

T.C.

İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

PES PLANUSLU VOLEYBOLCULARDA KALÇA EKSTERNAL
ROTASYON YÖNÜNDE FONKSİYONEL BANTLAMANNIN SIÇRAMA
PERFORMANSINA VE ALT EKSTREMİTE BİYOMEKANİĞİNE ETKİSİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

EYYUB GECE

1800004195

Anabilim Dalı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Programı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN

ŞUBAT 2025

T.C.

İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

PES PLANUSLU VOLEYBOLCULARDA KALÇA EKSTERNAL
ROTASYON YÖNÜNDE FONKSİYONEL BANTLAMININ SIÇRAMA
PERFORMANSINA VE ALT EKSTREMİTE BİYOMEKANİĞİNE ETKİSİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

EYYUB GECE

1800004195

Anabilim Dalı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Programı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN

Jüri Üyeleri: Doç. Dr. Adnan APTİ

Dr. Öğr. Üyesi İoakim İPSEFTEL

ŞUBAT 2025

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar olan tüm safhalarda hiçbir 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 haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Fzt. Eyyub GECE

TEŞEKKÜR

Çalışmamın başlangıcından bitişine kadar olan süreçte tecrübeleri ile yolumu aydınlatan, üzerimdeki emekleri çok büyük olan ve yardımları ile her zaman destek olan danışman hocam Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN'a,

Hareket analizi merkezinde büyük emek vererek bu çalışmayı hayata geçirmemi sağlayan ve bu yolda öğretmenim olan Yük. Müh. Shavkat KUCHIMOV'a,

Büyük özveri ve emek gerektiren bu yolda düşe kalka beraber yürüdüğümüz ve desteğini her zaman hissettiren yol arkadaşım Fzt. Begüm ÖZDEMİR'e,

Çalışmayı bitirmemde tüm tecrübelerini bana aktaran zorlu süreçlerde bana güç ve ilham kaynağı olan değerli hocalarım Uzm. Fzt. Kübra ÖNERGE ve Uzm. Fzt. Halenur EVRENDİLEK'e,

Engin bilgileriyle desteklerini her zaman hissettiğim T.C. İstanbul Kültür Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı'na mensup kıymetli hocalarım Prof. Dr. Burcu Semin AKEL, Doç. Dr. Adnan APTİ ve Öğr. Üyesi. İmge NAS'a

Bu süreçte karşılaştığım her türlü zorlukta bilgi ve motivasyon paylaşımında bulunduğum değerli Fzt. Özge Kayalar DÜLGER, Fzt. Kevser BURMA, Fzt. İrem OPAN, Fzt. Buse AYAN ve Fzt. Mine GÜRER'e,

Bu alanda çalışıyor olmamda büyük rol oynayan ve desteklerini esirgemeyen hocam Uzm. Ant. Soner ÖZDAMAR'a,

Bu araştırmaya katılım gösteren sevgili Star Voleybol Kulübü sporcularına,

Her zaman yanımda olan, beni destekleyen ve bugünlere gelmemi sağlayan kıymetli aileme sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TABLO LİSTESİ	vi
ŞEKİL LİSTESİ	vii
KISALTMALAR	ix
SEMBOLLER	xi
ÖZET	xii
ABSTRACT	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Sıçrama	2
2.1.1. Dikey Sıçrama	2
2.2. Voleybol ve Voleybolda Sıçrama	4
2.3. Sıçrama Performansının Değerlendirilmesi	4
2.3.1. Üç Boyutlu (3B) Hareket Analizi Sistemleri ve Kuvvet Platformu.....	5
2.3.1.1. Kinematik Analiz	6
2.3.1.2. Kinetik Analiz	8
2.4. Sıçramanın Fazları	8
2.5. Sıçrama Yüksekliğinin Hesaplanması	10
2.6. Sıçrama Yüksekliğini Olumsuz Etkileyen Faktörler	11
2.7. Pes Planus (Düz Tabanlık)	12
2.7.1. Pes Planus Anatomisi ve Biyomekaniği	13
2.7.2. Pes Planus Değerlendirilmesi.....	15
2.7.3. Pes Planus ve Sıçrama.....	16
2.7.4. Pes Planus Tedavisi.....	18
2.7.4.1. Kinezyo Bantlama	20
2.8. Pes Planusa Bağlı Biyomekanik Kompansasyon Mekanizmaları	22
2.9. Anormal Biyomekaniği Düzeltici Bantlama Uygulamaları	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1. Katılımcılar	26

3.2.	Dahil Edilme ve Dışlanma Kriterleri.....	27
3.2.1.	PPG' ye Dahil Edilme Kriterleri	27
3.2.2.	KG' ye Dahil Edilme Kriterleri.....	27
3.2.3.	Dışlanma Kriterleri.....	27
3.3.	Değerlendirme Ölçütleri	28
3.3.1.	Fiziksel Değerlendirme	28
3.3.1.1.	Antropometrik Ölçümler	28
3.3.1.2.	Eklem Hareket Açıklığı Ölçümleri	29
3.3.1.3.	Kas Kısıklığı Ölçümleri.....	29
3.3.1.4.	Trokanterik Prominens Açık Testi (Trochanteric Prominence Angle Test) (TPAT)	30
3.3.1.5.	Ayak Postürünün Değerlendirilmesi	31
3.4.	Fonksiyonel Bant Uygulaması.....	33
3.5.	Üç Boyutlu (3B) Sıçrama Analizi.....	36
3.5.1.	Sıçrama Döngüsü ve Fazları	41
3.5.2.	Sıçrama Yüksekliğinin Ölçülmesi.....	42
3.5.3.	Biyomekanik Analiz.....	42
3.5.3.1.	Kinematik Parametreler.....	42
3.5.3.2.	Kinetik Parametreler	42
3.6.	İstatistiksel Analiz	43
4.	BULGULAR.....	44
4.1.	Demografik ve Fiziksel Değerlendirme Bulguları.....	44
4.2.	Sıçrama Yüksekliği Bulguları	45
4.3.	Kinematik Parametrelerin Bulguları	46
4.3.1.	Pes Planus Grubu (PPG) ve Bantlama Grubu (BG)' nun Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması	46
4.3.2.	Pes Planus Grubu (PPG) ve Kontrol Grubu (KG)' nun Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması	47
4.3.3.	Bantlama Grubu (BG) ve Kontrol Grubu (KG)' nun Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması.....	47
4.3.4.	Kinematik Parametreler ile APİ-6 Skorları ve Sıçrama Yüksekliği İlişkisi.....	51
4.4.	Kinetik Parametrelerin Bulguları	56

4.4.1.	Moment Parametrelerindeki Değişiklikler	56
4.4.2.	Güç Parametrelerindeki Değişiklikler	57
5.	TARTIŞMA	62
6.	SONUÇ	73
7.	KAYNAKÇA	74
8.	EKLER	97
8.1.	Etik Kurul Onayı	97
8.2.	Hasta Değerlendirme Formu	98
8.3.	Hasta Bilgilendirilmiş Onam Formu	100
8.4.	Kinezyo Bantlama Sertifikası	102

TABLO LİSTESİ

Tablo 4-1: Katılımcıların demografik ve fiziksel değerlendirme bulguları ve arasındaki farklar.....	44
Tablo 4-2: Katılımcıların sıçrama yüksekliği bulguları ve arasındaki farklar.....	45
Tablo 4-3: Pelvise ait kinematik parametrelerin bulguları ve arasındaki farklar.....	48
Tablo 4-4: Alt ekstremitte eklemlerine ait kinematik parametrelerin bulguları ve arasındaki farklar.....	49
Tablo 4-5: APİ-6 skorlarının ve sıçrama yüksekliklerinin kalkış fazı sagittal plan kinematik parametreleriyle olan ilişkisi.....	51
Tablo 4-6: Alt ekstremitte eklemlerine ait moment parametrelerinin bulguları ve arasındaki farklar.....	57
Tablo 4-8: Alt ekstremitte eklemlerine ait güç parametrelerinin bulguları ve arasındaki farklar.....	59

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2-1: a: countermovement sıçrama, b: squat sıçrama.....	3
Şekil 2-2: Temsili 3B hareket analizi sistemi.....	6
Şekil 2-3: Anatomik düzlemler (planlar).....	7
Şekil 2-4: Dikey sıçramanın fazları.....	9
Şekil 2-5: Ayak, ayak bileği anatomisi.....	14
Şekil 2-6: Kinezyo bant görseli.....	20
Şekil 2-7: Statik pozisyonda artmış ayak pronasyonunun kapalı kinematik zincirde tibial ve femoral internal rotasyonunu artırması ve buna bağlı olarak anterior pelvik tilt artışı.....	23
Şekil 3-1: Popliteal açı testi.....	30
Şekil 3-2: Trokanterik prominens açı testi (TPAT).....	31
Şekil 3-3: Ayak postür indeksi-6 (API-6).....	32
Şekil 3-4: Jack'in başparmak kaldırma testi.....	33
Şekil 3-5: Uygulanan kinezyo bant görseli.....	34
Şekil 3-6: Kinezyo bant uygulaması sırasında sporcunun pozisyonu.....	35
Şekil 3-7: Kalça eksternal rotasyon yönünde yapılan kinezyo bantlama tekniği.....	35
Şekil 3-8: Plug-in Gait Model'e göre üst ekstremité için işaretleyicilerin yerleşimi....	36
Şekil 3-9: Plug-in Gait Model'e göre alt ekstremité için işaretleyicilerin yerleşimi....	37
Şekil 3-10: VICON Full Body Plug-In Gait Model (Tüm vücut plug-in gait model)...	37
Şekil 3-11: Hareket analizi laboratuvarı, kameralar ve kuvvet platformları.....	38
Şekil 3-12: Laboratuvar ortamının, kameraların ve kuvvet platformlarının analiz sistemindeki görüntüsü.....	38

Şekil 3-13: Kontrol grubu katılımcısının sıçraması ve analiz sistemindeki görüntüsü.....	39
Şekil 3-14: Pes planus grubu katılımcısının sıçraması ve analiz sistemindeki görüntüsü.....	40
Şekil 3-15: Bir countermovement jump döngüsü ve fazları.....	41
Şekil 4-1: Grupların sıçrama yüksekliği grafiği.....	46
Şekil 4-2: Pelvise ait ortalama kinematik değişim grafikleri.....	52
Şekil 4-3: Kalça eklemine ait ortalama kinematik değişim grafikleri.....	53
Şekil 4-4: Diz eklemine ait ortalama kinematik değişim grafikleri.....	54
Şekil 4-5: Ayak bileği eklemine ait ortalama kinematik değişim grafikleri.....	55
Şekil 4-6: Sırasıyla kalça, diz ve ayak bileği eklemlerine ait ortalama sagittal plan moment değişim grafikleri.....	60
Şekil 4-7: Sırasıyla kalça, diz ve ayak bileği eklemlerine ait ortalama güç değişim grafikleri.....	61

KISALTMALAR

3B:	Üç boyutlu
BG:	Bantlama grubu
COM:	Center of mass (kütle merkezi)
CMJ:	Countermovement jump (countermovement sıçrama)
EHA:	Eklem hareket açıklığı
EMG:	Elektromiyografi
API-6:	Ayak postür indeksi
KG:	Kontrol grubu
IBM:	International Business Machines
İTBS:	İliotibial bant sendromu
İKÜ-HAM:	İstanbul Kültür Üniversitesi - Hareket Analizi Merkezi
Maks:	Maksimum
Min:	Minimum
MLA:	Medial longitudinal ark
Ort:	Ortalama
ÖÇB:	Ön çapraz bağ
PPG:	Pes planus grubu

PTTD:	Posterior tibial tendon disfonksiyonu
PFAS:	Patellofemoral ağrı sendromu
SP:	Sıçrama periyodu
SIAS:	Spina iliaka anterior superior
SIPS:	Spina iliaka posterior superior
Ss:	Standart sapma
SPSS:	Statistical Package for the Social Sciences
TPAT:	Trokanterik prominens açısı testi
TOV:	Take-Off velocity (kalkış hızı)
TIA:	Time in air (havadaki süre)
USA:	United States of America
YRK:	Yer reaksiyon kuvveti

SEMBOLLER

%	yüzde
<	küçüktür
>	büyüktür
(°)	açı
cm	santimetre
d	etki büyüklüğü
g	yer çekimi ivmesi
kg	kilogram
m	metre
mm	milimetre
N	Newton
n	örneklem büyüklüğü
p	istatistiksel anlamlılık
r	korelasyon katsayısı
v	hız
W	Watt

Enstitüsü : **Lisansüstü Eğitim Enstitüsü**
Dalı : **Fizyoterapi ve Rehabilitasyon**
Programı : **Fizyoterapi ve Rehabilitasyon**
Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN**
Tez Türü ve Tarihi : **Yüksek Lisans - Şubat 2025**

ÖZET

PES PLANUSLU VOLEYBOLCULARDA KALÇA EKSTERNAL ROTASYON YÖNÜNDE FONKSİYONEL BANTLAMAMANIN SİÇRAMA PERFORMANSINA VE ALT EKSTREMİTE BİYOMEKANİĞİNE ETKİSİ

Eyyub GECE

Pes planus temelde medial longitudinal arkın (MLA) çökmesine bağlı olarak ayakta pronasyon artışı ile karakterize ve alt ekstremitede kompensatuar mekanizmalara sebep olabilen bir ayak deformitesidir. Bu kompensasyonlar sonucunda voleybolcularda sıçrama performansı ve sıçrama biyomekaniği etkilenebilir. Ancak sıçrama performansının pes planus veya oluşan kompensasyonlar nedeniyle etkilendiği belirsizdir. Pes planuslularda sıçrama sırasında kalça internal rotasyon açısının artışı en sık görülen kompensasyonlar arasındadır. Bu çalışmanın amacı pes planuslu voleybolcularda kalça eksternal rotasyon yönünde uygulanan fonksiyonel bantlama ile kalça internal rotasyon azaltılmasının sıçrama performansı ve sıçrama biyomekaniği üzerine olan etkilerinin incelenmesidir.

Çalışmaya 10 esnek pes planus ve 10 sağlıklı olmak üzere toplam 20 voleybolcu dahil edildi. Ayak postür indeksi-6 (APİ-6) skoru $5 <$ olanlar pes planus grubuna (PPG) dahil edildi. Pes planusu olmayanlar ($0 < APİ-6$ skoru $< +5$) ise kontrol grubuna (KG) dahil edildi. Ayrıca pes planuslu voleybolculara kalça eksternal rotasyon fonksiyonel bantlaması uygulandı. Bu bantlama sonrası katılımcılardan elde edilen veriler ise

bantlama grubuna (BG) dahil edildi. Tüm voleybolcuların sıçrama performansını ve biyomekaniğini değerlendirip karşılaştırmak amacıyla 3B sıçrama analizi yapıldı. Gruplar arası sıçramalarının biyomekanik parametreleri arasındaki istatistiksel farklar IBM SPSS Statistics Version 22 kullanılarak değerlendirildi ($p>0.05$).

PPG' nun kalkış fazı maksimum kalça internal rotasyon açıları KG' na kıyasla anlamlı olarak daha fazlaydı. Pes planuslu voleybolculara uygulanan kalça eksternal rotasyon fonksiyonel bantlaması ile kalça internal rotasyon açıları PPG' na kıyasla anlamlı olarak azaltıldı. Pes planuslu voleybolcuların sıçrama yükseklikleri kontrollere kıyasla anlamlı olarak daha düşüktü. Sıçrama sırasındaki anterior pelvik tilt, kalça fleksiyon, ayak bileği dorsifleksiyon ve eversiyon maksimum açıları daha düşük, diz valgusu ayak bileği plantar fleksiyon maksimum açıları da kontrollere kıyasla anlamlı olarak daha yüksekti. Bantlama sonrasında BG' ndaki voleybolcuların sıçrama performansı anlamlı olarak değişmedi ancak, sıçrama sırasındaki anterior pelvik tilt, kalça fleksiyon ve ayak bileği eversiyon maksimum açılarının daha düşük olduğu, ayak bileği plantar fleksiyon açısının ise KG' na kıyasla anlamlı olarak daha yüksek olduğu görüldü.

Bu bulgular sonucunda; Pes planuslu voleybolcuların pes planuslu olmayan benzer özellikteki voleybolculara kıyasla sıçrama sırasındaki alt ekstremite biyomekaniğinin etkilendiğini ve buna bağlı sıçrama performanslarının düştüğü söylenebilir. Ayrıca pes planuslu voleybolcularda kalça internal rotasyon artışının kompensasyon mekanizmasının içinde olduğu ve bu artışın akut olarak azaltılmasının sıçrama performansını etkilemediği ancak sporcuların sıçrama sırasındaki özellikle frontal plan diz kinematiklerini sağlıklı kontrollere yaklaştırdığı görülmüştür. Kalça ekstansiyon momenti ve kalça güç üretimini artırmak üzere kalça ekstansörlerinin voleybola özgü egzersiz programları ile kuvvetlendirilmesi ve alt ekstremite biyomekaniğinde oluşan diğer alterasyonlar dikkate alınarak uygun fizyoterapi uygulamaları yapılması önerilmektedir.

Anahtar Kelimeler: pes planus, voleybol, sıçrama, kinezyo bantlama, performans, biyomekanik

University : **Istanbul Kültür University**
Institute : **Institute of Graduate Studies**
Department : **Physiotherapy and Rehabilitation**
Programme : **Physiotherapy and Rehabilitation**
Supervisor : **Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN**
Degree Awarded and Date: **Master - February 2025**

ABSTRACT

THE EFFECTS OF HIP EXTERNAL ROTATION FUNCTIONAL TAPING ON JUMPING PERFORMANCE AND JUMP BIOMECHANICS IN VOLLEYBALL PLAYERS WITH PES PLANUS

Eyyub GECE

Pes planus is a foot deformity characterized by an increase in pronation due to the collapse of the medial longitudinal arch (MLA), which can lead to compensatory mechanisms in the lower extremity. These compensations may affect jump performance and biomechanics in volleyball players. However, it remains unclear whether jump performance is influenced by pes planus itself or the resulting compensations. One of the most common compensations observed during jumping in individuals with pes planus is an increase in hip internal rotation angle. The aim of this study was to examine the effects of reducing hip internal rotation through functional hip external rotation taping on jump performance and biomechanics in volleyball players with pes planus.

A total of 20 volleyball players, including 10 with flexible pes planus and 10 healthy controls, were included in the study. Participants with a Foot Posture Index-6 (FPI-6) score greater than 5 were classified into the pes planus group (PPG), while those without pes planus ($0 < \text{FPI-6 score} < +5$) were classified into the control group (KG).

Additionally, functional taping for hip external rotation was applied to the volleyball players with pes planus. The data obtained from these participants after taping were included in the taping group (BG). 3D jump analysis was conducted to evaluate and compare the jump performance and biomechanics of all volleyball players. Differences in biomechanical parameters among groups were statistically analyzed using IBM SPSS Statistics Version 22 ($p>0.05$).

The maximum hip internal rotation angles during the take-off phase in the PPG were significantly higher than those in the KG. Functional taping for hip external rotation significantly reduced hip internal rotation angles in the BG compared to the PPG. The jump heights of volleyball players with pes planus were significantly lower compared to controls. Additionally, maximum angles of anterior pelvic tilt, hip flexion, ankle dorsiflexion, and eversion during jumping were lower, while maximum angles of knee valgus and ankle plantarflexion were significantly higher compared to controls. Following taping, there was no significant change in jump performance in the BG; however, maximum angles of anterior pelvic tilt, hip flexion, and ankle eversion were lower, and ankle plantarflexion angles were significantly higher compared to the KG.

As a result of these findings, it can be concluded that the lower extremity biomechanics during jumping are affected in volleyball players with pes planus compared to their non-pes planus counterparts, leading to decreased jump performance. Additionally, the increase in hip internal rotation observed in volleyball players with pes planus appears to be part of a compensation mechanism. While the acute reduction of this increased hip internal rotation did not impact jump performance, it brought the frontal plane knee kinematics during jumping closer to those of healthy controls. Strengthening the hip extensors through volleyball-specific exercise programs to enhance hip extension moment along with addressing other alterations in lower extremity biomechanics, is recommended as part of appropriate physiotherapy interventions.

Keywords: pes planus, volleyball, jumping, kinesio taping, performance, biomechanics

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Sıçrama, voleybolcuların oyun içi başarısını etkileyen en önemli parametrelerden biridir (Sattler vd., 2015). Yüksek sıçrama performansı; voleybolcunun daha iyi servis, smaç vuruşu ve blok gibi teknik becerilerde filenin üzerinde topla daha etkili temas kurmasını sağlar (Sattler vd., 2015). Sıçramanın performansını artırmak için sıçrama biyomekaniğinin optimize edilmesi aşikârdır. Pes planus temelde medial longitudinal arkin (MLA) çökmesine bağlı olarak ayakta pronasyon artışı ile karakterize ve toplumda sık görülen yapısal bir ayak deformitesidir (Raj vd., 2024). Pes planus alt ekstremitte boyunca kinetik zinciri etkiler. Ayaktaki pronasyon artışı; ayak bileğinde valgus pozisyonu, dizde internal rotasyon artışı ve buna bağlı valgus stresi ile kalçada internal rotasyon artışı gibi kompensatuar mekanizmalar ortaya çıkarmaktadır (Unver vd., 2020). Bu bağlamda pes planuslu voleybolcularda meydana gelebilecek anormal alt ekstremitte dizilim problemlerine yönelik düzeltici uygulamalar, doğru bir sıçrama paterni oluşturmak adına faydalı olabilir. Daha önce yaptığımız bir pilot çalışmada pes planuslu voleybolcuların normal voleybolculara kıyasla pelvis, kalça, diz ve ayak bileği kinematiklerinde bazı farklılıklar saptanmıştır (Gece vd., 2023). Temelde kalça ekleminde transvers planda meydana gelen değişiklikler sıçrama performansını olumsuz yönde etkilemiş olabilir. Sıçrama sırasında pes planuslu voleybolcuların maksimum kalça internal rotasyon açılarının normallerden anlamlı olarak fazla olması, performansla veya yaralanma mekanizmaları ile ilgili bir dezavantaja sebep olabilir. Bu sebeple bu çalışmanın amacı pes planuslu voleybolcularda kalça eksternal rotasyon yönünde uygulanan fonksiyonel bantlama ile kalça internal rotasyonunun azaltılmasının sıçrama performansına ve biyomekaniğine etkilerini incelemektir.

Hipotezler

H0: Pes planuslu voleybolcularda kalça eksternal rotasyon yönünde yapılan fonksiyonel bantlamanın sıçrama performansına ve alt ekstremitte biyomekaniğine olumlu etkisi vardır.

H1: Pes planuslu voleybolcularda kalça eksternal rotasyon yönünde yapılan fonksiyonel bantlamanın sıçrama performansına ve alt ekstremitte biyomekaniğine olumlu etkisi yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Sıçrama

Sıçrama, bir kişinin alt ekstremitesiyle yerden kuvvet alarak vücudunu hızla yukarıya doğru kaldırdığı patlayıcı bir harekettir. Sıçrama sırasında kişi, önce kalça ve diz eklemine bükülür ve vücudunu aşağı doğru yaklaştırır, ardından hızlı bir şekilde ayaklarıyla yere kuvvet uygulayarak kendini yukarı yönde iter. Bu hareket genellikle kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin ani bir şekilde açılmasıyla gerçekleşir. Sıçramanın temel amacı, yerçekimine karşı koyarak hızla yukarıya doğru yükselmek ve zeminden uzaklaşmaktır. Atletik performansı ölçmede kullanılan yaygın bir beceridir (Castagna & Castellini, 2013; Chamari vd., 2008). Sıçrama yüksekliği, sporcularda kas kuvveti ve patlayıcı gücün göstergesi olarak değerlendirilir (Kons vd., 2018).

Sıçrama, kişinin bulunduğu zemin ile temasının bir süreliğine kesilip havada kalması olayıdır. En temelde vertikal (dikey) sıçrama ve horizontal (yatay) sıçrama olarak iki grupta incelenebilir. Tüm sıçramalar bu iki sıçrama türlerinin altında sınıflandırılabilir. Genellikle spor branşlarında dikey ve yatay sıçramalar hem tek şekilde hem de bir arada kombinlenmiş şekilde kullanılmaktadır.

2.1.1. Dikey Sıçrama

Dikey sıçrama, kişinin öne arkaya veya geriye doğru yer değiştirme hedefi olmadan bulunduğu konumda yerden yukarı doğru maksimum yüksekliğe ulaşmak amacıyla yaptığı sıçramadır. Havaya yükseldikten sonra yere inişi yine aynı konumdur. Dikey sıçrama performansı, özellikle alt ekstremitedeki kasların patlayıcı kuvvet kapasitesinin bir göstergesidir (Markovic & Jaric, 2007). Bu tür sıçramalar, kas-iskelet sisteminde elastik enerji depolanması ve bu enerjinin kullanımıyla elde edilen patlayıcı güçle sağlanır (Markovic & Jaric, 2007).

Dikey sıçrama performansı birçok spor dalında önemli bir kriter olarak kabul edilir (Kons vd., 2018). Dikey sıçrama becerisi özellikle voleybol, basketbol, futbol

ve atletizm olmak üzere diğer birçok sporda sporcuların performanslarını belirleyen önemli bir faktördür. Bu sporlarda, dikey sıçrama yeteneği genellikle hız (Gheller vd., 2023), güç (Ozmen vd., 2020), patlayıcılık (Ciacci & Bartolomei, 2018) ve koordinasyon (Pupo vd., 2013) gibi temel fiziksel özellikleriyle ilişkilendirilmektedir.

Dikey sıçramaların spor branşlarının gerekliliklerine ve amaçlarına göre countermovement sıçrama (countermovement jump), derin sıçrama (squat jump) (Şekil 2-2), tek ayak sıçrama (single leg jump) gibi çeşitli türleri mevcuttur. Her ne kadar voleybol basketbol futbol gibi sporlarda hem dikey hem de yatay sıçramalar bir arada kombinlenmiş şekilde sıkça kullanılsa da sporcuların alt ekstremitte güç çıktısı temel olarak dikey sıçrama performansının değerlendirilmesiyle ölçülür (Kons vd., 2018).



Şekil 2-1: a: countermovement sıçrama, b: squat sıçrama

Dikey sıçrama performansı bir dizi temel fiziksel özellikten etkilenir. Bunlar arasında kas kuvveti ve gücü, hız, patlayıcılık, esneklik ve mobilite, denge, koordinasyon, doğru eklem dizilimi ve biyomekaniği önemli bir rol oynar (Davis vd., 2003). Özellikle alt ekstremitte kaslarının gücü büyük ölçüde dikey sıçrama performansını belirler. Bu kas gruplarının gücü, sıçrama hareketinin kritik anlarında daha fazla kuvvet üretilmesini sağlar (Nishiumi vd., 2023). Hız ve patlayıcılık, sıçrama hareketinin hızlı ve güçlü bir şekilde gerçekleştirilmesini sağlar (Beato vd., 2018). Bu özellikler, sıçrama hareketindeki ivmeyi artırarak daha yüksek bir sıçramayla sonuçlanır. Doğru eklem dizilimi ise kemiklere bağlanan kasların kasılıp gevşemesi için optimum performans sağlar (Sahrmann vd., 2017). Bu durum hem sıçrama

performansını yükselterek daha yüksek bir sıçrama açığa çıkarır (Gece vd., 2023) hem de yukarıdan yere inişte daha kontrollü ve yumuşak bir iniş sağlayarak eklem, kemik ve kas bütünlüğünün akut ve aşırı kullanım yaralanmaları olasılığını azaltabilir (Benjaminse vd., 2015).

2.2. Voleybol ve Voleybolda Sıçrama

Voleybol, kas-iskelet sistemi üzerinde büyük miktarda nöromüsküler koordinasyon, hız, çeviklik ve güç gerektiren ve yoğun biyomekanik talepler içeren hem aerobik hem anaerobik bir spor dalıdır (Ikeda vd., 2018). Müsabaka esnasında dikey ve yatay sıçramaları, çeşitli hızlanma ve yavaşlama hareketlerini içerir. Servis, smaç ve blok gibi yüksek sıçrama performansı sergilenmesi gereken temel teknikleri barındırır. Daha iyi performans gösteren takımlarda yarışan voleybolcuların daha yüksek dikey sıçrama yüksekliklerine sahip olduğu öne sürülmüştür (Agopyan vd., 2018).

Voleybolda elit seviyede bir pasör, takımının defansından çıkan topla hücum oyuncularının daha etkili ve hızlı hücum kurabilmeleri için genellikle sıçrayarak pas atarlar ve bir takımda set başına en çok sıçrayan oyuncudur (Lima vd., 2019). Pas atarken sıçramasının yanı sıra ön alanda görev aldığı pozisyonlarda rakibin hücumlarını engellemek üzere blok yapmak için de sıçramaları gerekmektedir. Köşe smaçörler, orta oyuncular ve pasör çaprazları da hem rakibin hücumlarını engellemek üzere file üzerinde blok defansı kurmak için, hem de rakibin sahasına hücum yapmak için çokça maksimum şekilde sıçramaktadırlar. Kısaca dikey sıçrama, bir voleybol maçında çok sık tekrarlanan bir harekettir. Her mevkiden oyuncular (libero hariç) için set başına ortalama olarak yaklaşık 20 kez gerçekleştirilir ve maksimum yüksekliğe ulaşmayı amaçlar (Lima vd., 2019).

2.3. Sıçrama Performansının Değerlendirilmesi

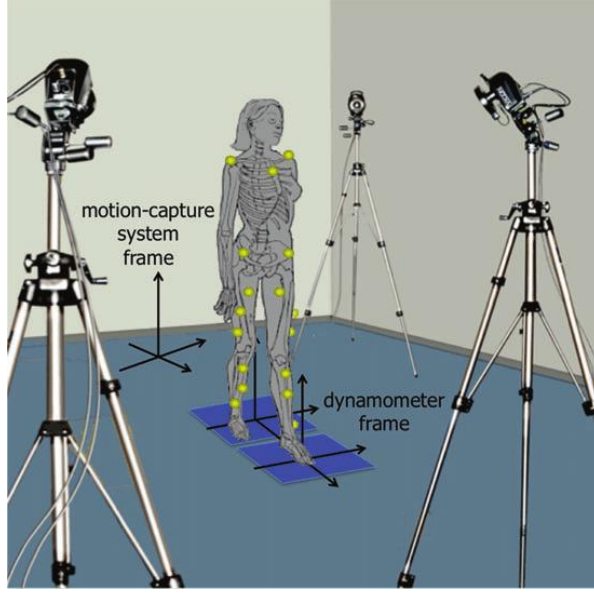
Dikey sıçrama testleri, bireyin anaerobik güç seviyesini değerlendirmek için kullanılan pratik ve etkili yöntemlerden biridir. Bu testler, atletik performansı gözlemlemek, antrenman süreçlerinde ön ve son test ölçümleri yapmak amacıyla spor

bilimciler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir. Testlerdeki temel parametre sıçrama yüksekliğidir. Sporcunun anaerobik güç seviyesi, sıçrama yüksekliği ve vücut ağırlığının belirli matematiksel formüllerle hesaplanarak tayin edilmektedir (Sayers vd., 1999). Sıçrama yüksekliğini hesaplamak için çeşitli yöntemler ve cihazlar kullanılmıştır. Bu cihazlar ve yöntemler aynı bileşenleri paylaşıyorlar da, farklı algoritmaların kullanımı nedeniyle sonuçlar önemli ölçüde farklılık göstermektedir. Bu test yöntemleri içerisinde en objektif ölçüm yöntemi “Üç Boyutlu (3B) Hareket Analizi Sistemleri ve Kuvvet Platformu” dur.

2.3.1. Üç Boyutlu (3B) Hareket Analizi Sistemleri ve Kuvvet Platformu

Kuvvet platformları ve 3B hareket analizi sistemleri, sıçrama performansını değerlendirmek için kullanılan en gelişmiş yöntemler arasındadır. Bu sistemler literatürde sıçrama performansını değerlendirmede altın standart olarak kabul edilmiştir (Drazan vd., 2021). Kuvvet platformları, sıçrama sırasında yere uygulanan kuvveti ve yerden ayrılma anındaki reaksiyon kuvvetlerini ölçerek sıçrama yüksekliği, güç ve hız gibi parametrelerin hassas bir şekilde hesaplanmasını sağlar. Bu platformlar özellikle sıçramanın mekanik özelliklerini incelemek ve performansın detaylı analizini yapmak için tercih edilir (McMahon vd., 2018). 3B hareket analizi sistemleri ise sıçrama sırasında vücudun farklı eklemler ve segmentlerinin hareketini kaydederek bunların biyomekanik özelliklerini analiz eder (Şekil 2-4). Bu sistemler, genellikle belirli anatomik noktalar üzerine yerleştirilen yansıtıcı işaretleyicilerle (markers) birlikte çalışır ve sıçrama sırasında eklemlerin açı, moment, güç, hız ve ivme gibi kinematik ve kinetik verilerini yüksek doğrulukla sunar (Lopes vd., 2018). Her iki yöntem de bir arada kullanıldığında, sıçrama performansının ve sıçramanın biyomekanik yönlerini kapsamlı bir şekilde değerlendirme imkânı sağlar.

Bu tür teknolojik yaklaşımlar, sporcuların tekniklerini geliştirmek, antrenman süreçlerini optimize etmek ve yaralanmalarını önlemek için antrenörlere, antrenman bilimciler ve fizyoterapistlere önemli veriler sunmaktadır (Vanezis & Lees, 2005).



Şekil 2-2: Temsili 3B hareket analizi sistemi (Camomilla vd., 2017)

2.3.1.1. Kinematik Analiz

Kinematik, biyomekanide hareketi oluşturan kuvvetlere bakılmaksızın vücudun hareketinin uzay ve zaman boyutunda incelenmesidir. Kinematik analiz ise hareketi oluşturan kuvvetlere odaklanmadan, vücudun uzaydaki hareketini inceleyen bir analiz yöntemidir (Kirtley, 2006). Bu analiz sırasında analiz edilmesi istenen vücut segmenti veya eklemler; baş, boyun, omuz, dirsek ve el bileği gibi üst ekstremite eklemleri, gövde, pelvis ve kalça, diz ve ayak bileği gibi alt ekstremite eklemleri gibi vücut bölümleri olabilir. Bu vücut bölümlerini takip etmek için vücudun belirli anatomik noktalarına yerleştirilen yansıtıcı işaretleyiciler (markers) kullanılır (Levine vd., 2022). Bu işaretleyiciler aracılığıyla eklem ve segmentlerin hareketinin gerçekleştiği üç düzlem için açı değişimleri ve hareket açıklıkları doğrudan olarak, hızları ve ivmeleri ise dolaylı olarak hassas bir şekilde ölçülebilmesi mümkündür (Kirtley, 2006). Bu sayede, vücudun farklı bölümleri arasındaki hareket ilişkileri detaylı bir şekilde değerlendirilebilir. Örneğin, bir sporcu sıçrarken eklemlerinin anlık, maksimum, minimum açıları ve hareket açıklıkları değişimlerinin ölçülmesi kinematik analizle değerlendirilir.

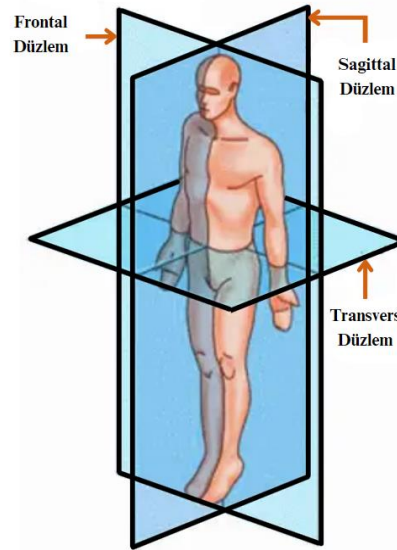
Anatomik Düzlemler (Planlar)

Anatomik düzlemler (planlar), insan vücudundaki hareketlerin ve yapısal ilişkilerin tanımlanması için kullanılan referans düzlemlerdir. Üç temel anatomik düzlem vardır: sagittal düzlem, frontal düzlem ve transvers düzlem (Levine vd., 2022). Bu düzlemler, vücudu farklı eksenlerde böler ve hareketlerin belirli yönlerde sınıflandırılmasını sağlar. Bu düzlemler biyomekanik analizlerde, rehabilitasyon uygulamalarında ve spor bilimlerinde hareketlerin tanımlanması ve değerlendirilmesi için temel bir referans sağlar.

1- Sagittal Düzlem: Vücudu sağ ve sol olmak üzere iki parçaya bölen düzlemdir. Bu düzlemde meydana gelen hareketler genellikle fleksiyon-ekstansiyon, anterior-posterior pelvik tilt hareketleridir (Şekil 2-3).

2- Frontal Düzlem: Vücudu anterior ve posterior olmak üzere iki parçaya ayıran düzlemdir. Bu düzlemdeki hareketler genellikle abdüksiyon-addüksiyon, varus-valgus, elevasyon-depresyon, eversiyon-inversiyon gibi hareketleri içerir (Şekil 2-3).

3- Transvers Düzlem: Vücudu superior ve inferior olmak üzere iki parçaya ayırır. Bu düzlemdeki hareketler, genellikle internal-eksternal rotasyon hareketleridir (Şekil 2-3).



Şekil 2-3: Anatomik düzlemler (planlar)

2.3.1.2. Kinetik Analiz

Kinetik, biyomekanide hareketin nedenlerinin ve bu hareketi oluşturan kuvvetlerin incelenmesidir. Vücut veya segment hareketlerini meydana getiren iç (kas kuvvetleri) ve dış (yerçekimi, yer reaksiyon kuvveti, sürtünme gibi) kuvvetlerin büyüklüğünü, yönünü ve etkilerini araştırır (Kirtley, 2006). Kinetik analiz, hareket sırasında eklemlerde ortaya çıkan momentleri, güç üretimini (generation) ve güç emilimini (absorption) anlamaya olanak tanır. Kinetik analiz spor performansının geliştirilmesi, yaralanma mekanizmalarının anlaşılması ve rehabilitasyon süreçlerinde hareketin biyomekanik optimizasyonu için temel bir yaklaşım sunar. Örneğin, bir sporcu zıplarken yerden uygulanan kuvvetin ve bu kuvvetin vücuttaki etkisinin ölçülmesi kinetik analizle değerlendirilir.

Kişinin belirli antropometrik ölçümleri, alınan kinematik ölçümler sentezlenerek yer reaksiyon kuvveti (YRK) ile değerlendirilir ve kalçada, dizde ve ayak bileğinde oluşan moment ve güç parametreleri hesaplanır (Kirtley, 2006). YRK ölçümü kuvvet platformları ile gerçekleştirilir. Bunun için sıçrama sırasında ayakların kuvvet platformunun üzerine basması gereklidir. Alt ekstremitenin tüm segmentler için sagittal, frontal ve transvers düzlemde olmak üzere momentler ve güç parametreleri hesaplanır. Bir eklemden hareket oluşturmak için kaslar kasılıp gevşer. Bu kas aktivitelerindeki agonist ve antagonist kasların aktivasyonlarının toplamı o eklemin momentini verir (Kirtley, 2006). Güç ise, eklemin çevresindeki kasların hareketi oluşturmak için gerekli enerjiyi üretme ve absorbe etme (emme) hızı olarak tanımlanabilir (Kirtley, 2006).

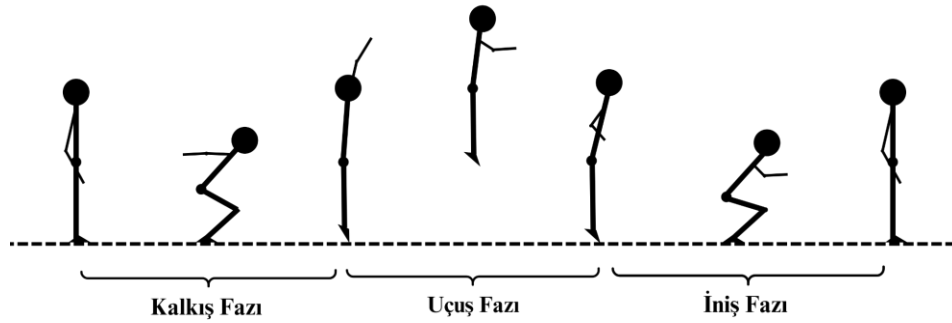
2.4. Sıçramanın Fazları

Dikey sıçrama, temel olarak kalkış fazı, uçuş fazı ve iniş fazı olmak üzere üç ana fazda incelenir (Mackala vd., 2013). Bu fazlar, sıçrama sırasında vücudun hareket ve kuvvet üretim süreçlerini yansıtır. Bu fazların analiz edilip değerlendirilmesi, sıçrama performansının ve daha doğru bir sıçrama biyomekaniğinin geliştirilmesi için oldukça önemlidir.

Kalkış Fazı: Önce vücudun alçalması (hazırlık) ve ardından yukarı doğru kuvvet üreterek yükselmesi (itme) süreçlerini kapsar. Bu süreç kalça, diz fleksiyonuyla ve ayak bileği dorsifleksiyonuyla başlar. Böylelikle alt ekstremite kas-tendon birimlerinde elastik enerjinin depolanması sağlanır (Mackala vd., 2013; Walshe vd., 1998). Ardından kalça ve diz ekstansiyonuyla ve ayak bileği plantar fleksiyonuyla yere uygulanan kuvvetin artırılmasıyla vücudun yerden havaya doğru itilmesini sağlar (Şekil 2-4).

Uçuş Fazı: Ayaklar yerle temasının kesilmesinden sonra başlayan fazdır. Bu aşamada vücudun yukarı doğru hareketi yerçekiminin etkisiyle yavaşlar. Zirve noktasında hız sıfıra yaklaşır ve vücut tekrar aşağıya doğru hızlanmaya ve düşmeye başlar. Uçuş fazı sırasında vücut stabilitesini korumak için kollar ve bacaklar belirli pozisyonlarda tutulur (Şekil 2-4).

İniş Fazı: Uçuşun ardından vücut tekrar zemine temas eder. Bu fazda, kalça diz fleksiyonu ve ayak bileği dorsifleksiyonu ile iniş sırasında oluşan şok absorbe edilir. Doğru ve etkili bir iniş, yaralanmaları önlemek ve vücuda binen yükleri azaltmak açısından kritik öneme sahiptir (Şekil 2-4).



Şekil 2-4: Dikey sıçramanın fazları

2.5. Sıçrama Yüksekliğinin Hesaplanması

Sporcularda sıçrama yüksekliği, performans değerlendirmesi ve antrenman programlarının etkinliğini ölçmek için sıkça kullanılan bir parametredir. Sıçrama yüksekliği çeşitli yöntemlerle hesaplanabilir. Her bir yöntem, kullanılabilirliği, doğruluğu ve uygulanabilirliği açısından farklı avantajlar ve dezavantajlar sunmaktadır. Bu yöntemler, sporcunun yerden kalkış anından uçuş fazına ve yerle temasına kadar olan sürecin farklı ölçümlerine dayanır. Literatürde mevcut üç farklı sıçrama yüksekliği ölçme yöntemi vardır (Moir, 2008). Bunlar şu şekildedir:

Havada Geçirilen Zaman (Time in Air: TIA)

Bu yöntem, sporcunun uçuş süresine dayanarak sıçrama yüksekliğini hesaplar. Havada geçirilen zaman, kalkış (ayakların yerden kesilmesi) ile yere temas anı arasındaki süredir. Sıçrama yüksekliği şu formül ile hesaplanır:

$$h = \frac{g \cdot t^2}{8}$$

h : sıçrama yüksekliği, t : havada kalma süresi, g : yerçekimi ivmesi (9.81 m/s²)

Kalkış Anı Kütle Merkezinin Dikey Hızı (Take-Off Velocity: TOV)

Bu yöntem, sporcunun kalkış anındaki kütle merkezi (Center of Mass: COM) hızına dayanır. Kalkışta COM'un dikey hızını ölçerek sıçrama yüksekliğini hesaplar. Sıçrama yüksekliği, kalkış hızından şu formül ile hesaplanır:

$$h = \frac{v^2}{2g}$$

h : sıçrama yüksekliği, v : kalkıştaki dikey hız, g : yerçekimi ivmesi (9.81 m/s²)

TOV + s Yöntemi

Bu yöntem, kalkıştaki COM'un dikey hızı ile kalkıştan önce COM'un dikey yer değiştirmesini birleştirerek sıçrama yüksekliğini hesaplar. Kalkış öncesinde COM'un yer değiştirmesi, TOV yöntemiyle elde edilen yüksekliğe eklenir. Bu, sporcunun gerçek yerden yükselme mesafesini dikkate alır. Sıçrama yüksekliği şu formül ile hesaplanır:

$$h = h_{TOV} + s$$

h: sıçrama yüksekliği, *h_{TOV}*: kalkış anındaki COM hızı ile hesaplanmış yükseklik, *s*: kalkış öncesi COM'un dikey yer değiştirmesi

Üç yöntem de, sıçrama yüksekliğini farklı açılardan ele alır ve sporcunun performansını detaylı bir şekilde analiz etmeye olanak tanır. Bu üç farklı hesaplama yöntemi uygulayıcının sıçrama yüksekliğini nasıl tanımladığına bağlı olarak mantıklı ve geçerli kabul edilmektedir. Ayrıca, hem erkek hem de kadın katılımcılar için yöntemler arasında güçlü bir tutarlılık olduğu belirtilmiştir (Moir, 2008).

2.6. Sıçrama Yüksekliğini Olumsuz Etkileyen Faktörler

Sıçrama performansı, sporcuların fiziksel özellikleri, teknik becerileri ve çevresel koşullardan etkilenir. Bu faktörler iç faktörler (sporcunun kendi fiziksel, fizyolojik ve psikolojik durumu) ve dış faktörler (çevre, ortam ve ekipmanlar) olarak sınıflandırılabilir (Klisarić, 2020). İç faktörler arasında kas kuvveti ve kas gücündeki yetersizlikler, kas esnekliği (Earp vd., 2010), eklem mobilite kısıtlılıkları, pes planus (düz tabanlık) (Lin vd., 2001), hipermobilite gibi biyomekanik bozukluklar, fiziksel ve mental yorgunluk, psikolojik durumlar (Prieske vd., 2017), güncel ve geçmişteki yaralanmalar (Ardakani vd., 2019) gibi etkenler yer alır. Yetersiz dinlenme, yanlış teknikler veya eksik rehabilitasyon süreçleri de sıçrama performansını olumsuz etkileyebilir. Dış faktörlere bakıldığında ise zemin kalitesi, ayakkabı ve ekipman uygunluğu (DeBiasio vd., 2013), çevresel koşullar (sıcaklık, nem, rüzgar), yoğun antrenman ve maç programları ile antrenörlerin uyguladığı yüklenme yöntemleri performansı şekillendirir. Bu faktörlerin etkisini minimize etmek için bireysel

ihtiyaçlara uygun antrenman ve toparlanma programları ile doğru ekipman seçimi önem taşır (Luebbers vd., 2003).

Sıçrama performansını ve biyomekaniğini etkileyebilecek önemli faktörlerden biri pes planus (dztabanlık)' tur. Pes planusun sıçrama performansını olumsuz etkileyip etkilemeyeceği konusunda literatürde farklı düşünceler mevcuttur (Ho vd., 2019; Lin vd., 2001; Moharkar & Thakur, 2023; Yu vd., 2024). Ayak yapısının değişmiş olması, alt ekstremite kaslarının kuvvet aktarımında ve enerji verimliliğinde azalmaya yol açabilir. Bu durum, sıçrama sırasında doğru kuvvet üretimini ve hareket paternlerini olumsuz etkileyebilir.

Pes planus sıklıkla ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinde yanlış hizalanmalara neden olarak bu eklemler ve daha st segmentlerde biyomekanik yüklenmeleri artırabilir ve kompanse edici mekanizmaların devreye girmesine yol açabilir. Bu da sıçrama sırasında enerji kaybına ve performans düşüşüne neden olabilir.

2.7. Pes Planus (Düz Tabanlık)

Pes planus (düz tabanlık), ayak tabanındaki medial longitudinal ark (MLA) yüksekliğinin azalması veya bu arkın tamamen okmesi ile karakterize, toplumda yaygın görülen bir ayak deformitesidir (Raj vd., 2024). Normalde ayak tabanı, statik olarak ayakta dururken vücudun ağırlığını st segmentlere doğru biçimde dağıtmak için kavisli bir yapıya sahiptir. Pes planus, bu kavisli ark yapısının azalması veya tamamen kaybolması durumudur.

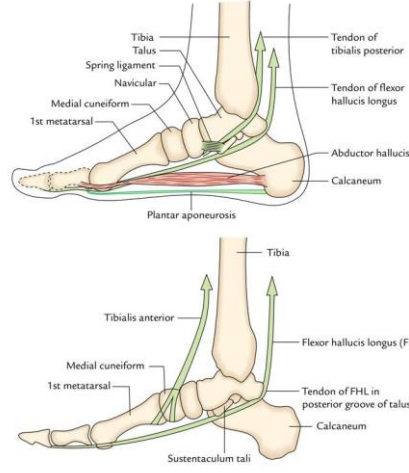
Pes planus rijit pes planus ve esnek pes planus olmak üzere iki tipte görülür. Rijit pes planus subtalar eklem hareketliliğindeki kısıtlanma ile tanımlanır ve klinikte görülme sıklığı oldukça seyrekdir. Esnek pes planus fizyolojik temelli olup pes planus vakalarının yaklaşık %95' ini oluşturur ve klinikte çok daha yaygındır (Carr vd., 2016). Rijit pes planusta her koşulda sert bir düz ark yapısı mevcuttur. Esnek pes planusta genellikle ayakta sabit şekilde durmayla düzleşen bir ark yapısı vardır. Bu kişiler parmak ucuna kalktığında longitudinal arkın yeniden oluştuğu görülür (Fabry, 2010).

Pes planusun nedenleri çeşitli olabilir. Doğuştan gelen (konjenital) veya hayatın ilerleyen dönemlerinde edinsel (kazanılmış) pes planus şeklinde görülebilir. Konjenital pes planus, afrika kökenli amerikalılarda ve kadınlarda daha sık görülür (Castro-Aragon vd., 2009; Pita-fernandez, 2017). Edinsel pes planus ise yaşlanma (Pita-fernandez, 2017), obezite (Pfeiffer vd., 2006), çocuklukta uygun olmayan ayakkabı kullanımı (Sachithanandam & Joseph, 1995) ve ayağın ekstrinsik ve intrinsik kaslarının işlev bozukluğu gibi faktörlerle ilişkilendirilir (Mulligan & Cook, 2013).

2.7.1. Pes Planus Anatomisi ve Biyomekaniği

Pes planusta medial longitudinal arkın düzleşmesiyle ayak ve ayak bileği biyomekaniği üzerinde etkiler oluşturur. MLA; talus, naviküler, kuneiform ve ilk üç metatarsal kemikten oluşur ve bu yapılar ayak kemiklerinin stabilitesini sağlar (Şekil 2-5). MLA pasif ve aktif yapılar tarafından desteklenir. MLA' ya pasif destek, tarsal ve metatarsal kemiklerin, plantar bağların ve plantar fasyanın birbirine kenetlenen yapısı tarafından sağlanır. Ayak ekstrinsik ve intrinsik kasları, ağırlık taşıma, ayakta durma ve yürüme sırasında MLA' ya aktif bir destek sağlar. Abductor hallucis, flexor hallucis brevis, flexor digitorum brevis ve interosseöz kaslar, ayağın ark stabilizasyonuna katkıda bulunur (Jung vd., 2011).

Pes planuslu bireylerde, talus genellikle inferiora ve mediale kayarak arkın düzleşmesine neden olur (Richie, 2007). MLA' nın pasif stabilitesinden sorumlu olan plantar kalkaneonaviküler ligament (spring ligament) ve plantar fasya (Şekil 2-5), pes planus durumunda aşırı yüklenmeye bağlı olarak zayıflayabilir (Johnson & Strom, 1989). Aynı zamanda, abductor hallucis, flexor hallucis brevis ve flexor digitorum brevis gibi ayağın intrinsik kasları ile tibialis posterior ve tibialis anterior gibi ekstrinsik kasların işlevi de bu durumdan etkilenir (Fiolkowski vd., 2003). Tibialis posterior kasının disfonksiyonu, pes planusun patogenezinde en önemli faktörlerden biridir (Kohls-Gatzoulis vd., 2004).



Şekil 2-5: Ayak, ayak bileği anatomisi

Pes planus, medial longitudinal arkın (MLA) düzleşmesinin yanında, arka ayak (rearfoot) valgusu ve orta ayak (midfoot) ile arka ayak arasındaki abduksiyon ile karakterize edilen kronik bir ayak durumudur. Pes planus ile ilişkili en yaygın patomekanik problem, ayakta durma ve yürüme sırasındaki aşırı ayak pronasyonudur (Jung vd., 2011). Pes planus ve aşırı pronasyon ile ilişkili yaygın aşırı kullanım yaralanmaları ve sendromları arasında plantar fasiit, aşıl tendiniti, halluks valgus, posterior tibial tendon disfonksiyonu (PTTD) ve patellofemoral ağrı sendromu (PFAS) bulunmaktadır (Jung vd., 2011).

Pes planus, ayakta ve alt ekstremitelerde biyomekanik dengesizliklere yol açarak yürüyüş, koşu ve zıplama gibi aktivitelerde olumsuz etkiler yaratır. Medial arkın çökmesi, ayağın aşırı pronasyona yatkın hale gelmesine neden olur ve plantar basınç dağılımında bozulmalara yol açar. Bu durum, 1.parmak, orta ayak ve ön ayakta (forefoot) basıncın artmasına ve bu bölgelerde ağrı ve yorgunluğa sebep olabilir (S. F.-T. Tang vd., 2015).

Pes planus alt ekstremitte boyunca kinetik zinciri etkiler. Ayak kompleksindeki bu pronasyon artışı; ayak bileğinde valgus pozisyonu, dizde internal rotasyon artışı ve buna bağlı valgus stresi ile kalçada iç rotasyon artışı gibi kompensatuar mekanizmalar ortaya çıkarır (Unver vd., 2020). Bu değişiklikler, dinamik aktiviteler sırasında postüral kontrol kaybına ve dinamik denge bozukluklarına yol açabilir.

2.7.2. Pes Planus Değerlendirilmesi

Pes planusta değerlendirme yöntemleri, görsel inceleme gibi basit uygulamalardan, yüksek teknoloji cihazları kullanılarak yapılan detaylı analizlere kadar çeşitlilik göstermektedir (Kodithuwakku Arachchige vd., 2019). Günümüzde klinik bir ortamda ayak duruşunu objektif şekilde ölçmek için altın standart bir değerlendirme yöntemi yoktur (Uden vd., 2017).

Doğrudan görsel inceleme yöntemi, ayağın ön, arka ve yan kısımlarını ağırlık taşımayan ve taşıyan koşullarda gözlemleyerek ayak morfolojisi ve medial longitudinal ark (MLA) yüksekliğini değerlendirmeyi içerir (Dahle vd., 1991). Bunlardan başlıcası foot posture index-6 / ayak postür indeksi-6 (APİ-6)' dir. Geçerli ve güvenilir bir yöntem (Redmond vd., 2006) olan APİ-6 son yıllarda bilimsel araştırmalarda ve ayak tipinin belirlenmesi konusunda oldukça tercih edilen bir değerlendirme yöntemi olmuştur.

Basit bir yöntem olarak ayağın taşıma durumunda anterior, posterior, medial ve plantar bölgelerinden çekilen fotoğrafların incelenerek değerlendirilmesi klinisyene ayak postürü hakkında fikir verebilmektedir (Cowan vd., 1994). Yine nispeten daha ilkel yöntemler arasında ayak izinin görsel değerlendirmesi, plantar yüzeyin bir mürekkep izi üzerinden analiz edilmesine dayanır (Swedler vd., 2010).

Pes planusta MLA' nın yüksekliği mezura, cetvel veya kaliper gibi ekipmanlarla hem ayağın üzerine ağırlık verildiği hem de verilmediği durumlarda ark yüksekliği indeksi ölçüm sistemi gibi araçlar kullanılarak da yapılır. Literatürde klinik tanı için en sık kullanılan üç ayak izi ölçümü; kemer indeksi, Chippaux-Smirak indeksi ve Staheli kemer indeksi yöntemleridir (K.-C. Chen vd., 2011).

Pes planusun radyografik değerlendirilmesinde, genellikle yük taşıyan pozisyonda alınan antero-posterior ve lateral planda çekilen röntgen görüntüleri tercih edilir (Halabchi vd., 2013). Bu yöntemde iki boyutlu bir görüntü üzerinden nicel analiz yapılmasına olanak tanınmış olur ancak radyasyon maruziyeti gibi dezavantajları bulunmaktadır (Kodithuwakku Arachchige vd., 2019). Bu görüntüler üzerinde, lateral planda kalkaneal inklinasyon açısı, birinci metatars-kalkaneus açısı, ve anteroposterior planda talonaviküler açısı gibi parametreler incelenir (Halabchi vd., 2013; Kanatli vd., 2001). Bazı gerekli durumlarda ise patolojiye özel detaylı değerlendirmeler için

Manyetik rezonans görüntüleme (MRI) veya bilgisayarlı tomografi (BT) gibi farklı görüntüleme yöntemleri kullanılabilir. Bu görüntüleme yöntemleri, daha ayrıntılı anatomik ve patolojik incelemelere olanak tanır (Kanatlı vd., 2001).

Pes planusta plantar basınç dağılımını değerlendirmek diğer yöntemlere göre daha objektiftir. Bu yöntemler basınç plakaları ve bunların analiz sistemlerini içerir ve literatürde ayak taban profilini değerlendirmek için yaygınlaşmaya başlamıştır (Kodithuwakku Arachchige vd., 2019).

Üç boyutlu hareket analizi sistemleri, multisegmental modeller kullanılarak (Oxford Foot Model vb.) ayak segmentlerinin hareketlerini analiz etmek için kullanılır ve daha yüksek güvenilirlik sunar (Wright vd., 2011). Ancak maliyet ve erişilebilirlik bu yöntemlerin yaygın kullanımını sınırlayabilir. Her bir yöntemin avantajları ve sınırlamaları bulunmaktadır ve ayak tipi değerlendirmelerinde seçim, amaca ve mevcut kaynaklara bağlıdır (Kodithuwakku Arachchige vd., 2019)

Değerlendirmede hangi yöntemin seçileceği kadar, değerlendirmelerin nasıl yapıldığı da elde edilecek sonuçlar açısından büyük önem taşır. Yalnızca ayakta yapılan statik değerlendirmeler, ayağın dinamik hareketler sırasındaki fonksiyonel yapısını tam olarak yansıtmadığı için yetersiz kabul edilir (Jenkyn & Nicol, 2007). Bu nedenle karmaşık ve dinamik aktiviteler olan yürüme, koşma, sıçrama gibi aktiviteler sırasında hem çıplak ayakla hem de ayakkabıyla birlikte ve yalnızca ayağın değil ayak yapısının dinamik olarak etkilediği tüm alt ekstremitte eklem ve segmentlerinin sagittal, frontal ve transvers planda analiz edilmesi oldukça önemlidir (Jenkyn & Nicol, 2007; Leardini vd., 2019). Bu tür bir dinamik değerlendirme, ayak ve alt ekstremitte ile ilgili fonksiyonel sorunların daha iyi anlaşılmasını sağlar ve doğru müdahaleler için temel oluşturabilir (Leardini vd., 2019).

2.7.3. Pes Planus ve Sıçrama

Literatürde uzun yıllardır pes planusun dikey sıçrama performansını ve bunun biyomekanik etkilerini olumsuz yönde etkileyip etkilemediğini değerlendirmek için çalışmalar yapılmıştır. Bu konuyla ilgili yapılan bir çalışmada, pes planuslu bireylerin normal ayak postürüne sahip olanlara kıyasla dikey sıçramada daha düşük sıçrama yüksekliği sergilediğini bildirmiştir (Lin vd., 2001). Başka bir çalışmada ise, pes

planuslu ve normal basketbolcuların sıçrama yükseklikleri arasında anlamlı bir fark olmadığı belirtilmiştir (Moharkar & Thakur, 2023).

2024 yılında pes planusun sıçrama performansına ve sıçrama biyomekaniğine olan etkilerini derinlemesine ele alan bir meta analiz çalışmasında, pes planusun yaştan veya eğitim geçmişinden bağımsız olarak dikey sıçrama yüksekliğini etkilemediği fikri öne sürülmüştür (Yu vd., 2024). Ancak pes planusun sıçrama sırasında biyomekanik parametreler üzerinde etkilerinin olduğunu ve sıçrama sırasında pes planuslu bireylere özgü kompanse edici mekanizmaların varlığının göz ardı edilmemesi gerektiğinden bahsedilmiştir (Yu vd., 2024).

Sıçrama performansı konusunda pes planuslu bireyler alt ekstremitte biyomekaniğinde kinetik-kinematik parametreler ve plantar basınç gibi faktörler üzerinde önemli değişikliklere neden olduğu ve bu değişikliklerin fiziksel performansı etkileyebileceği yaygın olarak kabul edilmektedir (Queen vd., 2009; Sharma & Upadhyaya, 2016). Literatürdeki bir çalışmada, pes planusun şiddetinin yan adım ve mekik koşusu testlerindeki düşük performansla ilişkili olduğunu ortaya koymuştur (Karartı vd., 2018).

Pes planus genelde klinikte statik olarak ayakta değerlendirilmesine rağmen voleybol ve basketbol gibi yüksek performansta sıçrama aktivitesi içeren sporlarda sıçrama sırasında eklem ve tendonların yüklenmesini dinamik olarak etkilemektedir (Lin vd., 2001; Raj vd., 2024). Pes planusun biyomekanik düzenin bozulmasına bağlı olarak hem statik hem de dinamik performansı olumsuz etkileyebileceğini ve bu durumun daha detaylı araştırılması gerektiğini göstermektedir. Araştırmalar, sıçrama anında ayak bileği dorsifleksiyon açısının artırılmasının sıçrama yüksekliğini önemli ölçüde artırabileceğini göstermiştir. Bunun temel nedeni, ayak bileği dorsifleksiyonunun gastroknemius ve soleus kaslarını gererek bu kaslardan daha yüksek bir tork üretimini sağlamasıdır, bu da sıçrama gücünü artırabilir (Faiss vd., 2010; Panoutsakopoulos vd., 2022). Bununla birlikte, literatür, pes planuslu bireylerin ayak bileği dorsifleksiyon hareketliliğinin sınırlı olduğunu ve bu durumun sıçrama sırasında optimum kas gerilimi ve güç üretimini olumsuz etkileyebileceğini göstermektedir (Park vd., 2018). Pes planuslu bireyler, sıçramadan önce ayak bileği dorsifleksiyon açısının yetersiz olması nedeniyle gastroknemius kasını tam olarak

uzatamayabilir ve bu durum daha düşük güç üretimi ile sonuçlanabilir bu da daha düşük sıçrama yüksekliğine sebep olabilir (Park vd., 2018).

Pes planus sıçrama aktivitesinde gerekli olan enerji dönüşümünün suboptimal olmasına yol açar. Pes planuslu bireylerde, MLA' nın yetersizliği ayak pronasyonunun artmasına neden olur. Bu durumun, plantar fasya ve ayak bileği stabilizatörlerinin aşırı yüklenmeye maruz kalacağını düşündürür. Buna bağlı olarak artan ayak pronasyonu, tibial internal rotasyonu tetikleyerek diz eklemi üzerindeki biyomekanik yükü artırabilir ve patellofemoral ağrı sendromu (PFAS) gibi sorunlara zemin hazırlayabilir (Kosashvili vd., 2008; Kulig vd., 2011). Aynı şekilde pes planusta görülen düşük MLA yapısıyla ayak fonksiyonundaki azalmaya bağlı olarak bazı bel ve alt ekstremitte yaralanmalarına yol açabileceği bildirilmektedir (Dahle vd., 1991; Mei-Dan vd., 2005). Düztabanlık nedeniyle arkin sağlayacağı elastik enerji depolama mekanizmasının azalması, sıçrama sırasında itme kuvvetini olumsuz etkileyebilir. Bunun yanı sıra, plantar basınç dağılımında gözlenen değişiklikler, özellikle ikinci ve üçüncü metatarslarda basıncın artması, sıçrama sırasında denge ve kuvvet üretimini zorlaştırabilir (Menz vd., 2013).

Kapalı kinetik zincirde pes planus sebebiyle meydana gelen biyomekanik değişikliklerin proksimal segmentler tarafından kompanse edildiği buna bağlı olarak diz önü ve bel ağrısına neden olduğu bilinmektedir (Kosashvili vd., 2008). Bu nedenle pes planus gibi alt ekstremitelerin distalindeki yapısal patolojiler sıçrama sırasında eklem biyomekaniğini değiştirebilir, bu da sadece sıçrama performansını etkilemekle kalmaz aynı zamanda alt ekstremitelerde yaralanma riskini de artırabilir (M. S. Lee vd., 2005).

2.7.4. Pes Planus Tedavisi

Pes planuslu bireylerin yaşam kalitesini artırmak için tedavi süreçlerinin uygun bir şekilde yönetilmesi gereklidir. Her bireyin müdahaleye ihtiyacı olmayabilir; ancak ağrı veya fonksiyonel sorunlarla ilişkili olduğunda dikkatle ele alınmalıdır. Tedavi yöntemleri, pes planusun tipine, deformitenin şiddetine, bireyin ihtiyaçlarına, mevcut koşullara ve hastanın tedaviye erişimine göre şekillenir (Carr vd., 2016).

Literatürde genel olarak pes planusun tedavisi için bireyin deformitenin etyolojisi ve prognozu hakkında bilgilendirilmesi (Raj vd., 2024), aktivite düzeyine ve doğru ayakkabı seçimine yönelik önerilerin yapılması, germe ve kuvvetlendirme egzersizlerinin reçete edilmesi, eklem mobilizasyon tekniklerinin kullanılması, MLA veya ayak bileği kompleksi için rijit veya esnek bantlama uygulamalarının kullanılması (M. Tang vd., 2021) ve kişiye özel tasarlanacak ayak ortezlerinin reçete edilmesi gibi yöntemler tedavi yaklaşımları arasında yer alır (Carr vd., 2016; Raj vd., 2024). İleri düzey pes planus vakalarında seri alçılama ve ortezleme, semptomların varlığında non-steroid anti-inflamatuar ilaçların kullanımı tedavi seçenekleri olarak önerilmektedir (Halabchi vd., 2013).

Eğer pes planusun tipi rijitse, kemiksel bir deformite ile ilgili bir durum mevcut olduğundan dolayı tüm bu tedavi yöntemlerinin yanında cerrahi tedavi seçeneği de tercih edilebilir (Kodithuwakku Arachchige vd., 2019).

Pes planusta uygulanan konservatif tedavi yöntemleri temel olarak artan ayak pronasyonunu azaltmaya yöneliktir (Desmyttere vd., 2018; Leung vd., 1998). Bu antipronasyon uygulamaları; MLA'nın optimum yüksekliğini sağlayarak kişinin pronasyon seviyesine göre özel oluşturulmuş tabanlıklar veya MLA yüksekliğini artırarak kalkaneal eversiyonu azaltan önceden oluşturulmuş standart tabanlıklar (Cheung vd., 2011) ve kalkaneal eversiyonu azaltmaya, yine MLA yüksekliğini artırmak üzere yapılan bantlama yöntemleridir.

Pes planuslu bireylerde kişiye özel tasarlanan anti-pronasyon tabanlıkların ayağa etki eden kuvvetleri normalleştirmede ve pes planuslu bireylerin fiziksel performans parametrelerini iyileştirmede yararlı bir rolü olduğu görüldüğü belirtilmiştir (Açak, 2020). Yine pes planus tedavisinde reçetelendirilen tabanlığın malzemesinin esnek veya sert olması da ayak biyomekaniğini farklı şekillerde etkilediği söylenmiştir. Standart tip esnek MLA destekli (silikon) hazır tabanlıkların kişiye özel tasarlanan daha rijit bir ark desteği sağlayan tabanlığa kıyasla arka ayak fonksiyonunu daha az iyileştirdiği literatürdeki bir çalışmada raporlanmıştır (Vimal vd., 2022).

Bir diğer konservatif tedavi seçeneği ise ayak egzersizleridir. MLA, kaslar ve bağlar tarafından pasif ve aktif olarak desteklenir. İntrinsik ayak kaslarını güçlendiren egzersizlerin plantar basınç dağılımını değiştirdiği ve ağrıyı azalttığı bildirilmiştir

(Unver vd., 2020). Literatürde pes planus tedavisi için kısa ayak egzersizleri (short-foot exercise) şeklinde egzersiz programlarının reçetelendirmesi oldukça yaygınlaşmıştır (Okamura vd., 2020). Bununla ilgili son yıllarda yapılan bir meta analiz çalışması yalnızca 6 haftadan uzun süren kısa ayak egzersizlerinin naviküler drop testinde ve APİ-6 skorlarında anlamlı bir iyileşme gösterebileceğini belirtmiştir (Cheng vd., 2024).

Pes planus yönetiminde, sıkça kullanılan bir diğer tedavi seçeneklerinden biri de kinezyo bantlamadır (M. Tang vd., 2021; Ünsalan vd., 2024). Kinezyo bantlama, hem doğrudan pes planusa bağlı semptomları hafifletmek hem de ayak ve alt ekstremitte biyomekaniğini optimize etmek için kullanılabilir.

2.7.4.1. Kinezyo Bantlama

Kinezyo bant, 1970'li yılında Dr. Kenzo Kase tarafından elastik bir bant türü markası olarak tanıtılmıştır ve şu anda rehabilitasyonda yaygın olarak çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır (Kase, 2003). Kinesio bant, pamuk bazlı, gözenekli ve yapışkanlı ince bir kumaştan üretilmiştir. Bu bant, ilaç maddesi ve lateks içermez ve cilt üzerinde kullanıldığında genellikle tahrişe neden olmamaktadır. Kinezyo bant, 3-4 gün boyunca ciltte yapışkanlığını kaybetmeden rahatlıkla kullanılabilir ve su ile teması halinde çıkarılmasına gerek olmadan kullanılmaya devam edilebilir. Gözenekli yapısı sayesinde hava ve nem geçişine izin verir (Kaltenborn & Kahanov, 2007) (Şekil 2-6).



Şekil 2-6: Kinezyo bant görseli (RockTape, Durham, USA)

Kinezyo bantlama, ağrıyı azaltmak, vücutta zayıflamış kasların fonksiyonunu desteklemek, eklem instabilitesini düzenlemek, biyomekaniyi düzeltmeye yardımcı olmak, kan akışını ve lenfatik dolaşımı iyileştirmek için uygulanmaktadır (In vd., 2021; H. Lee & Lim, 2020; Paoloni vd., 2011).

Kinezyo bantlama amaçlarına göre farklı gerginliklerde uygulanabilmektedir. Bu gerilim dereceleri şu şekildedir (Çeliker vd., 2011):

- Germe yok: %0
- Çok hafif germe: %10-15
- Hafif germe: %25
- Orta düzeyde germe: %50
- Submaksimal germe: %75
- Maksimal germe: %100

Kinezyo bantlamanın; kas, nöral, bağ, fasya koreksiyon (düzeltme), alan koreksiyon, lenfatik koreksiyon ve fonksiyonel koreksiyon tekniği gibi farklı uygulama teknikleri mevcuttur (Çeliker vd., 2011). Fonksiyonel koreksiyon tekniğinde kinezyo bant, uygulanacak kişiye aktif hareket yaptırılarak yapıştırılır. Bu uygulama sırasında mekanoreseptörler uyarılarak istenilen hareket sınırlandırılabilir veya hareket yönünde pozisyonlanabilir. Kinezyo bant yapıştırılmadan önce kişi istenen hareketi aktif olarak gerçekleştirir. Kişi pozisyonunu korurken kinezyo bant cilde orta, submaksimal veya maksimal (%50-%75-%100) gerimle uygulanır (Çeliker vd., 2011). Bu sayede kişide ilgili ekstremitte veya eklemden hem mekanik hem de proprioseptif uyarılar sayesinde kas kontraksiyonlarını etkileyerek fonksiyonel bir düzeltme sağlanır.

Literatürde alt ekstremitte biyomekaniğini fonksiyonel olarak düzeltme amacıyla farklı kinezyo bantlama tekniklerinin uygulandığı bildirilmiştir (Deng vd., 2022; In vd., 2021; J.-H. Lee vd., 2011; Song vd., 2015).

Lee vd., 2011' de yaptığı çalışmada posterior pelvik tilt artışı olan bireylerde, pelvise erekör spina kasları üzerinden anterior pelvik tilt yönünde yapılan kinezyo

bantlamanın pelvik tilt mekaniğini değiştirebileceğini ve bu sayede kas fonksiyonlarını normalize edebileceğini söylemişlerdir (J.-H. Lee vd., 2011).

Bir başka çalışmada Deng vd., 2022 yılında PFAS olan bireylerde tibial internal ve tibial eksternal rotasyon yöndeki rijit bantlama yöntemlerinin etkilerini değerlendirmişlerdir ve iki bantlama yönteminin de faydalı olabileceği çıkarımını yapmışlardır (Deng vd., 2022).

Yine başka bir çalışmada Song vd., 2015 yılında PFAS olan bireylerde proksimal femoral rotasyonel yönde yapılan fonksiyonel bantlamanın ağrı semptomlarını azalttığı, kas aktivasyonunu artırdığı ve diz eklemi kinematiğini iyileştirdiğini belirtmişlerdir (Song vd., 2015).

Bu doğrultuda pes planuslu sporcularda, pes planusun yol açabileceği anormal alt ekstremite biyomekaniği ve dizilim problemlerine yönelik kinezyo bantlama uygulamaları, sporcunun koşu veya sıçrama gibi aktivitelerde doğru hareket paterni oluşturmak adına kullanılabilir bir yaklaşım olabileceği düşünölmektedir.

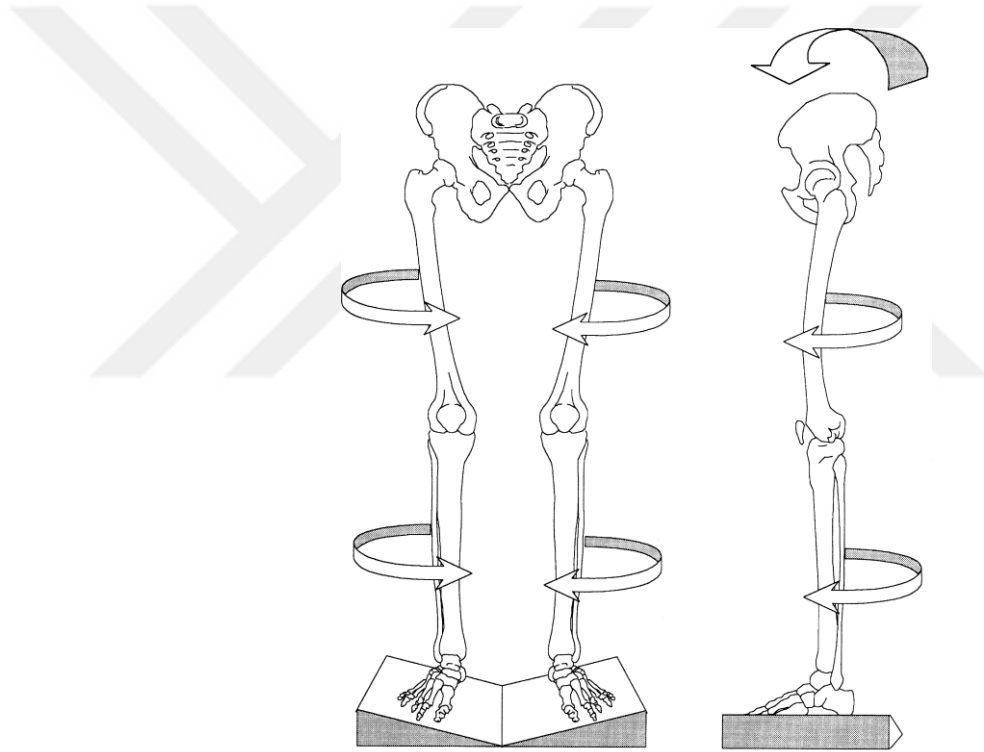
2.8. Pes Planusa Bağlı Biyomekanik Kompansasyon Mekanizmaları

MLA yüksekliğinin azalması, pes planusun birincil belirtisidir, statik duruş ve dinamik aktiviteler sırasında vücut ağırlığının ayağın medialine aktarılmasıyla sonuçlanır (Halabchi vd., 2013). Bu nedenle pes planus, yalnızca ayak ve ayak bileği yapılarının statik olarak anormal dizilimi değil, aynı zamanda alt ekstremitelerekin dinamik problemlerin sebebi olarak da görölmüştür (J. H. Lee vd., 2009). MLA yüksekliğinin azalmasından kaynaklanan anormal yükleme mekanizması; kalça, diz ve lomber omurga gibi proksimal bölgelere aktarılır (Y.-C. Chen vd., 2010).

Artmış ayak pronasyonundan kaynaklanan mekanik aşırı yüklenme, biyomekanik sapmalar zincirini alt ekstremiteler ve omurga dahil olmak üzere proksimal bölgelere aktarır (Alsaafin vd., 2023; Franco, 1987). Bu durum, kapalı kinematik zincirde femoral ve tibial iç rotasyona neden olur ve pelviste anterior tilt artışına yol açabilir (Şekil 2-7) (Khamis & Yizhar, 2007; Pinto vd., 2008). Artmış pelvik tilt açısı omurgada artmış torasik kifoz ve artmış lomber lordoz gibi kompanse edici durumlara yol açabilir (Alsaafin vd., 2023; Ghasemi vd., 2016). Sonuç olarak,

bu biyomekanik sapmalar, vücudun daha yüksek kuvvetlere maruz kaldığı koşma ve sıçrama gibi aşırı ağırlık aktarılan ve sportif performans gerektiren aktiviteler sırasında daha fazla kinematik değişikliğe yol açmaktadır (Alsaafin vd., 2023; Ghasemi vd., 2016).

Ayağın mekanik özellikleri, alt ekstremiteye aktarılan enerji transferini belirler ve dolayısıyla ağırlık taşıyan hareket sırasında yükleme modelini tanımlamaya yardımcı olur (Twomey & McIntosh, 2012). Bu nedenle, pes planusun işlevsel önemini belirlemek ve alt ekstremitelerdeki potansiyel biyomekanik değişiklikleri değerlendirmek ve ölçmek son derece önemlidir (Twomey & McIntosh, 2012).



Şekil 2-7: Statik pozisyonda artmış ayak pronasyonunun kapalı kinematik zincirde tibial ve femoral internal rotasyonunu artırması ve buna bağlı olarak anterior pelvik tilt artışı (Khamis & Yizhar, 2007)

2.9. Anormal Biyomekaniği Düzeltici Bantlama Uygulamaları

Pes planusta her ne kadar doğrudan semptomlara yönelik tedavi seçenekleri hakkında araştırma ve çalışmalar yaygın olsa da pes planusun sebep olabileceği anormal ayak diziliminin ve fonksiyonunun alt ekstremitte biyomekaniğini etkileyebileceği bilinmektedir. Bu sebeple pes planusun yol açabileceği anormal alt ekstremitte kinematiklerini düzeltici uygulamaların benimsenmesi gerekebilir.

Masters vd., 2018 yılında yaptığı çalışmada kalça ekleminin transvers plan mekaniği üzerinde düzeltici bantlama uygulamasıyla koşu sırasındaki kalça ve diz eklemlerinin biyomekaniğini olumlu yönde değiştirmişlerdir (Masters vd., 2018). 2010 yılında yapılan başka bir çalışmada iliotal bant sendromlu (İTBS) koşucuların kalça rotasyonel biyomekaniğini düzeltmek amacıyla yapılan bir kinezyo bantlama yöntemi sporcuların İTBS'ye bağlı semptomlarını ve anormal biyomekaniğini kısmen iyileştirmiştir (Watcharakhueankhan vd., 2022). Belirtildiği üzere pes planusun yürüme, koşma gibi dinamik aktiviteler sırasında alt ekstremitte eklemlerinin sagittal, frontal ve transvers plan kinematiklerini ve kinetiğini değiştirdiğini söyleyen çalışmalar mevcuttur (Buldt vd., 2015; Takabayashi vd., 2021). Anormal alt ekstremitte dizilim ve kinematiklerinin yürüme ve koşu sırasındaki etkileriyle ilgili çalışmalar nispeten daha fazla olmasına karşın bu bağlamda sıçrama aktivitesi sırasındaki değişiklikler oldukça sınırlıdır.

2018 yılında yapılan bir çalışmada pes planuslu basketbolcularda sıçramanın kinematik ve kinetik parametreleri değerlendirilmiş olup saptanan farklılıkların sporcuların performansını etkilemediği, ancak belirli biyomekanik değişiklikler olduğu söylenmiştir (Ho vd., 2019). Sonrasında pes planuslu basketbolculara ayak pronasyonunu azaltan bir tabanlık uygulamasının bazı mekanik parametreleri iyileştirdiği ve bu konuyla ilgili benzer düzeltici uygulamaların daha fazla araştırılmasının gerekliliği belirtilmiştir (Ho vd., 2019).

Literatürde mevcut olan pilot çalışmamızda pes planuslu voleybolcuların normal voleybolculara kıyasla pelvis, kalça, diz ve ayak bileği kinematiklerinde bazı farklılıklar saptanmıştır (Gece vd., 2023). Major olarak kalça ekleminde hem sagittal hem de transvers planda meydana gelen değişiklikler sıçrama performansını olumsuz yönde etkilemiş olabilir. Sıçramanın hem kalkış hem de iniş fazında pes planuslu voleybolcuların maksimum kalça internal rotasyon açılarının normallerden anlamlı

olarak fazla olması, performansla veya yaralanma mekanizmaları ile ilgili bir dezavantaja sebep olabilir. Bu sebeple, anormal kalça transvers plan mekaniğinin düzeltilmesinin doğru sıçramanın biyomekanik özelliklerinin saptanması adına faydalı bir yaklaşım olabileceği düşünülebilir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızın etik açıdan uygunluğu için İstanbul Kültür Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu'ndan çalışmanın etik yöntemi uygunluğunu belirten 11.01.2024 tarihli ve 2024/22 sayılı kurul onayı alındı.

3.1. Katılımcılar

İstanbul Kültür Üniversitesi Hareket Analizi Uygulama ve Değerlendirme, Uygulama ve Araştırma Merkezi (İKÜ-HAM)'nde Ekim 2023- Ekim 2024 tarihleri arasında yürütülen çalışmaya 20 gönüllü voleybolcu (10 esnek pes planuslu voleybolcu ve 10 sağlıklı voleybolcu) dahil edildi. Voleybolcular ulusal altyapı liginde aktif olarak voleybol oynayan sporculardı.

Bu çalışma, erkek bireylerde pes planusun sıçrama biyomekaniği üzerine olan etkisini araştıran benzer bir araştırma tarafından önerilen örneklem büyüklüğüne uygun olarak 10 pes planuslu katılımcı dahil edilerek yürütülmüştür (Fu vd., 2016). Konuyla ilgili çalışmaların yeterli istatistiksel güce ulaşması ve sonuçların etkili bir şekilde genellenebilmesi için yeterli örneklem büyüklüğünün önemi üzerinde durulmuştur. Faul vd. (2007) %95 güçle (alfa = 0.05, çift kuyruklu) Cohen'in (d=1.6) etki büyüklüğünü tespit etmek için, G*Power sürüm 3.1.9.7 kullanılarak (n=20) bağımsız bir örnek t-testinde grup başına 10 katılımcıya ihtiyacımız olacağını öne sürmüştür (Faul vd., 2007). İlgilenilen en yüksek etki büyüklüğü, pes planus grubunun kontrol grubuna göre daha yüksek ortalama API-6 skorlarına sahip olduğu bulgusunun yüksek pratik önemine dayanarak d=1.6 olarak belirlenmiştir.

Katılımcılar, kendilerine ve gerektiğinde velilerine gerekli bilgilendirmeler yapılarak onamları alınmıştır ve çalışmaya dahil edilmiştir.

3.2. Dahil Edilme ve Dışlanma Kriterleri

Çalışmamızda, esnek pes planuslu voleybolcularda kalça eksternal rotasyonunun artırılmasının alt ekstremite sıçrama biyomekaniğine olan etkilerinin tanımlanması için pes planus grubu (PPG), PPG' li sporculardan elde edilen verilerin karşılaştırılması ve yorumlanabilmesi için referans sağlayacak normal ayak postürüne sahip sporcular kontrol grubu (KG) olmak üzere 2 grup oluşturulmuştur.

3.2.1. PPG' ye Dahil Edilme Kriterleri

- 15-25 yaş arasındaki bireyler
- Cinsiyeti erkek olan bireyler
- Aktif olarak voleybol oynayan sporcular
- API-6 > +5 değeri olan bireyler
- Jack's test sonucuna göre esnek tip pes planusu olan bireyler

3.2.2. KG' ye Dahil Edilme Kriterleri

- 15-25 yaş arasındaki bireyler
- Cinsiyeti erkek olan bireyler
- Aktif olarak voleybol oynayan sporcular
- $0 < \text{API-6} < +5$ değeri olan bireyler

3.2.3. Dışlanma Kriterleri

- Rijit tip pes planusu olan bireyler
- VKİ > 30 olan bireyler
- API-6 < 0 değeri olan bireyler
- Ortopedik ve nörolojik bir problemi bulunan bireyler
- Herhangi bir alt ekstremite cerrahisi geçirmiş olan bireyler

- Vücudunun herhangi bir bölgesinde ağrısı olan bireyler
- Ölçümlerden 1 gün önce yoğun antrenman yapmış olan bireyler
- Kinezyo banta alerjisi olan bireyler

3.3. Değerlendirme Ölçütleri

Katılımcıların çalışmaya dahil etmek veya dışlamak üzere durumlarını saptamak adına uygun fiziksel değerlendirmeleri yapıldı. Tüm değerlendirmeler aynı fizyoterapist tarafından yapıldı. Yapılan değerlendirmeler şunlardı:

- Fiziksel Değerlendirme
 - Antropometrik Ölçümler
 - Eklem Hareket Açıklığı Ölçümleri
 - Kas Kısalığı Ölçümleri
 - Trokanterik Prominens Açığı Testi (TPAT)
 - Ayak Postürünün Değerlendirilmesi
 - Ayak Postür İndeksi (API-6)
 - Jack'in Parmak Kaldırma Testi
- Üç Boyutlu (3B) Sıçrama Analizi Değerlendirmesi
 - Sıçrama Yüksekliğinin Ölçülmesi
 - Biyomekanik Analiz
 - Kinematik Parametreler
 - Kinetik Parametreler

3.3.1. Fiziksel Değerlendirme

3.3.1.1. Antropometrik Ölçümler

Tüm katılımcıların vücut ağırlıkları (kg) standart tartı ile boy (cm) ve bacak boyu uzunlukları mezura ile ölçülüp kaydedildi. 3B sıçrama analizinin

gerçekleştirileceği sistem için gerekli olan omuz yüksekliği, dirsek çapı, el bileği çapı, el kalınlığı, pelvis genişliği, diz ve ayak bileği eklem çapı ölçülerek milimetre (mm) cinsinden kaydedildi. Ölçümler sedyede supin (sırt üstü) pozisyonda kaliper yardımıyla bilateral olarak ölçüldü.

3.3.1.2. Eklem Hareket Açıklığı Ölçümleri

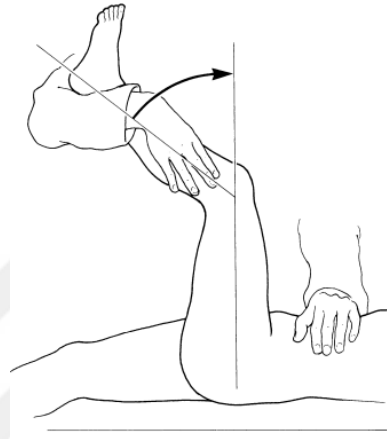
Katılımcıların prone (yüz üstü) pozisyonda bilateral olarak kalça internal ve eksternal rotasyon eklem hareket açıklıkları ölçülmüştür (Sankar vd., 2012). Kalça eksternal rotasyon açıklığı ölçümü için: karşı taraf kalça ve diz orta hattın hizasında nötr pozisyonda tutulurken, değerlendirilen ekstremitede 0° kalça fleksiyonu/ekstansiyonu pozisyonunda sabitlenmiş ve dizin 90° fleksiyonda olduğu gonyometre ile doğrulanmıştır. Daha sonra kalça, pelvis hareket etmeye başlayana kadar dışa doğru döndürülmüştür. Son noktada tibia eksenini ile dikey eksen arasındaki açı eksternal rotasyon açıklığı olarak ölçülmüştür. Kalça internal rotasyon açıklığı ölçümü için ise: yine karşı taraf kalça nötrde ve diz 90° fleksiyondayken, pelvis hareketi meydana gelene kadar kalça içe doğru döndürülmüştür. Son noktada tibia eksenini ile dikey eksen arasındaki açı internal rotasyon açıklığı olarak ölçülmüştür (Sankar vd., 2012).

3.3.1.3. Kas Kısalığı Ölçümleri

Popliteal Açı Testi (Popliteal Angle Test)

Popliteal açı testi, hamstring kaslarının uzunluğunu değerlendirmek için kullanılan bir testtir. Bu ölçüm, hamstring kaslarının pasif gerilme kapasitesini belirlemek için yapılır. Katılımcıların hamstring kaslarının kısalıklarını değerlendirmek amacıyla popliteal açı ölçümleri bilateral olarak yapılmıştır. Bu ölçüm, kalçanın 90° fleksiyona getirilmesi ve dizin direnç noktasına kadar ekstansiyona zorlanmasıyla gerçekleştirilir. Popliteal açı, direnç noktasında dikey eksen ile tibia arasında oluşan açıdır (Robb & Brunner, 2010).

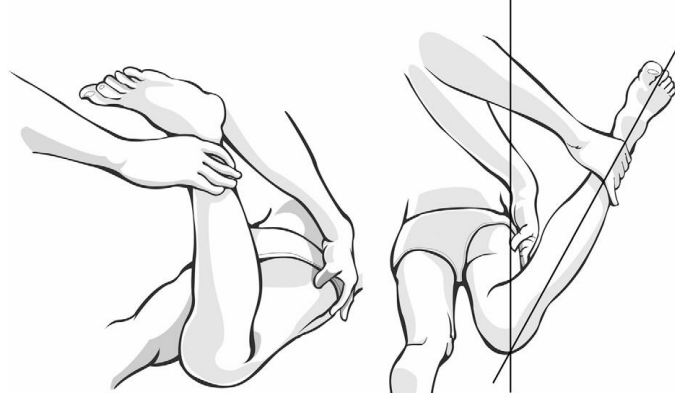
Bu ölçümde katılımcı supin (sırt üstü) pozisyonda pelvisin pozisyonu sabit tutulurken kalça ve dizleri 90° fleksiyon pozisyonuna getirildi. Ardından diz, fizyoterapist tarafından pasif olarak ekstansiyona doğru hareket ettirildi. Hamstring kaslarının gerilerek fizyoterapistte direnç gösterdiği ve pelvisin pozisyonunu bozacağı noktada duruldu. Ölçüm, diz ekleminin açısından (tibia ve femur arası) 90° nin çıkarılmasıyla belirlendi. Bu ölçümde pelvis pozisyonunun sabit tutulması önemlidir, çünkü pelvis hareketi ölçüm sonuçlarını etkileyebilir (Herrington, 2013) (Şekil 3-1).



Şekil 3-1: Popliteal açı testi (Robb & Brunner, 2010)

3.3.1.4. Trokanterik Prominens Açı Testi (Trochanteric Prominence Angle Test) (TPAT)

Femur rotasyonu, katılımcının dizleri yaklaşık 90° fleksiyonda iken bir kanepeye prone pozisyonda (yüzüstü) uzanmasıyla en iyi şekilde değerlendirilir (Jones vd., 2013). Trokanterik prominens açı testi (TPAT); katılımcı prone (yüzüstü), kalça ekstansiyonda ve değerlendirilen taraf dizi 90° fleksiyon pozisyonundayken, pelvisi sabit olacak şekilde değerlendirilen taraf kalçası rotasyona döndürülerek femurun büyük trokanterinin çıkıntısı palpe edilir. Büyük trokanter lateral olarak en belirgin olduğu anda tibia ve zemine dik olan doğrunun arasındaki açı, femoral anteversiyona eşittir. Katılımcıların TPAT değerleri gonyometre ile pasif olarak değerlendirildi (Davids vd., 2002) (Şekil 3-2).



Şekil 3-2: Trokanterik prominens açısı testi (Chung vd., 2010)

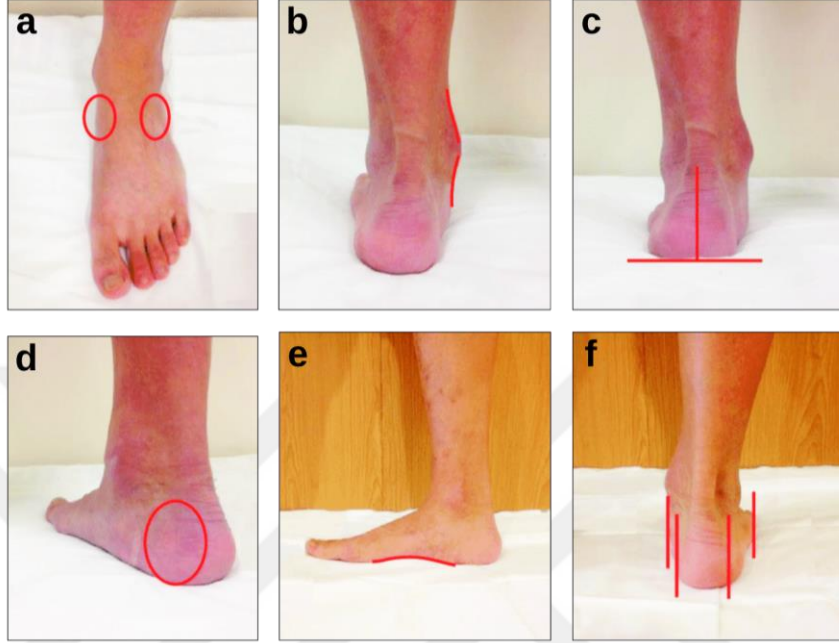
3.3.1.5. Ayak Postürünün Değerlendirilmesi

Ayak Postür İndeksi (Foot Posture Index-6) (API-6)

Katılımcıların ayak postürünün statik değerlendirilmesi 6 maddelik ‘Ayak Postür İndeksi (API-6)’ ile değerlendirildi. API-6, ayak postürünü değerlendirmek için kullanılan pratik ve yaygın bir klinik ölçüm yöntemidir (Redmond vd., 2006). Altı farklı kriter üzerinden yapılan bu değerlendirme, ayak yapısının nötr, pronasyon (içe basma) ya da supinasyon (dışa basma) eğiliminde olup olmadığını belirlemek için geliştirilmiştir. Her kriter -2 ile +2 arasında puanlanır ve toplamda -12 ile +12 arasında bir skor elde edilir. Pozitif skorlar pronasyon, negatif skorlar ise supinasyon eğilimini işaret ederken, sıfıra yakın skorlar nötr postürü ifade eder (Redmond vd., 2008). Bu ölçümü yaparken her katılımcıdan önce düz bir hatta birkaç adım yürümesi istenmiştir. Sonrasında kolları serbest yanlarda olacak şekilde karşıya bakarak ayakları arasındaki mesafe pelvis genişliği kadar olacak şekilde her iki ayağına eşit yük vererek durması istenmiştir. Sonrasında bir terapist altı farklı kriteri görsel ve palpasyon yöntemleriyle değerlendirmiştir. Bu altı kriter şu şekildedir: (Şekil 3-3).

- a. talus başının medial – lateral palpasyonu
- b. lateral malleolün altındaki ve üstündeki eğimin azalması/artması
- c. kalkaneusun inversiyonu/eversiyonu

- ç. talonavikular eklem bölgesinde gözlenen balonlaşma/çukurlaşma
- d. medial longitudinal ark yapısı
- e. ön ayağın arka ayağa göre abduksiyonu/adduksiyonu



Şekil 3-3: Ayak postür indeksi-6 (API-6) (J. S. Lee vd., 2015)'den adapte edilmiştir.

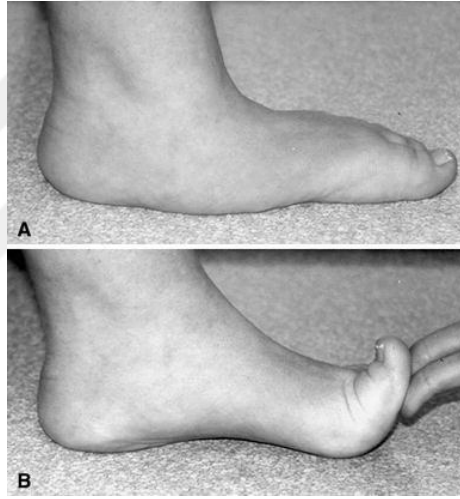
API-6' e göre alınan skorlar sırasıyla 0 ile +5 arasında normal ayağı, +6 ile +9 arası pes planus, +10 ile +12 arası ileri derecede pes planus, 0 ile -5 arası pes kavus ve -6 ile -12 arası ileri derecede pes kavusu göstermekteydi (Terada vd., 2014)

Pes Planus Tipinin Belirlenmesi

Ayak postür indeksine göre pes planus olarak sınıflandırılan katılımcıların pes planus tipini belirlenmesi gerekliydi. Pes planusun tipi, statik şekilden daha önemli bir özelliktir. Esneklik, subtalar eklem kompleksinin hareketliliğini ifade eder ve dikkatli bir değerlendirme gerektirir. Esnek düz tabanlı bir bireyin ayağı havada yerle temas etmezken, subtalar eklem valgus pozisyonundan nötr pozisyona döner ve ayakta medial longitudinal ark gözlemlenir. Ancak bu birey ayakları üzerinde yere basıp üzerine vücut ağırlığını aktardığında bu ark kaybolup pes planusun klinik tablosunu

ortaya koyar. Bu pozisyondayken başparmağın dorsifleksiyonu ile de medial longitudinal ark oluşturulabilir (Şekil 3-4) (Mosca, 2010). İlk olarak Jack tarafından 1953 yılında tanımlanan ve Hicks tarafından 1954 yılında açıklanan bu biyomekanik durum plantar fasyanın "vinç etkisi" ile açıklanmaktadır (Hicks, 1954; Jack, 1953).

Katılımcının ayak postür indeksi değerlendirmesi bittikten hemen sonra aynı şekilde ayakta sabit şekilde dururken her iki ayak için de başparmakları pasif olarak kaldırıldı. Medial longitudinal ark yeniden oluşursa esnek tip pes planus, ark oluşmaz ve ayak tabanının medialinde düz bir görüntü görülmeye devam ederse rijit tip pes planus olarak sınıflandırıldı (Şekil 3-4).



Şekil 3-4: Jack'in başparmak kaldırma testi (Mosca, 2010)

3.4. Fonksiyonel Bant Uygulaması

Değerlendirmeler sonucunda pes planus grubuna (PPG) dahil edilen katılımcılara bantlama öncesi sıçrama analizi tamamlandıktan sonra statik pozisyonda kalça eksternal rotasyon açısını $5^\circ \pm 1^\circ$ artırmayı hedefleyen bir fonksiyonel bantlama tekniği uygulandı (Gece vd., 2023). Kontrol grubuna (KG) dahil edilen katılımcılara fonksiyonel bantlama uygulanmadı.

Fonksiyonel bantlama, kinezyo bantlama konusunda eğitim almış sertifikalı bir fizyoterapist tarafından yapıldı. Bantlama yöntemi olarak Song vd. (2015)

çalışmasındaki statik pozisyonda kalça eksternal rotasyon açısını artırmaya yönelik kullandığı bir kinezyo bantlama, fonksiyonel koreksiyon tekniği submaksimal (%75) gerim kullanılarak uygulandı (Song vd., 2015). Kinezyo bant uygulaması için RockTape (Durham, USA) markasının 5 cm genişliğinde standart mavi renkte kinezyo bant kullanıldı (Şekil 3-5). Bant tek parça halinde “I” şeklinde daha önce alkol kullanılarak temizlenmiş cilt üzerine uygulandı. Uygulama öncesi yapışkanından ayrılmamış bir bant kullanılarak bantlama tekniği prova edildi ve uygulanacak bantın boyuna karar verildi. Ayarlanan kinezyo bandın uzunluğu uygulanan her katılımcı için 70-80 cm arasındaydı ve bilateral olarak uygulanacağı için her bir katılımcı için iki adet aynı uzunlukta kinezyo bant hazırlandı.



Şekil 3-5: Uygulanan kinezyo bant görseli (RockTape, Durham, USA)

İlk olarak, katılımcıdan ayaktayken bir sedyeye elleriyle tutunarak femurunu dışarıya doğru maksimum olarak döndürmesi ve bu pozisyonu koruması istendi. İkinci olarak, uygulayıcı fizyoterapist diz ekleminin üzerinden femur proksimalinin medialinden “I” şeklindeki kinezyo bandı uyguladı (Şekil 3-6). Üçüncü olarak, fizyoterapist bandı femurun yukarısına doğru spiral ve kalçayı çapraz olarak geçecek şekilde submaksimal gerimle (%75 gerim) uyguladı; bandın son kısmını gerimi minimum (%0) olacak şekilde sakroiliak ekleme gelmeden hemen önce tamamlayarak uyguladı. (Şekil 3-7). Bantlama her iki ekstremiteye de uygulandı. İlk uygulanacak ekstremitte seçimi randomize şekilde belirlendi.



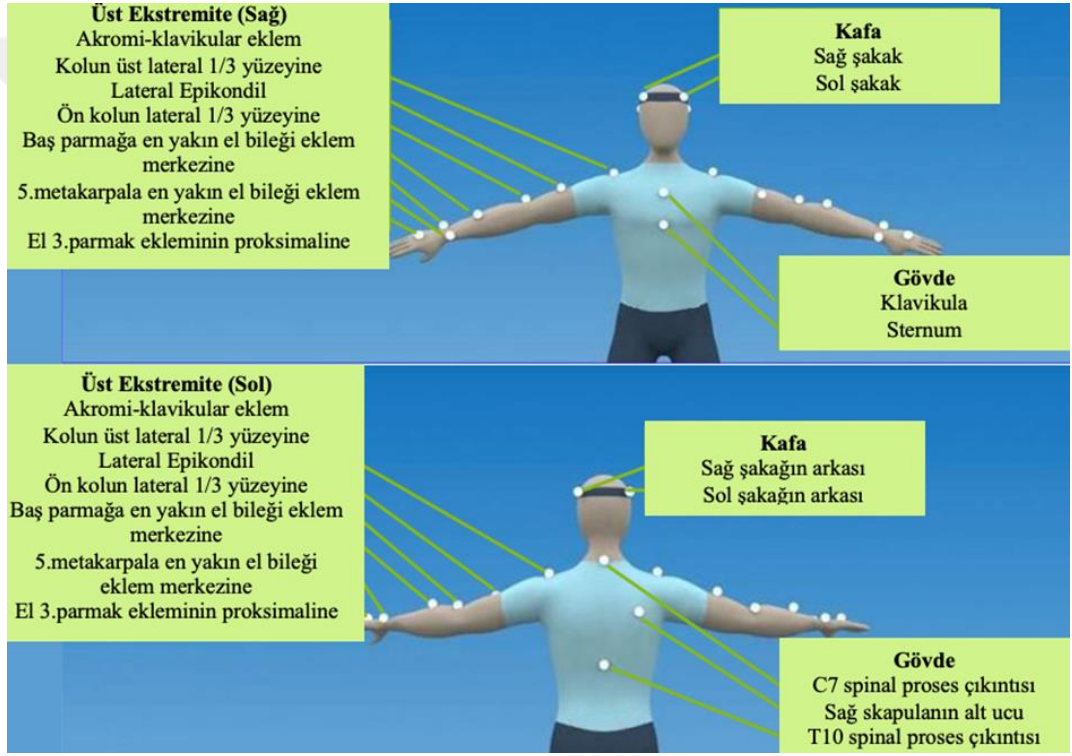
Şekil 3-6: Kinezyo bant uygulaması sırasında sporcunun pozisyonu



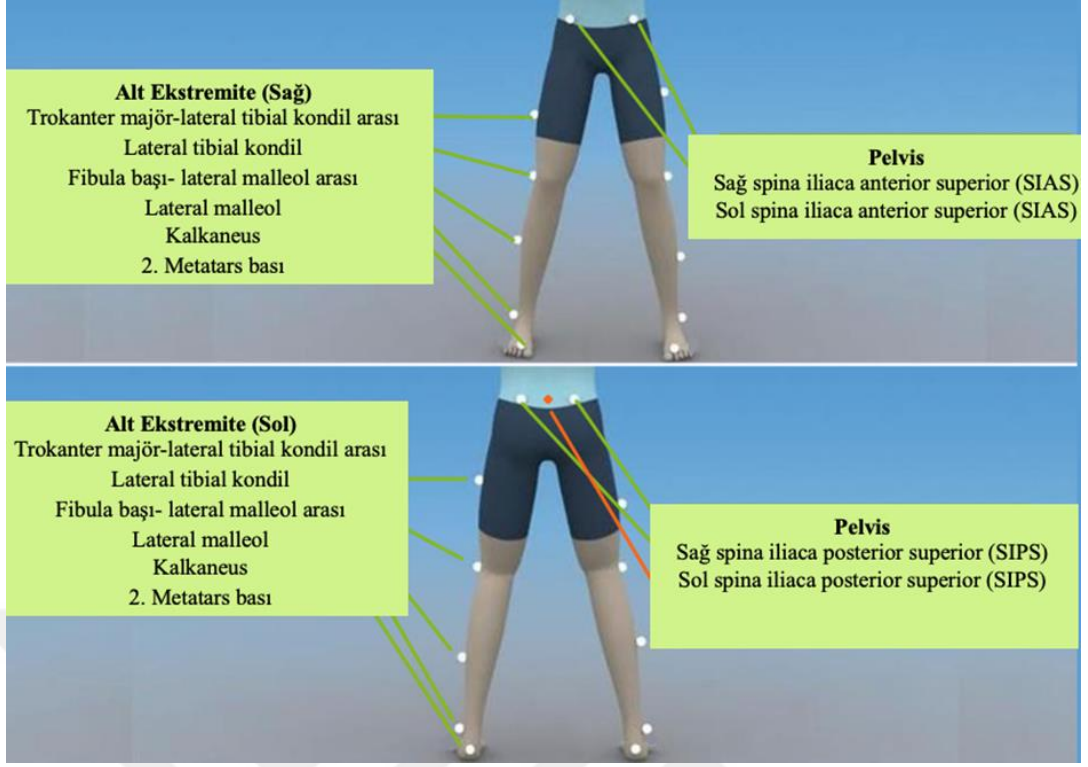
Şekil 3-7: Kalça eksternal rotasyon yönünde yapılan kinezyo bantlama tekniği

3.5. Üç Boyutlu (3B) Sıçrama Analizi

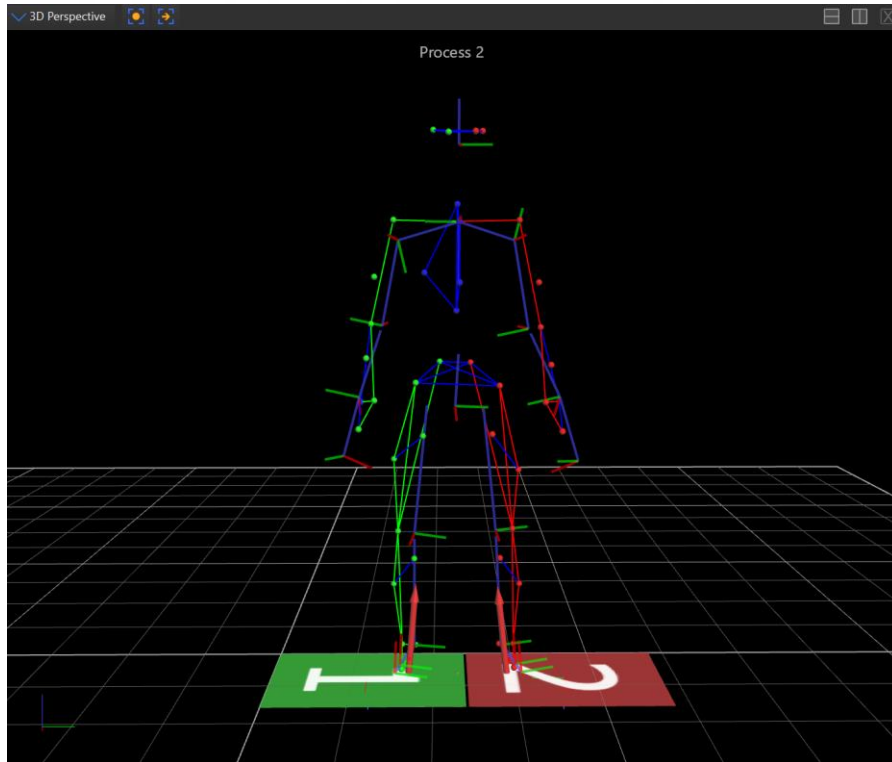
Çalışmamızda, esnek pes planuslu voleybolcularda kalça eksternal rotasyonunun artırılmasının sıçrama performansına ve sıçrama biyomekaniğine etkisini belirlemede sıçrama parametrelerinin nicel olarak değerlendirilebilmesi için katılımcılara 3B sıçrama analizi yapıldı. Sıçrama analizi için kullanılan sistemde kullanılan kamera sistemi ile uyumlu 39 özel ışık yansıtıcı belirteç *Vicon Full Body Plug-in Gait Model*'e (Plug-in Gait, 2021) göre katılımcıların vücudunun belirli anatomik noktalarına yerleştirildi (Şekil 3-8, Şekil 3-9 ve Şekil 3-10).



Şekil 3-8: Plug-in Gait Model'e göre üst ekstremité için işaretleyicilerin yerleşimi



Şekil 3-9: Plug-in Gait Model'e göre alt ekstremit için işaretleyicilerin yerleşimi

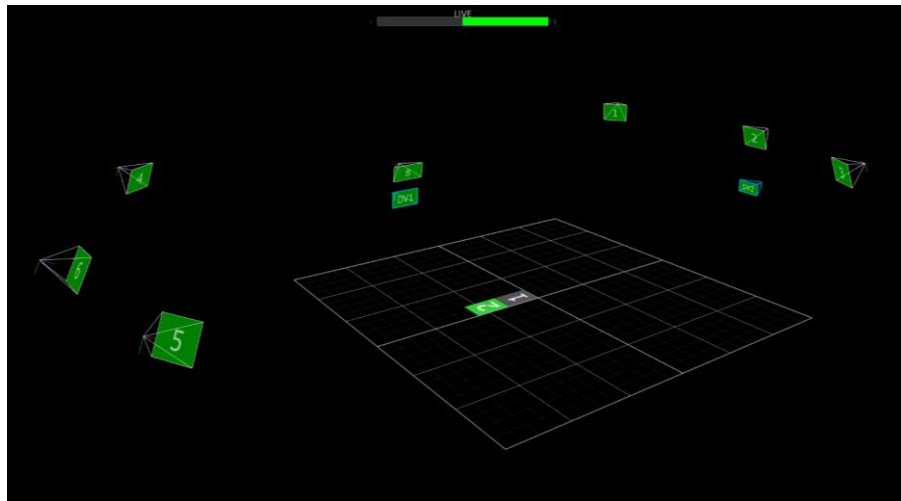


Şekil 3-10: VICON Full Body Plug-In Gait Model (Tüm vücut plug-in gait model)

Sıçrama analizi, İstanbul Kültür Üniversitesi Hareket Analizi Uygulama ve Değerlendirme, Uygulama ve Araştırma Merkezi (İKÜ-HAM)' nde 7 kamera (6 x VICON Vantage 5 ve 1 x VICON Vero 1) ve 2 kuvvet platformu (AMTI, Boston, USA) içeren 3B bilgisayarlı hareket analiz sistemiyle gerçekleştirildi (Şekil 3-11, Şekil 3-12).

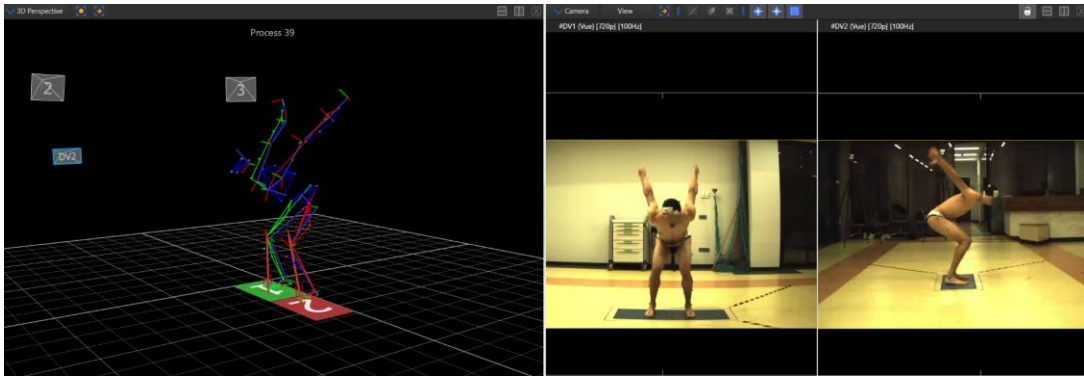


Şekil 3-11: Hareket analizi laboratuvarı, kameralar ve kuvvet platformları



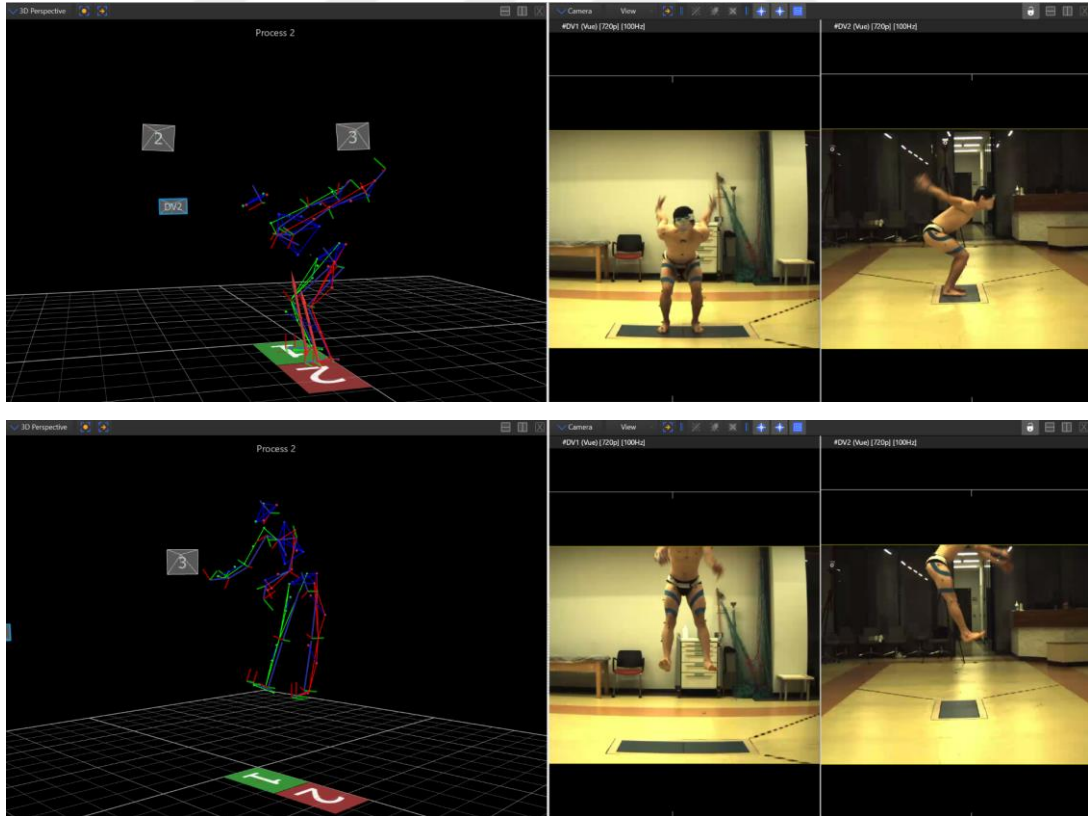
Şekil 3-12: Laboratuvar ortamının, kameraların ve kuvvet platformlarının sistemdeki görüntüsü

Yansıtıcı işaretleyicilerin belirlenmiş anatomik noktalara yerleştirilmesinden sonra katılımcıların eklem merkezlerinin ve ekstremitelerin segment koordinatlarının belirlenebilmesi için ilk önce statik ayakta duruş esnasında kalibrasyon yapıldı. Yansıtıcı belirteçlerin konumları yapılan kalibrasyona göre değerlendirilerek yerleri belirlendi ve sabitlendi. Her katılımcıya çekim ortamına alışması ve sıçrama öncesi ısınması için beş dakika verildi. Isınma için sporculara hafif koşu, esneme ve hafif formda sıçrama egzersizleri olmak üzere ısınma yapmalarına izin verildi (Mackala vd., 2013). Sonrasında katılımcıların sağ ayağı birinci kuvvet platformuna sol ayağı ikinci kuvvet platformunda olacak şekilde sıçrama öncesinde pozisyon almaları istendi. Her katılımcıdan olası bir veri kaybının önüne geçebilmek için sekiz başarılı sıçrama kaydı alındı. Her sıçrama arasındaki dinlenme süresi 60 saniye olarak belirlendi, böylece uygun dinlenme aralığı sağlandı (Mackala vd., 2013). Bir sıçramanın başarılı olabilmesi için katılımcının sıçrama sırasında yerden kalkışında ve yere inişinde iki ayağının tamamının da kuvvet platformunun içine temas etmeliydi. Başarılı sekiz sıçrama kaydı içerisinde rastgele seçilen üç sıçrama kaydı analiz edildi. Her katılımcı için aynı prosedürler uygulandı (Şekil 3-13).



Şekil 3-13: Kontrol grubu katılımcısının sıçraması ve analiz sistemindeki görüntüsü

PPG grubuna dahil edilen katılımcılar hareket analizinin gerçekleştirildiği alanda sıçramalarını tamamladıktan sonra bilateral kalça eksternal rotasyon fonksiyonel bantlaması uygulanmak üzere başka bir ortama alındı. Bantlama gereği kinezyo bant, femur ve pelvis üzerindeki yansıtıcı işaretleyicilere temas etmeden cilt üzerine uygulandı. Bantlama tekniği fonksiyonel bantlama başlığı altında anlatıldığı şekilde yapıldı. Sonrasında katılımcı hareket analizi yapılmak üzere tekrar alana alındı. Kinezyo bandın cilt üzerine farklı gerimlerle uygulanması deride çekme yaparak yansıtıcı işaretleyicilerin anatomik noktalardan sapma göstermesine neden olacaktı. Bu sebeple bilateral olarak femur üzerindeki yansıtıcı işaretleyiciler fizyoterapist tarafından palpe edilerek yeniden yerleştirildi. Sonrasında tekrar statik ve dinamik kalibrasyon yapıldı. Ardından katılımcıdan aynı prosedürle her sıçrama arasında altmış saniye dinlenme olmak şartıyla sekiz başarılı sıçrama kaydı daha alındı ve bunların içinden rastgele seçilen üç sıçrama kaydı analiz edildi (Şekil 3-14).

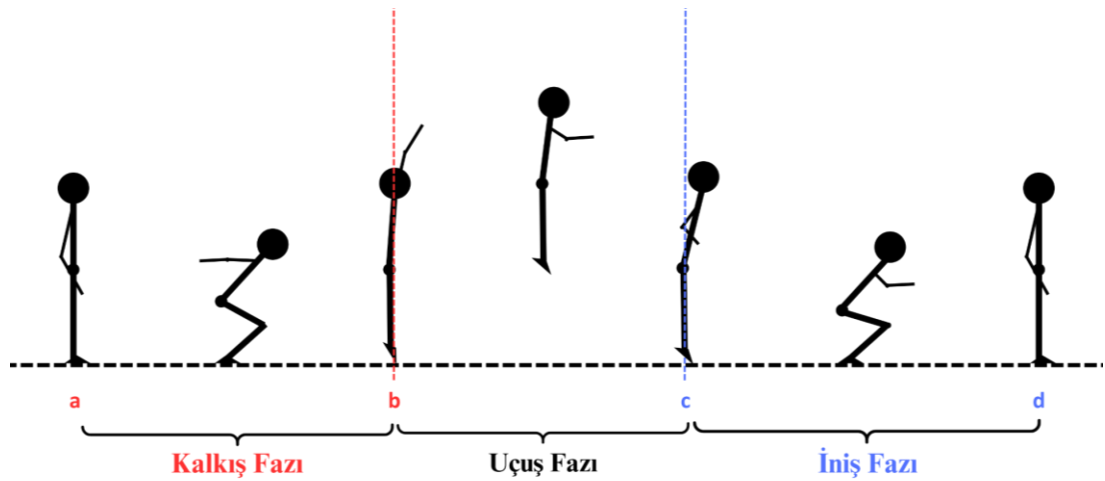


Şekil 3-14: Pes planus grubu katılımcısının sıçraması ve analiz sistemindeki görüntüsü

3.5.1. Sıçrama Döngüsü ve Fazları

Katılımcıların gerçekleştirdiği dikey sıçrama countermovement sıçramaydı (CMJ). Bir CMJ döngüsünün tamamlanabilmesi için, katılımcının başlangıçta iki ayaklarının üzerine eşit ağırlık aktararak statik dengesini sağlamış biçimde başlayıp sıçramayı gerçekleştirdikten sonra yeniden başlangıçtaki aynı statik duruş pozisyonuna gelmesi gerekmektedir. CMJ sırasında katılımcının, üst ekstremitelerini kendi stratejisi doğrultusunda kullanmasına izin verildi. Sıçrama döngüsünü analiz edebilmek için ise belirli kritik anlarda belirli fazlara ayrılması gerekiyordu (McMahon vd., 2018). CMJ fazları bu araştırma için şu şekildeydi:

Kalkış fazı diz fleksiyonunun başlangıcından ayağın yerden kalktığı ana kadar geçen an olarak tanımlandı (a-b). Uçuş fazı ayakların kuvvet platformundan ayrılması ile havadan yere inişte ayakların kuvvet platformuna tekrar temas ettiği ana kadar geçen süre olarak tanımlandı (b-c). İniş fazı ise ayağın yere değdiği andan itibaren tam diz ekstansiyonuna kadar geçen zaman olarak tanımlandı (c-d) (Eythorsdottir vd., 2024; Mackala vd., 2013). Belirtilen fazlar Şekil 3-15’ de gösterilmiştir.



Şekil 3-15: Bir countermovement jump döngüsü ve fazları

3.5.2. Sıçrama Yüksekliğinin Ölçülmesi

Sıçrama yüksekliği, katılımcının uçuş fazındaki havada kalma süresi tayin edilerek hesaplandı. Katılımcının sıçramayla birlikte uçuş fazına geçmeden hemen önceki kuvvet platformuna son temas ettiği frame (kare) sayısından uçuş fazının bittiği andaki kuvvet platformuna ilk temas ettiği frame sayısı çıkarılmasıyla havada kalınan frame sayısı belirlendi. Analiz sistemi saniyede 10 frame kayıt yaptığından dolayı havada kalınan frame sayısının 10'a bölünmesiyle kaç saniye havada kalındığı tespit edildi. Sonrasında sıçrama yüksekliği şu formül ile hesaplandı (Moir, 2008):

$$h = \frac{g \cdot t^2}{8}$$

h: sıçrama yüksekliği, *t*: havada kalma süresi, *g*: yerçekimi ivmesi (9.81 m/s²)

3.5.3. Biyomekanik Analiz

Katılımcıların sıçrama analizi sonucunda üç planda; pelvis, kalça, diz ve ayak bileği eklemleri kinematik ve kinetik parametreler olmak üzere iki başlık altında değerlendirildi.

3.5.3.1. Kinematik Parametreler

Üç anatomik planda pelvis, kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin kalkış ve iniş fazında olmak üzere maksimum açıları değerlendirildi. Yalnızca ayak bileği plantar fleksiyon açısı için kalkış ve iniş anında anlık açıları değerlendirildi.

3.5.3.2. Kinetik Parametreler

Sagittal planda kalça, diz ve ayak bileği eklemleri için kalkış ve iniş fazında olmak üzere maksimum momentleri değerlendirildi. Kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin; kalkış fazındaki maksimum güç, kalkış fazındaki güç üretimi ve iniş fazındaki güç absorpsiyonu değerlerinin ortalamaları değerlendirildi.

3.6. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz IBM SPSS (IBM SPSS Statistics Version 22; IBM Corporation, USA) kullanılarak gerçekleştirildi. Katılımcıların demografik verileri yaş ve voleybol oynama süresi; antropometrik ölçümleri boy, kilo ve vücut kitle indeksi; eklem hareket açıklığı ölçümleri kalça internal ve eksternal rotasyon açısı, femoral anteversiyon açısı ve popliteal açısı; fiziksel değerlendirme bulguları API-6 skoru; hareket analizi verileri sıçrama yüksekliği, kinematik ve kinetik parametreleri olmak üzere değerlendirildi.

Fiziksel değerlendirme bulguları ve sıçrama analizi parametrelerinin normal dağılıma uygunluğu histogram grafikleri ve analitik yöntemler (Shapiro Wilk Testi) kullanılarak değerlendirildi. Pes planus grup (PPG) ile kontrol grubu (KG) arasındaki ve bantlama grubu (BG) ile KG arasındaki karşılaştırmalarda normal dağılım gösteren parametreler için independent t-testi, anormal dağılım gösteren parametreler için ise Mann-Whitney U testi uygulandı. PPG ve BG arasındaki karşılaştırmalarda ise normal dağılım gösteren parametreler için eşli t-test, anormal dağılım gösteren parametreler için Wilcoxon testleri uygulandı.

API-6 skorlarının, sıçrama yüksekliği ve belirli sagittal plan kinematik parametreleri ile olan ilişkisi Pearson korelasyon testiyle değerlendirildi. Korelasyon testi bulguları Cohen sınıflamasına göre yorumlandı (Cohen, 2013). Korelasyon değeri 0.10-0.29 arasındaki değerler düşük, 0.30-0.49 arasındaki değerler orta, 0.50 ve üzerindeki değerler ise yüksek korelasyon olarak kabul edilmiştir (Cohen, 2013).

4. BULGULAR

4.1. Demografik ve Fiziksel Değerlendirme Bulguları

Çalışmaya Pes Planus Grubu'nda (PPG) 10 erkek voleybolcu; Kontrol Grubu'nda (KG) 10 erkek voleybolcu olmak üzere toplam 20 voleybolcu birey dahil edildi. Grupların demografik ve fiziksel değerlendirme bulguları Tablo 4-1 'de verilmiştir. PPG'deki voleybolcuların yaş ortalaması $18.00 \pm 1,73$ yıl, KG'deki voleybolcuların yaş ortalaması ise $18,80 \pm 2,93$ yıldır ve değerler istatistiksel olarak farklı değildir. Gruplara ayrılma kriterleri arasında bulunan ortalama bilateral API-6 skoru PPG için 8.20 ± 1.47 puan, KG için 1.05 ± 1.10 puandı ve PPG' nin API-6 skorları KG' ye kıyasla anlamlı düzeyde yüksekti. ($p < 0.01$).

Tablo 4-1: Katılımcıların demografik ve fiziksel değerlendirme bulguları ve arasındaki farklar

Parametreler		Pes Planus Grubu (PPG)	Kontrol Grubu (KG)	<i>p</i>
		Ort. \pm Ss.	Ort. \pm Ss.	
Demografik Veriler	Yaş (yıl)	18.00 ± 1.73	18.80 ± 2.93	0.491
	Oynama Süreleri (yıl)	3.50 ± 0.67	3.70 ± 0.90	0.600
Antropometrik Ölçümler	Boy (cm)	178.75 ± 6.82	181.50 ± 9.82	0.500
	Kilo (kg)	77.00 ± 9.20	73.10 ± 12.43	0.460
	Vücut Kitle İndeksi (kg/cm ²)	24.10 ± 2.51	22.10 ± 2.10	0.083
Eklem Hareket Açılıkları (EHA°)	Kalça İnternal Rotasyon Açısı (°)	43.21 ± 6.38	42.60 ± 9.25	0.871
	Kalça Eksternal Rotasyon Açısı (°)	46.00 ± 11.36	48.35 ± 9.14	0.634
	Trokanterik Prominens Açısı Testi (TPAT) (°)	19.55 ± 3.26	22.90 ± 6.27	0.178

Kas Kısallıkları	Popliteal Açı (°)	46.50 ± 6.96	50.55 ± 8.48	0.283
API-6 Skoru (Bilateral)		8.20 ± 1.47	1.05 ± 1.10	p<0.01*

PPG: Pes Planus Grubu verileri, KG: Kontrol Grubu verileri

Ort: Ortalama, Ss: Standart sapma

Normal veya anormal dağılıma göre Independent t-test veya Mann-Whitney U testleri uygulanmıştır. *: p<0.05

4.2. Sıçrama Yüksekliği Bulguları

Elde edilen sıçrama yüksekliği verilerinin ortalama, standart sapma değerleri ve değerler arasındaki farkları Tablo 4-2 'de gösterilmiştir. BG ile PPG arasında sıçrama yükseklikleri bakımından anlamlı bir fark bulunmadı. PPG' nin sıçrama yükseklikleri ise KG'nin sıçrama yüksekliklerine göre anlamlı düzeyde düşüktü (p<0.01).

Tablo 4-2: Katılımcıların sıçrama yüksekliği bulguları ve arasındaki farklar

Parametreler	Pes Planus Grubu (PPG)	Bantlama Grubu (BG)	Kontrol Grubu (KG)	p1	p2	p3
	Ort. ± Ss.	Ort. ± Ss.	Ort. ± Ss.			
Sıçrama Yüksekliği (cm)	40.76 ± 5.35	39.16 ± 5.45	46.95 ± 7.40	0.070	p<0.01*	p<0.01*

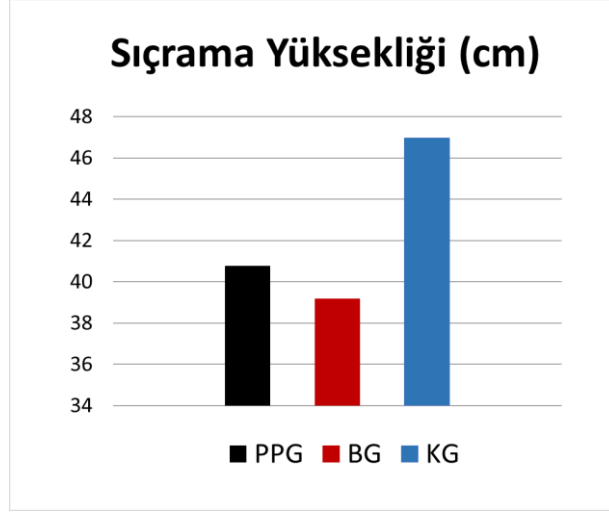
PPG: Pes Planus Grubu bantlama öncesi sıçrama verileri, BG: Bantlama Grubu bantlama sonrası sıçrama verileri, KG: Kontrol Grubu referans sıçrama verileri

Ort: Ortalama, Ss: Standart sapma, cm: santimetre

p1: PPG ve BG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre eşli t-test veya Wilcoxon testleri uygulanmıştır.

p2: PPG ve KG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre Independent t-test veya Mann-Whitney U testleri uygulanmıştır.

p3: BG ve KG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre Independent t-test veya Mann-Whitney U testleri uygulanmıştır. *: p<0.05



PPG: Pes planus grubu, BG: Bantlama grubu, KG: Kontrol grubu

Şekil 4-1: Grupların sıçrama yüksekliği grafiği

4.3. Kinematik Parametrelerin Bulguları

Pes planus grubu (PPG), bantlama grubu (BG) ve kontrol grubunun (KG) sıçramalarından elde edilen kinematik verilerin ortalama, standart sapma değerleri ve değerler arasındaki farkları Tablo 4-3 ve Tablo 4-4' de, grafikleri ise Şekil 4-1, Şekil 4-2, Şekil 4-3, Şekil 4-4 ve Şekil 4-5' de gösterilmiştir.

4.3.1. Pes Planus Grubu (PPG) ve Bantlama Grubu (BG)' nun Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

Kalkış fazı için bantlama grubunun (BG) anterior pelvik tilt, kalça internal rotasyon, diz valgus maksimum açıları pes planus grubuna (PPG) kıyasla anlamlı düzeyde azaldı ($p<0.01$). Bantlama grubunun (BG) ayak bileği dorsifleksiyon ve eversiyon maksimum açıları ise pes planus grubuna (PPG) göre anlamlı olarak arttı ($p<0.05$). Kalkış anı ayak bileği plantar fleksiyon açısı ise yine bantlama grubunda (BG) pes planus grubuna (PPG) kıyasla anlamlı olarak azaldı. ($p<0.05$).

İniş fazı için bantlama grubunun (BG) kalça internal rotasyon ve diz valgus maksimum açılarının anlamlı düzeyde azaldığı; ayak bileği eversiyonu maksimum

açısı pes planus grubuna (PPG) göre anlamlı düzeyde arttığı gözlemlendi ($p<0.05$) (Tablo 4-3 ve Tablo 4-4).

4.3.2. Pes Planus Grubu (PPG) ve Kontrol Grubu (KG)' nun Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

Pes planus grubunun (PPG) anterior pelvik tilt, kalça fleksiyon, ayak bileği dorsifleksiyon ve eversiyon maksimum açıları kalkış fazı için kontrol grubuna (KG) kıyasla anlamlı olarak daha düşük; kalça internal rotasyon, diz valgus, diz internal rotasyon ve ayak bileği eksternal rotasyon maksimum açıları kalkış fazı için anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Yine PPG' nin kalkış anı plantar fleksiyon açıları KG' ye kıyasla anlamlı olarak daha yüksekti ($p<0.05$).

PPG' nin ayak bileği eversiyon maksimum açıları iniş fazı için KG' ye kıyasla anlamlı olarak daha düşük; diz valgusu, diz internal rotasyonu ve ayak bileği eksternal rotasyonu maksimum açıları iniş fazı için KG' ye kıyasla anlamlı olarak daha yüksekti ($p<0.05$) (Tablo 4-3 ve Tablo 4-4).

4.3.3. Bantlama Grubu (BG) ve Kontrol Grubu (KG)' nun Kinematik Verilerinin Karşılaştırılması

Bantlama grubunun (BG) anterior pelvik tilt, kalça fleksiyon ve internal rotasyon, ayak bileği eversiyon maksimum açıları kalkış fazı için kontrol grubuna (KG) göre anlamlı düzeyde daha düşük bulundu ($p<0.05$). Yine BG' nin kalkış anı ayak bileği plantar fleksiyon açıları KG' ye kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksekti ($p<0.01$).

Bantlama grubunun (BG) anterior pelvik tilt, kalça fleksiyon ve internal rotasyon maksimum açıları iniş fazı için kontrol grubuna (KG) göre anlamlı düzeyde daha düşük bulundu ($p<0.05$). BG'nin diz internal rotasyon, ayak bileği eksternal rotasyon maksimum açıları iniş fazı için; iniş anı ayak bileği plantar fleksiyon açıları ise KG' ye göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4-3 ve Tablo 4-4)

Tablo 4-3: Pelvise ait kinematik parametrelerin bulguları ve arasındaki farklar

Parametre	Açı (°)	Pes Planus Grubu (PPG) Ort. ± Ss.	Bantlama Grubu (BG) Ort. ± Ss.	Kontrol Grubu (KG) Ort. ± Ss.	p1	p2	p3
Sagittal Plan Pelvis	Kalkış Fazı Maks. Anterior Tilt	38.88 ± 6.89	37.61 ± 5.98	43.53 ± 7.51	<i>p</i> <0.01*	<i>p</i> <0.01*	<i>p</i> <0.01*
	İniş Fazı Maks. Anterior Tilt	29.17 ± 6.61	28.33 ± 7.31	32.05 ± 9.49	0.201	0.059	0.180
Frontal Plan Pelvis	Kalkış Fazı Maks. Elevasyon	2.69 ± 2.43	2.29 ± 1.95	2.62 ± 2.12	0.151	0.863	0.391
	İniş Fazı Maks. Elevasyon	2.14 ± 2.40	2.19 ± 2.48	2.15 ± 2.37	0.880	0.988	0.933
Transvers Plan Pelvis	Kalkış Fazı Maks. İnternal Rotasyon	3.11 ± 2.43	3.03 ± 2.88	3.35 ± 2.78	0.881	0.632	0.548
	İniş Fazı Maks. İnternal Rotasyon	2.82 ± 2.67	3.16 ± 2.95	3.11 ± 3.33	0.542	0.633	0.926

PPG: Pes Planus Grubu bantlama öncesi sıçrama verileri, BG: Bantlama Grubu bantlama sonrası sıçrama verileri, KG: Kontrol Grubu referans sıçrama verileri

Ort: Ortalama, Ss: Standart sapma, Maks: Maksimum

*p*1: PPG ve BG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre eşli t-test veya Wilcoxon testleri uygulanmıştır.

*p*2: PPG ve KG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre Independent t-test veya Mann-Whitney U testleri uygulanmıştır.

*p*3: BG ve KG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre Independent t-test veya Mann-Whitney U testleri uygulanmıştır. *: *p*<0.05

Tablo 4-4: Alt ekstremite eklemlerine ait kinematik parametrelerin bulguları ve arasındaki farklar

Param.	Açı (°)	Pes Planus	Bantlama	Kontrol	<i>p1</i>	<i>p2</i>	<i>p3</i>
		Grubu (PPG)	Grubu (BG)	Grubu (KG)			
		Ort.	Ort.	Ort.			
		(± Ss.)	(± Ss.)	(± Ss.)			
Sagittal Plan Kalça	Kalkış Fazı Maks. Kalça Fleksiyonu	88.16 (± 14.45)	87.70 (± 14.25)	97.53 (± 6.55)	0.399	<i>p</i><0.01*	<i>p</i><0.01*
	İniş Fazı Maksimum Kalça Fleksiyonu	79.16 (± 19.56)	76.95 (± 18.44)	84.80 (± 19.85)	0.093	0.123	0.027*
Frontal Plan Kalça	Kalkış Fazı Maks. Kalça Addüksiyonu	-13.30 (± 5.00)	-13.85 (± 4.43)	-12.14 (± 3.82)	0.219	0.161	0.127
	İniş Fazı Maks. Kalça Addüksiyonu	-13.58 (± 5.34)	-13.18 (± 4.81)	-14.19 (± 4.95)	0.440	0.523	0.260
Transvers Plan Kalça	Kalkış Fazı Maks. Kalça İnternal Rotasyonu	7.58 (± 6.37)	2.17 (± 5.10)	4.45 (± 6.22)	<i>p</i><0.01*	<i>p</i><0.01*	0.030*
	İniş Fazı Maks. Kalça İnternal Rotasyonu	4.32 (± 11.62)	0.22 (± 7.98)	3.36 (± 6.80)	<i>p</i><0.01*	0.585	0.023*
Sagittal Plan Diz	Kalkış Fazı Maks. Diz Fleksiyonu	91.05 (± 12.63)	91.06 (± 12.36)	92.51 (± 9.21)	0.987	0.472	0.470
	İniş Fazı Maks. Diz Fleksiyonu	90.03 (± 17.50)	86.81 (± 13.92)	90.41 (± 16.01)	0.085	0.899	0.194
Frontal Plan Diz	Kalkış Fazı Maks. Diz Valgusu	11.04 (± 4.21)	8.57 (± 4.81)	8.50 (± 6.18)	<i>p</i><0.01*	<i>p</i><0.01*	0.948
	İniş Fazı Maks. Diz Valgusu	11.35 (± 4.02)	8.57 (± 5.40)	9.18 (± 5.32)	<i>p</i><0.01*	0.014*	0.533
Transvers Plan Diz	Kalkış Fazı Maks. Diz İnternal Rotasyonu	28.25 (± 8.76)	27.51 (± 8.16)	24.99 (± 6.40)	0.057	0.022*	0.064

	İniş Fazı Maks. Diz İnternal Rotasyonu	27.02 (± 8.85)	26.80 (± 8.27)	21.16 (± 6.14)	0.644	<i>p</i> <0.01*	<i>p</i> <0.01*
Sagittal Plan Ayak Bileği	Kalkış Fazı Maks. Ayak Bileği Dorsi Fleksiyonu	33.87 (± 7.81)	37.08 (± 5.98)	36.58 (± 5.45)	<i>p</i> <0.01*	0.030*	0.635
	İniş Fazı Maks. Ayak Bileği Dorsi Fleksiyonu	33.27 (± 7.58)	35.08 (± 5.62)	33.86 (± 5.74)	0.051	0.632	0.244
	Kalkış Anı Ayak Bileği Plantar Fleksiyonu	-32.32 (± 6.38)	-29.86 (± 5.34)	-26.49 (± 3.74)	<i>p</i> <0.01*	0.025*	<i>p</i> <0.01*
	İniş Anı Ayak Bileği Plantar Fleksiyonu	-7.81 (± 9.56)	-6.13 (± 7.79)	1.36 (± 6.30)	0.062	0.298	<i>p</i> <0.01*
Frontal Plan Ayak Bileği	Kalkış Fazı Maks. Ayak Bileği Eversiyonu	5.05 (± 4.27)	6.68 (± 3.72)	7.89 (± 2.28)	<i>p</i> <0.01*	<i>p</i> <0.01*	0.035*
	İniş Fazı Maks. Ayak Bileği Eversiyonu	4.86 (± 4.21)	6.53 (± 3.54)	6.69 (± 1.77)	<i>p</i> <0.01*	<i>p</i> <0.01*	0.761
Transvers Plan Ayak Bileği	Kalkış Fazı Maks. Ayak Bileği Eksternal Rotasyonu	-31.27 (± 9.85)	-31.13 (± 9.43)	-28.83 (± 6.43)	0.686	<i>p</i> <0.01*	0.123
	İniş Fazı Maks. Ayak Bileği Eksternal Rotasyonu	-31.33 (± 10.77)	-31.07 (± 9.41)	-25.14 (± 5.10)	0.407	<i>p</i> <0.01*	<i>p</i> <0.01*

PPG: Pes Planus Grubu bantlama öncesi sıçrama verileri, BG: Bantlama Grubu bantlama sonrası sıçrama verileri, KG: Kontrol Grubu referans sıçrama verileri

Ort: Ortalama, Ss: Standart sapma, Maks: Maksimum, Param: Parametre

*p*1: PPG ve BG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre eşli t-test veya Wilcoxon testleri uygulanmıştır.

*p*2: PPG ve KG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre Independent t-test veya Mann-Whitney U testleri uygulanmıştır.

*p*3: BG ve KG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre Independent t-test veya Mann-Whitney U testleri uygulanmıştır. *: *p*<0.05

4.3.4. Kinematik Parametreler ile APİ-6 Skorları ve Sıçrama Yüksekliği İlişkisi

APİ-6 skorlarının ve sıçrama yüksekliklerinin kalkış fazı sagittal plan kinematik parametreleriyle olan ilişkisi Tablo 4-5’ de gösterilmiştir. APİ-6 skorlarının sıçrama yüksekliği değerleriyle ($r = -.463$) negatif yönlü, kalkış anı maksimum ayak bileği plantar fleksiyon açılarıyla ($r = .395$) pozitif yönlü orta düzeyde korelasyonları mevcuttu. Aynı zamanda APİ-6 skorları ile kalkış fazı maksimum anterior pelvik tilt ($r = -.338$) ve kalkış fazı maksimum kalça fleksiyonu açıları ($r = -.216$) arasında sırasıyla orta ve zayıf düzeyde negatif yönlü korelasyon bulundu. Sıçrama yüksekliği ile ise kalkış fazı maksimum kalça fleksiyonu açıları ($r = .248$) arasında zayıf düzeyde pozitif korelasyon görüldü.

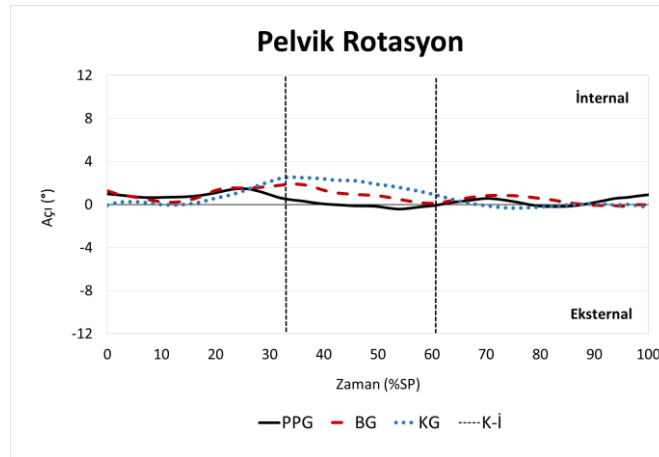
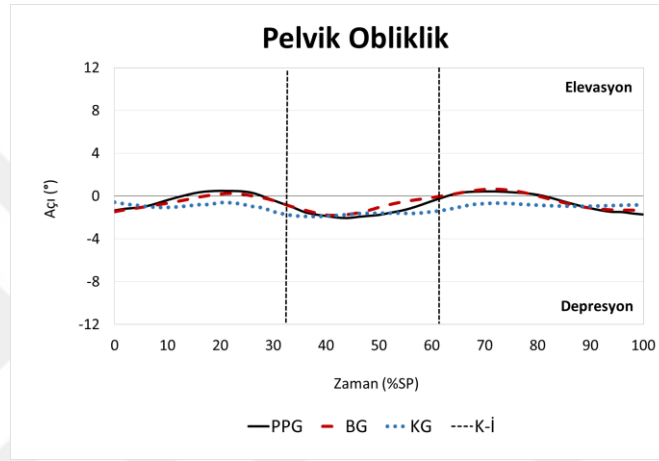
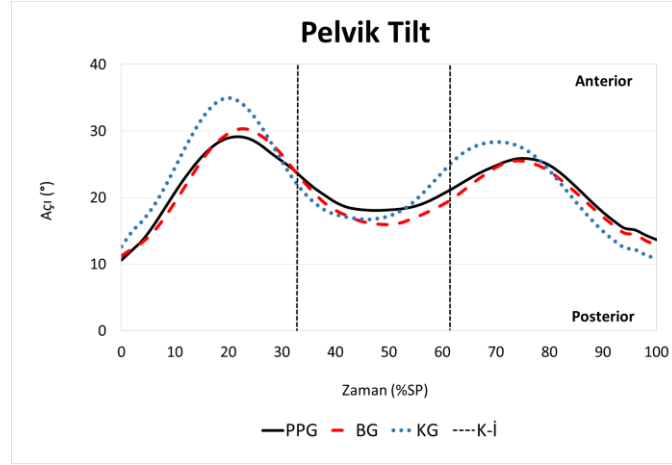
Tablo 4-5: APİ-6 skorlarının ve sıçrama yüksekliklerinin kalkış fazı sagittal plan kinematik parametreleriyle olan ilişkisi

		APİ-6	Sıçrama Yüksekliği	KF Maks. Anterior Pelvik Tilti	KF Maks. Kalça Fleksiyonu	KA Maks. Ayak Bileği PF
APİ-6	Pearson	1	-.463**	-.338**	-.216**	.395**
	Sig.		.000	.000	.004	.000
Sıçrama Yüksekliği	Pearson	-.463**	1	.147*	.248**	.176*
	Sig.	.000		.048	.001	.018

APİ-6: Ayak Postür İndeksi, Yüks: Yüksekliği, KF: Kalkış Fazı, KA: Kalkış Anı, PF: plantarfleksiyon, Maks: Maksimum

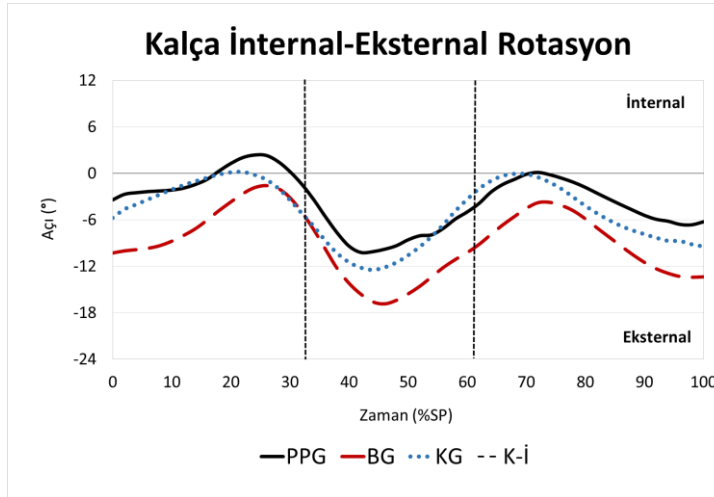
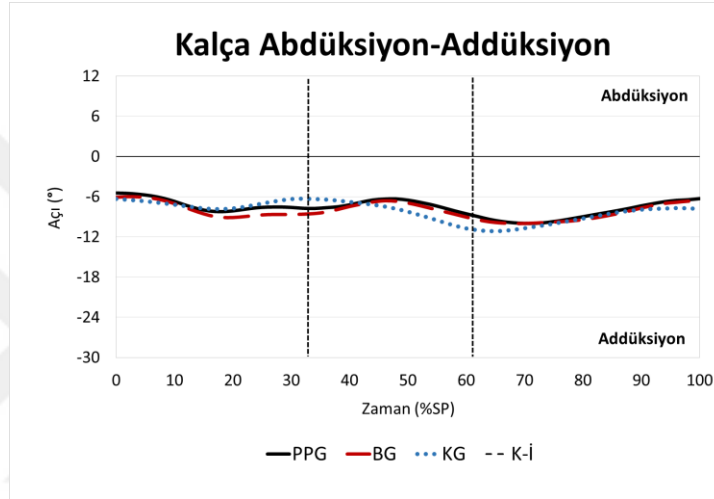
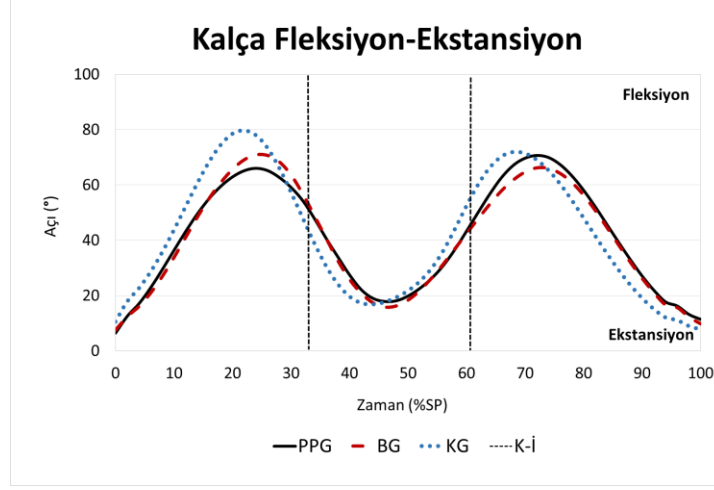
Pearson korelasyon testi uygulanmıştır.

** : $p < 0.01$, * : $p < 0.05$



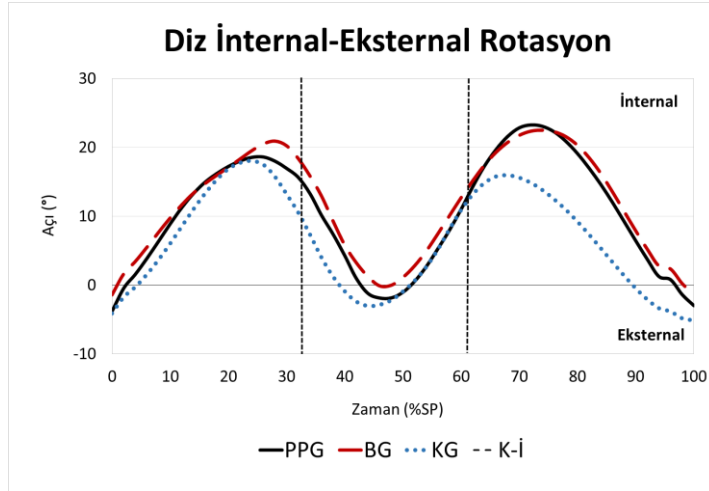
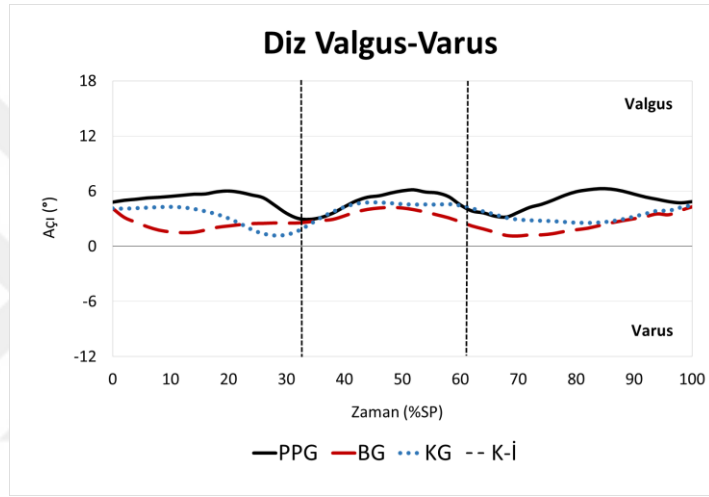
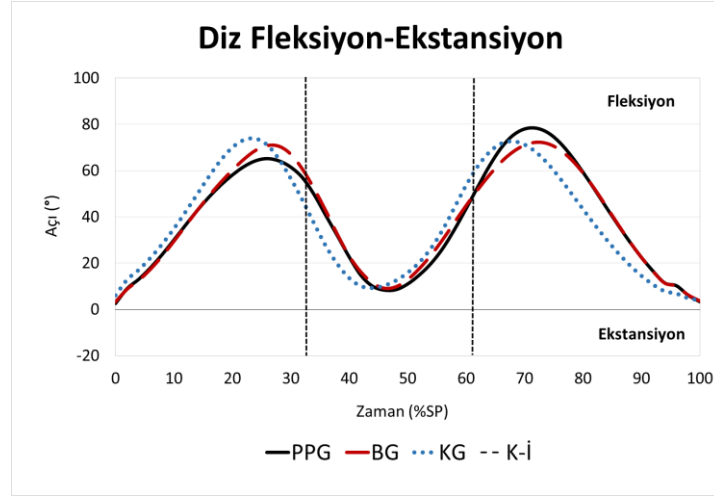
PPG: Pes planus grubu sıçrama verileri, BG: Bantlama grubu sıçrama verileri, KG: Kontrol grubu sıçrama verileri, K-İ: Kalkış ve iniş anı (%33 ve %61), %SP: sıçrama periyodu yüzdesi

Şekil 4-2: Pelvise ait ortalama kinematik değişim grafikleri (Pelvik obliklik ve pelvik rotasyon grafikleri yalnızca pozitif yönlü ekstremiteler dahil edilerek oluşturulmuştur.)



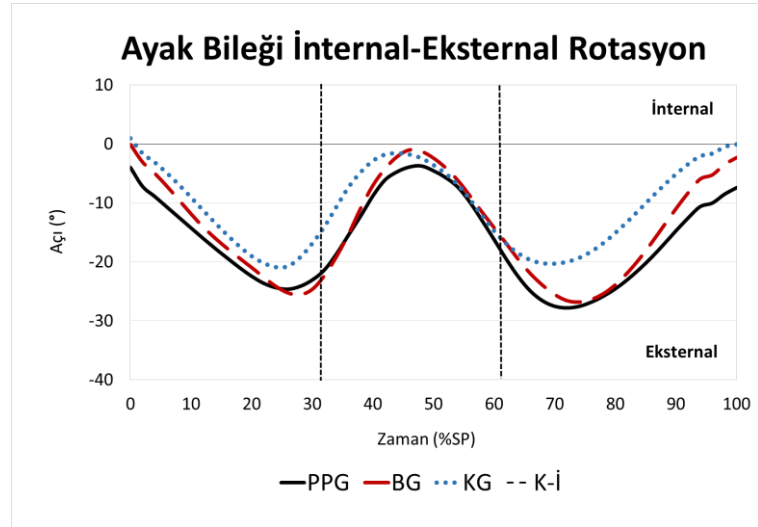
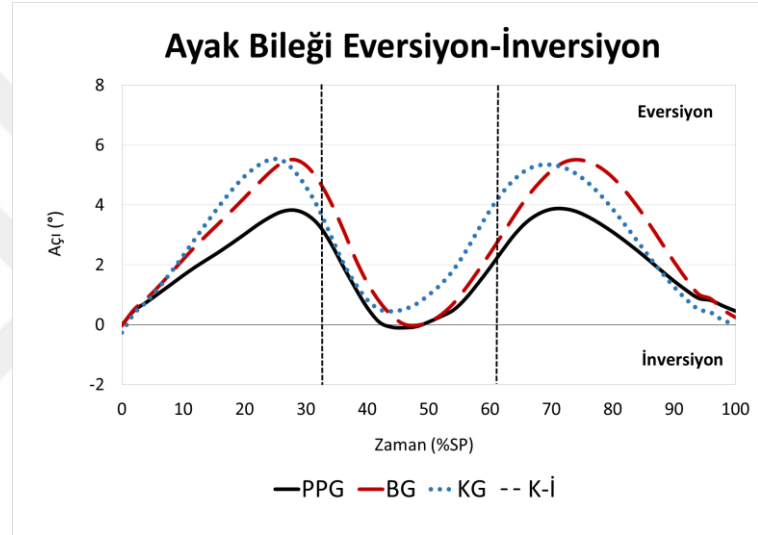
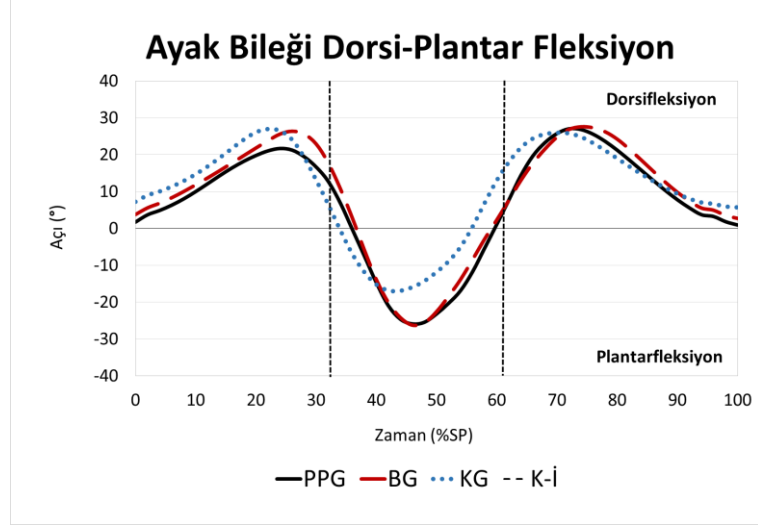
PPG: Pes planus grubu sıçrama verileri, BG: Bantlama grubu sıçrama verileri, KG: Kontrol grubu sıçrama verileri, K-İ: Kalkış ve iniş anı (%33 ve %61), %SP: sıçrama periyodu yüzdesi

Şekil 4-3: Kalça eklemine ait ortalama kinematik değişim grafikleri



PPG: Pes planus grubu sıçrama verileri, BG: Bantlama grubu sıçrama verileri, KG: Kontrol grubu sıçrama verileri, K-İ: Kalkış ve iniş anı (%33 ve %61), %SP: sıçrama periyodu yüzdesi

Şekil 4-4: Diz eklemine ait ortalama kinematik değişim grafikleri



PPG: Pes planus grubu sıçrama verileri, BG: Bantlama grubu sıçrama verileri, KG: Kontrol grubu sıçrama verileri, K-İ: Kalkış ve iniş anı (%33 ve %61), %SP: sıçrama periyodu yüzdesi

Şekil 4-5: Ayak bileği eklemine ait ortalama kinematik değişim grafikleri

4.4. Kinetik Parametrelerin Bulguları

Pes planus grubu (PPG), bantlama grubu (BG) ve kontrol grubunun (KG) sıçramalarından elde edilen kinetik verilerin ortalama, standart sapma değerleri ve değerler arasındaki farkları Tablo 4-6 ve Tablo 4-7’de grafikleri ise Şekil 4-6 ve Şekil 4-7’de gösterilmiştir.

4.4.1. Moment Parametrelerindeki Değişiklikler

Bantlama grubunun (BG) maksimum kalça ekstansiyon, diz ekstansiyon, ayak bileği plantar fleksiyon momentleri kalkış fazı için pes planus grubuna (PPG) göre anlamlı olarak arttı ($p<0.05$). Yine bantlama grubunun (BG) diz ekstansiyon ve ayak bileği plantarfleksiyon maksimum momentleri iniş fazı için pes planus grubuna (PPG) kıyasla anlamlı düzeyde arttı ($p<0.05$) (Tablo 4-6).

Pes planus grubunun (PPG) maksimum kalça ekstansiyon, diz ekstansiyon ve ayak bileği plantar fleksiyon momentleri hem kalkış hem de iniş fazı için kontrol grubuna (KG) kıyasla anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0.01$) (Tablo 4-6).

Bantlama grubunun (BG) maksimum kalça ekstansiyon momenti kalkış fazı için kontrol grubuna (KG) kıyasla anlamlı olarak daha düşük bulundu ($p<0.05$). Yine bantlama grubunun (BG) maksimum kalça ekstansiyon ve diz ekstansiyon momenti iniş fazı için kontrol grubuna (KG) göre anlamlı düzeyde daha düşük olarak saptandı ($p<0.05$) (Tablo 4-6).

4.4.2. Güç Parametrelerindeki Değişiklikler

Bantlama grubunun (BG) kalkış fazı maksimum diz gücü ve diz güç üretimi, kalkış fazı maksimum ayak bileği gücü ve ayak bileği güç üretimi, iniş fazı ayak bileği güç absorpsiyonu pes planus grubuna (PPG) göre anlamlı olarak arttı ($p<0.05$) (Tablo 4-7).

Pes planus grubunun (PPG) kalkış fazı maksimum kalça gücü ve kalça güç üretimi, kalkış fazı maksimum diz gücü ve diz güç üretimi, kalkış fazı maksimum ayak bileği gücü ve ayak bileği güç üretimi kontrol grubuna (KG) göre anlamlı olarak daha düşüktü ($p<0.05$) (Tablo 4-7).

Yine bantlama grubunun (BG) kalkış fazı maksimum kalça gücü ve kalça güç üretimi, kalkış fazı maksimum ayak bileği gücü kontrol grubuna (KG) göre anlamlı olarak daha düşük; iniş fazı ayak bileği güç absorpsiyonu ise anlamlı olarak daha yüksekti ($p<0.05$) (Tablo 4-7).

Tablo 4-6: Alt ekstremitte eklemlerine ait moment parametrelerinin bulguları ve arasındaki farklar

Parametre	Moment (N*m/kg)	Pes Planus Grubu (PPG) Ort. ± Ss.	Bantlama Grubu (BG) Ort. ± Ss.	Kontrol Grubu (KG) Ort. ± Ss.	$p1$	$p2$	$p3$
Kalça Sagittal Plan	Kalkış Fazı Maks. Kalça Ekstansiyon Momenti	1.73 ± 0.75	1.91 ± 0.48	2.23 ± 0.41	0.025*	$p<0.01^*$	$p<0.01^*$
	İniş Fazı Maks. Kalça Ekstansiyon Momenti	1.56 ± 0.80	1.71 ± 0.84	2.10 ± 0.86	0.147	$p<0.01^*$	0.016*
Diz Sagittal Plan	Kalkış Fazı Maks. Diz Ekstansiyon Momenti	1.18 ± 0.56	1.33 ± 0.46	1.43 ± 0.29	$p<0.01^*$	$p<0.01^*$	0.167
	İniş Fazı Maks. Diz Ekstansiyon Momenti	1.37 ± 0.64	1.62 ± 0.55	1.83 ± 0.52	0.016*	$p<0.01^*$	0.035*

Ayak Bileği Sagittal Plan	Kalkış Fazı Maks. Ayak Bileği Plantarfleksiyon Momenti	1.56 ± 0.60	1.74 ± 0.26	1.84 ± 0.31	<i>p</i> <0.01*	<i>p</i> <0.01*	0.060
	İniş Fazı Maks. Ayak Bileği Plantarfleksiyon Momenti	1.48 ± 0.68	1.75 ± 0.44	1.89 ± 0.48	0.011*	<i>p</i> <0.01*	0.076

PPG: Pes Planus Grubu bantlama öncesi sıçrama verileri, BG: Bantlama Grubu bantlama sonrası sıçrama verileri, KG: Kontrol Grubu referans sıçrama verileri

Ort: Ortalama, Ss: Standart sapma, Maks: Maksimum, N: newton, m: meter, W: watt, kg: kilogram

p1: PPG ve BG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre eşli t-test veya Wilcoxon testleri uygulanmıştır.

p2: PPG ve KG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre Independent t-test veya Mann-Whitney U testleri uygulanmıştır.

p3: BG ve KG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre Independent t-test veya Mann-Whitney U testleri uygulanmıştır. *: *p*<0.05

Tablo 4-7: Alt ekstremitte eklemlerine ait güç parametrelerinin bulguları ve arasındaki farklar

Param.	Güç (W/kg)	Pes Planus	Bantlama	Kontrol	<i>p1</i>	<i>p2</i>	<i>p3</i>
		Grubu (PPG)	Grubu (BG)	Grubu (KG)			
		Ort. ± Ss.	Ort. ± Ss.	Ort. ± Ss.			
Kalça	Kalkış Fazı Maks. Kalça Gücü	5.94 ± 2.70	6.07 ± 1.95	7.75 ± 2.13	0.697	<i>p</i><0.01*	<i>p</i><0.01*
	Kalkış Fazı Kalça Güç Üretimi	23.61 ± 11.25	24.78 ± 7.94	28.13 ± 5.84	0.295	<i>p</i><0.01*	0.011*
	İniş Fazı Kalça Güç Absorbsiyonu	-15.64 ± 10.35	-16.85 ± 9.35	-18.31 ± 10.45	0.333	0.165	0.423
Diz	Kalkış Fazı Maks. Diz Gücü	7.65 ± 3.38	9.23 ± 2.66	10.12 ± 2.27	<i>p</i><0.01*	<i>p</i><0.01*	0.054
	Kalkış Fazı Diz Güç Üretimi	19.64 ± 7.95	22.30 ± 5.65	22.24 ± 5.23	<i>p</i><0.01*	0.038*	0.951
	İniş Fazı Diz Güç Absorbsiyonu	-21.62 ± 10.33	-23.03 ± 7.62	-23.36 ± 11.36	0.374	0.386	0.853
Ayak Bileği	Kalkış Fazı Maks. Ayak Bileği Gücü	10.32 ± 4.96	11.54 ± 3.43	13.17 ± 2.00	0.022*	<i>p</i><0.01*	<i>p</i><0.01*
	Kalkış Fazı Ayak Bileği Güç Üretimi	21.32 ± 8.78	24.80 ± 6.00	23.91 ± 4.73	<i>p</i><0.01*	0.048*	0.374
	İniş Fazı Ayak Bileği Güç Absorbsiyonu	-13.25 ± 6.66	-15.41 ± 4.30	-12.44 ± 5.81	0.037*	0.483	<i>p</i><0.01*

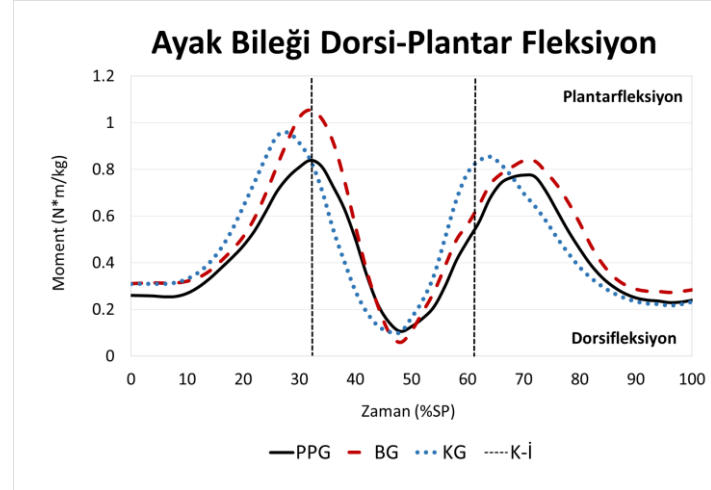
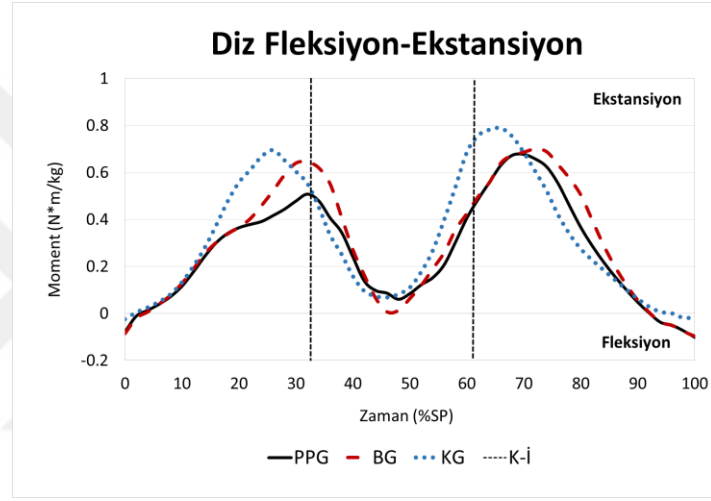
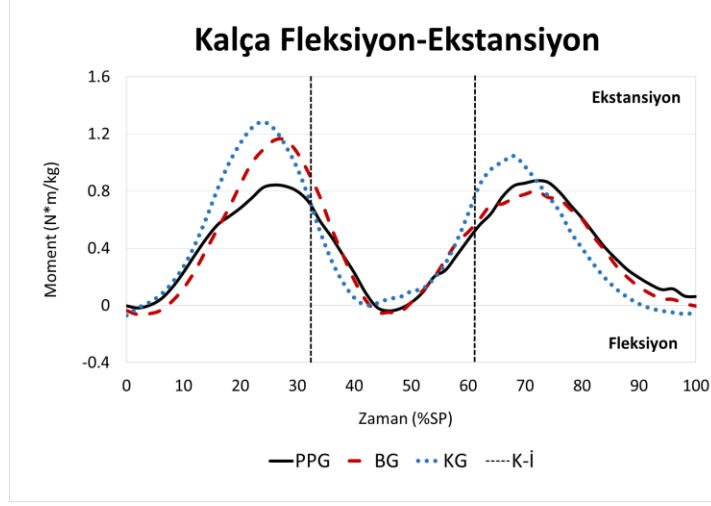
PPG: Pes Planus Grubu bantlama öncesi sıçrama verileri, BG: Bantlama Grubu bantlama sonrası sıçrama verileri, KG: Kontrol Grubu referans sıçrama verileri

Param: Parametre, Ort: Ortalama, Ss: Standart sapma, Maks: Maksimum, W: watt, kg: kilogram

p1: PPG ve BG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre eşli t-test veya Wilcoxon testleri uygulanmıştır.

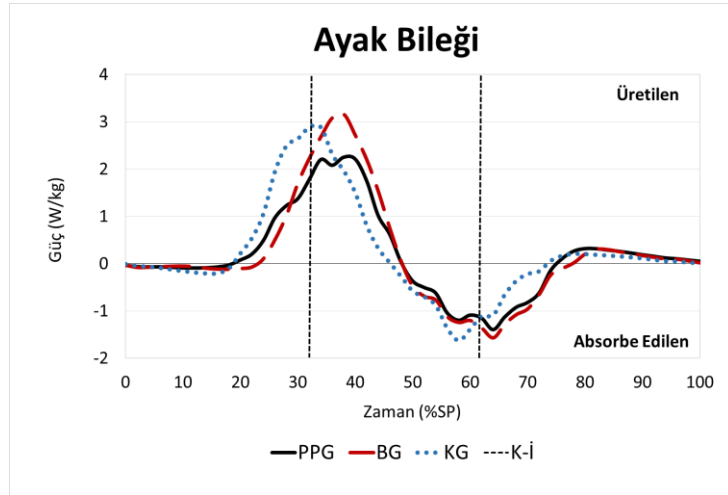
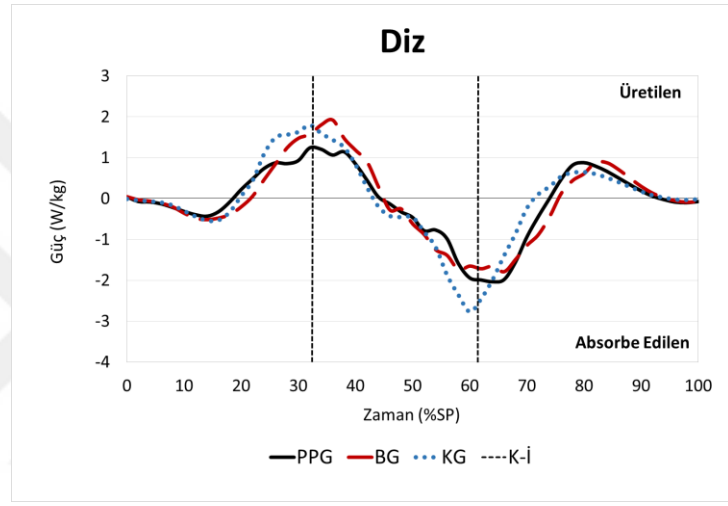
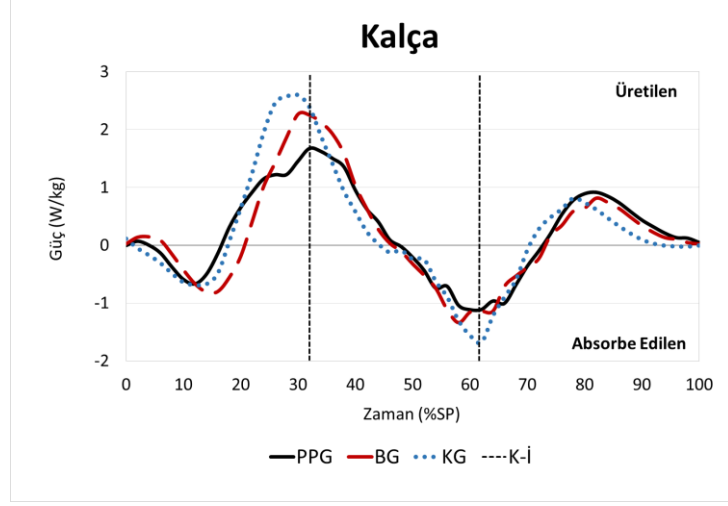
p2: PPG ve KG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre Independent t-test veya Mann-Whitney U testleri uygulanmıştır.

p3: BG ve KG arasındaki istatistik, normal veya anormal dağılıma göre Independent t-test veya Mann-Whitney U testleri uygulanmıştır. *: *p*<0.05



PPG: Pes planus grubu sıçrama verileri, BG: Bantlama grubu sıçrama verileri, KG: Kontrol grubu sıçrama verileri, K-İ: Kalkış ve iniş anı (%33 ve %61), %SP: sıçrama periyodu yüzdesi

Şekil 4-6: Sırasıyla kalça, diz ve ayak bileği eklemlerine ait ortalama sagittal plan moment değişim grafikleri



PPG: Pes planus grubu sıçrama verileri, BG: Bantlama grubu sıçrama verileri, KG: Kontrol grubu sıçrama verileri, K-İ: Kalkış ve iniş anı (%33 ve %61), %SP: sıçrama periyodu yüzdesi

Şekil 4-7: Sırasıyla kalça, diz ve ayak bileği eklemlerine ait ortalama güç değişim grafikleri

5. TARTIŞMA

Pes planuslu voleybolcularda kalça eksternal rotasyon yönünde uygulanan fonksiyonel bantlama ile kalça internal rotasyon azaltılmasının sıçrama performansı ve sıçrama biyomekaniği üzerine olan etkilerini araştırmayı amaçladığımız bu çalışmada; gerçekten pes planuslu voleybolcularda kalça internal rotasyonu azaldığında sıçrama performansının değişmediği gözlenmiştir. Pes planus grubundaki voleybolcuların kontrol grubuna göre düşük sıçrama yüksekliği sergiledikleri ($p<0.01$) ve dolayısıyla pes planusun erkek voleybolcularda sıçrama performansına olumsuz etkilediği görülmüştür.

Literatüre baktığımızda pes planusun sıçrama performansını olumsuz etkilediği veya herhangi bir etkisi olmadığı şeklinde farklı çalışmalar mevcuttur. Lin vd. (2001), pes planuslu bireylerin nötral ayağa sahip olanlara kıyasla daha düşük sıçrama yüksekliği sergilediklerini bildirmiştir (Lin vd., 2001). Pes planusun sıçrama yüksekliğini etkilemediği yönünde bulguları olan çalışmalar (Heidar vd., 2018; Ho vd., 2019) nispeten daha fazla olmasına karşın bu çalışmalarda sıçrama yüksekliğini değerlendirme metodolojileri tartışma yaratabilir niteliktedir. Malia Ho. vd (2019) pes planuslu basketbolcularda kullanılan tabanlığın sıçrama performansına ve biyomekaniğine etkisini incelediği çalışmasında pes planusluların normallerle arasında sıçrama performansı bakımından fark olmadığını belirtmiş ancak sıçrama yüksekliğini sıçra-eriş yöntemi gibi özellikle üst ekstremitenin hareketlerinin de işin içinde olması nedeniyle hata paylarının olabileceği bir yöntem kullanmışlardır (Ho vd., 2019). Bizim çalışmamızda ise sıçrama yüksekliği, değerlendirmede altın standart yöntem olan (Drazan vd., 2021) 3B hareket analiz sistemi ve kuvvet platformu kullanılarak ve doğrudan sporcunun havada kaldığı süreden hesaplanarak daha objektif bir yöntem ile değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda voleybolcuların API-6 skoru ile sıçrama yükseklikleri arasında orta düzeyde negatif yönlü bir korelasyon mevcuttu ($r= -.436$). Bu durum pes planus şiddetinin artmasının daha düşük sıçrama yüksekliğine sebep olması ile gruplar arasındaki sıçrama yüksekliklerinin anlamlı olarak farklı olması paralellik gösterdi. Bu konuda yapılan güncel bir meta analiz çalışması pes planusun dikey sıçrama

yüksekliğini etkilemediğini savunmaktadır (Yu vd., 2024). Ancak aynı meta analizde, ele alınan araştırmalarda pes planusun şiddetinin ayrı ayrı değerlendirilmediğinin ve bu durumun detaylı olarak incelenmesi gerektiği belirtilmiştir. Araştırmamızda ise APİ-6 skorları ile sıçrama yükseklikleri arasındaki orta düzeydeki negatif ilişki ($r = -.436$) meta analizde yer alan araştırmaların pes planusun şiddetini tanımlama konusundaki eksikliğini gidermektedir. Ayrıca güncel meta analiz çalışmasında pes planusun mutlak biyomekanik kompensasyonlara sebep olabileceğini ve bu kompensasyon mekanizmalarının tam olarak açıklanmadığı belirtilmiştir. Çalışmamız ise literatürdeki bu açığı önemli ölçüde kapatmaktadır.

Sıçrama performansını ve biyomekaniğini inceleyen literatürdeki çalışmaların metodolojilerinde katılımcıların sıçramalarını çıplak ayak veya ayakkabı ile gerçekleştirmeleri konusunda bir fikir birliği bulunmamaktadır. Son meta analiz çalışmasında da inceledikleri araştırmaların metodolojilerindeki bu farklılığa dikkat çekmişlerdir (Yu vd., 2024). Bazı araştırmalar çıplak ayak yöntemini tercih ederken bazı araştırmalar ise standart tip ayakkabı kullanmayı tercih etmişlerdir. Araştırmaların büyük çoğunluğunun metotlarında ise bu durum raporlanmamıştır. Bizim çalışmamızda ise voleybolcuların sıçrama esnasında ayak ve ayak bileği kinematiklerini doğru analiz edebilmek adına işaretleyici modeli kişiye çıplak ayak şekilde uygulanmıştır.

Pes planus grubunun (PPG) sıçramanın kalkış fazındaki maksimum kalça internal rotasyon açılı kontrol grubundakilere (KG) kıyasla anlamlı olarak fazlaydı. Pes planuslu bireylerin olmayanlara kıyasla daha yüksek kalça internal rotasyonu sergilemesi literatürle uyumluydu. Pes planuslu voleybolculara yapılan kalça eksternal rotasyon yönündeki fonksiyonel kinezyo bantlama uygulaması sıçramanın hem kalkış hem de iniş fazında voleybolcuların kalça internal rotasyon derecesini azaltmayı sağladı. Ancak kontrol grubunun kalça internal rotasyon açılı ile karşılaştırıldığında her iki fazda da değerlerin normatif verilerden uzaklaştığı görüldü. Ancak bu uzaklaşma her ne kadar istatistiksel olarak anlamlı olsa da yalnızca 2° kadardı. Bu fark voleybolcuların ölçülen ortalama kalça internal-eksternal rotasyon eklem hareket açıklığının yaklaşık % 2.2' si kadar düşük bir aralığa tekabül etmekteydi.

Pes planuslu voleybolculara uygulanan kalça eksternal rotasyon fonksiyonel kinezyo bantlaması sıçrama performansını etkilemedi. Ancak kalkış fazında

performansla, iniş fazında ise yaralanma mekanizmaları ile ilişkilendirilebilecek maksimum anterior pelvik tilt, kalça internal rotasyonu, diz valgusu, ayak bileği dorsi ve plantar fleksiyonu, ayak bileği eversiyonu gibi kinematik; maksimum kalça ekstansiyon, diz ekstansiyon, ayak bileği plantar fleksiyon momentleri, diz ve ayak bileği eklemi güç üretimleri gibi kinetik parametreleri değiştirdiği görüldü.

Bu çalışmada, kalkış fazı daha çok sıçramanın performansı ile ilgili olarak, iniş fazı ise alt ekstremite eklemlerinde yaralanma riski ile ilişkili olabilecek biyomekanik değişiklikleri anlamak üzere incelenmiştir. İnişin birincil amacı şok absorpsiyon olduğundan alt ekstremite eklemlerinin maksimum açılarının azalması, esas olarak yer reaksiyon kuvvetine karşı olan eklemlerin sertliği (stiffness) ile ilişkili olabilir. Sıçrama sırasında kinematiklerdeki azalmış maksimum açılar, eklemlerin dinamik olarak aşırı yüklenme altında olması şeklinde tanımlanmıştır (Tamura vd., 2021; Yin vd., 2015). Bu çalışmada pes planuslu voleybolcular daha düşük maksimum anterior tilt ve maksimum kalça fleksiyonu göstererek, pelviste ve kalça eklemlerinde hareket açıklığı değişiklikleri yaşayabileceği öngörülebilir.

Voleybolcuların sıçrama sırasındaki üç planda pelvis kinematikleri incelendiğinde frontal ve transvers planda herhangi bir değişiklik gözlenmezken sagittal planda bazı farklılıklar görüldü. Pes planuslu voleybolcuların sıçramanın kalkış fazında pes planuslularda kontrollere kıyasla maksimum anterior tilt açıları anlamlı olarak daha düşüktü. Önceden de belirtildiği gibi sıçrama kinematiklerindeki azalmış maksimum eklem açıları, eklemlerin dinamik olarak aşırı yüklenme altında olması şeklinde tanımlanmıştır (Tamura vd., 2021; Yin vd., 2015). Bu durum voleybolcuların tekrarlayan sıçramalarında proksimal segmentlerde ağrı sendromları veya aşırı kullanım yaralanmaları meydana getirebilecek dezavantajlı durumlar oluşturabilir (Laird vd., 2014). Kalça eklemine uygulanan eksternal rotasyon bantlaması ile kalkış fazı maksimum anterior tilt açıları anlamlı olarak azalarak kontrol grubunun normatif verilerinden uzaklaştı. Her ne kadar amaç kalça ekstansiyonu (posterior pelvik tilt) değil de kalça eksternal rotasyonu olup ve çekiş kalça eklem merkezine minimum ekstansiyon momenti oluşturmaya yönelik olsa da BG' deki voleybolcular kalça eklemine submaksimal gerimle uygulanan kinezyo bandın sıçrama sırasında posterior pelvik tilt yönünde cilt üzerinde çekme yapmasına bağlı olarak daha düşük anterior pelvik tilt açıları sergilemiş olabilirler. Kalkış fazındaki

pelvisin maksimum anterior pelvik tilti ile APİ-6 skorları arasında orta düzeyde negatif korelasyon görülmüştür ($r = -.338$). Her ne kadar bu parametrenin sıçrama yüksekliği ile korelasyonu görülmesi de hem kalkış hem de iniş fazında pelvisin maksimum anterortilt açısındaki düşüşe bağlı olarak hareket kabiliyetinde kapalı kinetik zincirde diğer segmentlerde kompanse edici mekanizmalar sebebiyle pes planuslu sporcuların kontrollere kıyasla sıçrama performansında azalma meydana gelmiş olabilir.

Literatürde sıçrama performansının daha düşük veya yüksek olmasında alt ekstremitte eklemlerinin katkıları tartışma konusu olmuştur. Bu konuda iki çalışma, kalça, diz ve ayak bileği eklem kinetiklerinin sıçrama performansı üzerindeki etkisini incelemiştir (Fukashiro & Komi, 1987; Hubley & Wells, 1983). Hubley ve Wells (1983), sıçrama sırasında üretilen toplam pozitif işin %49'unun diz tarafından, %28'inin kalça ve %23'ünün ayak bileği tarafından gerçekleştirildiğini belirtmiştir. Buna karşılık Fukashiro ve Komi (1987), sıçrama performansında en büyük katkının %51 ile kalça, %33 ile diz ve %16 ile ayak bileği olduğunu bulmuşlardır. Vanezis ve Lees (2005) gerçekleştirilen iyi ve kötü sıçramaların biyomekanik farklılıklarını araştırdığı çalışmada sıçrama performansında kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin yüzdeleri katkıları açıklamıştır (Vanezis & Lees, 2005). Vanezis ve Lee çalışmalarında, yüksek performans grubunda kalça %43, diz %29 ve ayak bileği %28 iken, düşük performans grubunda kalça %41, diz %28, ayak bileği %31 olarak bulunmuştur ve bu bulguların Fukashiro ve Komi (1987) çalışmasına daha yakın bir bulgu sunduğunu belirtmişlerdir. 1983 ve 1987'de yapılan iki çalışma arasındaki farklılıkların da katılımcıların kullandıkları farklı stratejilerden kaynaklanmış olduğunu düşünmüşlerdir (Vanezis & Lees, 2005).

Sıçrama sırasında kalça ekleminin hem kinematik hem de kinetik parametreleri önemli rol oynamaktadır. Pes planuslu voleybolcularda sıçramanın her iki fazında maksimum kalça fleksiyon açıları kontrol grubuna göre anlamlı olarak yaklaşık 9° daha düşüktü. Kalçanın sagittal plan kinematiğindeki bu azalma bu çalışmanın bulgularıyla tutarlı olarak kalkış fazındaki güç üretimini azaltarak daha düşük performans sergilenmesine sebep olmuş olabilir. Kalkış fazı kalça güç üretimine paralel olarak bu fazda oluşan maksimum kalça ekstansiyon momenti de pes planuslu voleybolcularda kontrol grubuna kıyasla anlamlı olarak daha düşüktü. Pes planuslu voleybolcuların daha düşük sıçrama yüksekliği göstermelerinin sebebi literatürdeki

çalışmanın bulgularıyla benzerlik göstermese de kalçada hem sagittal hem transvers, dizde ise frontal planda ilgili bulgular benzerlik göstermekteydi.

Ayrıca bu çalışmada PPG' de artmış diz valgusuna, transvers planda artmış tibia internal rotasyonu eşlik etmektedir. Kalça ve diz eklemının farklı planlarında görülen bu kompanse edici mekanizmalar kalçada azalmış enerji absorpsiyonuna, azalmış kalça ekstansör momentlerine ve artmış vastus lateralis kas aktivasyonuna sebep olabilir (Pollard vd., 2010). Bu da diz ekleminde frontal plan yüklenmesinde artışa sebep olabilir. Bu durum doğrudan ÖÇB yaralanması ile ilgili olabilir. Çünkü yapılan çalışmalar düşük diz fleksiyon açılarında artan quadriceps kontraksiyonunun yanı sıra diz valgus yüklenmesi ve tibianın anteriora doğru yer değiştirmesi kombinasyonunun ÖÇB gerginliğinde artışa yol açtığını göstermiştir (Markolf vd., 1995; Pollard vd., 2010; Renström vd., 1986). Bu durumlar göz önünde bulundurulduğunda pes planuslu voleybolcuların tekrarlı sıçramalar sonucu uzun vadede ÖÇB yaralanma riski potansiyeli oluşturabileceği söylenebilir.

Bantlama grubundaki pes planuslu voleybolcuların dinamik kalça internal rotasyonunun azaltılması dizin hem kalkış hem de iniş fazındaki frontal plan kinematiğini anlamlı olarak değiştirmiştir. Uygulanan kalça koreksiyon bantlaması ile diz valgusu hem kalkış hem iniş fazında kontrol grubunun diz valgus açlarına yaklaştırıldı. Ayrıca kalkış fazı tibia internal rotasyon açısı anlamlı olmasa da normatif değerlere yaklaştı. Yapılan bantlama metodunun diz eklemının frontal ve transvers plan kinematiğini normale yaklaştırarak dizdeki valgus yüklenmelerini normalize edebildiği söylenebilir.

Pes planuslularda dinamik kalça internal rotasyon artışına bağlı olarak quadriceps tendonu patellayı femura göre daha lateral bir konuma çekebilir. Bu durum da patellofemoral eklem temas kuvvetlerini artırabilir (Williams vd., 2001). Pes planuslu koşucularda dinamik olarak kalça internal rotasyon artışı sebebiyle, quadriceps açısında dinamik bir artış olmuş olabilir. Femoral internal rotasyondaki bir artış, patellayı femura göre daha lateral bir pozisyona çekebilir. Ayrıca Williams vd (2001) çalışmasında pes planuslu koşucularda daha yüksek maksimum diz fleksiyon açıları gözlemlenmiştir, bunun da patellofemoral eklemdaki temas kuvvetlerinde bir artışa ve patellofemoral eklemdaki temas kuvvetlerinde bir artışa neden olabileceğini söylemişlerdir. Daha fazla diz fleksiyonunu engellemek için quadriceps kas

kuvvetinde artış (diz ekstansiyon mekanizmasında yüklenme) meydana gelebilir. Çalışmamızda ise maksimum diz fleksiyon açıları bakımından gruplar arasında bir fark görülmemiştir. Bu durum belki de quadriceps kas aktivitesindeki bir artışla kompanse edilmiş olabilir. Bu konuya açıklık getirmek adına gelecekte sıçrama sırasında EMG (elektromiyografi) ile quadriceps kas grubunun aktivasyonunu değerlendirmek faydalı olabilir.

Sıçrama sırasında artmış dinamik diz valgusunun azaltılması, diz ekleminde daha iyi bir güç üretimine katkı sağlayabilir. Araştırmalar, diz valgusunun kalkış fazında enerji kayıplarına ve optimal olmayan kuvvet aktarımına neden olduğunu göstermektedir (Ford vd., 2005; Hewett vd., 2010). Bu durum özellikle frontal düzlem stabilitesinin bozulmasına yol açarak kasların etkili güç üretme yeteneğini olumsuz etkileyebilir (Hewett vd., 2010). Valgus açısının kontrol edilmesi, quadriceps ve hamstring kas gruplarının daha dengeli bir şekilde çalışmasına olanak tanıyarak kalkış fazını olumlu yönde destekler. Artmış valgus açısı gibi dizin hareket paternindeki bozulmalar giderildiğinde, kaslar daha doğru bir şekilde aktive olarak diz eklemi güç üretiminde artış yaşanabilir (Hewett vd., 2010; Myer vd., 2005). Bunların sonucunda sıçrama performansı artabilir. Çalışmamızda ise pes planuslulara uygulanan kalça eksternal rotasyon kinezyo bantlaması sonrasında maksimum diz valgus açılarının kontrol grubunun normatif değerlerine yaklaşması; aynı zamanda kalkış fazı diz eklemi güç üretimi ve maksimum güç değerlerinin de kontrol grubunun güç değerlerine yaklaşması bu yargıları destekler niteliktedir. Ancak bu alterasyonlar sıçrama performansını iyileştirmeye yeterli olmamıştır.

Sıçramanın kalkış fazında, gastrocnemius/soleus kompleksi konsantrik olarak kasılır ve aşıl tendonu aracılığıyla bir yay gibi vücudu yukarı doğru iter (Malvankar & Khan, 2011). Gastrocnemius/soleus kompleksinin gevşeme-gerilme mekanizmasıyla ayak bileği gücünü önemli ölçüde artırdığı bulunmuştur (Farris vd., 2015). Malia Ho vd. (2015) yaptığı çalışmada sağlıklı kontrollerde, pes planuslulara göre daha büyük plantar fleksiyon açıları tespit etmişlerdir ve her ne kadar iki grup arasında sıçrama performansı bakımından anlamlı bir fark bulmasalar da kontrollerin pes planuslulara kıyasla daha iyi bir sıçrama yüksekliği göstermeleri gerektiğini söylemişlerdir. Aynı zamanda kalkış anındaki daha büyük plantar fleksiyon açıları, daha iyi bir yay mekanizması olduğu izlenimini verse de, gastrocnemius/soleus kompleksindeki

üretilen güç temel olarak kalkış anından önceki gerilime bağlıdır ve bu nedenle gelecekteki çalışmalarda, ayak bileği yay mekanizmasının pes planuslularda mı yoksa normallerde mi daha verimli olduğunu doğrulamak için kalkış anındaki plantar fleksiyon açıları yerine kalkış fazındaki maksimum ayak bileği dorsifleksiyon açılarını incelemenin daha doğru bilgiler vereceğini söylemişlerdir. Çalışmamızda ise kalkış anındaki plantar fleksiyon açıları pes planuslularda kontrollere göre anlamlı olarak fazlaydı. Çalışmamızdaki bu bulgular Malia Ho vd. (2015) bulgularıyla çelişmektedir. Malia Ho vd. (2015) çalışmasında kalkış anı plantar fleksiyon açısı yerine kalkış fazı dorsifleksiyon açısının araştırılmasının daha önemli olabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızın bulguları ise bu düşünceyi destekler nitelikteydi. Sıçrama performansının kontrollerde daha yüksek olması kalkış fazında yapılan daha yüksek dorsifleksiyon açısı ile gastrocnemius-soleus kas kompleksinin aşıl tendonu aracılığıyla daha iyi enerji depolayarak kalkış anında daha iyi bir patlayıcı kuvvetin ortaya çıkarılmasıyla açıklanabilir. Kalkış anındaki plantar fleksiyon açılarının pes planuslularda daha yüksek olmasının sebebi ise performans anlamında kalça ve diz ekleminde meydana gelen mekanik dezavantajın ayak bileği tarafından kompanse edilmeye çalışılması olabilir. Pes planuslularda kalça ekleminin internal rotasyonun azaltılması hem kalkış fazı maksimum dorsifleksiyon hem de kalkış anı plantar fleksiyon açılarını kontrollerin değerlerine yaklaştırmıştır. Bu doğrultuda kalça ekleminin transvers plan mekaniğindeki bu koreksiyonun ayak bileğinin dinamiklerini pozitif anlamda etkileyerek daha etkili bir gastrocnemius-soleus ateşlemesi sağlanmış olabileceği düşünülebilir. Ancak bantlama grubunda sıçrama performansının pes planus grubuna kıyasla değişmediğini göz önünde bulundurduğumuzda bu pozitif etki tek başına yeterli olmamıştır.

Vanezis ve Lees (2005) çalışmasında kötü performanslı sıçrama olarak nitelendirilen katılımcıların iyi performanslı sıçrama gösteren katılımcılara karşı ayak bileği ekleminin diğer alt ekstremite eklemlerine karşılık güç üretimi yüzdeler katkısının daha fazla olduğunu belirtmiştir. Çalışmamızda ise pes planuslular ve kontroller arasında benzer olan kalkış fazı ayak bileği güç üretimi değerleri bantlama uygulamasıyla daha da artmıştır. Vanezis ve Lees'in bulgularıyla bu çalışmanın ayak bileği güç üretimi bulguları benzerlik göstermiştir. Bu durum alt ekstremite eklemlerinin bir kompensasyon mekanizması olarak sonuçlanmış ve sıçrama

performansı için ayak bileğinin güç üretim katkısını diğer alt ekstremite eklemlerine göre artırarak performansta düşüşe neden olmuş olabilir.

Pes planuslularda normallere göre statik pozisyonda ayak bileği eversiyon açısının artışı beklenmektedir. Ancak bu çalışmada beklenenin aksine pes planuslularda hem kalkış hem iniş fazında maksimum eversiyon açıları kontrollere kıyasla daha düşüktü. Bunun sebebi sıçrama gibi yüksek hızlı ve dinamik bir hareket için sporcuların APİ-6 gibi sabit şekilde ayakta durma pozisyonunda statik olarak değerlendirildiği bir yöntemin kullanılmış olması olabilir. Pes planuslu voleybolcuların ayak bileği eklemleri dinamik yüklenme altında kontrollere kıyasla daha düşük eversiyon açısı göstermiş olabilir. Sıçramada ayak eversiyon açısındaki azalmanın görülmesi çalışmamıza dahil edilen esnek tip pes planuslu ayak davranışına uymaktadır (Gece vd., 2023). Sıçramanın kalkış fazında pes planusluların kontrollere kıyasla anlamlı olarak daha düşük maksimum dorsifleksiyon açıları göstermesi dorsifleksiyon-eversiyon uyumu (Brockett & Chapman, 2016) göz önünde bulundurulduğunda ayak bileğinin bu frontal plan mekaniğini destekler niteliktedir. Kontroller pes planuslulara kıyasla kalkış fazında sagittal plan için daha yüksek fleksiyon açıları göstermesi, daha yüksek ayak bileği dorsifleksiyonu ile beraber daha fazla ayak bileği eversiyonuna sebep olmuş olabilir. Yapılan bantlama uygulaması her ne kadar alt ekstremitenin proksimal mekaniğini düzeltmeyi hedeflese de kalça eksternal rotasyonun artışı sıçramanın her iki fazında da ayak bileğinin inversiyon-eversiyon açılarını kontrol grubunun verilerine yaklaştırmıştır. Ayak bileğinin frontal planında meydana gelen bu değişimler sonucunda normatif değerlerle benzerlik göstermesi kalkış fazında mekanik olarak daha iyi bir gastrocnemius/soleus kas ateşlemesi ile daha iyi performans çıktısı, iniş fazında ise daha iyi bir şok absorpsiyonu sağlamış olabilir. Bantlama sonrası iniş fazı ayak bileği güç absorpsiyonu değerlerinin de artmış olması bu durumu destekler niteliktedir.

Bu çalışmada countermovement sıçraması sırasında voleybolcuların kol salınımlarını kendi tekniklerince tercih ettikleri şekilde kullanmalarına izin verildi. Yöntemin bu şekilde tercih edilmesinin amacı voleybolcuların antrenmanlarda ve müsabakalarda devamlı gerçekleştirdiği alışılmış sıçramalarının değerlendirilmesinin klinik anlamda daha faydalı olacağıydı. Literatürde kol salınımı hakkında farklı düşünceler mevcuttur. Yapılan birçok çalışma kol salınımı sırasında omuz ekleminin

çalışmasının kalça eklemine ekstansiyon hızında azalmaya yol açtığını açıklamıştır (Blache & Monteil, 2013). Bu nedenle, kalça ekstansör kasları tarafından üretilen kuvvet daha fazla olabilirdi (Dapena & Chung, 1988; Domire & Challis, 2010; Feltner vd., 1999; Hara vd., 2006; Harman vd., 1990). Gövdeye uygulanan omuz eklemi torkunun gövdede ekstra bir yük oluşturduğu ve ardından kalça ekstansiyonunu yavaşlatabildiği ve bu durum kalça ekstansör kasları tarafından daha fazla kuvvet üretilmesine olanak tanıyabilirdi. Böylece daha yüksek bir kalça gücü ortaya çıkarak sıçrama performansı artabilirdi. Sıçrama sırasında kol salınımının bu mekanizmalara sebep olarak sıçrama performansını artırması alt ekstremitte eklemlerinin sıçrama performansına olan katkılarının izole olarak değerlendirilmesini bir miktar kısıtlıyor olabilir. Alt ekstremitenin sıçramaya katkısının daha izole şekilde analiz edilebilmesi için farklı kol salınımsız dikey sıçrama yöntemleri tercih edilebilir.

Sıçramanın performansla ilgili parametreleri alt ekstremitte eklemlerinin sagittal plandaki kompanse edici mekanizmalar ile ilintili olduğu bu çalışmanın bulgularından açıkça görülmektedir. Alt ekstremitte eklemleri içerisinde de kalça eklemine kinematik ve kinetik parametreleri performans açısından daha belirleyiciydi. Bu bulgular doğrultusunda sıçrama performansının artırılması adına yapılacak uygulamalarda kalça eklemine transvers plan mekaniğine odaklanmaktan ziyade sagittal plan kalça mekaniğinin düzeltilmesine odaklanmak daha faydalı olabilir.

Limitasyonlar

Bu çalışmanın bazı limitasyonları mevcuttu. Kinezyo bant uygulaması vücut yüzeyine gergin şekilde uygulanmasından kaynaklı cildin üzerinde belirlenmiş anatomik noktadaki yansıtıcı işaretleyiciler, bulunması gereken noktalardan az da olsa yer değiştirmiş olabilir. Her ne kadar kritik bölgelerdeki yansıtıcı işaretleyiciler yeniden palpe edilip yerleştirilse de, yer değiştiren diğer yansıtıcı işaretleyiciler kinematik verilerde minimal sapmalara ve hata paylarına neden olmuş olabilir.

Katılımcıların sıçrama verilerinin temporospatial parametreleri farklı olduğundan ortalama kinematik ve kinetik grafiklerinde değerlerin maksimum değerleri tam olarak yansıtılmaması çalışmanın başka sınırlayıcılarından biridir.

Voleybolcuları analiz ederken maksimum yüksekliğe erişmeleri şeklinde komut verildi. Ancak laboratuvar ortamında, normal antrenman veya müsabaka koşullarından çok daha farklı çevre koşulları mevcuttu. Antrenman veya müsabaka atmosferinin simüle edilememesi sporcuların daha farklı sıçrama performansı sergilemesine sebep olabilir.

Katılımcıların ayak postürünü değerlendirmek üzere kullanılan APİ-6 yöntemi klinikte pratik ve geçerli güvenilir bir yöntemdir. Bunun haricinde bu yöntem ayak kompleksini diğer değerlendirme yöntemlerine göre her ne kadar daha bütünsel değerlendiren bir yöntem olsa da değerlendiricinin subjektif muayenesine bağlı değişkenlik gösterebileceğinden dolayı gelecekteki araştırmalarda bu değerlendirmeye ek olarak ayak postürünü daha objektif olarak değerlendirebilecek diğer ek yöntemlerin de kullanılması faydalı olabilir.

Ayak postürünü belirlemek amacıyla kullanılan APİ-6 yöntemi klinikte sporcunun ayakta durması sırasında statik yapılan bir yöntemdir. Bu sebeple koşma veya sıçrama gibi sportif aktiviteler sırasında dinamik ayak değişikliklerine dair fikir vermeyebilir. Standart Plug-in Gait Model yerine, dinamik aktiviteler sırasında ayak kompleksini dinamik ve daha detaylı analiz edebilmek adına multi-segmental ayak modelleri (Oxford Foot Model vb.) kullanılmalıdır.

Bu çalışmaya dahil edilen voleybolcular oyun içindeki görev mevkilerine göre alt gruplar altında değerlendirilmedi. Antrenman ve müsabaka sırasında diğer oyunculara kıyasla sıçrama frekansı daha yüksek smaçör mevkiindeki oyuncular ve sıçrama frekansı daha düşük olan libero mevkiindeki oyuncular mevcuttur. Gelecekte bu farklı mevkiler göz önünde bulundurularak detaylı analizler yapılabilir.

Bu çalışmanın amacı erkek voleybol oyuncularını için alt ekstremite biyomekaniğini araştırmak olduğundan, yalnızca erkek sporcular dahil edildi. Gelecekte her iki cinsiyet için de karşılaştırmalı olarak sıçrama biyomekaniği araştırılmalıdır. Plantar basınç analizi ve EMG yöntemleri de dahil edilerek sıçrama sırasında eklem biyomekaniğine ek olarak kas aktivasyonlarına yönelik veriler elde etmek gelecekteki çalışmalar için faydalı olabilir.

6. SONUÇ

Çalışmanın sonucunda pes planuslu voleybolcuların pes planuslu olmayan benzer voleybolculara kıyasla bazı kinematik ve kinetik parametrelerinde farklılık olduğu ve bu farklılıklar sonucunda sıçrama performansının pes planusa bağlı olarak düştüğü söylenebilir. Pes planuslu voleybolcularda dinamik olarak kalça internal rotasyon artışı görülebileceği hipotezi üzerine uyguladığımız kalça eksternal yönünde fonksiyonel koreksiyon kinezyo bantlaması pes planus grubunda maksimum kalça internal rotasyon açılarını kontrol grubuna kıyasla anlamlı olarak azalttı. Bilateral kinezyo bantlama uygulaması sonrasında üç planda alt ekstremit eklemlerinde bazı kinematik ve kinetik parametreler anlamlı düzeyde farklılık gösterdi. Ancak sıçrama performansında herhangi bir değişim meydana gelmedi. Sıçrama sırasındaki kalça internal rotasyon açılarının azaltılmasıyla her ne kadar performans anlamında bir fayda sağlanamamış olsa da sıçrama sırasında akut veya aşırı kullanıma bağlı meydana gelebilecek PFAS veya patellofemoral eklem problemleri, ÖÇB veya diğer ligament sprainleri, diz ekstansör mekanizma veya valgus yaralanmaları gibi bazı semptom ve yaralanmaların önlenmesi konusunda sıçrama biyomekaniğini düzeltici etkisi olabilir. Pes planuslularda artmış kalça internal rotasyonunun akut olarak azaltılması voleybolcuların sıçramanın hem kalkış hem iniş fazında frontal plan diz kinematiğini iyileştirmiştir. Bu değişiklikler yalnızca sıçrama sırasında değil, aynı zamanda koşma veya yön değiştirme gibi benzer yüksek düzey sportif aktivitelerde eklem biyomekaniğini etkileyebilir. Bu çalışmadan elde edilen bulgular ışığında sıçrama performansını iyileştirmek için kalça transvers plan mekaniğini düzeltmek performansı iyileştirme anlamında etkili olmamıştır. Pes planuslu voleybolcularda kalça ekstansiyon momenti ve kalça güç üretimini artırmak üzere kalça ekstansörlerinin voleybola özgü egzersiz programları ile kuvvetlendirilmesi ve alt ekstremit biyomekaniğinde oluşan diğer alterasyonlar dikkate alınarak uygun fizyoterapi uygulamaları yapılması önerilebilir. Pes planuslu voleybolcuların sıçrama performansı ve biyomekaniğinde meydana gelen mutlak değişiklikler her zaman göz önünde bulundurulmalıdır. Bu bağlamda fizyoterapi programlarının kas-iskelet sistemi problemleri açısından koruyucu ve önleyici korektif uygulamalar ve egzersizler içermesi büyük önem taşımaktadır.

7. KAYNAKÇA

- Açak, M. (2020). The effects of individually designed insoles on pes planus treatment. *Scientific Reports*, 10(1), 19715. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-76767-y>
- Agopyan, A., Ozbar, N., & Ozdemir, S. N. (2018). Effects of 8-Week Thera-Band Training on Spike Speed, Jump Height and Speed of Upper Limb Performance of Young Female Volleyball Players. *International Journal of Applied Exercise Physiology*, 7(1), 63-76. <https://doi.org/10.22631/ijaep.v7i1.218>
- Alsaafin, N., Saad, N., Mohammad Zadeh, S. A., & Hegazy, F. A. (2023). Effect of Different Foot Orthosis Inverted Angles on Walking Kinematics in Females with Flexible Flatfeet. *Journal of Multidisciplinary Healthcare*, 16, 2613-2623. <https://doi.org/10.2147/JMDH.S420003>
- Ardakani, M. K., Wikstrom, E. A., Minoonejad, H., Rajabi, R., & Sharifnezhad, A. (2019). Hop-Stabilization Training and Landing Biomechanics in Athletes With Chronic Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Athletic Training*, 54(12), 1296-1303. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-550-17>
- Beato, M., Bianchi, M., Coratella, G., Merlini, M., & Drust, B. (2018). Effects of Plyometric and Directional Training on Speed and Jump Performance in Elite Youth Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(2), 289-296. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002371>
- Benjaminse, A., Gokeler, A., Dowling, A. V., Faigenbaum, A., Ford, K. R., Hewett, T. E., Onate, J. A., Otten, B., & Myer, G. D. (2015). Optimization of the Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Paradigm: Novel Feedback

- Techniques to Enhance Motor Learning and Reduce Injury Risk. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(3), 170-182.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2015.4986>
- Blache, Y., & Monteil, K. (2013). Effect of arm swing on effective energy during vertical jumping: Experimental and simulation study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(2). <https://doi.org/10.1111/sms.12042>
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232-238. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2016.04.015>
- Buldt, A. K., Levinger, P., Murley, G. S., Menz, H. B., Nester, C. J., & Landorf, K. B. (2015). Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait & Posture*, 42(1), 42-48.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.004>
- Camomilla, V., Cappozzo, A., & Vannozzi, G. (2017). Three-Dimensional Reconstruction of the Human Skeleton in Motion. İçinde B. Müller, S. I. Wolf, G.-P. Brüeggemann, Z. Deng, A. McIntosh, F. Miller, & W. S. Selbie (Ed.), *Handbook of Human Motion* (ss. 1-29). Springer International Publishing.
https://doi.org/10.1007/978-3-319-30808-1_146-1
- Carr, J. B., Yang, S., & Lather, L. A. (2016). Pediatric Pes Planus: A State-of-the-Art Review. *Pediatrics*, 137(3), e20151230. <https://doi.org/10.1542/peds.2015-1230>
- Castagna, C., & Castellini, E. (2013). Vertical Jump Performance in Italian Male and Female National Team Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(4), 1156-1161. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182610999>
- Castro-Aragon, O., Vallurupalli, S., Warner, M., Panchbhavi, V., & Trevino, S.

- (2009). Ethnic Radiographic Foot Differences. *Foot & Ankle International*, 30(1), 57-61. <https://doi.org/10.3113/FAI.2009.0057>
- Chamari, K., Chaouachi, A., Hambli, M., Kaouech, F., Wisløff, U., & Castagna, C. (2008). The Five-Jump Test for Distance as a Field Test to Assess Lower Limb Explosive Power in Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(3), 944-950. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816a57c6>
- Chen, K.-C., Yeh, C.-J., Kuo, J.-F., Hsieh, C.-L., Yang, S.-F., & Wang, C.-H. (2011). Footprint analysis of flatfoot in preschool-aged children. *European Journal of Pediatrics*, 170(5), 611-617. <https://doi.org/10.1007/s00431-010-1330-4>
- Chen, Y.-C., Lou, S.-Z., Huang, C.-Y., & Su, F.-C. (2010). Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clinical Biomechanics*, 25(3), 265-270. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.11.007>
- Cheng, J., Han, D., Qu, J., Liu, Z., & Huang, Y. (2024). Effects of short foot training on foot posture in patients with flatfeet: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 37(4), 839-851. <https://doi.org/10.3233/BMR-230226>
- Cheung, R. T. H., Chung, R. C. K., & Ng, G. Y. F. (2011). Efficacies of different external controls for excessive foot pronation: A meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 45(9), 743-751. <https://doi.org/10.1136/bjism.2010.079780>
- Chung, C. Y., Lee, K. M., Park, M. S., Lee, S. H., Choi, I. H., & Cho, T.-J. (2010). Validity and Reliability of Measuring Femoral Anteversion and Neck-Shaft Angle in Patients with Cerebral Palsy: *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 92(5), 1195-1205. <https://doi.org/10.2106/JBJS.I.00688>
- Ciacci, S., & Bartolomei, S. (2018). The effects of two different explosive strength

- training programs on vertical jump performance in basketball. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 58(10), 1375-1382.
<https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.07316-9>
- Cohen, J. (2013). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (0 bs). Routledge. <https://doi.org/10.4324/9780203771587>
- Cowan, D. N., Robinson, J. R., Jones, B. H., Polly, D. W., & Berrey, B. H. (1994). Consistency of Visual Assessments of Arch Height among Clinicians. *Foot & Ankle International*, 15(4), 213-217.
<https://doi.org/10.1177/107110079401500411>
- Çeliker, R., Güven, Z., Aydoğ, T., Bağış, S., Atalay, A., Yağcı, H. Ç., & Korkmaz, N. (2011). Kinezyolojik Bantlama Tekniği ve Uygulama Alanları. *Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, 57(4), 225-235.
<https://doi.org/10.4274/tftr.46548>
- Dahle, L. K., Mueller, M., Delitto, A., & Diamond, J. E. (1991). Visual Assessment of Foot Type and Relationship of Foot Type to Lower Extremity Injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 14(2), 70-74.
<https://doi.org/10.2519/jospt.1991.14.2.70>
- Dapena, J., & Chung, C. S. (1988). Vertical and radial motions of the body during the take-off phase of high jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(3), 290-302. <https://doi.org/10.1249/00005768-198806000-00014>
- Davids, J. R., Benfanti, P., Blackhurst, D. W., & Allen, B. L. (2002). Assessment of femoral anteversion in children with cerebral palsy: Accuracy of the trochanteric prominence angle test. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 22(2), 173-178.

- Davis, D. S., Briscoe, D. A., Markowski, C. T., Saville, S. E., & Taylor, C. J. (2003). Physical characteristics that predict vertical jump performance in recreational male athletes. *Physical Therapy in Sport*, 4(4), 167-174. [https://doi.org/10.1016/S1466-853X\(03\)00037-3](https://doi.org/10.1016/S1466-853X(03)00037-3)
- DeBiasio, J. C., Russell, M. E., Butler, R. J., Nunley, J. A., & Queen, R. M. (2013). Changes in Plantar Loading Based on Shoe Type and Sex During a Jump-Landing Task. *Journal of Athletic Training*, 48(5), 601-609. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.3.08>
- Deng, F., Adams, R., Pranata, A., Cui, F., & Han, J. (2022). Tibial internal and external rotation taping for improving pain in patients with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 25(8), 644-648. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2022.04.003>
- Denizoglu Kulli, H., Karabulut, D., & Arslan, Y. Z. (2023). The prolonged effect of Kinesio Taping on joint torque and muscle activity. *Somatosensory & Motor Research*, 40(1), 39-45. <https://doi.org/10.1080/08990220.2022.2157394>
- Desmyttere, G., Hajizadeh, M., Bleau, J., & Begon, M. (2018). Effect of foot orthosis design on lower limb joint kinematics and kinetics during walking in flexible pes planovalgus: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Biomechanics*, 59, 117-129. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.09.018>
- Domire, Z. J., & Challis, J. H. (2010). An induced energy analysis to determine the mechanism for performance enhancement as a result of arm swing during jumping. *Sports Biomechanics*, 9(1), 38-46. <https://doi.org/10.1080/14763141003692639>

- Drazan, J. F., Phillips, W. T., Seethapathi, N., Hullfish, T. J., & Baxter, J. R. (2021). Moving outside the lab: Markerless motion capture accurately quantifies sagittal plane kinematics during the vertical jump. *Journal of Biomechanics*, *125*, 110547. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110547>
- Earp, J. E., Kraemer, W. J., Newton, R. U., Comstock, B. A., Fragala, M. S., Dunn-Lewis, C., Solomon-Hill, G., Penwell, Z. R., Powell, M. D., Volek, J. S., Denegar, C. R., Häkkinen, K., & Maresh, C. M. (2010). Lower-Body Muscle Structure and Its Role in Jump Performance During Squat, Countermovement, and Depth Drop Jumps. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(3), 722-729. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d32c04>
- Eythorsdottir, I., Gløersen, Ø., Rice, H., Werkhausen, A., Ettema, G., Mentzoni, F., Solberg, P., Lindberg, K., & Paulsen, G. (2024). The Battle of the Equations: A Systematic Review of Jump Height Calculations Using Force Platforms. *Sports Medicine*, *54*(11), 2771-2791. <https://doi.org/10.1007/s40279-024-02098-x>
- Fabry, G. (2010). Clinical practice: Static, axial, and rotational deformities of the lower extremities in children. *European Journal of Pediatrics*, *169*(5), 529-534. <https://doi.org/10.1007/s00431-009-1122-x>
- Faiss, R., Terrier, P., Praz, M., Fuchslocher, J., Gobelet, C., & Deriaz, O. (2010). Influence of Initial Foot Dorsal Flexion on Vertical Jump and Running Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(9), 2352-2357. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181aff2cc>
- Farris, D. J., Lichtwark, G. A., Brown, N. A. T., & Cresswell, A. G. (2015). The role of human ankle plantar flexor muscle-tendon interaction & architecture in

maximal vertical jumping examined *in vivo*. *Journal of Experimental Biology*,
jeb.126854. <https://doi.org/10.1242/jeb.126854>

Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G., & Buchner, A. (2007). G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), 175-191. <https://doi.org/10.3758/bf03193146>

Feltner, M. E., Frascetti, D. J., & Crisp, R. J. (1999). Upper extremity augmentation of lower extremity kinetics during countermovement vertical jumps. *Journal of Sports Sciences*, 17(6), 449-466. <https://doi.org/10.1080/026404199365768>

Fiolkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., Woo, R., & Horodyski, M. (2003). Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: An electromyography study. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 42(6), 327-333. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2003.10.003>

Ford, K. R., Myer, G. D., Brent, J. L., & Hewett, T. E. (2009). Hip and knee extensor moments predict vertical jump height in adolescent girls. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(4), 1327-1331. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31819bbea4>

Ford, K. R., Myer, G. D., Smith, R. L., Byrnes, R. N., Dopirak, S. E., & Hewett, T. E. (2005). Use of an overhead goal alters vertical jump performance and biomechanics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(2), 394-399. <https://doi.org/10.1519/15834.1>

Franco, A. H. (1987). Pes Cavus and Pes Planus. *Physical Therapy*, 67(5), 688-694. <https://doi.org/10.1093/ptj/67.5.688>

Fu, F. Q., Wang, S., Shu, Y., Li, J. S., Popik, S., & Gu, Y. D. (2016). A Comparative

- Biomechanical Analysis the Vertical Jump between Flatfoot and Normal Foot. *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*, 28, 26-35. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/JBBBE.28.26>
- Fukashiro, S., & Komi, P. (1987). Joint Moment and Mechanical Power Flow of the Lower Limb During Vertical Jump. *International Journal of Sports Medicine*, 08(S 1), S15-S21. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1025699>
- Gece, E., Yıldız, M., Akalan, N. E., Akel, B. S., Kuchimov, S., Önerge, K., & Evrendilek, H. (2023). How does flexible pes planus affect jumping performance and lower extremity biomechanics during countermovement jump in volleyball players? *Gait & Posture*, 106, S3-S4. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.07.009>
- Ghasemi, M. S., Koohpayehzadeh, J., Kadkhodaei, H., & Ehsani, A. A. (2016). The effect of foot hyperpronation on spine alignment in standing position. *Medical Journal of the Islamic Republic of Iran*, 30, 466.
- Gheller, R. G., Kons, R. L., Pupo, J. D., & Detanico, D. (2023). Effect of Vertical Jump and Sprint Training on Power and Speed Performance Transfer. *Motor Control*, 27(2), 373-401. <https://doi.org/10.1123/mc.2022-0103>
- Halabchi, F., Mazaheri, R., Mirshahi, M., & Abbasian, L. (2013). Pediatric flexible flatfoot; clinical aspects and algorithmic approach. *Iranian Journal of Pediatrics*, 23(3), 247-260.
- Hara, M., Shibayama, A., Takeshita, D., & Fukashiro, S. (2006). The effect of arm swing on lower extremities in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 39(13), 2503-2511. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.07.030>
- Harman, E. A., Rosenstein, M. T., Frykman, P. N., & Rosenstein, R. M. (1990). The

effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(6), 825-833.
<https://doi.org/10.1249/00005768-199012000-00015>

Heidar, S., Negar, S., Sajjad A., A., & Cengiz, A. (2018). Comparison of vertical jumping height in primary school boys and girls with and without flat foot. *Sport Science*, 11(1), 7-10.

Herrington, L. (2013). The Effect of Pelvic Position on Popliteal Angle Achieved During 90:90 Hamstring-Length Test. *Journal of Sport Rehabilitation*, 22(4), 254-256. <https://doi.org/10.1123/jsr.22.4.254>

Hewett, T. E., Ford, K. R., Hoogenboom, B. J., & Myer, G. D. (2010). Understanding and preventing acl injuries: Current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *North American Journal of Sports Physical Therapy: NAJSPT*, 5(4), 234-251.

Hicks, J. H. (1954). The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *Journal of Anatomy*, 88(1), 25-30.

Ho, M., Kong, P. W., Chong, L. J., & Lam, W. (2019). Foot orthoses alter lower limb biomechanics but not jump performance in basketball players with and without flat feet. *Journal of Foot and Ankle Research*, 12(1), 24.
<https://doi.org/10.1186/s13047-019-0334-1>

Huble, C. L., & Wells, R. P. (1983). A work-energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump performance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 50(2), 247-254.
<https://doi.org/10.1007/BF00422163>

Ikeda, Y., Sasaki, Y., & Hamano, R. (2018). Factors Influencing Spike Jump Height

- in Female College Volleyball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(1), 267-273. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002191>
- In, T.-S., Jung, J.-H., Kim, M., Jung, K.-S., & Cho, H.-Y. (2021). Effect of Posterior Pelvic Tilt Taping on Pelvic Inclination, Muscle Strength, and Gait Ability in Stroke Patients: A Randomized Controlled Study. *Journal of Clinical Medicine*, 10(11), 2381. <https://doi.org/10.3390/jcm10112381>
- Jack, E. A. (1953). NAVICULO-CUNEIFORM FUSION IN THE TREATMENT OF FLAT FOOT. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 35-B(1), 75-82. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.35B1.75>
- Jenkyn, T. R., & Nicol, A. C. (2007). A multi-segment kinematic model of the foot with a novel definition of forefoot motion for use in clinical gait analysis during walking. *Journal of Biomechanics*, 40(14), 3271-3278. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.04.008>
- Johnson, K. A., & Strom, D. E. (1989). Tibialis posterior tendon dysfunction. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 239, 196-206.
- Jones, S., Khandekar, S., & Tolessa, E. (2013). Normal Variants of the Lower Limbs in Pediatric Orthopedics. *International Journal of Clinical Medicine*, 04(07), 12-17. <https://doi.org/10.4236/ijcm.2013.47A2004>
- Jung, D.-Y., Koh, E.-K., & Kwon, O.-Y. (2011). Effect of foot orthoses and short-foot exercise on the cross-sectional area of the abductor hallucis muscle in subjects with pes planus: A randomized controlled trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 24(4), 225-231. <https://doi.org/10.3233/BMR-2011-0299>
- Kaltenborn, J. M., & Kahanov, L. (2007). Kinesio Taping®, Part 1: An Overview of

Its Use in Athletes. *Athletic Therapy Today*, 12(3), 17-18.
<https://doi.org/10.1123/att.12.3.17>

Kanatli, U., Yetkin, H., & Cila, E. (2001). Footprint and radiographic analysis of the feet. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 21(2), 225-228.

Karartı, C., Bilgin, S., Büyükturan, Ö., & Büyükturan, B. (2018). Arka Ayaktaki Pronasyon Artışının Fiziksel Performans Üzerine Etkisi. *Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Dergisi*, 5(1), 1-10.
<https://doi.org/10.21020/husbfd.359902>

Kase, K. (2003). Clinical therapeutic applications of the Kinesio (! R) taping method. *Albuquerque*.

Khamis, S., & Yizhar, Z. (2007). Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait & Posture*, 25(1), 127-134.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.02.005>

Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis*. Elsevier.

Klisarić, D. (2020). The influence of external and internal factors on the squat jump height. *Fizička Kultura*, 74(1), 19-29. <https://doi.org/10.5937/fizkul2001019K>

Kodithuwakku Arachchige, S. N. K., Chander, H., & Knight, A. (2019). Flatfeet: Biomechanical implications, assessment and management. *The Foot*, 38, 81-85. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2019.02.004>

Kohls-Gatzoulis, J., Angel, J. C., Singh, D., Haddad, F., Livingstone, J., & Berry, G. (2004). Tibialis posterior dysfunction: A common and treatable cause of adult acquired flatfoot. *BMJ*, 329(7478), 1328-1333.
<https://doi.org/10.1136/bmj.329.7478.1328>

- Kons, R. L., Ache-Dias, J., Detanico, D., Barth, J., & Dal Pupo, J. (2018). Is Vertical Jump Height an Indicator of Athletes' Power Output in Different Sport Modalities? *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(3), 708-715. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001817>
- Kosashvili, Y., Fridman, T., Backstein, D., Safir, O., & Ziv, Y. B. (2008). The Correlation between Pes Planus and Anterior Knee or Intermittent Low Back Pain. *Foot & Ankle International*, 29(9), 910-913. <https://doi.org/10.3113/FAI.2008.0910>
- Kulig, K., Loudon, J. K., Popovich, J. M., Pollard, C. D., & Winder, B. R. (2011). Dancers With Achilles Tendinopathy Demonstrate Altered Lower Extremity Takeoff Kinematics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 41(8), 606-613. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3580>
- Laird, R. A., Gilbert, J., Kent, P., & Keating, J. L. (2014). Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: A systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1), 229. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-229>
- Leardini, A., Caravaggi, P., Theologis, T., & Stebbins, J. (2019). Multi-segment foot models and their use in clinical populations. *Gait & Posture*, 69, 50-59. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.022>
- Lee, H., & Lim, H. (2020). Effects of Double-Taped Kinesio Taping on Pain and Functional Performance due to Muscle Fatigue in Young Males: A Randomized Controlled Trial. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(7), 2364. <https://doi.org/10.3390/ijerph17072364>

- Lee, J. H., Sung, I. Y., & Yoo, J. Y. (2009). Clinical or radiologic measurements and 3-D gait analysis in children with pes planus. *Pediatrics International*, 51(2), 201-205. <https://doi.org/10.1111/j.1442-200X.2008.02666.x>
- Lee, J. S., Kim, K. B., Jeong, J. O., Kwon, N. Y., & Jeong, S. M. (2015). Correlation of Foot Posture Index With Plantar Pressure and Radiographic Measurements in Pediatric Flatfoot. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 39(1), 10. <https://doi.org/10.5535/arm.2015.39.1.10>
- Lee, J.-H., Yoo, W.-G., & Gak, H.-B. (2011). The Immediate Effect of Anterior Pelvic Tilt Taping on Pelvic Inclination. *Journal of Physical Therapy Science*, 23(2), 201-203. <https://doi.org/10.1589/jpts.23.201>
- Lee, M. S., Vanore, J. V., Thomas, J. L., Catanzariti, A. R., Kogler, G., Kravitz, S. R., Miller, S. J., & Gassen, S. C. (2005). Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 44(2), 78-113. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2004.12.001>
- Leung, A. K. L., Mak, A. F. T., & Evans, J. H. (1998). Biomechanical gait evaluation of the immediate effect of orthotic treatment for flexible flat foot. *Prosthetics & Orthotics International*, 22(1), 25-34. <https://doi.org/10.3109/03093649809164454>
- Levine, D., Richards, J., & Whittle, M. W. (Ed.). (2022). *Whittle's gait analysis* (6th edition). Churchill Livingstone/Elsevier.
- Li, Y., Xia, Y., Zhang, D., Fu, S., Liu, M., Pan, X., & Liu, H. (2024). Immediate effect of kinesiology taping on muscle strength, static balance and proprioception after eccentric muscle fatigue on ankle: A randomized cross-over trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 25(1), 244. <https://doi.org/10.1186/s12891-024->

- Lima, R. F., Palao, J. M., & Clemente, F. M. (2019). Jump Performance During Official Matches in Elite Volleyball Players: A Pilot Study. *Journal of Human Kinetics*, *67*, 259-269. <https://doi.org/10.2478/hukin-2018-0080>
- Lin, C. J., Lai, K. A., Kuan, T. S., & Chou, Y. L. (2001). Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. *Journal of Pediatric Orthopedics*, *21*(3), 378-382.
- Lopes, T. J. A., Ferrari, D., Ioannidis, J., Simic, M., Mícolis De Azevedo, F., & Pappas, E. (2018). Reliability and Validity of Frontal Plane Kinematics of the Trunk and Lower Extremity Measured With 2-Dimensional Cameras During Athletic Tasks: A Systematic Review With Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *48*(10), 812-822. <https://doi.org/10.2519/jospt.2018.8006>
- Luebbbers, P. E., Potteiger, J. A., Hulver, M. W., Thyfault, J. P., Carper, M. J., & Lockwood, R. H. (2003). Effects of plyometric training and recovery on vertical jump performance and anaerobic power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *17*(4), 704-709. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2003\)017<0704:eoptar>2.0.co;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2003)017<0704:eoptar>2.0.co;2)
- Mackala, K., Stodółka, J., Siemiński, A., & Coh, M. (2013). Biomechanical analysis of squat jump and countermovement jump from varying starting positions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *27*(10), 2650-2661. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31828909ec>
- Malvankar, S., & Khan, W. S. (2011). Evolution of the Achilles tendon: The athlete's Achilles heel? *The Foot*, *21*(4), 193-197.

<https://doi.org/10.1016/j.foot.2011.08.004>

Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A. M., & Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, *13*(6), 930-935. <https://doi.org/10.1002/jor.1100130618>

Markovic, G., & Jaric, S. (2007). Is vertical jump height a body size-independent measure of muscle power? *Journal of Sports Sciences*, *25*(12), 1355-1363. <https://doi.org/10.1080/02640410601021713>

Masters, A., Netto, K., Brooker, S., Hopper, D., & Liew, B. (2018). Hip Taping Positively Alters Running Kinematics in Asymptomatic Females. *International Journal of Sports Medicine*, *39*(14), 1068-1074. <https://doi.org/10.1055/a-0741-7075>

McMahon, J. J., Suchomel, T. J., Lake, J. P., & Comfort, P. (2018). Understanding the Key Phases of the Countermovement Jump Force-Time Curve. *Strength & Conditioning Journal*, *40*(4), 96-106. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000375>

Mei-Dan, O., Kahn, G., Zeev, A., Rubin, A., Constantini, N., Even, A., Nyska, M., & Mann, G. (2005). The Medial Longitudinal Arch as a Possible Risk Factor for Ankle Sprains: A Prospective Study in 83 Female Infantry Recruits. *Foot & Ankle International*, *26*(2), 180-183. <https://doi.org/10.1177/107110070502600211>

Menz, H. B., Dufour, A. B., Riskowski, J. L., Hillstrom, H. J., & Hannan, M. T. (2013). Association of Planus Foot Posture and Pronated Foot Function With Foot Pain: The Framingham Foot Study. *Arthritis Care & Research*, *65*(12), 1991-

1999. <https://doi.org/10.1002/acr.22079>

Moharkar, A. C., & Thakur, S. (2023). Comparison of Vertical Jump Height in Professional Basketball Player with Flatfoot and Players without Flatfoot. *Medical & Clinical Case Reports Journal*, 1(3), 90-95. <https://doi.org/10.51219/MCCRJ/Asmita-C-Moharkar/25>

Moir, G. L. (2008). Three Different Methods of Calculating Vertical Jump Height from Force Platform Data in Men and Women. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 12(4), 207-218. <https://doi.org/10.1080/10913670802349766>

Mosca, V. S. (2010). Flexible flatfoot in children and adolescents. *Journal of Children's Orthopaedics*, 4(2), 107-121. <https://doi.org/10.1007/s11832-010-0239-9>

Mulligan, E. P., & Cook, P. G. (2013). Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual Therapy*, 18(5), 425-430. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.02.007>

Myer, G. D., Ford, K. R., Palumbo, J. P., & Hewett, T. E. (2005). Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 51-60. <https://doi.org/10.1519/13643.1>

Nishiumi, D., Nishioka, T., Saito, H., Kurokawa, T., & Hirose, N. (2023). Associations of eccentric force variables during jumping and eccentric lower-limb strength with vertical jump performance: A systematic review. *PLOS ONE*, 18(8), e0289631. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0289631>

Okamura, K., Fukuda, K., Oki, S., Ono, T., Tanaka, S., & Kanai, S. (2020). Effects of

plantar intrinsic foot muscle strengthening exercise on static and dynamic foot kinematics: A pilot randomized controlled single-blind trial in individuals with pes planus. *Gait & Posture*, 75, 40-45. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.09.030>

Ozmen, T., Aydogmus, M., Yana, M., & Simsek, A. (2020). Effect of core strength training on balance, vertical jump height and throwing velocity in adolescent male handball players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 60(5), 693-699. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.20.10382-7>

Panoutsakopoulos, V., Kotzamanidou, M. C., Giannakos, A. K., & Kollias, I. A. (2022). Relationship of Vertical Jump Performance and Ankle Joint Range of Motion: Effect of Knee Joint Angle and Handedness in Young Adult Handball Players. *Sports*, 10(6), 86. <https://doi.org/10.3390/sports10060086>

Paoloni, M., Bernetti, A., Fratocchi, G., Mangone, M., Parrinello, L., Del Pilar Cooper, M., Sesto, L., Di Sante, L., & Santilli, V. (2011). Kinesio Taping applied to lumbar muscles influences clinical and electromyographic characteristics in chronic low back pain patients. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 47(2), 237-244.

Park, S.-Y., Bang, H.-S., & Park, D.-J. (2018). Potential for foot dysfunction and plantar fasciitis according to the shape of the foot arch in young adults. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 14(3), 497-502. <https://doi.org/10.12965/jer.1836172.086>

Pfeiffer, M., Kotz, R., Ledl, T., Hauser, G., & Sluga, M. (2006). Prevalence of Flat Foot in Preschool-Aged Children. *Pediatrics*, 118(2), 634-639. <https://doi.org/10.1542/peds.2005-2126>

- Pinto, R. Z. A., Souza, T. R., Trede, R. G., Kirkwood, R. N., Figueiredo, E. M., & Fonseca, S. T. (2008). Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Manual Therapy, 13*(6), 513-519. <https://doi.org/10.1016/j.math.2007.06.004>
- Pita-fernandez, S. (2017). Flat Foot in a Random Population and its Impact on Quality of Life and Functionality. *JOURNAL OF CLINICAL AND DIAGNOSTIC RESEARCH*. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/24362.9697>
- Pollard, C. D., Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2010). Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), 25*(2), 142-146. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.10.005>
- Prieske, O., Demps, M., Lesinski, M., & Granacher, U. (2017). Combined Effects of Fatigue and Surface Instability on Jump Biomechanics in Elite Athletes. *International Journal of Sports Medicine, 38*(10), 781-790. <https://doi.org/10.1055/s-0043-111894>
- Pupo, J. D., Dias, J. A., Gheller, R. G., Detanico, D., & Santos, S. G. D. (2013). Stiffness, intralimb coordination, and joint modulation during a continuous vertical jump test. *Sports Biomechanics, 12*(3), 259-271. <https://doi.org/10.1080/14763141.2013.769619>
- Queen, R. M., Mall, N. A., Nunley, J. A., & Chuckpaiwong, B. (2009). Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. *Gait & Posture, 29*(4), 582-586. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.010>
- Raj, M. A., Tafti, D., & Kiel, J. (2024). Pes Planus. İçinde *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK430802/>

- Redmond, A. C., Crane, Y. Z., & Menz, H. B. (2008). Normative values for the Foot Posture Index. *Journal of Foot and Ankle Research*, 1(1), 6.
<https://doi.org/10.1186/1757-1146-1-6>
- Redmond, A. C., Crosbie, J., & Ouvrier, R. A. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 89-98.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002>
- Renström, P., Arms, S. W., Stanwyck, T. S., Johnson, R. J., & Pope, M. H. (1986). Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(1), 83-87.
<https://doi.org/10.1177/036354658601400114>
- Richie, D. H. (2007). Biomechanics and Clinical Analysis of the Adult Acquired Flatfoot. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 24(4), 617-644.
<https://doi.org/10.1016/j.cpm.2007.07.003>
- Robb, J. E., & Brunner, R. (2010). Orthopaedic Management of Cerebral Palsy. İçinde M. Benson, J. Fixsen, M. Macnicol, & K. Parsch (Ed.), *Children's Orthopaedics and Fractures* (ss. 307-325). Springer London.
https://doi.org/10.1007/978-1-84882-611-3_19
- Sachithanandam, V., & Joseph, B. (1995). The influence of footwear on the prevalence of flat foot. A survey of 1846 skeletally mature persons. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 77-B(2), 254-257.
<https://doi.org/10.1302/0301-620X.77B2.7706341>
- Sahrmann, S., Azevedo, D. C., & Dillen, L. V. (2017). Diagnosis and treatment of movement system impairment syndromes. *Brazilian Journal of Physical*

Therapy, 21(6), 391-399. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2017.08.001>

Sankar, W. N., Laird, C. T., & Baldwin, K. D. (2012). Hip Range of Motion in Children: What Is the Norm? *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 32(4), 399-405. <https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e3182519683>

Sattler, T., Hadžić, V., Dervišević, E., & Markovic, G. (2015). Vertical Jump Performance of Professional Male and Female Volleyball Players: Effects of Playing Position and Competition Level. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(6), 1486-1493. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000781>

Sayers, S. P., Harackiewicz, D. V., Harman, E. A., Frykman, P. N., & Rosenstein, M. T. (1999). Cross-validation of three jump power equations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(4), 572-577. <https://doi.org/10.1097/00005768-199904000-00013>

Sharma, J., & Upadhyaya, P. (2016). Effect of flat foot on the running ability of an athlete. *Indian Journal of Orthopaedics Surgery*, 2(1), 119. <https://doi.org/10.5958/2395-1362.2016.00017.7>

Song, C.-Y., Huang, H.-Y., Chen, S.-C., Lin, J.-J., & Chang, A. H. (2015). Effects of femoral rotational taping on pain, lower extremity kinematics, and muscle activation in female patients with patellofemoral pain. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(4), 388-393. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.07.009>

Swedler, D. I., Knapik, J. J., Grier, T., & Jones, B. H. (2010). Validity of Plantar Surface Visual Assessment as an Estimate of Foot Arch Height. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(2), 375-380. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181b571cc>

- Takabayashi, T., Edama, M., Inai, T., & Kubo, M. (2021). Differences in rearfoot, midfoot, and forefoot kinematics of normal foot and flatfoot during running. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 39(3), 565-571. <https://doi.org/10.1002/jor.24877>
- Tamura, A., Akasaka, K., & Otsudo, T. (2021). Contribution of Lower Extremity Joints on Energy Absorption during Soft Landing. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(10), 5130. <https://doi.org/10.3390/ijerph18105130>
- Tang, M., Wang, L., You, Y., Li, J., & Hu, X. (2021). Effects of taping techniques on arch deformation in adults with pes planus: A meta-analysis. *PLOS ONE*, 16(7), e0253567. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0253567>
- Tang, S. F.-T., Chen, C.-H., Wu, C.-K., Hong, W.-H., Chen, K.-J., & Chen, C.-K. (2015). The effects of total contact insole with forefoot medial posting on rearfoot movement and foot pressure distributions in patients with flexible flatfoot. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 129, S8-S11. [https://doi.org/10.1016/S0303-8467\(15\)30004-4](https://doi.org/10.1016/S0303-8467(15)30004-4)
- Terada, M., Wittwer, A. M., & Gribble, P. A. (2014). Intra-rater and inter-rater reliability of the five image-based criteria of the foot posture index-6. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(2), 187-194.
- Twomey, D. M., & McIntosh, A. S. (2012). The effects of low arched feet on lower limb gait kinematics in children. *The Foot*, 22(2), 60-65. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2011.11.005>
- Uden, H., Scharfbillig, R., & Causby, R. (2017). The typically developing paediatric foot: How flat should it be? A systematic review. *Journal of Foot and Ankle*

Research, 10(1), 37. <https://doi.org/10.1186/s13047-017-0218-1>

Unver, B., Erdem, E. U., & Akbas, E. (2020). Effects of Short-Foot Exercises on Foot Posture, Pain, Disability, and Plantar Pressure in Pes Planus. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(4), 436-440. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0363>

Ünsalan, M., Miçooğulları, M., & Angın, S. (2024). Effects of Kinesio-taping and rigid-taping on vertical jump in individuals with pes planus: A randomised crossover comparison. *Journal of Evaluation in Clinical Practice*, jep.14228. <https://doi.org/10.1111/jep.14228>

Vanezis, A., & Lees, A. (2005). A biomechanical analysis of good and poor performers of the vertical jump. *Ergonomics*, 48(11-14), 1594-1603. <https://doi.org/10.1080/00140130500101262>

Vimal, A. K., Sharma, S., Gahlawat, B., Pandian, G., & Sural, S. (2022). The Effect of Customized and Silicon Insoles on Mid- and Hindfoot in Adult Flexible Pes Planovalgus. *Indian Journal of Orthopaedics*, 56(11), 1897-1905. <https://doi.org/10.1007/s43465-022-00699-0>

Walshe, A. D., Wilson, G. J., & Ettema, G. J. (1998). Stretch-shorten cycle compared with isometric preload: Contributions to enhanced muscular performance. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 84(1), 97-106. <https://doi.org/10.1152/jappl.1998.84.1.97>

Watcharakhueankhan, P., Chapman, G. J., Sinsurin, K., Jaysrichai, T., & Richards, J. (2022). The immediate effects of Kinesio Taping on running biomechanics, muscle activity, and perceived changes in comfort, stability and running performance in healthy runners, and the implications to the management of Iliotibial band syndrome. *Gait & Posture*, 91, 179-185.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.025>

Williams, D. S., McClay, I. S., Hamill, J., & Buchanan, T. S. (2001). Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences in Runners with High and Low Arches. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2), 153-163. <https://doi.org/10.1123/jab.17.2.153>

Wright, C. J., Arnold, B. L., Coffey, T. G., & Pidcoe, P. E. (2011). Repeatability of the modified Oxford foot model during gait in healthy adults. *Gait & Posture*, 33(1), 108-112. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.084>

Yin, L., Sun, D., Mei, Q. C., Gu, Y. D., Baker, J. S., & Feng, N. (2015). The Kinematics and Kinetics Analysis of the Lower Extremity in the Landing Phase of a Stop-jump Task. *The Open Biomedical Engineering Journal*, 9, 103-107. <https://doi.org/10.2174/1874120701509010103>

Yu, H., Wu, W., Tai, W., Li, J., & Zhang, R. (2024). The arch myth: Investigating the impact of flat foot on vertical jump height: a systematic review and meta-analysis. *BMC Sports Science, Medicine & Rehabilitation*, 16(1), 236. <https://doi.org/10.1186/s13102-024-01018-w>

8. EKLER

8.1. Etik Kurul Onayı



T.C.
İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ

ETİK KURUL KARARI

Toplantı Tarihi:	11.01.2024
Karar No:	2024/22
Sorumlu Araştırmacı:	Nazif Ekin Akalın
Araştırma Başlığı:	Pes Planuslu Voleybolcularda Kalça Eksternal Rotasyon Yönünde Fonksiyonel Bantlamanın Sıçrama Performansına ve Alt Ekstremitte Biyomekanikine Etkisi
Başlangıç Tarihi:	Etik onayı alındıktan sonra
Etik Kurul İzninin Süresi:	1 yıl (Uzatma Hakkı mevcut olarak)

İstanbul Kültür Üniversitesi etik Kurulu'na değerlendirilmek üzere başvuruda bulunduğunuz yukarıda künyesi yazılı projenizin başvuru dosyası ile ilgili belgeleri, Üniversitemiz "Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu" tarafından araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiştir.

Yapılan inceleme sonucunda çalışmanın gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel açıdan sakınca bulunmadığına karar verilmiştir.

Notlar:

- Araştırmanın başlangıç tarihinin gecikmesi durumunda Etik Kurulu'na başvurularak tarihlerin değiştirilmesi gereklidir.
- Araştırmanın gerçekleştirileceği birimlerin yöneticilerinden de ayrıca izin alınması gerekli olabilir.
- Araştırmaya katılan kurum dışı merkezlerden ayrıca idari izin alınması gerekmektedir.

Prof. Dr. Seyhan Altun

Etik Kurul Başkanı

8.2. Hasta Değerlendirme Formu

T.C.
İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON BÖLÜMÜ

Demografik Bilgileri

Değerlendirme Tarihi:

Doğum Tarihi / Yaşı:

Tel No:

Adı Soyadı:

Cinsiyet: K / E

Eğitim Durumu / Sınıf:

Meslek:

Boy: Kilo: Ayakkabı No:

Dominant Taraf (Üst): Sağ / Sol

Dominant Taraf (Alt): Sağ / Sol

Sağlık Bilgileri

Antrenman Sıklığı:

Son Antrenman Tarihi ve Şiddeti:

Sigara Alışkanlığı: Yok / Var

Ağrı Durumu: Yok / Var

Varsa Belirtiniz:

Kronik Hastalık Durumu: Yok / Var

Varsa Belirtiniz:

Daha Önce Geçirilen Cerrahiler: Yok / Var

Varsa Belirtiniz:

Ortopedik Veya Nörolojik Problemler: Yok / Var
Varsa Belirtiniz:

Ortez Kullanımı: Yok / Var

Varsa Belirtiniz:

Antropometrik Ölçümler		
	SOL	SAĞ
Boy (mm)		
Kilo (kg)		
Pelvis Genişliği (mm)		
	SOL	SAĞ
Bacak Boyu Uzunluğu (mm)		
Diz Genişliği (mm)		
Ayak Bileği Genişliği (mm)		
Metatars Arası Genişlik (mm)		
Kalkaneus Arası Genişlik (mm)		
Delta (mm)		
Omuz Yüksekliği (mm)		
Dirsek Genişliği (mm)		
El Bileği Genişliği (mm)		
El Kalınlığı (mm)		

cm: santimetre, mm: milimetre, kg: kilogram

FPI-6 Skoruması	SOL	SAĞ
Talus başı palpasyonu		
Lateral malleol altındaki ve üstündeki eğimin incelenmesi		
Kalkaneus inversiyonu/eversiyonu		
Talonavikular eklem bölgesindeki şişlik veya çukurlaşma		
Medial longitudinal ark yapısı		
Ayak önünün ayak arkasına göre abduksiyonu/adduksiyonu		
TOPLAM SKOR		

	SOL	SAĞ
Popliteal Açı (°)		
Popliteal Açı [2] (°)		
Femoral Anteversiyon (°)		
Kalça İnternal Rotasyon ROM (°)		
Kalça Eksternal Rotasyon ROM (°)		
Ayak Boyuna Uzunluğu (mm)		
Ayak Enine Uzunluğu (mm)		
Pelvic Tilt (°)		

cm: santimetre, mm: milimetre, kg: kilogram, °: derece (açı)

NOTLAR

8.3. Hasta Bilgilendirilmiş Onam Formu



T.C.
İSTANBUL KÜLTÜR ÜNİVERSİTESİ

BİLGİLENDİRİLMİŞ ONAM FORMU

Sizi Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN ve Fzt. Eyyub GECE tarafından yürütülen “**Pes Planuslu Voleybolcularda Kalça Eksternal Rotasyon Yönünde Fonksiyonel Bantlamanın Sıçrama Performansına ve Alt Ekstremitte Biyomekaniğine Etkisi**” adlı araştırmaya davet ediyoruz. Bu çalışmada katılımınız tamamen gönüllülük esasına dayanır. Lütfen aşağıdaki bilgileri okuyunuz ve katılmaya karar vermeden önce anlamadığınız herhangi bir şey varsa çekinmeden sorunuz.

ÇALIŞMANIN AMACI:

Bu araştırmanın amacı; esnek pes planusa (düztaban) sahip olan voleybolcuların kalça eklemine yapılan fonksiyonel bir bantlama uygulamasının sıçrama performansı ve sıçrama sırasında alt ekstremitte (uzuv) biyomekanik parametreleri üzerine olan etkilerini araştırmayı amaçlamaktadır.

15-25 yaş arasındaki düztaban olan erkek voleybolcularda kalça eklemine yapılan fonksiyonel bir bantlama uygulamasının sıçrama performansını ve sıçrama biyomekaniğini nasıl etkilediğini araştırmayı hedeflemektedir. Sıçrama performansı sporunun ne kadar yükseğe sıçradığı hesaplanarak belirlenirken; alt ekstremitte biyomekaniği, sıçrama sırasında alt uzuv eklemlerinin (kalça, diz ve ayak bileği) sıçramanın her saniyesindeki kinematik ve kinetik (açı, moment ve güç) parametrelerinin değişimlerinin incelenmesiyle belirlenecektir. Tüm bu değerler saptandıktan sonra istatistiksel olarak gerekli değerlendirmeler ve karşılaştırmalar yapılacaktır.

İŞLEM:

Araştırmada sizden tahminen üç saat ayırmanız istenmektedir. Araştırmaya sizin dışınızda tahminen 13 kişi katılacaktır. Bu çalışmaya katılmak tamamen **gönüllülük** esasına dayanmaktadır. Çalışmanın amacına ulaşması için sizden beklenen, talimatlarımıza tam olarak uymaktır.

Çalışmaya katılım sağlayan sporcuların genel fiziksel değerlendirmeleri (boy, kilo, bacak boyu uzunluğu gibi antropometrik ölçümler) yapıldıktan sonra hareket analizi içerisinde beş kez fonksiyonel bantlama öncesi beş kez ise fonksiyonel bantlama sonrası sıçramaları istenecektir. Uygulanan ve yapılan tüm işlemler kesinlikle zararsız ve ağrısızdır. Sporculara yapılacak değerlendirme ve ölçümler süresince yorgunluk gibi durumları kesinlikle göz ardı edilmeyecektir.

GİZLİLİK:

Bu çalışmadan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacak olup kişisel bilgileriniz **gizli tutulacaktır**; ancak verileriniz yayın amacı ile kullanılabilir.

Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik'in İkinci Bölüm: Araştırmaya İştirak Edecek Gönüllülerin Korunması, Araştırma İçin Olur Alınması ve Sorumluluk, Gönüllülerin korunmasıyla ilgili genel esaslarına göre aşağıdaki maddelerce haklarınız korunmaktadır:

f) Gönüllünün, kendi sağlığı ve araştırmanın gidişatı hakkında istediği zaman bilgi alabilmesi ve bu amaçla irtibat kurabilmesi için araştırma ekibinden en az bir kişi görevlendirilir.

g) Gönüllü, gerekçeli veya gerekçesiz olarak, kendi rızasıyla, istediği zaman araştırmadan ayrılabilir ve bundan dolayı sonraki tıbbi takibi ve tedavisi esnasında mevcut haklarından herhangi bir kayba uğratılamaz.

j) Araştırma sonucunda elde edilecek bilgilerin yayımlanması durumunda da gönüllünün kimlik bilgileri açıklanamaz.

KATILIM AYRILMA:

Bu formu okuyup onaylamanız, araştırmaya katılmayı kabul ettiğiniz anlamına gelecektir. Ancak, çalışmaya katılmama veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmayı bırakma hakkına da sahipsiniz.

Yukarıda yer alan ve araştırmadan önce katılımcıya verilmesi gereken bilgileri okudum ve katılmam istenen çalışmanın kapsamını ve amacını, gönüllü olarak üzerime düşen sorumlulukları anladım. Çalışma hakkında yazılı ve sözlü açıklama aşağıda adı belirtilen araştırmacı/araştırmacılar tarafından yapıldı. Bana, çalışmanın muhtemel riskleri ve faydaları sözlü olarak da anlatıldı. Kişisel bilgilerimin özenle korunacağı konusunda yeterli güven verildi.

Bu koşullarda söz konusu araştırmaya kendi isteğimle, hiçbir baskı ve telkin olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Katılımcı Adı-Soyadı:

Katılımcı İmzası:

Tarih:

(Eğer katılımcı 18 yaşından küçükse bu kısma veli imzası gerekmektedir.)

Veli Adı-Soyadı:

Veli İmzası:

Tarih:

Araştırmacının Adı-Soyadı:

Araştırmacının İmzası:

Tarih:

8.4. Kinezyo Bantlama Sertifikasi

