz eklemlerinde meydana gelen değişikliklerini gözlemlemek ve üç farklı iniş tekniği sırasında bu değişimleri kendi aralarında değerlendirmek olduğu için, kuvvet ölçümünde düşük hız tercih edilmiştir.

Çalışmaya katılan kişilerin demografik bilgileri incelendiğinde (Tablo 4.1) yaş, boy ve vücut ağırlığı ortalamalarının sırasıyla 15,64±,84, 175,93±6,09 cm ve 65,36±6,66 kg olduğu görülmektedir. Bu sonuçlar, literatürdeki diğer çalışmalarla benzerlik göstermektedir. Bates ve arkadaşlarının [104], yüksekte dik düşmenin birinci ve ikinci tekrarlar arasındaki kinetik ve kinematik farklılıkları inceledikleri bir çalışmada, kadın basketbolcuların yaş ortalaması 15,6±0,9'dur. Imwalle ve ark. [113], kadın sporcularda ön çapraz bağ yaralanmalarının önlenmesi üzerine gerçekleştirilen, kesme manevraları sırasında kalça ve diz kinematiği arasındaki ilişkinin incelendiği çalışmalarında sporcuların yaş, boy ve vücut ağırlığı ortalamalarını sırasıyla 17,6±2,1, 165,6±8,2 cm ve 60,2±5,6 olarak bildirmişlerdir. Benzer şekilde, Apolinskienė ve arkadaşlarının [114], elit kadın basketbolcular üzerinde yaptıkları bir çalışmada yaş, boy ve vücut ağırlığı ortalamaları sırasıyla 15,42±0,27, 176±7 cm ve 64,88±7,11 kg olarak tespit etmişlerdir. Pollarda ve ark. [115], kadın sporcular üzerinde yaptıkları bir araştırmada kişilerin kilo ortalamalarının 55 kg olarak bildirmişlerdir. Adölesan kadın sporcular üzerinde ön çapraz bağ yaralanmalarını önleyici antrenman

modifikasyonlarının incelendiği başka bir çalışmada, kişilerin boy ortalamaları $162\pm0,0$ cm olarak belirlenmiştir [115].

Sonuç olarak, katılımcıların demografik özelliklerinin ortalamalarının literatürde benzer oranlara sahip olduğu görülmektedir. Boy uzunluğunun basketbolda performans açısından bir avantaj, postural stabilizasyon açısından ise bir dezavantaj olduğu söylenebilir. Katılımcıların ağırlık ortalamaları boy ortalamalarına göre değişkenlik göstermekle birlikte, vücut ağırlıklarının normal aralıklarda olduğu görülmektedir.

Katılımcıların antropometrik özellikleri Tablo 4.2'den izlenebilir. Literatürde antropometrik verilerde gözlenen farklılıklardan bazıları, gruplar arasındaki cinsiyet ve yaş farklılıklarından kaynaklanmaktadır. Gryko ve ark. [116] tarafından Polonya genç milli takım basketbol oyuncularıyla yapılmış bir çalışmaya göre, katılımcıların kol açıklığı ortalaması $196,2\pm8,96$, omuz genişliği ortalaması $41,46\pm1,96$, kalça genişliği ortalaması ise $33,66\pm1,88$ cm olarak bildirilmiştir. Bu değerler, bizim çalışmamızla (kol açıklığı ortalaması: $175,14\pm7,27$ cm, omuz genişliği ortalaması: $38,29\pm2,92$ cm, kalça genişliği ortalaması: $31,00\pm2,44$ cm) benzerlik göstermektedir. Bu durumun her iki çalışmadaki katılımcıların da adölesan yaş grubunda olmasından kaynaklanması olasıdır.

Bu çalışmada katılımcıların kalça ve diz kinematik analizi ve kuvvet analizi farklı metotlarla ölçülmüştür. Ölçümler sonucu elde edilen kalça ve dize ait kuvvet ve kinematik veriler arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. Çalışmamızda katılımcıların atlamalar sonrası diz ekleminde meydana gelen yere ilk temas anı ve maksimum diz fleksiyon dereceleri, atlamalar arasında karşılaştırılmıştır. Yere ilk temas anında diz fleksiyon dereceleri ortalamaları birinci atlamada $27,44\pm5,04^\circ$, ikinci atlamada $30,93\pm3,60^\circ$, üçüncü atlamada ise $27,14\pm3,64^\circ$ olarak belirlenmiştir. Buna göre yere ilk temas anında birinci atlama ve ikinci atlama, ikinci atlama ve üçüncü atlama arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Maksimum diz fleksiyon açılarının ortalamaları birinci atlamada $55,43\pm6,34^\circ$, ikinci atlamada $58,30\pm6,90^\circ$, üçüncü atlamada ise $54,16\pm7,01^\circ$ olarak saptanmıştır. Buna göre maksimum diz fleksiyonu sırasında, atlamalar arasında sadece ikinci atlama ve üçüncü atlama arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). Bu durumun atlamalar sırasında kullanılan yöntemin farklı olmasından kaynaklanması olasıdır.

Schmitz ve ark. [117] yüksekten atlamanın iniş fazının cinsiyetler arasındaki alt ekstremité biyomekanik farklılığını inceledikleri bir çalışmada, kadın katılımcıların yere ilk temas anında diz fleksiyon ortalamasını $42,5 \pm 9,4^\circ$, maksimal diz fleksiyon açısı ortalamasını ise $51,8 \pm 15,3^\circ$ olarak bildirmiştir. Bizim çalışmamızda diz fleksiyon derecelerinin yere ilk temas anında daha düşük çıkmasının sebebinin, çalışmamızda tercih edilen basketbol sporunun daha çok sıçrama, ani hızlanma, ani yavaşlama gerektiren özelliklerinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Chinnasee ve ark. [118] yüksekten atlamanın iniş fazı ve rastgele yana adımlamanın biyomekanik farklılıklarını karşılaştırdıkları bir çalışmada iniş stili, kişinin 5 metrelik bir mesafeden $3,5-4,5$ m/sn'lik hız ortalamasıyla yapılan koşu sonrası, 30 cm'lik bir kutu üzerinden yere iniş yapıp ardından tekrar yukarı sıçraması şeklindeydi. Buna göre, yere ilk temas anında diz fleksiyon açısı ortalaması $12,2 \pm 2,7^\circ$ olarak bildirmiştir [118]. Bu değerler ve bizim çalışmamızdaki değerler arasındaki farklılığın sebebi, atlayış sonrası doğrudan yere yapılan inişle görevin sona ermesinden kaynaklanmış olabilir. Bununla birlikte, tercih edilen mesafenin daha fazla olması kişinin daha kontrollü bir iniş gerçekleştirmesine imkan verebilir.

Nagano ve ark. [119], elit sporcularda yüksekten atlamanın iniş fazında diz kinematğinde cinsiyetler arasındaki farklılıkları inceledikleri bir çalışmada, yere ilk temas anında kadın sporcuların diz fleksiyon ortalamasını $18,0 \pm 1,5^\circ$, maksimal diz fleksiyon açısı ortalamasını ise $49,2 \pm 3,0^\circ$ olarak bildirmişlerdir. Sözü geçen çalışmanın bulguları, bizim aynı parametreler için tespit ettiğimiz değerlerle benzerlik göstermektedir. Bu, her iki çalışmanın metodlarında tercih edilen yüksekliğin ve iniş şekillerin aynı olmasından dolayı beklenen bir durumdur.

Nagano ve ark. [120], kadın atletler üzerinde farklı atlayış görevlerinin ön çapraz bağ yaralanması üzerine etkisini inceledikleri bir çalışmada, yere ilk temas anında diz fleksiyon açısı ortalamasını $15,8 \pm 5,0^\circ$, maksimal diz fleksiyon açısı ortalamasını ise $72,5 \pm 6,7^\circ$ olarak tespit etmişlerdir. Bu sonuçların bizim bulgularımızla benzerlik göstermesinin, her iki araştırma grubundaki deneklerin aynı sporu yapması ve araştırma metodlarının benzer olmasından ileri geldiğini düşünmekteyiz.

Cinsiyetler arasındaki çift bacak ve tek bacak atlamalar sırasındaki biyomekaniksel farklılıkların incelendiği bir çalışmada, diz fleksiyonun yere ilk temas anındaki açısı ortalaması $12,8 \pm 5,6^\circ$, maksimum diz fleksiyon açısı ortalaması ise

54,4±12,6° olarak bildirilmiştir [121]. Sözü geçen çalışma ve bizim çalışmamızdaki maksimum diz fleksiyon açı ortalamaları benzer olup, yere ilk temas anındaki açılar arasında farklılık gözlenmektedir. Bu farklılığın sebebi, iki çalışmada kullanılan atlama metodunun ve atlama için kullanılan yükseklik platformlarının farklı olmasından kaynaklanması olasıdır.

Çalışmamızda katılımcıların atlamalar sonrası kalça ekleminde meydana gelen yere ilk temas anı ve maksimum kalça fleksiyon dereceleri atlamalar arasında karşılaştırılmıştır. Yere ilk temas anında kalça fleksiyon açılarının ortalamaları birinci atlamada 30,85±5,81°, ikinci atlamada 34,09±6,16°, üçüncü atlamada ise 29,25±4,79° olarak belirlenmiştir. Buna göre yere ilk temas anında birinci atlama ve ikinci atlama, ikinci atlama ve üçüncü atlama arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). Maksimum kalça fleksiyon açılarının ortalaması birinci atlamada 51,23±10,26°, ikinci atlamada 50,90±11,03°, üçüncü atlamada ise 42,68±8,30° olarak tespit edilmiştir. Pik kalça fleksiyonunda atlamalar istatistiksel olarak karşılaştırıldığında ise üçüncü atlama ve birinci atlama, üçüncü atlama ve ikinci atlama arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$), (Tablo 4.14). Bu durumun atlamalar sırasında kullanılan yöntemin farklı olmasından kaynaklanması olasıdır

Schmitz ve ark. [117] çalışmalarında, kadın katılımcıların yere ilk temas anında kalça fleksiyon ortalamasını 21,6±6,3°, maksimal kalça fleksiyonunu ise 23,2±8,2° olarak bildirmişlerdir. Bu değerler ve bizim bulgularımız arasındaki farkın, iniş teknikleri arasındaki farklılıktan ileri geldiğini düşünmekteyiz. Bu durum, bizim katılımcılarımızın daha çok kalça dominant ve sözü geçen çalışmanın katılımcılarının ise diz dominant iniş gerçekleştirmiş olmasından kaynaklanabileceğini düşündürmektedir.

Weinhandl ve ark. [121], cinsiyetler arasındaki çift bacak ve tek bacak atlamalar sırasındaki biyomekaniksel farklılıkları inceledikleri bir çalışmada, kalça fleksiyonunun yere ilk temas anındaki açı ortalamasını 15,7±9,3°, maksimal kalça fleksiyonu açı ortalamasını ise 32,5±14,00° olarak bildirmişlerdir. Sözü geçen çalışmanın metodunda kullanılan yükseklik platformu ve atlayış stilleri bizim çalışmamızdan farklı olduğundan, tespit edilen değerler arasında farklılıklar görülmesi beklenen bir durumdur.

Hovey ve ark. [122], farklı atlama çeşitleri arasındaki biyomekaniksel farklılıkları inceledikleri bir çalışmada, yere iniş anında kalça fleksiyonu açısı ortalamasını $25,5 \pm 3,5^\circ$, maksimal kalça fleksiyonunu ise $50,7 \pm 9,2^\circ$ olarak saptamışlardır. Bu sonuçların bizim bulgularımızla paralellik göstermesinin, her iki çalışmada kullanılan atlayış yüksekliği ve stilinin aynı olmasından dolayı olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda katılımcıların diz eklemindeki yere ilk temas anı ve pik noktasındaki iç rotasyon açıları atlamalar arasında karşılaştırılmıştır. Yere ilk temas anında diz iç rotasyon açısı ortalamaları birinci atlamada $1,78 \pm 1,45^\circ$, ikinci atlamada $3,18 \pm 1,46^\circ$, üçüncü atlamada ise $3,17 \pm 1,29^\circ$ olarak belirlenmiştir. Maksimal diz iç rotasyon açılarının ortalamaları ise birinci atlamada $3,12 \pm 1,63^\circ$, ikinci atlamada $4,17 \pm 1,31^\circ$, üçüncü atlamada ise $4,50 \pm 2,14^\circ$ olarak tespit edilmiştir. Buna göre, yere ilk temas anında üçüncü atlama ve birinci atlama, maksimal iç rotasyonda ise üçüncü atlama ve birinci atlama arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olduğu tespit edilmiştir ($p < 0,05$), (Tablo 4.6).

Nagano ve ark. [119] çalışmalarında, maksimum iç rotasyon açısı ortalamasını kadın sporcularda $12,6 \pm 1,2^\circ$ olarak bildirmişlerdir. Bu değer bizim bulgularımızdan daha yüksek olup, bu durumun atlama sırasında meydana gelen fleksiyon açısı değişiminden kaynaklandığı düşünülmektedir. *Screw home* mekanizmasına göre tibia da fleksiyon ile iç rotasyon, ekstansiyon ile ise dış rotasyon meydana gelmektedir. Bununla birlikte, hamstring ve kuadriseplerin koaktivasyonu diz eklemine stabilitesinde katkıda bulunmaktadır.

Kiriyama ve ark. [123], cinsiyetler arasında rotasyonel kaslar ve tek bacak iniş arasındaki ilişkiyi inceledikleri bir çalışmada, maksimal diz internal rotasyon açılarının ortalamasını $13,7 \pm 9,1^\circ$ olarak bildirmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan yükseklik platformu, bizim çalışmamızdaki yükseklik platformundan 10 cm daha kısa olmasına rağmen, katılımcıların diz iç rotasyon açısı dereceleri daha yüksek bulunmuştur. Bu durumun katılımcılar arasındaki diz stabilizasyon farklılığından ileri gelebileceği düşünülmektedir.

Sagittal planda diz ve kalça fleksiyonu gerektiren herhangi bir aktive sırasında hem kalçada hem dizde yetersiz fleksiyon olduğunda, pasif eklem stabilizatörleri dizdeki eklem yüküne karşı koymak ve stabilizasyonu artırmak için daha fazla yüke

maruz kalır [124]. Bu nedenle sagittal düzlemde sınırlı hareket ön çapraz bağ için risk faktörü sayılmaktadır [125]. Yüksekten atlamanın iniş fazları sırasında diz fleksiyon açılarının daha düşük olması ön çapraz bağa binen yükün artmasına sebep olur [126]. Kadavra verileri, diz fleksiyon açıları azaldığında ön çapraz bağın daha fazla yüke maruz kaldığını göstermiştir [127]. Çalışmamızda bulduğumuz değerlerin soft (yumuşak) iniş değerleriyle benzer olduğu görülmüştür. Bu durumun kalça ve diz stabilizasyondan etkilenmiş olduğunu düşünülebilir. Ayrıca, çalışmamızda kullanılan yüksekten atlamanın modifiye edilmiş farklı versiyonları iniş kinematiğine etki edebilir. Literatürde kullanılan buna benzer atlama stillerinin spora özgü hız ve görevleri (top atma, rakip oyuncu vb.) test sonuçlarını etkileyebilir.

Çalışmamızda katılımcıların diz eklemindeki yere ilk temas anı ve maksimum diz dış rotasyon dereceleri atlamalar arasında karşılaştırılmıştır. Katılımcıların maksimum diz dış rotasyonunun açı ortalamaları birinci atlamada $-3,07 \pm 1,78^\circ$, ikinci atlamada $-2,93 \pm 2,13^\circ$, üçüncü atlamada ise $-4,39 \pm 5,10^\circ$ olarak belirlenmiştir. Atlamalar arasında istatistiksel açıdan herhangi bir fark tespit edilmemiştir ($p < 0,05$), (Tablo 4.8).

Nagano ve ark. [119] çalışmalarında, dış rotasyon açı ortalamasını kadın sporcularda $2,2 \pm 1,4^\circ$ olarak bildirmişlerdir. Bates ve ark. [104] atlama esnasında birinci ve ikinci tekrarlar arasındaki biyomekaniksel farklılıkları inceledikleri çalışmalarında, kalça dış rotasyon açı ortalamalarını birinci tekrarda $-3,1 \pm 6,0^\circ$, ikinci tekrarda $-2,0 \pm 4,2^\circ$ olarak saptamışlardır. Bu iki çalışmanın bulguları, bizim değerlerimizle benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda katılımcıların kalça eklemdeki yere ilk temas ve maksimum noktalarındaki kalça dış rotasyonu ortalama açı değerleri atlamalar arasında karşılaştırılmıştır. Yere ilk temas anında kalça dış rotasyonu ortalamaları birinci atlamada $-3,84 \pm 2,36^\circ$, ikinci atlamada $-4,12 \pm 1,85^\circ$, üçüncü atlamada ise $-4,68 \pm 2,28^\circ$; maksimum kalça dış rotasyonu ortalamaları birinci atlamada $-4,97 \pm 3,09^\circ$, ikinci atlamada $-4,94 \pm 2,29^\circ$, üçüncü atlamada ise $-5,95 \pm 2,24^\circ$; maksimum kalça iç rotasyonu ortalamaları birinci atlamada $3,52 \pm 1,80^\circ$, ikinci atlamada $3,25 \pm 1,67^\circ$, üçüncü atlamada ise $3,00 \pm 1,85^\circ$ olarak tespit edilmiştir. Buna göre kalça dış rotasyonunda yere ilk temas anında atlamalar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır. Kalça pik dış rotasyonda iken sadece üçüncü atlama ve ikinci atlama arasında anlamlı bir fark

olduğu görülmüştür ($p<0,05$), (Tablo 4.16). Ayrıca, atlamalar sırasında kalça pik iç rotasyon açıları arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır (Tablo 4.18).

Hovey ve ark. [122] çalışmalarında, yere ilk temas anındaki kalça dış rotasyon açısı ortalamasını $-9,3\pm4,9^\circ$, maksimal kalça dış rotasyon açısı ortalamasını $-11,4\pm4,6^\circ$, maksimal iç rotasyon açısı ortalamasını ise $-1,8\pm4,6^\circ$ olarak bildirmişlerdir. Bu değerler ve bizim bulgularımız arasındaki farkların, çalışmalardaki katılımcıların kalça stabilizasyon farklılıklarından kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.

Earl ve ark. [128] yüksekten atlamanın iniş fazı ve basamak inme arasındaki ilişkiyi inceledikleri bir çalışmada, kalça iç rotasyonun açısı ortalamasını $1,6\pm5,1^\circ$ olarak bildirmiştir. Sözü geçen çalışmada atlama sırasında yere çift bacakla iniş yapılmış olup, bu durum katılımcıların kalça stabilizasyonun artmasını sağlamıştır. Dolayısıyla, kalça iç rotasyon açısının bizim bulgularımızdan daha düşük bulunması, beklenen bir durumdur.

Transvers plan yükü ön çapraz bağ yaralanmaları ile ilişkilendirilmektedir [129]. Diz internal ve eksternal rotasyonlarında bu hareketlerden birinin diğerinden daha baskın olduğu söylenemez. Genellikle bu değişkenler nötr konumun her iki tarafında değişir. Bunun yanında, diz iç rotasyon pozisyonunda iken ön çapraz bağa binen yük miktarının arttığı, dış rotasyon pozisyonunda ise minimal artışların olduğu bildirilmiştir. [129]. Bu potansiyel mekanizma, kadın atletlerde ön çapraz bağ yaralanma mekanizmalarını video analizleriyle desteklenir ve tibial rotasyonun yaralanmaya etkisinin olduğu göstermektedir. Bizim çalışmamızda aşırı bir iç rotasyon ve aşırı bir dış rotasyon verisine rastlanmamıştır. Bu durumun birinci atlama için atlayış pozisyonunun sıçrama gerektiren atlayışlara göre daha statik bir pozisyon sağlamasının yanında, ikinci ve üçüncü atlayışlar için koşudaki temponun düşük olmasından kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz. Sonuç olarak transvers planın her yönünde aşırı veya anormal tibial rotasyonun ön çapraz bağ yaralanma riskini artırabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda katılımcıların diz abduksiyon ve adduksiyonun yere ilk temas anındaki açıları ve pik açılarının dereceleri atlamalar arasında karşılaştırılmıştır. Buna göre yere ilk temas anında diz abduksiyon açılarının ortalamaları birinci atlamada $0,65\pm0,53^\circ$, ikinci atlamada $1,27\pm0,78^\circ$, üçüncü atlamada ise $1,81\pm1,20^\circ$; pik yapılan abduksiyon açılarının ortalamaları birinci atlamada $2,92\pm1,83^\circ$, ikinci atlamada $3,81\pm2,34^\circ$, üçüncü atlamada ise $3,30\pm2,16^\circ$ olarak belirlenmiştir. Pik noktadaki diz

addüksiyon açılarının ortalamaları birinci atlamada $-2,21 \pm 1,08^\circ$, ikinci atlamada $-2,21 \pm 1,08^\circ$, üçüncü atlamada ise $-2,36 \pm 1,22^\circ$ olarak tespit edilmiştir. Buna göre yere ilk temas anında ikinci atlama ve birinci atlama, üçüncü atlama ve birinci atlama arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark görülmektedir ($p < 0,05$). İkinci atlama ve üçüncü atlama arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Pik abdüksiyon açıları ise sadece ikinci atlama ve birinci atlama arasında anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p < 0,05$), (Tablo 4.10). Katılımcıların atlamalar sırasında pik noktasında meydana gelen diz addüksiyon açıları karşılaştırılmıştır. Üç atlama arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p < 0,05$), (Tablo 4.12).

Hovey ve ark. [122] çalışmalarında, yere ilk temas ve pik açıdaki diz abdüksiyon değerlerini sırasıyla $1,8 \pm 1,8^\circ$ ve $8,1 \pm 3,8^\circ$ olarak bildirmişlerdir. Chinnasee ve ark. [118] ise çalışmalarında, yere ilk temas anında ortalama diz abdüksiyon açısını $2,3 \pm 2,4^\circ$ olarak tespit etmişlerdir. Bu çalışmalarda diz abdüksiyon açısı ortalamaları bizim çalışmamızın bulgularıyla paralellik göstermekte olup, bu durumun çalışma metodlarındaki benzerliklerden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda katılımcıların kalça abdüksiyon ve addüksiyonunun yere ilk temas anındaki ve pik noktasındaki açılarının ortalamaları atlamalar arasında karşılaştırılmıştır. Buna göre yere ilk temas anındaki açıların ortalamaları birinci atlamada $3,41 \pm 1,77^\circ$, ikinci atlamada $3,64 \pm 2,80^\circ$, üçüncü atlamada ise $4,37 \pm 1,59^\circ$; pik noktada yapılan kalça abdüksiyon açıları ortalamaları birinci atlamada $4,67 \pm 2,94^\circ$, ikinci atlamada $4,13 \pm 1,43^\circ$, üçüncü atlamada ise $4,07 \pm 2,56^\circ$ olarak belirlenmiştir. Pik addüksiyon açıları ortalamaları birinci atlamada $-8,40 \pm 3,84^\circ$, ikinci atlamada $-7,19 \pm 3,04^\circ$, üçüncü atlamada ise $-7,57 \pm 4,03^\circ$ olarak tespit edilmiştir. Buna göre atlamalarda yere ilk temas anında ve kalça pik abdüksiyon pozisyonundaki açıları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4.20). Pik kalça addüksiyon açıları birbiriyle karşılaştırıldığında, atlamalar sırasındaki değerler arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (Tablo 4.22).

Hovey ve ark. [122]'nin çalışmalarında tespit ettikleri yere ilk temas anındaki kalça abdüksiyon ve pik anındaki kalça abdüksiyon açısı ortalamaları sırasıyla $5,2 \pm 5,1^\circ$ ve $6,3 \pm 5,5^\circ$ olarak bildirilmiştir. Bu değerler, bizim çalışmamızdaki pik açıdaki kalça addüksiyon değerleri ile benzerlik göstermekte olup, bu durumun her iki çalışmanın metodlarının benzer olmasından kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.

Mueske ve ark. [130] yüksekten atlamanın iniş fazlarını karşılaştırdıkları bir çalışmada maksimum kalça addüksiyon açısı ortalamasını $-12,9 \pm 5,5^\circ$ olarak tespit etmişlerdir.

Bu değer, bizim bulgularımızdan daha yüksek bulunmuştur. Sözü geçen çalışmada, iniş sonrası tekrardan sıçrama yapıp inilmektedir ve kullanılan yükseklik platformu bizim platformumuzdan farklıdır. Bu iki çalışmanın metodlarındaki farklılıklardan dolayı, bulguların değişkenlik gösterdiği düşünülmektedir.

Atletik performans sırasındaki valgus pozisyonu, ön çapraz bağ yaralanması için birincil risk faktörü olarak kabul edilir. Fox ve ark. [131] bir sistematik derleme çalışmasında, hem yere ilk temas anındaki açılarda hem de maksimal açılarda bir dereceye kadar valgusun beklenebileceğini ortaya koymaktadır. Bununla birlikte, valgusun aşırı olması, yaralanma riskinin arttığına işaret edebilir. Yaralanması olmayan deneklerde tespit edilen diz varus/valgus değerleri $3,4^\circ$ ve $-1,4^\circ$ olarak tespit edilmişken, yaralanması olan bireylerde bu değerler $-5,0^\circ$ ve $-9,0^\circ$ olarak bulunmuştur [132]. Özellikle performans sırasında artan kalça addüksiyonu, ayak zemine sabitlendiğinde dizin medial olarak çökmesine neden olabilir. Bu durum, diz valgusunun pozisyonuna, dolayısıyla ön çapraz bağ hasarının artmasına sebebiyet verebilir [133]. Ön çapraz bağ yaralanmasına neden olabilecek kalça addüksiyonu büyüklüğü hakkında çok az kanıt olmasına rağmen, çoğu durumda kalça addüksiyonunun 5° 'den fazla olması anormal hareket olarak kabul edilebilir. Atletik performans sırasında belli bir dereceye kadar kalça addüksiyonunun mevcut olması normal olmakla birlikte, bu yönde aşırı frontal düzlem hareketinin ön çapraz bağ yaralanma riskini artırma potansiyeli de olabilir. Diz valgus hareketi ile ön çapraz bağ yaralanması arasındaki bağlantı göz önüne alındığında, atletik performans sırasında kalçada aşırı veya anormal frontal düzlem hareketinin varlığı, artmış yaralanma riskinin iyi bir göstergesi olabilir. Sonuç olarak, çalışmamızda kalça addüksiyon açıları, normal sayılan 5° 'nin üzerinde bulunmasına rağmen, kalça iç rotasyonunun fazla olmaması aşırı valgusu önlemiş olması mümkündür.

Çalışmamızda boy uzunluğu, kalça uzunluğu ve kalça genişliği antropometrik verileri ikişer grupta incelenmiş, gruplar arasında yüksekten atlamanın iniş fazında kalça ve diz kinematiklerinin değişimleri değerlendirilmiştir.

Boy uzunluğu 166-173 cm, 181-184 cm aralıklarında iki gruba ayrılmıştır. Buna göre gruplar arasında yalnızca birinci atlamada diz abdüksiyonunun yere ilk temas açısındaki birinci atlamaları arasında, kalça pik fleksiyon açısında birinci atlama ve ikinci atlamaları arasında, kalça dış rotasyon yere ilk temas açısında birinci atlama ve ikinci atlama arasında, kalça pik dış rotasyon açısında ise ikinci atlamalarında istatistiksel açıdan anlamlı farklar bulunduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$), (Tablo 4.23; 4.24; 4.25; 4.26). Çalışmamızda boy uzunluğuna göre atlamalar sırasında kalça ve diz kinematiginde anlamlı bir fark bulunmamıştır. Literatürde bu konu ile ilgili yeterli çalışma mevcut değildir. Ön çapraz bağ ve menisküs yaralanmalarının prevelansını inceleyen bir çalışmada, boy uzunluğu ve izole menisküs yaralanmaları arasında pozitif korelasyon görüldüğu bildirilmiştir [134]. Bu konuda katılımcı sayısının artırılması ve grupların çeşitlendirilmesinin sonuçları etkileyebileceğini düşünmekteyiz.

Kalça uzunluğu 86-94 cm ve 95-101 cm aralıklarında iki gruba ayrılmıştır. Atlamalar sırasındaki kalça ve diz kinematik verileri gruplar arasında karşılaştırılmıştır. Buna göre yalnızca diz fleksiyonunun yere ilk temas açısındaki üçüncü atlamaları arasında, maksimal diz iç rotasyon açısında birinci atlamalar arasında, kalça fleksiyonunun yere ilk temas ve pik açıları arasında birinci atlamalar arasında, kalça pik abdüksiyon ve kalça pik addüksiyon açıları arasında üçüncü atlamalar arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklar tespit edilmiştir ($p<0,05$), (Tablo 4.27; 4.28; 4.29; 4.30). Kalça uzunluğu ve yüksekten atlamanın iniş fazı arasındaki ilişki, literatürde yeterince çalışılmamıştır. Ayrıca eklem kinematiginde üç iniş arasından sadece bir iniş sırasında ortaya çıkan anlamlılığın, denek sayısının artırılmasıyla değişebileceğini düşünmekteyiz.

Kalça genişliği 27-30 cm ve 31-34 cm aralıklarında iki gruba ayrılarak, atlamalar sırasındaki kalça ve diz kinematik verileri gruplar arasında karşılaştırılmıştır. Buna göre diz ekleminde yere ilk temas anındaki diz fleksiyonunda üçüncü atlamada, kalça ekleminde ise kalça pik abdüksiyon açısında ve kalça pik addüksiyon açısında gruplar arasındaki farklılıkların istatistiksel açıdan anlamlı olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$), (Tablo 4.31; 4.32; 4.33). Gruplar arasındaki kalça genişliği değerlerinin birbirine oldukça yakın olmasının, sonuçları etkileyebileceğini düşünmekteyiz.

Genel olarak kadınlar erkeklere göre daha fazla yaralanma insidansına sahiptir. Bu durum yaygınlıkla kadınların erkeklere göre daha geniş bir kalçaya sahip olmalarıyla

ilişkilendirilmektedir. Daha geniş kadın pelvisinin yapısal farklılıklarının, tibio-femoral rotasyon kuvvetindeki artışla eşzamanlı olarak daha büyük bir koksa vara/genu valgum hizalaması oluşturması sonucu diz yaralanmalarını artırdığını bildirilmiştir [135]. Aksine daha yakın tarihli çalışmalarda erkeklerin kadınlara göre daha geniş bir kalçaya sahip olduğuna yönelik bulgular da mevcuttur [136].

Çalışmamızda izokinetik test verilerinden pik tork, pik tork açısı ve pik torka ulaşma süreleri değer aralıklarına göre ayrılarak iki grupta incelenmiştir. Bu gruplar arasında yüksekten atlamanın iniş fazında kalça ve diz kinematiklerinin değişimleri değerlendirilmiştir. Diz fleksiyonu pik tork açıları ve pik torka ulaşma süreleri ile diz fleksiyon yere ilk temas anı ve pik fleksiyon açıları istatistiksel açıdan karşılaştırılmıştır. Buna göre pik tork açısı ve pik torka ulaşma süresi ve atlamalar arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p<0,05$), (Tablo 4.35). Gruplar arasında kalça fleksiyon pik torku, pik tork açısı ve pik torka ulaşma süresi arasında hem yere ilk temas açılarında hem de pik açılarda istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4.36). Kalça dış rotasyon gruplandırmasında yalnızca birinci atlama ve pik tork üretilen açı arasında anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$), (Tablo 4.37). Bu anlamlılık değerinin denek sayısının artmasıyla değişebileceğini düşünülebilir. Kalça abdüksiyon gruplandırmasında sadece kalça maksimal abdüksiyonda üçüncü atlama ve pik tork üretilen açılar arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). Pik torka ulaşma süresi ve kalça yere temas anında abdüksiyonda üçüncü atlamalar arasında anlamlı bir fark gözlenmektedir ($p<0,05$), (Tablo 4.38). Kalça addüksiyon ve iç rotasyon gruplandırmalarında pik noktadaki addüksiyon açısı ve pik noktadaki iç rotasyon açısı ile pik tork, pik tork üretilen açılar ve pik torka ulaşma süreleri açısından anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p<0,05$), (Tablo 4.39). Bu durumun izokinetik test ve yüksekten atlamanın iniş fazındaki pozisyonların farklı olmasından kaynaklanması olasıdır.

Nagai ve ark. [110] proprioepsiyon, kuvvet ve yüksekten atlamanın iniş fazı arasındaki ilişkiyi inceledikleri bir çalışmada, diz fleksiyon pik torkunun diz fleksiyonunun yere ilk temas açısıyla pozitif, pik tork ve diz fleksiyonunun katettiği toplam açıyla negatif korelasyon gösterdiğini bildirmiştir. Bu durumun bizim bulgularımızla uyuşmamasının sebebinin, kullanılan izokinetik ölçüm metotlarının farklı olmasından kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.

Kalça kuvveti ve alt ekstremite valgusu arasında ilişki henüz bir netliğe kavuşmuş değildir. Kalça kuvveti ve diz valgusu arasındaki ilişkiyi inceleyen bir sistematik derleme çalışmasında, tek bacak patlayıcı hareketlerde alt ekstremite dinamik valgusunun kalça kuvvetiyle ilişkili olduğu, fakat bunun çift bacak patlayıcı kuvvet hareketleri ve tek bacak squat hareketleri ile ilişkili olmadığı bildirilmiştir [137]. Buna göre kalça kuvveti ve alt ekstremite valgusu arasındaki ilişkinin görev talebine bağlı olabileceğini belirtilmiştir.

Sonuç olarak, izokinetik kuvvet analizi ile diz ve kalça kinematikleri arasındaki ilişki konusunda daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır. Bu durum, izokinetik analizin açık kinetik zincir hareketler içermesi ve yüksekte atlamanın iniş fazının kapalı kinetik bir hareket olmasından kaynaklı olabilir. Ayrıca biyomekanik analizde yapılacak olan sıçrama, iniş veya hoplama testlerine bağlı olarak seçilecek kuvvet analizi hızlarının da literatürde daha fazla çalışılması gerekmektedir.

Çalışmanın Limitasyonları

Bu çalışmanın en önemli limitasyonlarından biri, biyomekanik analiz için yalnızca kinematik verilerin incelenmesidir. Çalışmanın zaman aralığı kinetik verilerin incelenmesi için yeterli olmadığından, ön çapraz bağ yaralanma riskini sınıflandırmak için sunulan verilerin kullanılması potansiyel olarak sınırlayıcı bir faktördür. Performans sırasında eklem kinetiği ön çapraz bağ yaralanmaları için önemli bir rol oynamaktadır. Bu nedenle yaralanma riskini belirlemek için sadece alt ekstremite kinematiğine odaklanmak, ilgili tüm faktörleri kapsamaz. Ayrıca çalışma yalnızca sağlıklı bireyler üzerinde yapıldığından, elde edilen çıkarımlar yaralanması olan bireylerin değerlendirilmesinde uygulama açısından elverişli olmayabilir.

Sonuçlar ve Öneriler;

1. Yüksekte atlamanın iniş fazı yaralanma risk faktörlerini değerlendirmek için araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak atletik performans sırasında bu inişler nadiren izole edilir. İniş aşamasından önce veya sonra yapılan herhangi bir aktivite (hızlanma, yavaşlama, top kullanma vb.) ölçülen kinematik değişkenleri etkilemektedir. Bu da iniş aşamasını çevreleyen faaliyetlerin inişi doğrudan etkilediğini göstermiştir.

2. Yüksekten atlamanın iniş fazında kalça ve diz kinematiği, atlayış öncesi hızdan etkilenmektedir. Bu sebeple, atlayış ve sıçrama içeren antrenmanların farklı hız ve farklı yönlerde yapılması, iniş kinematiğini geliştirebilir.

3. Yüksekten atlamanın iniş fazında, iniş sırasında potaya top atma aşaması diz ve kalça kinematiğini etkilemektedir. Dolayısıyla, antrenmanın belli noktalarda top içeren görevlerin antrenman programına eklenmesi, hem kişinin iniş kinematiğine hem de oyuna özgü motor becerisine katkı sağlayabilir.

4. Antrenmanlarda sıçrama ve atlama performansları sırasında farklı yükseklikler kullanılması, diz ve kalça kinematiğini geliştirebilir.

5. Sıçrama antrenmanları sırasında çeşitli görevlerin kullanılması, iniş şeklinin daha yumuşak (soft) olmasını sağlayabilir.

Biyomekanik analizlerde kullanılan metotların belirli bir standarda erişmesi ve katılımcı sayısının artırılması, ulaşılabilecek sonuçların daha net olmasını sağlayabilir. Atlayış öncesi kullanılan hızların normalizasyonu için daha fazla araştırma yapılması gerektiğini düşünmekteyiz. Ayrıca atlayış öncesi topun farklı yönlerde ve farklı paternlerle kullanımının daha fazla çalışılması gerekmektedir.

Artırılmış katılımcı sayısıyla, antropometrik özellikler ve atlama performansı arasındaki ilişkilerin incelendiği çalışmaların yaygınlaşması gerekmektedir. Bunun yanında, izokinetik analiz ve atlama performansının normalizasyonu için daha fazla araştırma yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Sonuç olarak ön çapraz bağ yaralanmaları için kullanılan testlerin izole bir şekilde yapılmasından ziyade, bu testlerin belli görevlerle birleştirilmesi ve spora özgü testlerin artmasının, yaralanma insidansı üzerinde etkili olabileceğini önermekteyiz.

KAYNAKLAR

- [1] N. A. Beck, J. T. R. Lawrence, and J. D. Nordin, "ACL Tears in School-Aged Children and Adolescents Over 20 Years," *Pediatrics*, vol. 139, no. 3, 2017.
- [2] J. E. Collins, J. N. Katz, L. A. Donnell-fink, S. D. Martin, and E. Losina, "Cumulative Incidence of ACL Reconstruction After ACL Injury in Adults Role of Age , Sex , and Race," *Am. J. Sports Med.*, vol. 41, no. 3, pp. 544–549, 2007.
- [3] A. M. Joseph, C. L. Collins, N. M. Henke, E. E. Yard, S. K. Fields, and R. D. Comstock, "A Multisport Epidemiologic Comparison of Anterior Cruciate Ligament Injuries in High School Athletics," *J Athl Train*, vol. 48, no. 6, pp. 810–817, 2013.
- [4] A. Ajuied *et al.*, "Anterior Cruciate Ligament Injury and Radiologic Progression of Knee Osteoarthritis A Systematic Review and Meta-Analysis," *Am. J. Sports Med.*, vol. 42, no. 9, pp. 2242–2252, 2013.
- [5] L. Podlog and S. Schulte, "Psychosocial Factors in Sports Injury Rehabilitation and Return to Play," *Phys. Med. Rehabil. Clin. NA*, vol. 25, no. 4, pp. 915–930, 2014.
- [6] S. Barber-Westin and F. R. Noyes, *ACL Injuries in the Female Athlete*, 2nd Editio. Berlin: Springer, 2018.
- [7] D. S. McCuaig, "Basketball: A YMCA Invention." [Online]. Available: <https://www.ymca.int/about-us/ymca-history/basketball-a-ymca-invention/>. [Accessed: 12-Jan-2020].
- [8] J. Agel *et al.*, "Descriptive Epidemiology of Collegiate Women's Basketball Injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988–1989 Through 2003–2004," *J Athl Train*, vol. 42, no. 2, pp. 202–210, 2007.
- [9] R. Dick, J. Hertel, J. Agel, J. Grossman, and S. W. Marshall, "Descriptive Epidemiology of Collegiate Men's Basketball Injuries: National Collegiate Athletic," *J Athl Train*, vol. 42, no. 2, pp. 194–201, 2007.
- [10] J. M. Hootman, R. Dick, and J. Agel, "Epidemiology of Collegiate Injuries for 15 Sports : Prevention Initiatives," *J Athl Train*, vol. 42, no. 2, pp. 311–319, 2007.

- [11] W. Malone, TR, Hardaker, WT, Garrett, "Relationship of gender to anterior cruciate ligament injuries in intercollegiate basketball players," *J South Orthop Assoc*, vol. 2, pp. 36–39, 1993.
- [12] B. E. Øiestad, "Knee Osteoarthritis After Anterior Cruciate Ligament Injury A Systematic Review," *Am J Sport. Med*, vol. 37, no. 7, pp. 1434–1443, 2008.
- [13] R. C. Mather *et al.*, "Societal and Economic Impact of Anterior Cruciate Ligament Tears," *J Bone Jt. Surg Am*, vol. 95, no. 19, pp. 1751–1759, 2013.
- [14] B. Cormery, M. Marcil, and M. Bouvard, "Rule Change Incidence on Physiological Characteristics of Elite Basketball Players: A 10-year-period Investigation," *Br J Sport. Med*, vol. 42, no. 1, pp. 25–30, 2008.
- [15] S. E. McInnes, J. S. Carlson, C. J. Jones, and M. J. McKenna, "The physiological load imposed on basketball players during competition," *J Sport. Sci*, vol. 13, no. 5, pp. 387–397, 1995.
- [16] J. M. Sheppard, T. J. Gabbett, and L.-C. R. Stanganelli, "An Analysis of Playing Positions in Elite Men's Volleyball: Considerations for Competition Demands and Physiologic Characteristics," *J Strength Cond Res*, vol. 23, no. 6, pp. 1858–1866, 2009.
- [17] M. Nedelec, A. McCall, C. Carling, F. Legall, S. Berthoin, and G. Dupont, "The Influence of Soccer Playing Actions on the Recovery Kinetics After a Soccer Match," *J Strength Cond Res*, vol. 28, no. 6, pp. 1517–1523, 2014.
- [18] D. Matthew and A. Delextrat, "Heart rate, blood lactate concentration, and time – motion analysis of female basketball players during competition," *J Sport. Sci*, vol. 27, no. 8, pp. 813–821, 2009.
- [19] N. Ben Abdelkrim, C. Castagna, I. Jabri, T. Battikh, S. El Fazaa, and J. El Ati, "Activity Profile and Physiological Requirements of Junior Elite Basketball Players in Relation to Aerobic-Anaerobic Fitness," *J Strength Cond Res*, vol. 24, no. 9, pp. 2330–2342, 2010.
- [20] D. Sacks, "Sacks D. Age limits and adolescents," *Paediatr. Child Health*, vol. Volume 8, no. Issue 9, p. 577, 2003.
- [21] D. Neumann, *Kinesiology of the Musculoskeletal System*. NY: Mosby/Elsevier,

2010.

- [22] M. Schuenke, E. Schulte, and U. Schumacher, *THIEME Atlas of Anatomy*, 1st ed. Stuttgart: Thieme, 2010.
- [23] J. C. Thompson, *Netter's Concise Atlas of Orthopaedic Anatomy (Netter Basic Science)*, 1st ed. Philadelphia, PA: Saunders, 2001.
- [24] M. Nordin and V. H. Frankel, *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, 4. 2012.
- [25] K. L. Moore, A. F. Dalley, and A. M. R. Agur, *Clinically Oriented Anatomy*, 8th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2017.
- [26] O. Faiz, S. Blackburn, and D. Moffat, *Anatomy at a Glance*, 3rd ed. New Jersey: Wiley-Blackwell, 2011.
- [27] S. J. Ferguson, J. T. Bryant, R. Ganz, and K. Ito, "An in vitro investigation of the acetabular labral seal in hip joint mechanics," *J Biomech*, vol. 36, no. 2, pp. 171–178, 2003.
- [28] R. von Eisenhart-Rothe, F. Eckstein, M. Müller-Gerbl, J. Landgraf, C. Rock, and R. Putz, "Direct comparison of contact areas, contact stress and subchondral mineralization in human hip joint specimens," *Anat. Embryol. (Berl)*, vol. 195, pp. 279–288, 1997.
- [29] O. Oguz, "Measurement and relationship of the inclination angle, Alsberg angle and the angle between the anatomical and mechanical axes of the femur in males," *Surg. Radiol. Anat.*, vol. 18, pp. 29–31, 1996.
- [30] V. . Frankel, *In The Femoral Neck: Function, Fracture Mechanisms, Internal Fixation. An experimental study*. Uppsala: Almqvist & Wiksell, 1960.
- [31] V. . Inman, "Functional aspects of the abductor muscles of the hip.," *J Bone Jt. Surg*, vol. 29, no. 3, p. 607, 1947.
- [32] P. K. Levangie and C. C. Norkin, *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*, 5th ed. Philadelphia, PA: F.A. Davis Company, 2011.
- [33] R. C. Johnston and G. L. Smidt, "Hip Motion Measurements for Selected Activities of Daily Living," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 72, pp. 205–215, 1970.

- [34] D. Dennis *et al.*, “In Vivo Three-Dimensional Determination of Kinematics for Subjects with a Normal Knee or a Unicompartamental or Total Knee Replacement,” vol. 83-A, no. 2, pp. 104–115, 2001.
- [35] A. Blankevoort, L., Huiskes, R., De Lange, “The envelope of passive knee joint Motion,” *J. Biomech.*, vol. 21, no. 9, pp. 705–709, 1988.
- [36] P. Sriharan, Y. Lin, and M. G. Pandy, “Muscles That Do Not Cross the Knee Contribute to the Knee Adduction Moment and Tibiofemoral Compartment Loading during Gait,” vol. 30, no. 10, pp. 1586–1595, 2012.
- [37] S. J. Hall, *Basic Biomechanics*, 7th ed. NY: McGraw-Hill Education, 2014.
- [38] V. J. V. Robert (Trey) Hansen, Gene Choi, Eli Bryk, “The human knee meniscus: a review with special focus on the collagen meniscal implant,” *J. Long. Term. Eff. Med. Implants*, vol. 21, no. 4, pp. 321–337, 2011.
- [39] S. Arno *et al.*, “The Effect of Arthroscopic Partial Medial Meniscectomy on Tibiofemoral Stability,” *Am. J. Sport. Med.*, vol. 41, no. 1, pp. 73–79, 2013.
- [40] J. T. Bingham *et al.*, “In vivo cartilage contact deformation in the healthy human tibiofemoral joint,” vol. 47, no. 11, pp. 1622–1627, 2008.
- [41] J. Gullett, M. Tillman, G. Gutierrez, and J. Chow, “A Biomechanical Comparison of Back and Front Squats in Healthy Trained Individuals,” *J. Strength Cond. Res.*, vol. 23, no. 1, pp. 284–292, 2009.
- [42] D. T. Reilly and M. Martens, “Experimental Analysis of the Quadriceps Muscle Force and Patello-Femoral Joint Reaction Force for Various Activities,” *Acta Orthop. Scand.*, vol. 6470, pp. 126–137, 2009.
- [43] F. Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH and M. J. D, “Anatomy of the anterior cruciate ligament,” *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 14, no. 3, pp. 204–213, 2006.
- [44] A. F. Esmer, K. Başarır, and M. Binnet, “Diz ekleminin cerrahi anatomisi Surgical anatomy of knee joint,” *Türk Ortop. ve Travmatoloji Birliği Derneği Derg.*, vol. 10, no. 1, pp. 38–44, 2011.
- [45] D. G. Amis A, “Functional Anterior Anatomy of the Ligament,” *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 73, pp. 260–267, 1991.

- [46] F. N. and E. G. DL Butler, "Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee . A biomechanical study," *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 62, no. 1980, pp. 259–270, 1980.
- [47] S. Woo, S.L., Hollis, J.M., Adams, D.J., Lyon, R.M., Takai, "Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation," *Am J Sport. Med*, vol. 19, no. 3, pp. 217–225, 1991.
- [48] M. M. Noyes FR, Grood ES, Butler DL, "Clinical laxity tests and functional stability of the knee: biomechanical concepts.," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 146, pp. 84–89, 1980.
- [49] G. W. J. Boden BP, Dean GS, Feagin JA Jr, "Mechanisms of anterior cruciate ligament injury," *Orthopedics*, vol. 23, no. 6, pp. 573–578, 2000.
- [50] T. E. Hewett, G. D. Myer, and K. R. Ford, "Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes," *Am J Sport. Med*, vol. 33, no. 4, pp. 492–501, 2005.
- [51] T. Krosshaug, L. Engebretsen, G. Smith, and J. Slauterbeck, "Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury in Basketball," *Am. J. Sports Med.*, vol. 32, no. 3, pp. 359–367, 2007.
- [52] T. L. Sanders *et al.*, "Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears and Reconstruction A 21-Year Population-Based Study," *Am. J. Sports Med.*, vol. 44, pp. 1502–1507, 2016.
- [53] H. C. Smith, P. Vacek, R. J. Johnson, J. R. Slauterbeck, J. Hashemi, and S. Shultz, "Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury : A Review of the Literature - Part 1: Neuromuscular and Anatomic Risk," *Sports Health*, vol. 4, no. 1, pp. 69–78, 2012.
- [54] T. E. Hewett, G. D. Myer, and K. R. Ford, "Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Athletes Part 1 , Mechanisms and Risk Factors," *Am J Sport. Med*, vol. 34, no. 2, pp. 299–311, 2006.
- [55] T. A. and W. A. G. Chandy, "Secondary school athletic injury in boys and girls:

- A three-year comparison.,” *Phys Sport.*, vol. 13, no. 3, pp. 106–111, 1985.
- [56] R. Bahr and T. Krosshaug, “Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in spor,” *Br. J. Sport. Med.*, vol. 39, pp. 324–329, 2005.
- [57] H. J. Hislop, D. Ph, and J. J. Perrine, “The Isokinetic Concept of Exercise,” *Phys. Ther.*, vol. 47, no. 2, pp. 114–117, 1967.
- [58] C. LA Kisner C, *Therapeutic Exercise*, 5th ed. USA: F.A. Davis Company, 2007.
- [59] B. Foran, “Advantages and disadvantages of isokinetics, variable resistance and free weights,” *Natl. Strength Cond. Assoc.*, vol. 7, no. 1, pp. 24–25, 1985.
- [60] B. Yu, D. Kirkendall, and W. E. Garrett, “Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Athletes : Anatomy , Physiology , and Motor Control,” *Sport. Med. Arthrosc. Rev.*, vol. 1, no. 10, pp. 58–68, 2002.
- [61] J. D. Chappell *et al.*, “A Comparison of Knee Kinetics between Male and Female Recreational Athletes in Stop-Jump Tasks,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 30, no. 2, pp. 261–267, 2002.
- [62] B. P. Boden, J. S. Torg, S. B. Knowles, and T. E. Hewett, “Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injury Abnormalities in Hip and Ankle Kinematics,” *Am. Orthop. Soc. Sport. Med.*, vol. 37, no. 2, pp. 252–259, 2009.
- [63] J. J. Paul, K. P. Spindler, J. T. Andrish, R. D. Parker, M. Secic, and J. A. Bergfeld, “Jumping Versus Nonjumping Anterior Cruciate Ligament Injuries : A Comparison of Pathology,” *Clin. J. Sport Med.*, vol. 13, no. 1, pp. 1–5, 2003.
- [64] P. Renstrom *et al.*, “Non-contact ACL injuries in female athletes : an International Olympic Committee current concepts statement,” *Br. J. Sport. Med.*, vol. 42, no. 6, pp. 394–412, 2008.
- [65] M. Stålbom, D. J. Holm, J. B. Cronin, and J. W. L. Keogh, “Reliability of Kinematics and Kinetics Associated with Horizontal Single Leg Drop Jump Assessment . a Brief Report . Reliability of kinematics and kinetics associated with Horizontal Single leg drop jump assessment . A brief report .,” *J. Sport. Sci. Med.*, vol. 6, pp. 261–264, 2007.
- [66] H. M. Schepers, “Ambulatory Assessment of Human Body Kinematics and Kinetics,” University of Twente, Ph.D. Dissertation, 2009.

- [67] R. K. R Bodo Rosenhahn, Dimitris N. Metaxas, *Human Motion*. Dordrecht: Springer, 2008.
- [68] Aristotle, *Aristotle: Parts of Animals. Movement of Animals. Progression of Animals*, Loeb Class. Boston: Harvard University Press, 1937.
- [69] Archimedes, *The Works of Archimedes Cambridge university press*. London: Cambridge, University Press, 1897.
- [70] A. Karatsidis, “Kinetic Gait Analysis Using Inertial Motion Capture,” University of Twente, Netherlands, 2018.
- [71] K. da Vinci, L., Richter, I.A., *Leonardo da Vinci: Note books*. New York: Oxford University Press, 2008.
- [72] G. A. Borelli, *De Motu Animalium*. Apud Petrum Gosse, 1743.
- [73] I. Newton, *Isaac Newton’s Philoshophiae Naturalis Principia Mathematica - Volume I*, Third Edit. USA: Harvard University Press, 1726.
- [74] R. Descartes, *Oeuvres De Descartes*. Paris: F. G. Levrault, 1596.
- [75] W. Braune and O. Fischer, *Determination of the Moments of Inertia of the Human Body and Its Limbs*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 1989.
- [76] R. Baker, “The history of gait analysis before the advent of modern computers,” *Gait Posture*, vol. 26, no. 3, pp. 331–342, 2007.
- [77] Eduar Weber, *Mechanik Der Menschlichen Gehwerkzeuge*. Gottingen: Fisher-Verlag, 1836.
- [78] E. Muybridge, *Complete Human and Animal Locomotion*, 8th ed. NY: Dover Publishers.
- [79] E. J. Marey, “De La Mesure Dans Les Differents Acts De La Locomotion,” *Comptes Rendues l’Academie des Sci. Paris*, vol. 97, pp. 820–825, 1883.
- [80] H.D. Eberhart, “Fundamental Studies of Human Locomotion and Other Information Relating to Design of Artificial Limbs.,” Berkeley, 1947.
- [81] F. T. V. T. Inman, H. J. Ralston, *Human Walking*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1981.
- [82] B. H. D. Eberhart and V. T. Inman, “An Evaluation of Experimental Procedures

- Used in a Fundamental Study of Human Locomotion, Annals New York Academy of Sciences,” *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 51, no. 7, pp. 1213–1228, 1951.
- [83] J. Hamill, K. M. Knutzen, and T. R. Derrick, *Biomechanical basis of human movement*, 4th ed. Philadelphia, PA: Wolters Kluwer Health, 2015.
 - [84] J. S. Beggs, *Kinematics*, 1st ed. Washington: CRC Press, 1983.
 - [85] Peter M McGinnis, *Biomechanics of Sport and Exercise*, 3rd ed. NY: Human Kinetics, 2013.
 - [86] N. Özkaya, M. Nordin, D. Goldsheyder, and D. Leger, *Fundamentals of Biomechanics*, 3rd ed. NY: Springer-Verlag, 2012.
 - [87] J. Richards, *Biomechanics in Clinic and Research: An Interactive Teaching and Learning Course*, First Edit. Edinburg, London: Churchill Livingstone, 2008.
 - [88] A. Cappozzo, U. Della Croce, A. Leardini, and L. Chiari, “Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background,” *Gait Posture*, vol. 21, no. 2, pp. 186–196, 2005.
 - [89] S. Corazza, L. Mündermann, A. M. Chaudhari, T. Demattio, C. Cobelli, and T. P. Andriacchi, “A markerless motion capture system to study musculoskeletal biomechanics: Visual hull and simulated annealing approach,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 34, no. 6, pp. 1019–1029, 2006.
 - [90] A. Fernández-Baena, A. Susín, and X. Lligadas, “Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of kinect motion capture data for rehabilitation treatments,” *Proc. 2012 4th Int. Conf. Intell. Netw. Collab. Syst. INCoS 2012*, pp. 656–661, 2012.
 - [91] A. Pfister, A. M. West, S. Bronner, and J. A. Noah, “Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis,” *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 38, no. 5, pp. 274–280, 2014.
 - [92] S. Choppin, B. Lane, and J. Wheat, “The accuracy of the Microsoft Kinect in joint angle measurement,” *Sport. Technol.*, vol. 7, no. 1–2, pp. 98–105, 2014.
 - [93] M. Eltoukhy, A. Kelly, C. Y. Kim, H. P. Jun, R. Campbell, and C. Kuenze, “Validation of the Microsoft Kinect® camera system for measurement of lower

- extremity jump landing and squatting kinematics,” *Sport. Biomech.*, vol. 15, no. 1, pp. 89–102, 2016.
- [94] P. Eichelberger *et al.*, “Analysis of accuracy in optical motion capture – A protocol for laboratory setup evaluation,” *J. Biomech.*, vol. 49, no. 10, pp. 2085–2088, 2016.
- [95] A. M. Aurand, J. S. Dufour, and W. S. Marras, “Accuracy map of an optical motion capture system with 42 or 21 cameras in a large measurement volume,” *J. Biomech.*, vol. 58, pp. 237–240, 2017.
- [96] J. L. McGinley, R. Baker, R. Wolfe, and M. E. Morris, “Gait & Posture The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review,” *Gait Posture*, vol. 29, no. 3, pp. 360–369, 2009.
- [97] U. Della, A. Leardini, L. Chiari, and A. Cappozzo, “Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics,” *Gait Posture*, vol. 21, no. 2, pp. 226–237, 2005.
- [98] D. Roetenberg, H. Luinge, and P. Slycke, “Xsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors,” *Xsens Technol.*, vol. April 3, no. February, pp. 1–7, 2009.
- [99] T. E. Hewett, T. N. Lindenfeld, J. V Riccobene, and F. R. Noyes, “The Effect of Neuromuscular Training on the Incidence of Knee Injury in Female Athletes A Prospective Study,” *Am. J. Sport. Med.*, vol. 27, no. 6, pp. 699–706, 1999.
- [100] D. A. Padua, S. W. Marshall, M. C. Boling, C. A. Thigpen, W. E. Garrett, and I. Anthony, “The Landing Error Scoring System (LESS) Is a Valid and Reliable Clinical Assessment,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 37, no. 10, pp. 1996–2002, 2009.
- [101] T. C. Sell, Y. Chu, J. P. Abt, T. Nagai, J. Deluzio, and S. M. Lephart, “Minimal Additional Weight of Combat Equipment Alters Air Assault Soldiers ’ Landing Biomechanics,” *Mil Med.*, vol. 175, no. 1, pp. 41–47, 2010.
- [102] T. C. Sell *et al.*, “Warrior Model for Human Performance and Injury Prevention: Eagle Tactical Athlete Program (ETAP) Part I,” *J. Spec. Oper. Med.*, vol. 10, no. 4, pp. 2–21, 2010.

- [103] C. Hua, P. Vee, S. Lee, J. Cho, and H. Goh, "An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics," *Hum. Mov. Sci.*, vol. 30, no. 3, pp. 624–635, 2011.
- [104] N. A. Bates, K. R. Ford, G. D. Myer, and T. E. Hewett, "Kinetic and kinematic differences between first and second landings of a drop vertical jump task : Implications for injury risk assessments Clinical Biomechanics Kinetic and kinematic differences between first and second landings of a drop vertical jump ,," *Clin. Biomech.*, vol. 28, no. 4, pp. 459–466, 2013.
- [105] A. Getgood *et al.*, "Drop Vertical Jump Landing Mechanics Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With And Without Lateral Extra-Articular Tenodesis – 6 Month Results from the ISAKOS Sponsored Stability Study," *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg.*, vol. 33, no. 10, p. e99, 2017.
- [106] B. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S and A, "A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome. The joint undertaking to monitor and prevent ACL injury (JUMP-ACL) cohort," *Am J Sport. Med*, vol. 37, no. 11, pp. 2018–2116, 2009.
- [107] S. Hovey, H. Wang, L. W. Judge, J. M. Avedesian, and D. C. Dickin, "The effect of landing type on kinematics and kinetics during single-leg landings," *Sport. Biomech.*, vol. March 18, pp. 1–17, 2019.
- [108] N. Ali, "Predicting Risk Factors of Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries During Single-Leg Landing," University of Ottawa, 2015.
- [109] I. Eitzen, I. Holm, and M. A. Risberg, "Preoperative quadriceps strength is a significant predictor of knee function two years after anterior cruciate ligament reconstruction," *Br J Sport. Med*, vol. 43, no. 5, pp. 371–376, 2009.
- [110] T. Nagai, T. C. Sell, A. J. House, J. P. Abt, and S. M. Lephart, "Knee Proprioception and Strength and Landing Kinematics During a Single-Leg Stop-Jump Task," *J. of Athl. Train.*, vol. 48, no. 1, pp. 31–38, 2013.
- [111] S. A. Xergia and E. Pappas, "Association of the Single-Limb Hop Test With Isokinetic, Kinematic, and Kinetic Asymmetries in Patients After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction," *Sports Health*, vol. 7, no. 3, pp. 217–223,

2014.

- [112] L. Saliba and C. Hrysomallis, "Isokinetic strength related to jumping but not kicking performance of Australian footballers," *J. Sci. Med. Sport*, vol. 4, no. 3, pp. 336–347, 2001.
- [113] L. E. Imwalle, G. D. Myer, K. R. Ford, and T. E. Hewett, "Relationship Between Hip and Knee Kinematics In Athletic Women During Cutting Maneuvers: A Possible Link to Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury and Prevention," *J Strength Cond*, vol. 23, no. 8, pp. 2223–2230, 2013.
- [114] T. Garbenytė, A. Laimonas, and Š. Saulė, "The effect of integrated training program on functional movements patterns , dynamic stability , biomechanics , and muscle strength of lower limbs in elite young basketball players," *Sport Sci Heal.*, vol. 14, pp. 245–250, 2017.
- [115] C. D. Pollard, S. M. Sigward, and C. M. Powers, "ACL Injury Prevention Training Results in Modification of Hip and Knee Mechanics During a Drop-Landing Task," *Orthop. J. Sport. Med. Train.*, vol. 5, no. 9, pp. 1–7, 2017.
- [116] K. Gryko, P. Stastny, A. Kopiczko, O. Pecha, and K. Perkowski, "Can Anthropometric Variables and Maturation Predict the Playing Position in Youth Basketball Players ?," *J. Hum. Kinet. Vol.*, vol. 69, pp. 109–123, 2019.
- [117] R. J. Schmitz, A. S. Kulas, D. H. Perrin, B. L. Riemann, and S. J. Shultz, "Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings," *Clin. Biomech.*, vol. 22, no. 6, pp. 681–688, 2007.
- [118] C. Chinnasee *et al.*, "A Biomechanical Comparison of Single-Leg Landing and Unplanned Sidestepping," *Int J Sport. Med*, vol. 39, no. 8, pp. 636–645, 2018.
- [119] Y. Nagano, H. Ida, M. Akai, and T. Fukubayashi, "Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing," *Knee*, vol. 14, no. 3, pp. 218–223, 2007.
- [120] Y. Nagano, H. Ida, M. Akai, and T. Fukubayashi, "The Knee Biomechanical characteristics of the knee joint in female athletes during tasks associated with anterior cruciate ligament injury," *Knee*, vol. 16, no. 2, pp. 153–158, 2009.
- [121] J. T. Weinhandl, M. Joshi, and K. M. O. Connor, "Gender Comparisons Between

- Unilateral and Bilateral Landings,” *J. Appl. Biomech.*, vol. 26, no. 4, pp. 444–453, 2010.
- [122] S. Hovey, H. Wang, L. W. Judge, J. M. Avedesian, and D. Clark, “The effect of landing type on kinematics and kinetics during single-leg landings,” *Sport. Biomech.*, vol. March 18, pp. 1–17, 2019.
- [123] S. Kiriyaama, H. Sato, and N. Takahira, “Gender Differences in Rotation of the Shank During Single-Legged Drop Landing and Its Relation to Rotational Muscle,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 37, no. 1, pp. 168–174, 2009.
- [124] R. Schmitz, T. Thompson, B. Riemann, and E. Al., “Gender differences in hip and knee kinematics and muscle preactivation strategies during single leg landings,” *J Athl Train.*, vol. 37, p. S-20, 2002.
- [125] B. Yu and W. E. Garrett, “Mechanisms of non-contact ACL injuries,” *Br J Sport. Med*, vol. 41, pp. i47-51, 2007.
- [126] K. A. Taylor *et al.*, “Measurement of in vivo anterior cruciate ligament strain during dynamic jump landing,” *J. Biomech.*, vol. 44, no. 3, pp. 365–371, 2011.
- [127] K. Mizuno, J. T. Andrich, A. J. Van Den Bogert, and S. G. Mclean, “The Knee Gender dimorphic ACL strain in response to combined dynamic 3D knee joint loading : Implications for ACL injury risk,” *Knee*, vol. 16, no. 6, pp. 432–440, 2009.
- [128] J. E. Earl, “Differences in Lower Extremity Kinematics Between a Bilateral Drop-Vertical Jump and A Single-Leg Step-down,” *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.*, vol. 37, no. 5, pp. 245–252, 2007.
- [129] K. L. Markolf, D. M. Burchfield, M. M. Shapiro, M. F. Shepard, G. A. M. Finerman, and J. L. Slauterbeck, “Combined Knee Loading States that Generate High Anterior Cruciate Ligament Forces,” *J. Orthop. Res.*, vol. 13, no. 6, pp. 930–935, 1995.
- [130] N. M. Mueske *et al.*, “The Knee Comparison of drop jump landing biomechanics and asymmetry among adolescents with hamstring , patellar and quadriceps tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction,” *Knee*, vol. 25, no. 6, pp. 1065–1073, 2018.

- [131] A. S. Fox, J. Bonacci, S. G. Mclean, M. Spittle, and N. Saunders, "What is Normal? Female Lower Limb Kinematic Profiles During Athletic Tasks Used to Examine Anterior Cruciate Ligament Injury Risk: A Systematic Review," vol. 44, no. 6, pp. 815–832, 2014.
- [132] T. E. Hewett *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.*, vol. 33, no. 4, pp. 492–501, 2005.
- [133] C. M. Powers, "The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective," *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.*, vol. 40, no. 2, pp. 42–51, 2010.
- [134] R. Thein *et al.*, "The Prevalence of Cruciate Ligament and Meniscus Knee Injury in Young Adults and Associations with Gender , Body Mass Index , and Height a Large Cross-Sectional Study," *J. Knee Surg.*, vol. 30, no. 6, pp. 565–570, 2017.
- [135] M. L. Ireland, "Anterior Cruciate Ligament Injury in Female Athletes : Epidemiology," *J. Athl. Train.*, vol. 34, no. 2, pp. 150–154, 1999.
- [136] M. G. Horton and T. L. Hall, "Quadriceps Femoris Muscle Angle : Normal Values and Relationships with Gender and Selected Skeletal Measures," *Phys. Ther.*, vol. 69, no. 11, pp. 897–901, 1989.
- [137] J. Dix, S. Marsh, B. Dingenen, and P. Malliaras, "The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review," *Phys. Ther. Sport*, vol. 37, pp. 197–209, 2019.

ETİK KURUL KARARI



**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
İSTANBUL TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**



Sayı : 801

Konu: Prof. Dr. Bülent BAYRAKTAR hk.

Tarih : 25.06.2019

Sayın Prof. Dr. Bülent BAYRAKTAR
Spor Hekimliği Anabilim Dalı

İlgili: Spor Hekimliği Anabilim Dalının 31/05/2019 gün ve 110005 sayılı yazısı

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz ve Fzt. Mahsum AKIKOL' un yürüteceği 2019/784 dosya numaralı "Adolesan Kadın Basketbolcularda Yüksekten Atlamanın İnış Fazında Kalça ve Diz Biyomekaniğinin Ön Çapraz Bağ Yaralanmaları Üzerine Etkisi" başlıklı çalışma kurulumuzun 14/06/2019 tarih ve 11 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof. Dr. A. Yağız ÜRESİN

İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar
Etik Kurul Başkanı

Eki: İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu Karar Formu

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

ADÖLESAN KADIN BASKETBOLCULARDA YÜKSEKTEN
ATLAMANNIN İNİŞ FAZINDA KALÇA VE DİZ BİYOMEKANİĞİNİN
ÖN ÇAPRAZ BAĞ YARALANMALARI ÜZERİNE ETKİSİ

ORJİNALLIK RAPORU

% 5	% 4	% 2	% 4
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	openaccess.hku.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
2	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	<% 1
3	Submitted to Eastern Mediterranean University Öğrenci Ödevi	<% 1
4	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
5	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
6	burkonturizm.com İnternet Kaynağı	<% 1
7	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
8	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<% 1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Mahsum	Soyadı	Akikol
Doğ.Yeri	Kızıltepe	Doğ.Tar.	01/05/1993
Email	mahsumakikol.0@gmail.com	Uyruğu	TC

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.		
Lisans	Haliç Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	2016
Lise	Kızıltepe Atatürk Anadolu Lisesi	2011

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Fizyoterapist	KARAGÜMRÜK A.Ş	2020-halen
2.	Fizyoterapist	BOSNA 34 BASKETBOL KULÜBÜ	2019-2020
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi	57	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	Orta
SPSS	Orta

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

- 2019 Men's Health Physiotherapy
- 2019 Basic Dry Needling

- 2016 Kinezyolojik Bantlama

Özel İlgi Alanları (Hobileri): Seyahat etmek, Powerlifting, Crossfit, Evcil hayvan bakımı,

