



T.C.

BANDIRMA ONYEDİ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**GENÇ YETİŞKİNLERDE AYAK BİYOMEKANİĞİ İLE ALT
EKSTREMİTE KAS MEKANİKLERİ, DENGİ VE GÜÇ
ARASINDAKİ İLİŞKİNİN İNCELENMESİ**

Melis DESTAN

Yüksek Lisans Tezi

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Programı

Dr. Öğr Üyesi DERYA AZİM

BANDIRMA/2025

BANDIRMA ONYEDİ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TEZ ONAYI

Bu çalışma 31/03/2025 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Tezli Yüksek Lisans Programı Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Burçin AKÇAY

Bandırma Onyedi Eylül Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Fakültesi

Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Cüneyt AKGÖL

İstanbul Okan Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Fakültesi

Dr. Öğr. Üyesi Derya AZİM

Bandırma Onyedi Eylül Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Fakültesi

BEYAN

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

Fzt. Melis DESTAN

Balıkesir, 2025

30/05/2025

ÖNSÖZ / TEŞEKKÜR

Yüksek lisansa başladığım günden itibaren bana samimiyetini, güvenini ve inancını hissettirmiş; deneyim ve bilgilerini benimle içtenlikle paylaşmış, bana her zaman olumlu ve ılımlı yaklaşan, öğrencisi olmaktan mutluluk duyduğum, değerli danışman hocam *Dr. Öğr. Üyesi Derya AZİM'e*,

Lisansüstü eğitimim boyunca çok değerli bilgilerini benimle paylaşan, desteklerini hissettiren Bandırma Onyedi Eylül Üniversitesi *Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'ndeki hocalarıma*,

Mesleki hayatımda kıymetli bir yeri olan; klinik deneyimlerimi şekillendiren, ayrıca tez sürecimde de bilgi ve desteğini her zaman benimle paylaşan değerli hocam *Doç. Dr. M Pelin YARGIÇ ÇELEN'e* ve aralarında bulunmaktan çok keyif aldığım ekibimize,

Her zaman yanımda olduklarını bildiğim, sevgilerini kalbimde hissettiğim ve hepsini çok sevdiğim ailem; canım kardeşim *Enis DESTAN*, *canım annem* ve *canım babama*,

Tez çalışmam için zamanlarını ayırıp özveri ile katılım sağlamış olan çok sevgili Bandırma Onyedi Eylül Üniversitesi lisans öğrencilerine,

İlk adımlarımı attığım akademik hayatımda hem bilgisi hem de samimiyetiyle bana destek olan İstanbul Okan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Dekan Yardımcımız ve Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölüm Başkanımız değerli hocam *Doç. Dr. Emine ATICI'ya*,

Tez sürecim de dahil olmak üzere fiziken uzakta da olsak beni sözleri ve davranışlarıyla her zaman destekleyen, desteklerini ve içtenliklerini her zaman hissettiren dostlarıma,

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

Melis DESTAN

Bandırma/2025

ÖZET

Destan M, Genç Yetişkinlerde Ayak Biyomekanikleri ile Alt Ekstremité Kas Mekanikleri, Denge ve Güç Arasındaki İlişkinin İncelenmesi, Bandırma Onyedi Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakóltesi, Fizik Tedavi Rehabilitasyon Programı, Yüksek Lisans Tezi, Balıkesir, 2025

Bu çalışma, genç yetişkinlerde ayak biyomekanikleri ile alt ekstremité kas mekanikleri, anaerobik güç ve denge arasındaki ilişkiyi incelemeyi amaçlamaktadır. Çalışmaya, Bandırma Onyedi Eylül Üniversitesi'nde öğrenim gören toplam 56 lisans öğrencisi dahil edildi. Her bir katılımcının kalkaneotibial açı ölçümleri, naviküler düşme testi, ayak uzunluğu ve metatarsal genişlik ölçümleri alındı. Kas mekanik ölçümleri MyotonPRO (MYOTON AS, Tallinn, Estonia) cihazı ile katılımcıların her iki alt ekstremitesi de dahil edilerek gerçekleştirildi. Statik denge Flamingo Denge Testi (FDT), statik ve dinamik denge Korebalance Denge Testi (KDT), ayak postürü Ayak Postür İndeksi (API), anaerobik güç ise dikey sıçrama testleriyle değerlendirildi. Çalışmanın bulgularına göre genç yetişkinlerde Ayak Postür İndeksi ile kas mekanik ölçümleri arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ($p>0,05$), Flamingo Denge Testi ile Ayak Postür İndeksi ve Korebalance Denge Testi ile Flamingo Denge Testi arasında pozitif yönlü istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler vardı. ($p<0,05$). Kas mekanik ölçümleri ile ayak biyomekanik ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler bulunmuş ($p<0,05$) olup alt ekstremité kas mekanik ölçümleri ile Flamingo Denge Testi arasında da istatistiksel olarak pozitif yönlü anlamlı ilişki görüldü ($p<0,05$). Sonuç olarak, denge değerlendirmelerinde kullanılan testlerin birbirini desteklediği ve kas mekanik özelliklerinin denge performansı üzerinde etkili olabileceği düşünülmektedir. Bu bulgular, ayak biyomekaniği, alt ekstremité kas mekanikleri ile denge arasındaki ilişkilerin daha ayrıntılı şekilde incelenmesi gereken önemli alanlar olduğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Ayak, Ayak Biyomekaniği, Kas Mekaniği, Alt Ekstremité, Denge

ABSTRACT

EVALUATION OF THE RELATIONSHIP BETWEEN FOOT BIOMECHANICS AND LOWER EXTREMITY MUSCLE MECHANICS, BALANCE, AND STRENGTH

This study aims to investigate the relationship between foot biomechanics, lower extremity muscle mechanics, anaerobic power, and balance in young adults. A total of 56 undergraduate students from Bandırma Onyedi Eylül University participated in the study. The measurements of each participant's calcaneotibial angle, navicular drop test, foot length, and metatarsal width were recorded. Muscle mechanical measurements were performed using the MyotonPRO (MYOTON AS, Tallinn, Estonia) device, including both lower extremities of the participants. Static balance was assessed using the Flamingo Balance Test (FDT), while static and dynamic balance were evaluated using the Korebalance Balance Test (KDT). Foot posture was assessed with the Foot Posture Index (FPI), and anaerobic power was measured with vertical jump tests. According to the study's findings, no statistically significant relationship was found between the Foot Posture Index and muscle mechanical measurements in young adults ($p>0.05$). However, statistically significant positive relationships were found between the Flamingo Balance Test and the Foot Posture Index, and between the Korebalance Balance Test and the Flamingo Balance Test ($p<0.05$). Statistically significant relationships were observed between muscle mechanical measurements and foot biomechanical measurements ($p<0.05$), and a statistically significant positive relationship was also seen between lower extremity muscle mechanical measurements and the Flamingo Balance Test ($p<0.05$). In conclusion, the results suggest that the balance tests used in the assessment support each other and that muscle mechanical properties may have an impact on balance performance. These findings highlight important areas that need further investigation regarding the relationships between foot biomechanics, lower extremity muscle mechanics, and balance.

Key Word(s): Foot, Foot Biomechanics, Lower Extremity, Muscle Mechanics, Balance

İÇİNDEKİLER

BEYAN

ÖNSÖZ / TEŞEKKÜR iv

İÇİNDEKİLER vii

TABLolar LİSTESİ xi

ŞEKİLLER LİSTESİ xiii

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ xv

1. GİRİŞ 1

1.1 Araştırmanın Hipotezleri 3

2. GENEL BİLGİLER 4

2.1. AYAK ANATOMİSİ 4

2.1.1 Ossa Tarsi (Tarsalia): 5

2.1.2 Kalkaneus 5

2.1.3 Talus 5

2.1.4 Os Naviculare 6

2.1.5 Os Cuboideum 7

2.1.6 Os Cuneiformes 7

2.1.7 Ossa Metatarsi 8

2.1.8 Ossa Digitorum (Phalanges) 8

2.2 Ayak Arkları 10

2.2.1 Medial Longitudinal Ark 10

2.2.2 Lateral Longitudinal Ark 10

2.2.3 Transvers Ark 11

2.3 Eklemler ve Ligamentler 11

2.3.1 Ayak Eklemleri 11

2.3.2	Tibiotalar (talokrural) eklem	12
2.3.3	Subtalar Eklem (Talokalkaneal Eklem):	13
2.3.4	Midtarsal Eklemler (Chopart Eklemi).....	14
2.3.5	Tarsometatarsal Eklemler (Lisfrank Eklemi)	16
2.3.6	Metatarsofalangeal Eklem	17
2.3.7	İnterfalangeal Eklemler:	18
2.4	Ayak Bileği Bağ Yapıları	18
2.4.1	Lateral Kollateral Ligament Kompleksi	19
2.4.2	Anterior Talofibular Ligament.....	20
2.4.3	Posterior Talofibular Ligament	21
2.4.4	Medial Ligament Kompleksi (Deltoid Bağ)	22
2.5	Ayak Biyomekaniği	23
2.6	Kas Mekanik Özellikleri	25
2.6.1	Kas Tonusu	25
2.6.2	Sertlik (Rijidite).....	25
2.6.3	Elastikiyet	26
2.7	Ayak Biyomekanikleri ve Alt Ekstremitte Kasları Arasındaki İlişki	27
2.8	Postural Stabilite ve Denge	27
2.8.1	Postural Stabilite	27
2.8.2	Denge	28
2.9	Alt Ekstremitte Kas Mekanik ve Denge Arasındaki İlişki.....	29
2.9.1	Denge Değerlendirmesi	31
2.9.2	Statik dengenin değerlendirilmesi	32
2.9.3	Dinamik Dengenin Değerlendirilmesi	33
2.9.4	Labaratuvar Ortamında Dengenin Değerlendirilmesi	34
2.9.5	Dengeyi Değerlendiren Fonksiyonel Skalalar ile Dengenin Değerlendirilmesi “	35

3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	37
3.1 Araştırmanın Tipi.....	37
3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı	37
3.3 Araştırmanın Evreni ve Örneklemi	37
3.4 Araştırmaya alınma ya da alınmama kriterleri:	37
3.4.1 Dahil Edilme Kriterleri.....	37
3.4.2 Dahil Edilmeme Kriterleri	38
3.5 Araştırmanın Değişkenleri	38
3.5.1 Bağımlı Değişkenler	38
3.5.2 Bağımsız Değişkenler:.....	38
3.6 Veri Toplama Araçları.....	39
3.6.1 Sosyodemografik Bilgi Formu	39
3.6.2 Kalkaneotibial Açısı.....	39
3.6.3 Metatarsal Genişlik.....	40
3.6.4 Ayak Uzunluğu	41
3.6.5 Naviküler Düşme Testi	41
3.6.6 Ayak Postür İndeksi.....	42
3.6.7 Myotonometrik Ölçümler.....	42
3.6.8 Denge Değerlendirmesi	44
3.6.9 Dikey Sıçrama Testi	45
3.7 Araştırmanın Yöntemi	46
3.7.1 Verilerin Değerlendirilmesi.....	46
3.7.2 Araştırmanın Sınırlılıkları	46
3.8 Araştırmanın Etik Yönü	47
4. BULGULAR.....	48
5. TARTIŞMA	74
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	83

7. KAYNAKLAR.....	85
8. EKLER	101
EK 8.1. KATILIMCI DEĞERLENDİRME FORMU	101
EK 8.2. ETİK KURUL ONAYI	103
EK 8.3. BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	104
9. ÖZGEÇMİŞ	106



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1. Katılımcıların demografik özelliklerinin tanıttıcı istatistikleri.....	48
Tablo 2. Denge ölçeklerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler.....	49
Tablo 3. Ayağa ilişkin değerlendirmelerin sağ ve sol tarafa göre karşılaştırılması.....	50
Tablo 4. Kas ölçümlerinin sağ ve sol tarafa göre karşılaştırılması ilişkiler.....	51
Tablo 5. Flamingo denge testi ile kas ölçümleri arasında ilişkiler.....	53
Tablo 6. Kalkaneotibial açı (oturmada) ile kas ölçümleri arasında ilişkiler.....	54
Tablo 7. Kalkaneotibial açı (ayakta) ile kas ölçümleri arasında ilişkiler.....	55
Tablo 8. Naviküler düşme testi ile kas ölçümleri arasında ilişkiler.....	56
Tablo 9.1. Naviküler düşmede pes planus varlığı ile kas mekanik ölçümleri arasındaki ilişkiler (sağ).....	57
Tablo 9.2. Naviküler düşme ile kas mekanik ölçümleri arasındaki ilişkiler(sol).	58
Tablo 10.1. Diğer ölçümlerin naviküler düşme testi gruplarında karşılaştırılması.....	60
Tablo 10.2. Diğer ölçümlerin naviküler düşme testi gruplarında karşılaştırılması (sol).....	61
Tablo 11. Ayak postür indeksi ile kas ölçümleri arasında ilişkiler.....	64
Tablo 12. Naviküler düşme, metatarsal genişlik farkı, ayak uzunluğu, kalkaneotibial açı, kalkaneotibial (ayakta) açı ve ayak postür indeksi ölçümleri arasında ilişkiler.....	65
Tablo 13. Korebalance statik ve dinamik denge testi ile kas ölçümleri arasında ilişkiler.....	66
Tablo 14. Flamingo denge testi ile Naviküler düşme ve Korebalance denge testleri arasında ilişkiler.....	68
Tablo 15. Ayak Postür İndeksi ile denge ölçümleri arasındaki ilişkiler.....	69
Tablo 16. Kas ölçümlerinin Flamingo denge testi üzerine etkisi.....	70
Tablo 17. Dikey sıçrama mesafesi ile kas ölçümleri arasında ilişkiler.....	71

Tablo 18. Cinsiyete göre katılımcıların dikey sıçrama mesafesinden hesaplanan anaerobik güç değerleri.....	72
---	-----------



ŞEKİLLER LİSTESİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1. Ayağın üstten görünümü.	4
Şekil 2.2. Normal ayak ve ayak bileği bölgesine ait lateral (yandan) röntgen görüntüsü.	6
Şekil 2.3. Naviküler kemiğin yapısı.	7
Şekil 2.4. Ayağın ön, orta ve arka ayak sınıflandırması.	9
Şekil 2.5. Sol ayaktaki subtalar arka görünümünden üç boyutlu görüntüsü.	
Şekil 2.6. Root'un midtarsal eklemin hareket eksenleri için önerdiği eksenler.	13
Şekil 2.7. Ayakta dururken bacak rotasyonu sırasında midtarsal eklemin kinematiği.	14
Şekil 2.8. Lisfrank (tarsometatarsal) eklemin normal anatomisi.	17
Şekil 2.9. Ayak birinci sırayı oluşturan kemiksel yapılar ve eklemler.	17
Şekil 2.10. Ayak bileğinin medial bağı (<i>deltoid bağ</i>).	19
Şekil 2.11. Ayak bileğindeki lateral kollateral ligamentler ve tibiofibular ligament.	21
Şekil 2.12. Ayağın topografik eksenleri.	24
Şekil 2.13. Tibialis Anterior (TA) ve Peroneus Longus kasları için myotonometrik ölçüm pivot noktaları	26
Şekil 2.14. Postüral stabilite ölçümüne ait şematik görsel.	28
Şekil 2.15. Bilgisayarlı dinamik posturografi (CDP) ile yapılan postüral stabilite testi.	35
Şekil 3.1. Çalışmanın akış diagramı.	38
Şekil 3.2.1 Ayakta ölçümlerin alındığı tabanı geniş yükseklik.	39
Şekil 3.2.2 Kalkaneotibial açının gonyometrik ölçümünden önce katılımcıda kemik çıkıntılar üzerinden işaretlenmesi.	40
Şekil 3.2.3. Araştırmacı fizyoterapist tarafından ayak biyomekanik ölçümlerin alınması.	40

Şekil 3.3.1. Metatarsal genişliğin oransal olarak şekil üzerinde gösterimi.	40
Şekil 3.3.2. Metatarsal genişliğin oransal olarak şekil üzerinde gösterimi.	40
Şekil 3.4.1. Naviküler düşme testinde naviküler çıkıntının ağırlık aktarımı olmadan işaretlenmesi.	41
Şekil 3.5.1. MyotonPRO cihazı.	43
Şekil 3.5.2. MyotonPRO cihazıyla ölçümün alınması.	43
Şekil 3.5.3. Katılımcıdan prone pozisyonunda MyotonPRO cihazıyla hamstring kas mekanik ölçümünün alınması.	43
Şekil 3.6.1 Korebalance cihazı ölçüm sonuçları örneği	45
3.6.2. Korebalance cihazı ölçüm sonuçları örneği ve denge ölçümlerinin alınması	45

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

%	: Yüzdelik Dilim
<	: Küçüktür
=	: Eşittir
>	: Büyüktür
°	: Derece
API	: Ayak Postür İndeksi
ATFL	: Anterior Talofibular Ligament
ATTIL	: Anterior Tibiotalar Ligament
CDP	: Bilgisayarlı Dinamik Posturografi
CFL	: Calcaneofibular Ligament
cm	: Santimetre
CMJ	: Countermovement Jump
EHA	: Eklem Hareket Açıklığı
EMG	: Elektromyografik Görüntüleme
FDT/FFT	: Flamingo Denge Testi
FPI	: Foot Posture Index
KAİ	: Kronik Ayak Bileği İnstabilitesi
KBT/KDT	: Korebalance Denge Testi
kg/m ²	: Kilogram / Metrekare (BMI için)
LG	: Lateral Gastroknemius
LLA	: Lateral Longitudinal Ark
Log	: Logaritma
M	: Medyan
max	: Maksimum
MG	: Medial Gastroknemius

min	: Minimum
MLA	: Medial Longitudinal Ark
mm	: Milimetre
MS	: Multiple Skleroz
MyotonPRO	: Kas mekaniği ölçüm cihazı
n	: Örneklem Büyüklüğü
N/m	: Newton / Metre
NDT	: Naviküler Düşme Testi
P	: İstatistiksel anlamlılık değeri
PL	: Peroneus Longus
PTFL	: Posterior Talofibular Ligament
PTT	: Posterior Tibial Tendon
PTTL	: Posterior Tibiotalar Ligament
r	: Pearson Korelasyon Katsayısı
RF	: Rektus Femoris
SDT	: Stork Denge Testi
sn	: Saniye
SS	: Standart Sapma
t	: Paired Samples t-test
TA	: Tibialis Anterior
TKL	: Tibiokalkaneal Ligament
TUG	: Timed Up and Go
VKİ	: Vücut Kitle İndeksi
VKR	: Vestibulokolik Refleks
VL	: Vastus Lateralis
VM	: Vastus Medialis
VOR	: Vestibulooküler Refleks
VSR	: Vestibulospinal Refleks
$\bar{X}$	: Aritmetik Ortalama

1. GİRİŞ

Ayak ; hem statik hem de dinamik özellikleri ile vücut ağırlığının taşınması, vücudun bütün ağırlığını yere aktarıp yerden gelen kuvveti de vücuda iletmesi, yürümeyi sağlayan organımızdır. Ayak, dış ortamla temas sırasında ortaya çıkan çeşitli reaksiyon kuvvetlerini absorbe etme kapasitesi sayesinde, vücuda destek sağlama ve çevresel değişkenlere uyum gösterme görevini etkin biçimde yerine getirir. Bu yapısal ve fonksiyonel özellikleri doğrultusunda, kompleks bir anatomik organizasyona sahip olan ayak hem internal hem de eksternal kaynaklı mekanik streslere en fazla maruz kalan vücut bölgelerinden biri olarak değerlendirilmektedir (Dabholkar & Agarwal, 2020; McLean et al., 2014). Ayağın yaşam kalitesini sürdürmeye yönelik görevlerini etkin biçimde yerine getirebilmesi için, zaman içerisinde anatomik ve fonksiyonel adaptasyonlar gerçekleşmektedir. Bireylerde görülen kas kuvvetindeki dengesizlikler, deformiteler ve ekstremitelerdeki farklılıklar gibi durumlar ayağın genel biyomekanik fonksiyonlarını olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Bu bozulmalar, plantar yüzey üzerindeki basıncın eşit dağılımını engelleyerek, yük dağılımında dengesizlikler oluşturabilmektedir (Tat et al., 2021).

Vücut yapılarının fonksiyonel bir bütünlük içinde çalıştığı ve kapalı bir kinetik zincir prensibiyle organize olduğu ifade edilmektedir (Zelik & Honert, 2018). Bu perspektiften bakıldığında, ayağın plantar yüzündeki basınç dağılımında meydana gelen herhangi bir düzensizlik, ayak bileğinden başlayarak üst segmentlerin tamamında etkilere yol açabilir (Zelik & Honert, 2018). Bu durum alt ve üst ekstremitelerdeki diğer yapısal parametreleri olumsuz etkileyerek, vücudun genel biyomekanik dengesini ve hareket kabiliyetini bozabilir.

Ayak, alt ekstremitenin en distal bölümünü oluşturmaktadır ve destek yüzeyinin sınırlarını belirleyen temel yapıdır. Ayağın iç yapısındaki temel ark olan medial longitudinal ark (MLA), ön ayak ve arka ayak arasında viskoelastik özellikte bir bağlantı işlevi görmektedir. Bu bağlantı sayesinde, plantar kuvvetlerin büyük bölümü üst segmentteki bacak ve uyluk kemiklerine iletilmeden önce dağılarak absorbe edilmektedir. Pes kavus ve pes planus gibi özellikle MLA ile ilişkili yapısal problemler

ve dizilim bozuklukları, sonuç olarak alt ekstremitte kaslarının ve eklemlerinin işlevlerini olumsuz yönde etkileyebilir (Zelik & Honert, 2018; Franco, 1987).

Ayakta durma ve yürüme esnasında, MLA'nın aktif stabilizasyonunu sağlayan intrinsik ve ekstrinsik kaslar bulunur. Pes planus, genellikle arka ayağın ve MLA'nın dinamik stabilizasyonunda birincil rol oynayan tibialis posterior kasının disfonksiyonu ile ilişkilidir (Wiewiorski & Valderrabano, 2011). Pes planus durumunda, uzamış plantar bağ dokular ayaktaki destek görevini yeterince yerine getiremez. Bu eksikliği telafi etmek için intrinsik kaslar ile tibialis posterior kası daha fazla çalışır. Bu da zamanla aşırı kullanıma bağlı yaralanmalara yol açabilir (Wiewiorski & Valderrabano, 2011). Subtalar eklemin artmış pronasyonu, yürüyüş esnasında tibianın normalden daha uzun süre internal rotasyonda kalmasına sebep olur. Bundan dolayı dizde valgus stresi ve kalçada artmış internal rotasyon nedeniyle iliopsoas kası gerilir, pelvisin öne tilti ve lumbal lordozda artış gözlenir. Bu değişikliklerle birlikte gastroknemius - soleus kaslarının kısalığına; hamstring, tensor fascia lata ve erektor spina kaslarının gerginliğine ve bel ağrısına neden olabilir (Angin et al., 2014; D.-Y. Jung et al., 2011; Leung et al., 1998; Murley et al., 2009; Tang et al., 2015; Vulcano et al., 2013). Pes planusun fiziksel performans ve ayak fonksiyonları üzerinde olumsuz etkileri olduğu bildirilmektedir (Benedetti et al., 2011; Hösl et al., 2014). Bununla birlikte Tudor ve ark. yaptıkları bir çalışmada 11-15 yaş arası adölesan sporcularda pes planusun sportif performansı etkilemediğini bildirmişlerdir (Tudor et al., 2009). Literatür incelendiğinde ayak morfolojisinin ve antropometrisinin ayağın biyomekanik ölçümleri ile ilişkili olduğu bulunmuş ancak ayak biyomekanikleri ve kas mekanikleri ile ilgili çalışmaların yetersiz olduğu görülmüştür.

Çalışmamızın amacı; genç yetişkinlerde ayak biyomekanikleri ile alt ekstremitte kas mekanikleri, anaerobik güç ve denge arasındaki ilişkiyi incelemektir.

1.1 Araştırmanın Hipotezleri

Araştırmanın Hipotezleri;

Hipotez 1;

H₀: Ayak biyomekanikleri ile kas tonusu, rijiditesi ve elastikiyeti arasında ilişki yoktur.

H₁: Ayak biyomekanikleri ile kas tonusu, rijiditesi ve elastikiyeti arasında ilişki vardır.

Hipotez 2;

H₀: Ayak biyomekanikleri ile statik denge arasında ilişki yoktur.

H₁: Ayak biyomekanikleri ile dinamik denge arasında ilişki vardır.

Hipotez 3;

H₀: Ayak biyomekanikleri ile dinamik denge arasında ilişki yoktur.

H₁: Ayak biyomekanikleri ile dinamik denge arasında ilişki vardır.

Hipotez 4;

H₀: Ayak biyomekanikleri ile statik denge arasında ilişki yoktur.

H₁: Ayak biyomekanikleri ile statik denge arasında ilişki vardır.

Hipotez 5 ;

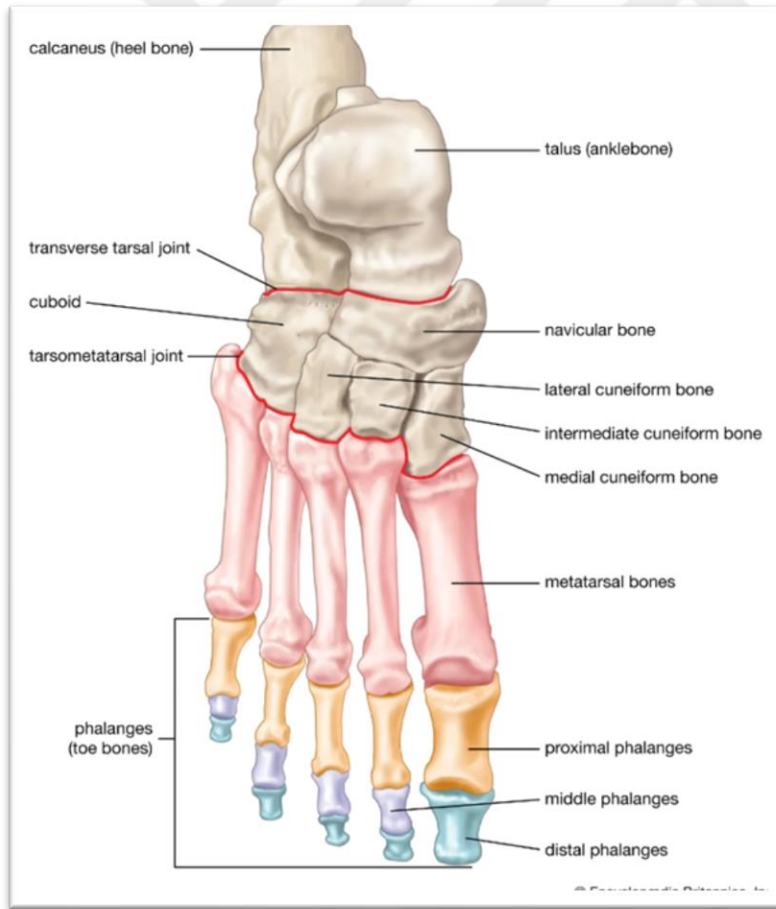
H₀: Ayak biyomekanikleri ile anaerobik güç arasında ilişki yoktur.

H₁: Ayak biyomekanikleri ile anaerobik güç arasında ilişki vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. AYAK ANATOMİSİ

Ayak, alt ekstremitenin en uç kısmında yer alır ve toplamda 26 adet kemik içerir. Bu kemikler anatomik olarak tarsal kemikler (ossa tarsi), metatarsal kemikler (ossa metatarsi) ve parmak kemikleri (falanksalar, ossa digitorum veya phalanges) olarak üç ana grupta sınıflandırılır. Ayak ve ayak bileği kompleksi ise distal tibia ve fibula ile toplamda 7 tarsal, 5 metatarsal ve 14 falangeal kemikten oluşmaktadır (Akalan & Temelli, 2017).



Şekil 2.1. Ayağın üstten görünümü (Britannica, 2020)

2.1.1 Ossa Tarsi (Tarsalia):

Tarsal kemikler, kalkaneus, talus, navikula ve üç kuneiform (medial, orta, lateral) kemikten oluşur. Bunlardan sadece talus, ayak bileği eklemine katılarak tibia ve fibula ile eklem yapmaktadır. Talus, kalkaneus kemiğinin üzerinde yer alır ve öne doğru uzanarak medial tarafta navikula kemiğiyle eklem yapar (White, 2005).

2.1.2 Kalkaneus

Kalkaneus, tarsal kemiklerin en büyüğüdür. Üst yüzeyinde talus, ön yüzeyinde ise os cuboideum ile eklem yapar. Toplam altı yüzü bulunan kalkaneusun ön yüzü (facies articularis cuboidea), küçük olup os cuboideum ile eklemleşir. Arka yüzü, topuk bölgesini oluşturur ve bu noktaya tendo calcaneus (Aşıl tendonu) tutunur (Snell & Yıldırım, 1998). Kalkaneus, Aşıl tendonunda yeterli gerilim oluşturarak vücut ağırlığının arka ayaktan ön ayağa aktarılmasını sağlar. Ayrıca ayağın plantar intrinsik kaslarının çoğu, plantar fasya ile kalkaneal tüberkülden orijin alır (Taner et al., 2009; Grimm & Williams, 1997).

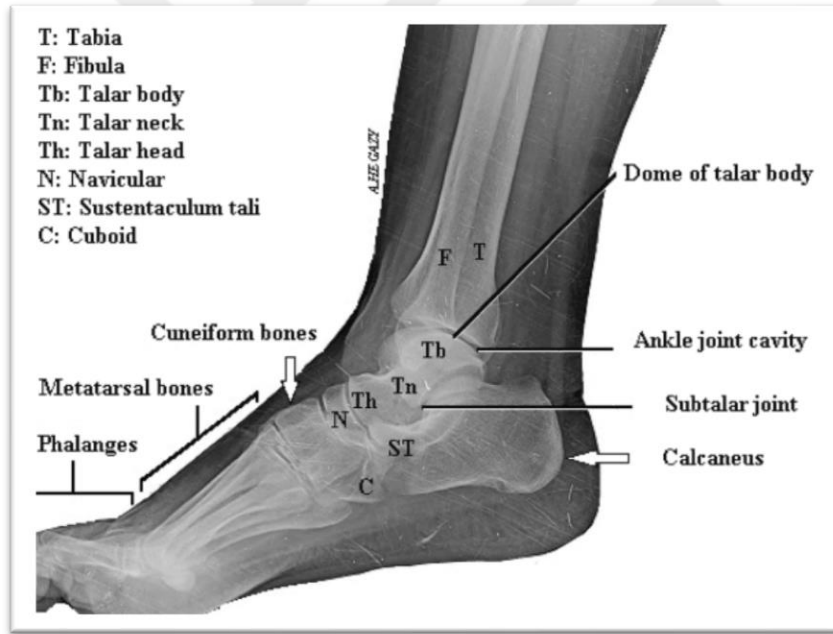
2.1.3 Talus

Talus, tibia ve fibula ile eklem yapan tek tarsal kemik olup yük taşıma özelliğine sahiptir. Talusun anatomik yapısı; caput tali, collum tali ve corpus tali olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır. Caput tali, öne ve aşağıya yönelmiş olup os naviculare ile eklemleşir. Bu eklem yüzeyi talusun alt kısmında devam eder ve alt yüzde ön bölümü sustentaculum tali, arka bölümü ise lig. calcaneonavicular plantare ile eklem yapar. Collum tali, talusun başının arkasında yer alan dar bölümüdür; ön yüzü bağların tutunduğu pürtüklü yapıya sahiptir ve alt yüzünde lig. talocalcaneum interosseumun tutunduğu sulcus tali adlı bir oluk bulunur. Corpus tali kübik bir şekle sahiptir ve makara şeklindeki üst yüzeyi tibianın alt ucu ile eklem yapar. Dış yüzde fibulada malleolus lateralis ile eklem yapan facies malleolaris lateralis adlı üçgen şeklinde bir yüzey, iç yüzde ise tibianın malleolus medialis ile eklem yapan facies malleolaris medialis adlı virgül şeklinde bir yüzey yer alır. Corpus talinin arka yüzünde tuberculum laterale ve tuberculum mediale olarak bilinen iki çıkıntı bulunur ve bu

çıkıntıların arasında m. flexor hallucis longusun kirişi geçen bir oluk vardır (Snell & Yıldırım, 1998). Çoğu ligamentin yapışma yeri talus olmasına rağmen talusa orjini ya da insersiyosu olan kas bulunmamaktadır. Talus boynu, talus başı ile inferomediale dönüktür, bu pozisyonu ile MLA'nın şeklinin korunmasında önemlidir (Brockett & Chapman, 2016; Kido et al., 2013; TATLISUMAK, 2020).

Talusun lateral kenarının medial kenarına göre daha geniş olması, ayak bileği hareketlerinin santral düzleme yakın oblik bir eksen etrafında gerçekleşmesini sağlar (Isman et al., 1969). Talus, bir yandan ayağın fleksiyon ve ekstansiyon kapasitesine büyük ölçüde katkı sağlarken diğer yandan bacağın ve üstteki yapıların ayak üzerinde rotasyonuna aracılık eder (Brockett & Chapman, 2016).

Aşağıdaki görselde talusa ait radyografik görüntü verilmiştir (Hegazy et al., 2023).



Şekil 2.2. : Normal ayak ve ayak bileği bölgesine ait lateral (yandan) röntgen görüntüsü

2.1.4 Os Naviculare

Navikula, talus başının anteriorunda yer alır. Navikulanın medial yüzünde bulunan medial tüberkül, klinik açıdan önemli bir kriter olup medial malleolun 2-3 cm altında

ve sustentakulum talinin anteriorunda palpe edilir. Ayağın supinasyonu ile medial tüberkül daha kolay palpe edilebilir. (Liu et al.,2008).

Naviküler kemiğin yapısı Şekil – 3’te gösterilmiştir (Godoy-Santos et al., 2021).



Şekil 2.3. Naviküler kemiğin yapısı

2.1.5 Os Cuboideum

Kuboid kemik, tarsal bölgenin lateral kısmında bulunur ve 4 -5. metatarsal kemiklerle ve kalkaneus ile eklem yapar (Yalçınsoy, 2010).

2.1.6 Os Cuneiformes

Medial, orta, lateral olmak üzere 3 adet kuneiform kemik vardır. Medialden laterale 1. 2.ve 3. cuneiform kemik olarak sıralanırlar. Hem ayağın medial arkı hem de transvers arkın oluşmasında etkilidir (Tatlısumak, 2020).

2.1.7 Ossa Metatarsi

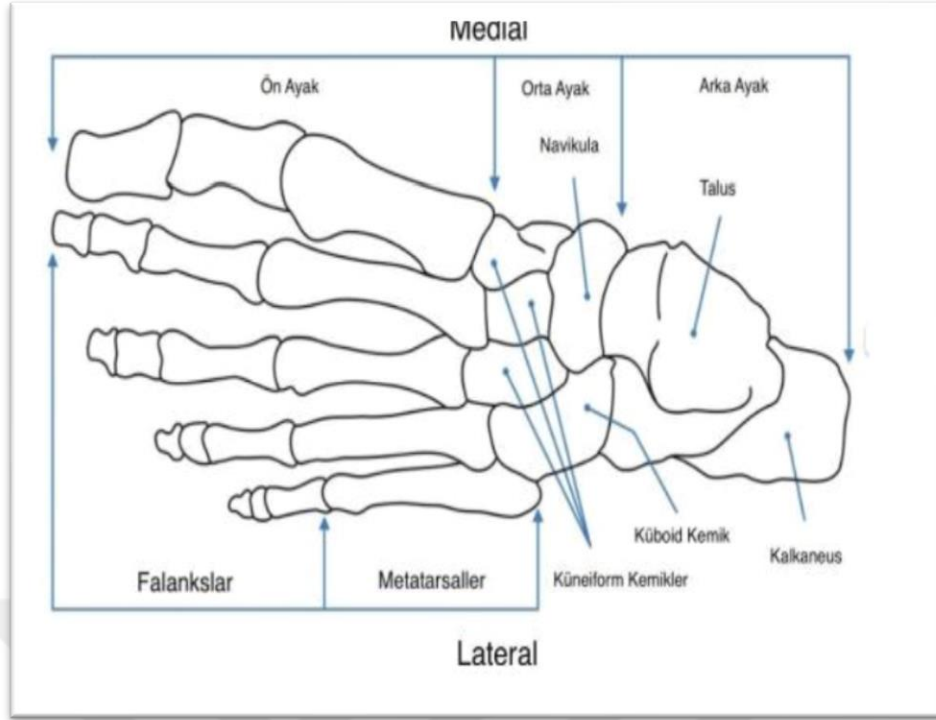
Ossa metatarsi, beş adet ve ince uzun kemiklerdir. Ayak tarağını oluşturan bu kemikler ve medialden laterale büyüyen rakamlarla (I-II-III-IV-V) adlandırılır (Arıncı & Elhan, 1997). Başparmakla bağlantısı olan I. metatarsal kemik, en kısa ve en kalındır. V. Metatarsal kemiğin bazisinde tuberositas ossis metatarsalis quinti vardır. Bu çıkıntı rahatlıkla palpe edilebilmektedir (Koşan, 2011).

Yürüme sırasında yüklerin daha çok ayağın iç tarafına binmesi birinci metatarsın kalınlaşmasına neden olur. Birinci metatars başı lateral ve plantar yöne sesamoid kemikler vasıtası ile genişler (Angin & Demirbüken, 2020).

2.1.8 Ossa Digitorum (Phalanges)

Başparmakta iki, diğerlerinde ise üçer adet olmak üzere toplam 14 falanksı bulunmaktadır (Arıncı & Elhan, 1997). Her falanksın bir basis'i, bir corpus'u ve distal bir caputu bulunmaktadır (Koşan, 2011). Bunlara phalanx proximalis, media ve distalis adı verilmektedir (Arıncı & Elhan, 1997).

Literatürde ayağın anatomik yapısı genel olarak üç ana bölümde incelenmektedir. Bu sınıflandırmaya göre; ön ayak metatars kemikleri ile falanksları, orta ayak navikula, kuboid ve üç kuneiform (medial, orta ve lateral) kemiği, arka ayak ise talus ve kalkaneus kemiklerini içermektedir (Herrington & Jones, 2023). Bu yapılandırma, ayak iskeletinin fonksiyonel ve yapısal olarak analizinde sıkça kullanılan temel bir yaklaşımdır (Bhatia,2021).



Şekil 2.4. Ayağın ön, orta ve arka ayak sınıflandırması

Ön ayak: 5 metatars ve uzantıları olan falanks kemiklerinden oluşur. Ayak başparmağı proksimal ve distal falankslardan oluşurken diğer dört parmak proksimal, orta ve distal falankslardan oluşur. Birinci metatarsal kemiğin diğer dört metatarsal kemikten daha kısa olmasının ayağın arklarının etkinliğini arttırdığı düşünülmektedir (Watkins, 2010).

Orta Ayak: Kuboid, navikula ve 3 kuneiform kemiklerinden oluşur. Navikula, orta ayağın medialindedir ve posterior tibialis tendonu için bağlantı yeri sağlar.

Arka Ayak: Talus ve kalkaneus arka ayağı oluşturan kemik yapılardır. Kalkaneus, ayağın en geniş ve en güçlü kemiğidir. Aşıl tendonu için yapışma yeri iken plantar fasya için orijin görevini üstlenir. Talus ve kalkaneus arasında üç eklem mevcuttur. Bu subtalar ve talokalkaneal eklemler ayağın inversiyon ve eversiyonuna izin verir (McBryde Jr et al., 2007).

2.2 Ayak Arkları

Ayak anatomisi, üç temel ark yapısı ile desteklenmiştir: Medial longitudinal ark (MLA), lateral longitudinal ark (LLA) ve transvers ark (TA) (Platt ve ark., 2022). Medial ve lateral longitudinal arklar, kalkaneus ile metatars başları arasında uzanır ve ayakta dikey düzlemde yer alan kemik dizilimleriyle oluşur. Transvers ark ise metatarsal kemiklerin proksimalinde, yani ayak ön kısmının hemen arkasında yer almaktadır. Bu ark sistemleri, özellikle yürüme ve denge gerektiren hareketler sırasında ayakta mekanik denge sağlamak açısından büyük önem taşır.

Arkların başlıca görevleri; yük taşıma sırasında esneklik sağlamak, darbe etkilerini azaltmak (şok absorpsiyonu) ve vücut ağırlığını ayağın tabanına dengeli şekilde dağıtmaktır (Rozis ve ark., 2020). Ayrıca, bu yapılar zemine uyum yeteneğini artırırken, ayağa etki eden torsiyonel (burulma) kuvvetlerin azaltılmasında da önemli rol oynar. Medial, lateral ve transvers arklar birlikte çalışarak ayak fonksiyonlarının bütünsel olarak yürütülmesine katkı sağlar (Smeets ve ark., 2021).

2.2.1 Medial Longitudinal Ark

Ayak arkları ve intrinsik kaslar arası ilişki 10 sağlıklı bireyin dahil edildiği bir çalışmada elektromyografik görüntüleme (EMG) ile incelenmiştir. Çalışmada Naviküler Düşme Testi (NDT) hem arkın esnekliğini hem de ayak pronasyonunu değerlendirmek amacıyla kullanılmış ve intrinsik sinir blokajı öncesi ve sonrası NDT sonuçlarına bakıldığında abduktör hallucis kas aktivitesinde %26,8 cevap alındığı ve NDT’de 3,8 mm artış elde edildiği bildirilmiştir. Çalışma sonunda yazarlar intrinsik kasların MLA’nın en önemli destekçileri olduğunu belirtmişlerdir (Fiolkowski et al., 2003).

2.2.2 Lateral Longitudinal Ark

Kalkaneus, talus, küboid ve lateral 2 metatarsal kemikten oluşur (Akalan & Temelli, 2017).

Lateral longitudinal ark (LLA), spor aktiviteleri sırasında stres kırıkları gibi lateral taraf yaralanmalarının sık görülmesine karşın, geniş kapsamlı bir şekilde incelenmemiştir. Ayağın lateral tarafıyla ilgili olarak, medial ark desteklerinin beşinci metatars üzerinde etkili olan kuvvetleri önemli ölçüde etkilediği belirtilmiştir (Guettler et al., 2006).

2.2.3 Transvers Ark

Proksimalde kuneiform ve kuboid kemiklerden başlar, distalde metatars başlarına kadar uzanır. Ayağın yüklenme aktiviteleri sırasında metatars başlarının oluşturduğu distal transvers ark kaybolur (Akalın & Temelli, 2017; Gökmen, 2003).

Duruş fazında iken ayağın hem ağırlık taşıması hem de farklı zeminlere adaptasyonu gereklidir. Farklı zeminlere ve ani hareketlere adaptasyon sürecinde arklar önemli rol oynamaktadır. Arkları destekleyen pasif ve aktif yapılar bulunur. Arkları destekleyen pasif yapılar; plantar fasya, kalkaneonaviküler ligament, interosseöz talokalkaneal ligamenttir. Arkları destekleyen aktif yapılar ise, intrinsik ve ekstrinsik kaslardır. İntrinsik kaslar abduktör hallusis, fleksör hallusis brevis ve fleksör digitorum brevis kaslarından oluşur. Ekstrinsik kaslar ise; tibialis posterior, tibialis anterior, fleksör hallusis longus ve fleksör digitorum longus kaslarından oluşur. Tibialis posterior kası, ayağın en önemli dinamik stabilizatörüdür (D. Y. Jung et al., 2011; McKeon et al., 2015; Neumann, 2017; Wiewiorski & Valderrabano, 2011).

2.3 Eklemler ve Ligamentler

2.3.1 Ayak Eklemleri

Ayakta, ayak bileği eklemi olan tibiotalar (talokrural) eklem ile subtalar eklem, midtarsal eklem (Chopart eklem), tarsometatarsal eklem, metatarsophalangeal eklem ve interfalangeal eklemler olmak üzere toplam 33 adet eklem bulunmaktadır. (Tatlısumak, 2020c; Turan, 2021) Ayak bileği, oldukça fonksiyonel ve dayanıklı bir yapıdır. Kemik yapı olarak tibia, fibula ve talus meydana gelir. (McBryde Jr et al., 2007) Distal tibia medial malleolu oluştururken fibula daha distale uzanarak lateral malleolu oluşturur (Braddom R., 2004).

2.3.2 Tibiotalar (talokrural) eklem

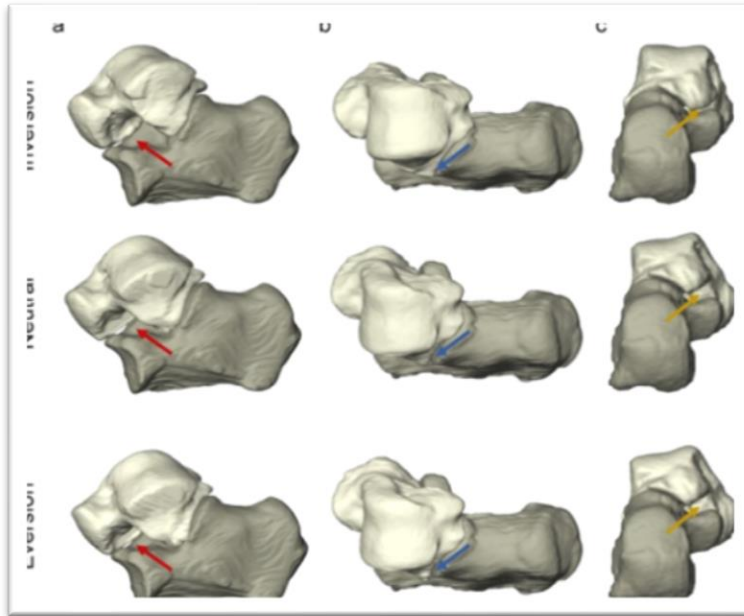
Tibia ve fibulanın distal uçlarının oluşturduğu çatal şekline benzeyen anatomik yapı, talusun makara benzeri eklem yüzeyiyle birleşerek ayak bileği eklemine meydana getirir. Bu eklem, transvers eksen boyunca menteşe benzeri hareket yeteneğine sahiptir (Yalçınsoy, 2010). Söz konusu eksen doğrultusunda gerçekleşen ana hareketler plantar fleksiyon ve dorsifleksiyondur (McBryde Jr et al., 2007). Talusun eklem yüzeyi önde geniş, arkada ise daha dar yapıdadır. Tibia ve fibulanın oluşturduğu eklem çatısının darlığı nedeniyle, dorsifleksiyon sırasında talusun ön bölümündeki geniş kısım, tibiofibular çatının daha dar alanına baskı yapar. Bu anatomik durum, dorsifleksiyon hareket açıklığının yaklaşık olarak 20° ile 30° arasında sınırlanmasına neden olmaktadır (Arıncı & Elhan, 2001). Eklem, tibianın distal eklem yüzeyi, medial ve lateral malleoller ile talusun gövdesi arasında yer almaktadır. Eklem yüzeyleri hyalin kıkırdak ile kaplıdır ve bu eklem, tam hareket açıklığına sahip olan menteşe tipi (ginglymus) eklem grubuna dahildir (Yalçınsoy, 2010).

Ayak bileğinin stabilitesini kemik yapılar, eklem kapsülü ve ligamentöz destekler sağlar (Dawe & Davis, 2011). Tibianın en uç kısmını oluşturan medial malleol ayak bileğinin medial kemik desteğini meydana getirir (McBryde Jr et al., 2007). Talus öne doğru genişler ve plantar fleksiyona karşı dorsifleksiyonda ayak bileği ile doğal bir kemik stabilizasyonu sağlar. Bütün menteşe tipi eklemlerde olduğu gibi çok kuvvetli yan bağları vardır. Zorlandığında çoğu kez kopmaz ve tutunduğu lateral malleol kırılır (Arıncı & Elhan, 2001). Lateral yüzdeki ligamentöz yapılar: posterior talofibular ligament (PTFL), anterior talofibular ligament (ATFL) ve kalkaneofibular ligament (CFL)'tir (Arıncı & Elhan, 2001; Braddom R., 2004; McBryde Jr et al., 2007). Medial bölgede ise anterior tibiotalar, posterior tibiotalar, tibionavikular, tibiokalkaneal ligament tarafından oluşturulan deltoid ligament yer alır. (Arıncı & Elhan, 2001; Braddom R., 2004). Deltoid ligament üçgen şeklinde kuvvetli bir bağdır (Arıncı & Elhan, 2001). Alt bölümünde medial malleolden talusa uzanan, üst bölümünde medial malleolden kalkaneusun medialine yapışan medial parçaları içerir. Ön lifleri, talus ve navikulaya; arka lifleri, talusa uzanır (McBryde Jr et al., 2007). Deltoid ligament, medial bir ligamentöz destek sağlar (McBryde Jr et al., 2007). Deltoid ligament, ayak bileği eklemi ve subtalar eklemin abduksiyonuna güçlü bir şekilde karşı koyar. Ön bandın lifleri plantar fleksiyonda gerilirken; arka bandın lifleri dorsifleksiyon sınırında

gerilir (Watkins, 2010). Deltoid ligaman, ayak bileğini aşırı eversiyon veya abduksiyona karşı korur (Baltacı et al., 2016).

2.3.3 Subtalar Eklem (Talokalkaneal Eklem):

Subtalar eklem, talus ile kalkaneus kemiklerinin çeşitli bölgelerinde yer alan eklem yüzeylerinin oluşturduğu, oblik bir eksen etrafında hareket eden kompleks bir yapıdır. Bu eklem hareket eksenini değerlendirildiğinde, sagittal planda yaklaşık 42°'lik bir eğime, transvers planda ise anteromedial yönde 16° ila 23° arasında değişen bir açıya sahip olduğu bildirilmektedir. Bu anatomik özellik nedeniyle subtalar eklemindeki hareketler, bu oblik eksene dik olarak gerçekleşmektedir. Eklem sahip olduğu bu özel eksen yapısı, ön ayakta hareket açıklığını artırıcı bir etki oluşturmaktadır (Holowka & Lieberman, 2018). Yapılan çalışmalarda subtalar ekleminde dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon hareketlerinin sınırlı olduğu, buna karşın inversiyon, eversiyon, adduksiyon ve abduksiyon gibi çok yönlü hareketlerde önemli bir rol üstlendiği belirtilmiştir (Leporace et al., 2021).

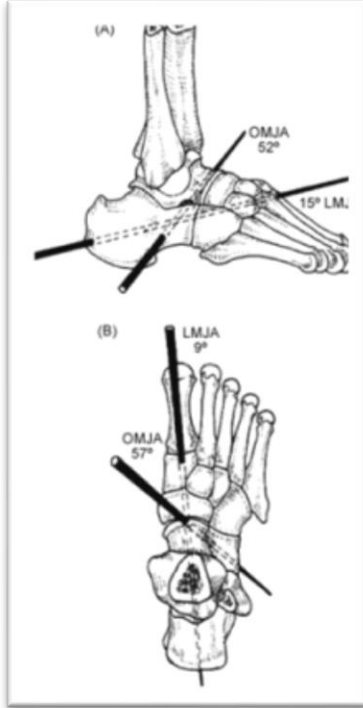


Şekil 2.5. Sol ayaktaki subtalar eklemnin yukarıdan aşağı ayağın inversiyon, nötr ve eversiyon konumlarındaki (a) yan, (b) üst ve (c) arka görünümünden 3 boyutlu görüntüsü.

2.3.4 Midtarsal Eklemler (Chopart Eklemi)

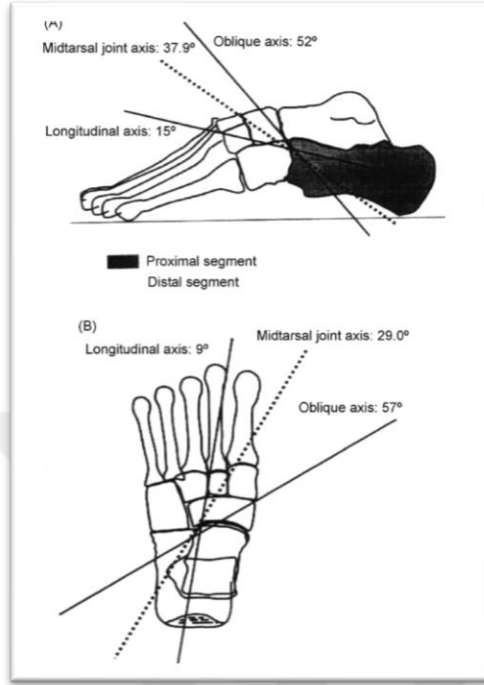
Midtarsal eklem, arka ayaktaki talus ve kalkaneus kemikleri ile orta ayakta yer alan naviküler ve kuboid kemiklerin birleşmesiyle oluşan karmaşık bir eklem yapısıdır. Bu eklem, özellikle yürüyüş sırasında arka ayağın yere ilk temas ettiği anda, ön ayağın stabilitesini koruyarak, ayak tabanının zemine uyum sağlamasına olanak tanır (Schilaty et al., 2023). Midtarsal eklem iki ana hareket düzlemi üzerinde işlev görür. Oblik eksen boyunca gerçekleşen hareketler arasında plantarfleksiyon ve dorsifleksiyon yer alırken; longitudinal eksen boyunca ise inversiyon ile adduksiyon ve eversiyon gibi hareketler gerçekleşmektedir. Bu çok yönlü hareket kabiliyeti sayesinde midtarsal eklem hem pasif stabiliteyi sağlayan yapılarla hem de aktif kas kontrolü ile uyum içinde çalışarak fonksiyonel denge sağlar (Tat ve ark., 2021).

Ayrıca bu eklem, subtalar eklem ile çalışarak ayakta supinasyon ve pronasyon gibi daha karmaşık hareketlerin koordinasyonuna olanak tanır (Wang ve ark., 2018). Midtarsal eklem bu çok eksenli hareket sistemi ve biyomekanik özellikleri, Şekil 5'te görsel olarak detaylandırılmıştır (Michaud, 1997; Tweed ve ark., 2008).



Şekil 2.6. Root'un midtarsal eklem hareket eksenleri için önerdiği eksenler

Midtarsal eklemin ortalama dönme eksenini, Nester ve ark. tarafından yeniden üretilmiştir (Nester et al., 2002). Şekil – 6’da ayakta dururken bacak rotasyonu sırasında midtarsal eklemin kinematiği gösterilmiştir.



Şekil 2.7. Ayakta dururken bacak rotasyonu sırasında midtarsal eklemin kinematiği

Midtarsal eklem yapılarının birlikte çalıştığı bir diğer yapı ise subtalar eklemdir. Subtalar eklemdaki pronasyon hareketi ile, kalkaneokuboid ve talonaviküler eklemlere ilişkin pozisyonun eksenleri paralel hale gelir (Xu et al., 2021). Bu mekanizmanın fonksiyon durumu incelendiğinde, pronasyon hareketinin MLA yüksekliğinde azalma ile karakterize olduğu yapılan çalışmalar ışığında saptanmıştır (Sancho et al., 2023). Bu durum ayağın fonksiyonel olarak daha esnek yapı kazanmasına neden olmaktadır. Subtalar eklemden görülen supinasyon hareketi ile eksenler arasındaki paralelliğin bozulduğu rapor edilmiş, bağlantılı bir yapı olarak midtarsal eklemden oluşabilecek supinasyon varlığında ise tam tersi bir mekanizma oluşarak, MLA’nın yükseldiği ve ayağın daha rijit bir hale geldiği bildirilmiştir (Monteiro et al., 2018). Midtarsal eklemlerin oblik eksen boyunca gerçekleşen dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketlerine katkıda bulunduğu; bu sayede ayak bileğinin hareket kabiliyetini artırarak subtalar eklemden hareketlerin ortaya çıkmasına zemin hazırladığı, yapılan araştırmalarla ortaya konmuştur (Halstead et al., 2016).Yapılan bir başka çalışmada, oluşan bu duruma ilişkin fonksiyon hareketinin, ayak bileği ve subtalar eklemlerinde

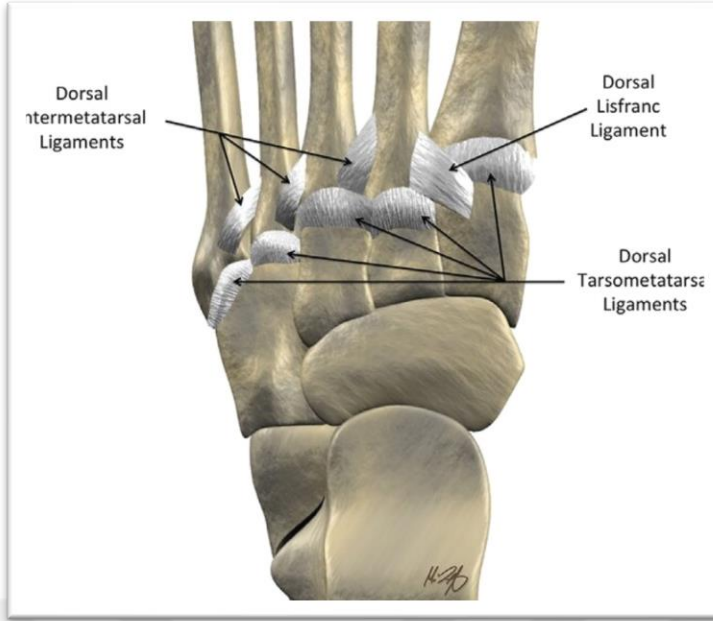
hareket kayıplarının olmasını önemli ölçüde azalttığını göstermiştir. Bununla birlikte yapılan başka bir çalışmanın sonucunda, midtarsal eklemle subtalar eklem hareketleri birbirine bağlı olmasının, bazı hareketleri yaparken birbirlerini zorlayabildiğini göstermiştir (Komisak, 2021). Midtarsal eklem bağlarından spring ligamentin, talus başını alttan destekleyerek medial longitudinal ark (MLA) stabilizasyonunda önemli rolü olduğu belirtilmiş (McBryde Jr et al., 2007), Song ve ark. (2018) tarafından yapılan bir çalışmada, midtarsal eklemlere yapışan bağların talus başını alttan desteklediği ve bunun medial longitudinal ark stabilizasyonunu önemli ölçüde etkilediği bildirilmiştir. Aynı çalışmada bu bağın kopması sırasında oluşan duruma ilişkin bulgulara bakıldığında, talus başının çöktüğü ve buna bağlı olarak, ayağın mediale doğru yer değiştirdiği saptanmıştır. Bu durum sonucunda ise, katılımcılarda düz taban oluşumunun sıklığında artış olduğu tespit edilmiştir. Midtarsal eklem bağlarının çok sayıda elastik lif içermesi bu durum ile ilişkilidir (Song et al., 2018; Tat et al., 2021).

2.3.5 Tarsometatarsal Eklemler (Lisfrank Eklemi)

Üç kuneiform ve kuboid kemiğin, ön taraflarında beş metatarsal kemikle yapmış oldukları planar grup eklemleridir. Ayağı ön ve orta ayak olarak ikiye ayırır (McBryde Jr et al., 2007; Oatis, 1988).

Ayakta, ön ve arka segmentleri birbirinden ayıran tarsometatarsal (Lisfranc) eklem, supinasyon, pronasyon, dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon gibi temel ayak hareketlerine sınırlı düzeyde katkıda bulunmaktadır. Ancak, bu eklemden gerçekleşen plantar fleksiyon hareketi ile metatarsophalangeal eklemlerde gözlenen dorsifleksiyon hareketleri arasında fonksiyonel bir ilişki olduğu ve birlikte ayak hareketlerine anlamlı katkı sağladıkları bildirilmektedir. Tarsometatarsal eklem tutunan ligamentöz yapılar, özellikle tarsometatarsal ligament, ayak stabilitesinde kritik bir rol oynamakta olup, söz konusu bağ yapısı bu eklem için primer stabilizatörü olarak tanımlanmaktadır (Arıncı, 2001; Oatis, 1988).

Tarsometatarsal (Lisfrank) eklem için normal anatomisi aşağıdaki görselde verilmiştir (Tafur et al., 2017).

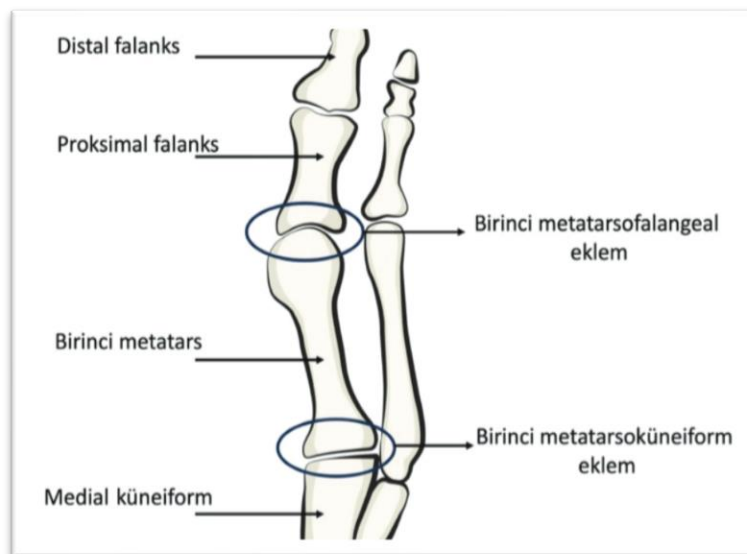


Şekil 2.8. Lisfrank (tarsometatarsal) eklemin normal anatomisi

2.3.6 Metatarsofalangeal Eklem

Metatarsların distali ile proksimal falanksların proksimal uçları arasında meydana gelen iki eksenli bir eklem olup abduksiyon, adduksiyon, dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketlerini açığa çıkarır.

Kemik yapılar Şekil 9’da gösterilmiştir (Pehlivanoglu G, 2024).



Şekil 2.9. Ayak birinci sırayı oluşturan kemiksel yapılar ve eklemler

Metatarsofalangeal eklemlerde eldeki hareketlere benzer şekilde hareket meydana gelmektedir ancak eldeki eklemlerden daha sınırlı bir hareket açıklığı tespit edilmiştir. El ve ayak arasındaki eklem hareket açıklığı farkının ana sebebi, ekstansiyonun fleksiyondan daha fazla olmasıdır. Bu durum yürüme faaliyetinin sorunsuz gerçekleşmesi için gerekli biyomekaniksel kolaylığı sağlar (Turner et al., 2008).

2.3.7 İnterfalangeal Eklemler:

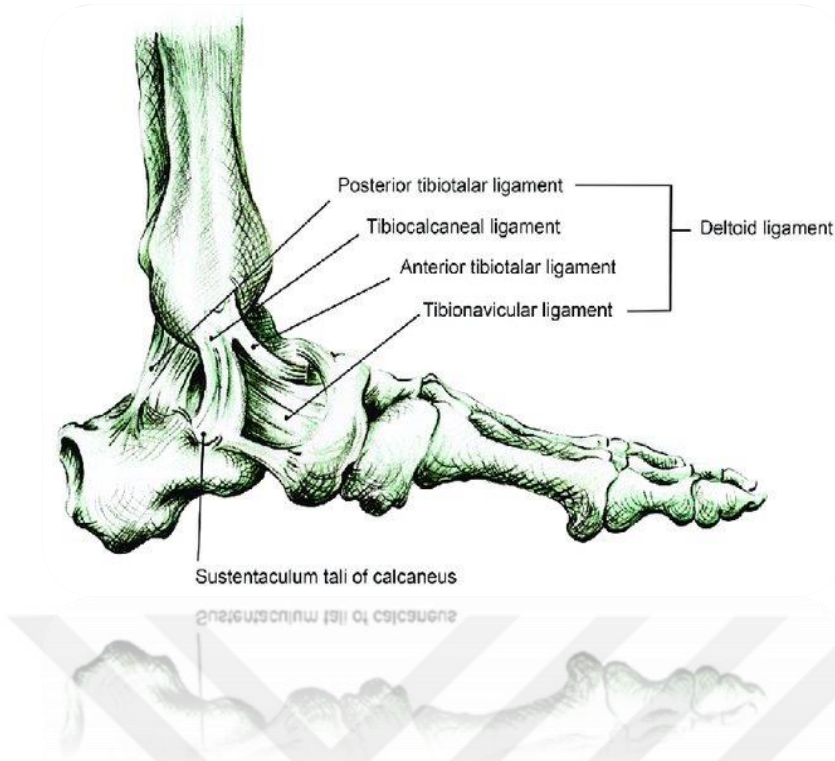
İnterfalangeal eklemler, ayak parmaklarındaki distal ve proksimal falanksar arasında yer alan menteşe tipi eklemler olarak tanımlanır. Bu eklemlerin temel özelliği, özellikle fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin gerçekleşmesine olanak sağlamalarıdır (Oskouei et al., 2022).

2.4 Ayak Bileği Bağ Yapıları

Ayak bileğinde yer alan bağ dokuları, kemikler arasındaki bağlantıyı sağlayan ve eklemlerin hem hareket kabiliyetini hem de anatomik işlevselliğini destekleyen önemli yumuşak doku yapılarıdır. Bu bağlar, ayağa gelen darbeleri absorbe ederek darbe etkisini azaltmakta ve yük taşıma sırasında ayağın dengeli şekilde hareket etmesine yardımcı olmaktadır. Söz konusu işlevler, bağ dokularındaki kolajen liflerin yönelimi ve kalınlığına bağlı olarak farklılık gösterebilir. Yapılan araştırmalar, ayak ve ayak bileği stabilitesini sağlayan toplam 112 adet ligament bulunduğunu ortaya koymuştur.

Ayağın bağ yapıları Lateral Kollateral Ligament Kompleksi , Sindezmotik ligament kompleksleri , Medial Ligament Kompleks olarak 3 ayrı bölümde incelenmektedir (Reinoso-Cobo et al., 2023).

Ayak bileğinin medial bağı olan deltoid bağ aşağıdaki görselde verilmiştir (Al-Mohrej & Al-Kenani, 2016).



Şekil 2.10. Ayak bileğinin medial bağı (*deltoid bağı*)

2.4.1 Lateral Kollateral Ligament Kompleksi

Ayak bileğinin lateralinde üç ligament bulunur ve bu ligamentöz yapılar talokrural eklemin desteklemesini sağlar. İlgili ligamentler sırası ile aşağıda gösterilmiştir (Halstead et al., 2016):

- 1) Posterior Talofibular Ligament (PTFL) ,
- 2) Kalkaneofibular Ligament (CFL),
- 3) Anterior Talofibular Ligament (ATFL).

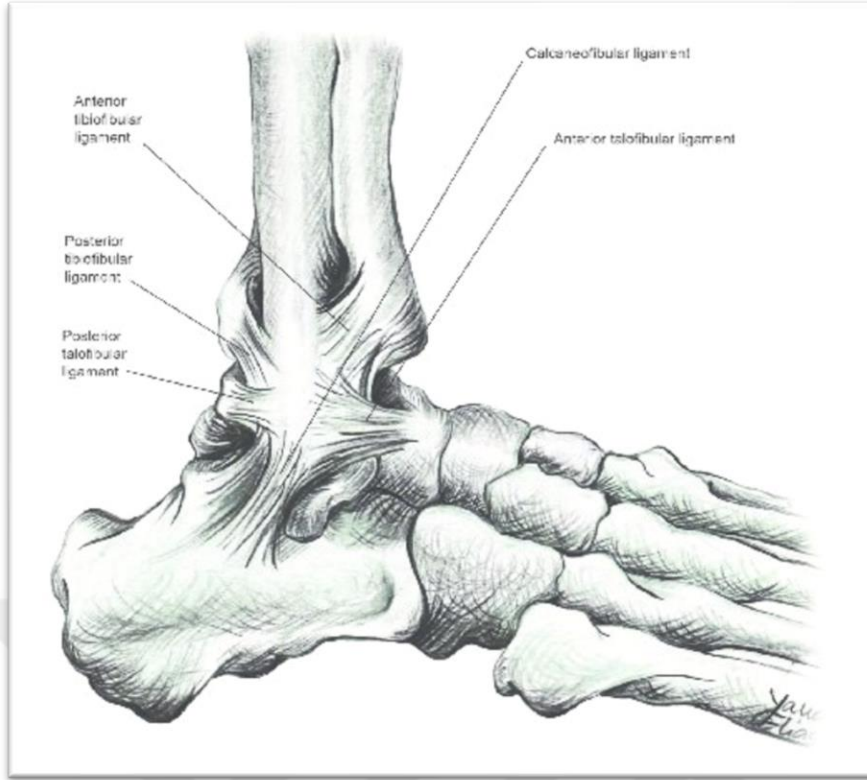
Lateral kollateral bağı yapıları, ayak bileği ekleminin hem ön-arka (anteroposterior) hem de dış (lateral) yönlerdeki stabilitesinin korunmasında önemli bir görev üstlenir. Bu bağlar, eklemin pozisyonuna göre ortaya çıkan rotasyon ve inversiyon gibi hareketleri sınırlayarak, özellikle varus yönlü streslere karşı koruyucu bir biyomekanik destek sağlar (McDevitt ve ark., 2022).

2.4.2 Anterior Talofibular Ligament

Ayak bileğinin dorsolateral kompartmanında yer alan Anterior Talofibular Ligament (ATFL), lateral malleolün ön kenarından başlayarak talusa doğru uzanır ve bu uzanım sırasında frontal düzleme yaklaşık 45°'lik bir açı yaptığı bildirilmektedir (Kejriwal & Annear, 2020). Fonksiyonel açıdan değerlendirildiğinde, ATFL'nin temel rolü, talusun iç rotasyon hareketini kontrol etmektir. Özellikle plantar fleksiyon pozisyonunda, bu bağ adduksiyon hareketini sınırlayarak talusun öne doğru (anteriora) kaymasını önler (Leporace et al., 2021). Bunun yanı sıra, ayak bileği eklemi plantar fleksiyondayken hareketin aşırılaşmasını engelleyen önemli bir stabilizatör görevi görür.

Nötral pozisyonda ayak bileği ile horizontal düzlemde hizalanan ATFL, dorsifleksiyon sırasında yukarıya, plantar fleksiyonda ise aşağıya doğru eğimli bir hal alır (Gupta et al., 2020). Literatürde, plantar fleksiyon sırasında bu bağın gerilme kuvvetinde anlamlı bir artış gözlemlendiği ve bu artışın, özellikle inversiyon hareketleri esnasında bağın yaralanma riskini artırdığı rapor edilmiştir. Bu da plantar fleksiyonda ayak bileğinin, ATFL tarafından sağlanan pasif dirence karşı daha savunmasız hale gelmesine yol açmaktadır.

Yapısal özellikleri incelendiğinde, ATFL'nin, aynı ligament kompleksinde yer alan Calcaneofibular Ligament (CFL) ve Posterior Talofibular Ligament (PTFL)'e kıyasla yaklaşık 3,5 kat daha düşük yük taşıma kapasitesine sahip olduğu ve bu nedenle lateral bağ yapıları arasında en zayıf halkayı oluşturduğu belirtilmektedir (Hollander et al., 2019). Ancak bazı çalışmalar, ATFL'nin yaralanma meydana gelmeden önce yüksek düzeyde deformasyonu tolere edebilecek esneklikte olduğunu da ortaya koymuştur (Collins, 2023). Ayak bileği ekleminin lateral kollateral ligament yapıları ile tibiofibular bağ yapısı Şekil 11'te görsel olarak sunulmuştur (Al-Mohrej & Al-Kenani, 2016).



Şekil 2.11. Ayak bileğindeki lateral kollateral ligamentler ve tibiofibular ligament

2.4.3 Posterior Talofibular Ligament

Posterior talofibular ligament, fibula distalinde bulunur. Posterior talofibular ligament (PTFL), anatomik olarak ayak bileği eklem kapsülünün dışında yer alan posteromedial bir bölgede başlamakta ve talus'un lateral tüberkülüne tutunmaktadır. Yapısal özellikleri itibariyle intrakapsüler olarak sınıflandırılrsa da sinoviyal zarın dışında konumlanması nedeniyle ekstrasinoviyal bir bağ dokusu olarak kabul edilmektedir. Bu konum, ayak bileği eklem boşluğu ile arka subtalar eklem arasındaki sınırı oluşturmaya olanak sağlar (Larkins et al., 2021). Ayrıca, Zhou ve arkadaşlarının (2020) yürüttüğü çalışmalarda PTFL'nin, ayak bileği bölgesinde yer alan lateral bağ kompleksleri içerisinde en yüksek yapısal bütünlüğe ve dayanıklılığa sahip komponent olduğu vurgulanmıştır. Plantar fleksiyon hareketi sırasında ayak bileğinin nötr pozisyonunda PTFL bağ yapısının gevşek bir halde bulunduğu ancak, aşırı dorsifleksiyon hareketinde gergin konuma geçtiği görülmüştür. Bu nedenle iki farklı bileşeni bulunan PTFL'nin kısa lifleri, ATFL yırtılmasından sonra iç rotasyon hareketini kısıtlamaktadır. Kalkaneofibular ligament disfonksiyon durumunun

oluşması halinde ise, PTFL ayak bileği dorsifleksiyon konumuna geçtiği ve adduksiyon hareketini inhibe ettiği saptanmıştır. Bu bulgular, posterior talofibular ligamentin (PTFL), ayak bileği bağları arasında yapısal olarak daha dayanıklı olduğunu ortaya koymaktadır (Xu et al., 2021; Zhou et al., 2020). Literatürde de PTFL'nin bu güçlü yapısının ayak bileği eklem stabilitesini desteklediği çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir (Tajdini et al., 2021).

2.4.4 Medial Ligament Kompleksi (Deltoid Bağ)

Medial ligament kompleksi, literatürde sıklıkla “deltoid ligament” olarak adlandırılmakta ve multifasiküler bir bağ grubu içerisinde değerlendirilmektedir. Bu kompleks yapının anatomik özellikleri bireyler arasında belirgin varyasyonlar gösterebilir (Shallan et al., 2023). Ayak bileği eklemi düzeyinde yer alan bu ligamentöz yapının orijini, medial malleolün başlangıç noktası olarak tanımlanmakta olup, oldukça karmaşık bir anatomik yerleşime sahiptir (Ambrosio et al., 2022). Medial ligament; talus, kalkaneus ve naviküler kemiklere uzanarak, medial ayak bölgesinde geniş bir yüzey alanına yayılan, üçgen biçimli ve fan şeklinde organize olmuş güçlü bir multiligamentöz yapı oluşturur (Song et al., 2018). Bu kompleks yapı, anatomik olarak yüzeysel ve derin olmak üzere iki ana tabakaya ayrılır. Yüzeysel bileşenler arasında önde tibionavikular bağ, ortada tibiokalkaneal bağ yer alırken; tibiokalkaneal bağın, medial malleolün 1–2 cm proksimalinden başlayarak sustentakulum tali'ye uzandığı bildirilmektedir (Rozis et al., 2020). Ayrıca posterior kısımda, yüzeysel tibiotalar bağ yapıları da bu kompleksin bir parçasını oluşturmaktadır. Derin tabaka ise anterior ve posterior tibiotalar bağlardan meydana gelir. Bu tabakada yer alan tibiospring ligamentin, deltoid bağ kompleksinin ayrılmaz bir parçası olarak değerlendirilmesi gerektiği vurgulanmaktadır (Palomo-Toucedo et al., 2023).

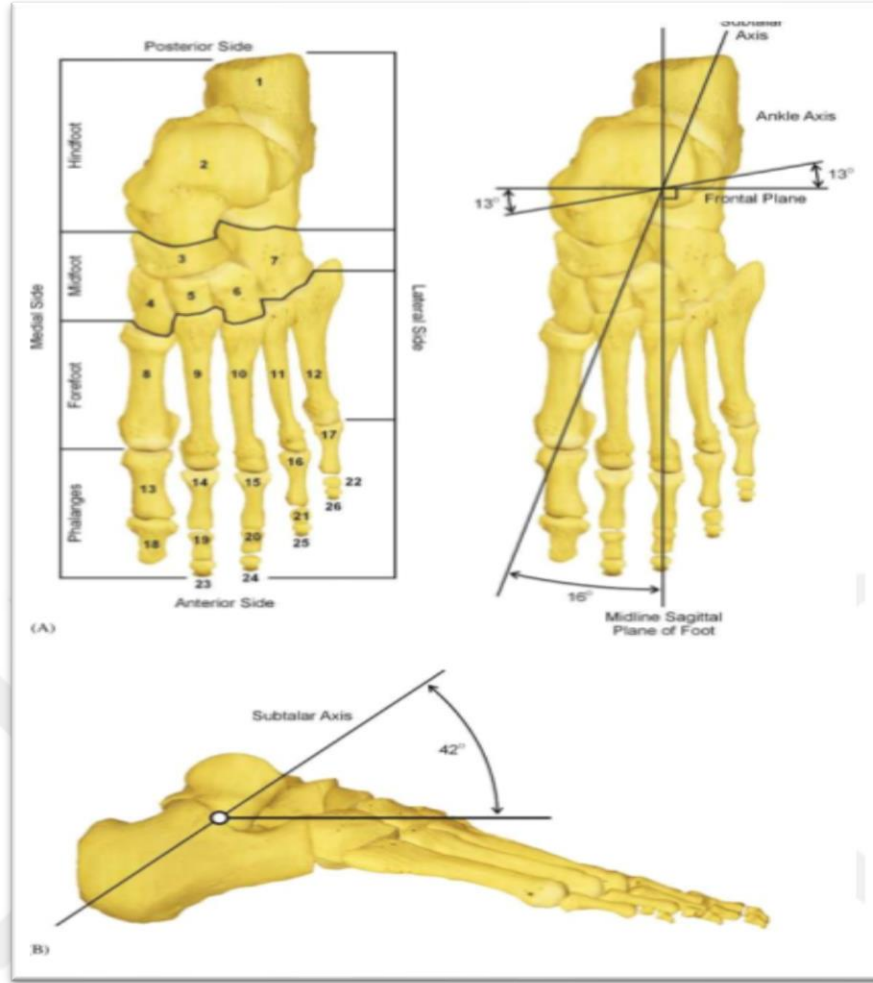
Deltoid bağın derin kısmına ilişkin anterior tibiotalar ligament (ATTLL) ve posterior tibiotalar ligament (PTTL) yapıları, talokrural eklem içerisinde yer alan medial stabilizatörler olarak nitelendirilmektedir. Bununla birlikte, yüzeysel kısma ilişkin tibiokalkaneal ligamentler (TKL) ise, talokalkaneal ve aynı zamanda talokrural eklem içerisinde stabilizasyondan sorumlu yapılar olarak gösterilmektedir. Literatürde yer alan güncel bulgular, ayakta yer alan derin yapıların, özellikle ayak bileği stabilitesinin

sağlanması kritik bir rol oynadığını ortaya koymaktadır. Bu doğrultuda gerçekleştirilen son çalışmalar, derin katmanın fonksiyonel katkısının, yüzeyel yapılara kıyasla daha belirgin olduğunu vurgulamaktadır (Leporace et al., 2021).

2.5 Ayak Biyomekaniği

Vücut biyomekaniği bir bütündür. Bu bütünlükte meydana gelen herhangi bir farklılık tüm segmentleri kötü şekilde etkiler. Ayak, vücut biyomekaniğinin temelini meydana getiren organlardan biridir (Sarı, Z., Otman, A. S., & Akman, M. N. (2010). Ağırlık taşıdığı tüm aktivitelerde destek yüzeyi ile teması sağlayarak şok absorpsiyonu, farklı zeminlere uyum sağlama ve öne ilerleme sırasında itme fazı için moment üretme gibi önemli görevleri yerine getirir (Cheng & Woo, 2020; Dawe & Davis, 2011). Çok sayıda eklemlili yapısı, kemikleri ve yumuşak dokularıyla birlikte oldukça karmaşık bir mekanik sistemdir ve alt ekstremitenin biyomekanik fonksiyonlarında da kritik bir görev üstlenir. Bu görevin yerine getirilmesi hem ayak içinde yer alan intrinsik hem de vücudun diğer bölgelerinde bulunan ekstrinsik kasların koordineli şekilde çalışmasıyla gerçekleşir. Vücudun dış ortama doğrudan temas eden tek bölgesi olması sebebiyle ayak, hem ayakta duruş sırasında denge ve destek sağlar hem de yürüyüş esnasında vücudun stabilitesini korur (Abboud, 2002). Normal ayakta duruş esnasında vücut ağırlığının %50'si topuğa, %50'si metatarsların distaline dağılmaktadır. Metatars distali de ağırlığı 1'den 5'e doğru 2-1-1-1-1 oranında taşır. (Demiralp & Atbaşı, 2020).

Ayağın topografik eksenleri Şekil 12'de gösterilmiştir (Goonetilleke, 2012).



Şekil 2.12. Ayağın topografik eksenleri

Ayağın fonksiyonel ve anatomik yapısı dört temel bölüme ayrılarak incelenmektedir; ön ayak, orta ayak, arka ayak ve ayak bileği. Bu bölümler birbirinden tamamen bağımsız olmayıp, aralarında yapısal ve işlevsel bir bütünlük bulunmaktadır. Kas, tendon ve ligamentlerin aynı anda mekanik strese maruz kalması, bu yapıların etkileşiminde dengesizliklere neden olabilir. Bu tür bir dengesizlik, yalnızca maruz kalan segmenti değil, ayak kompleksinin diğer bölümlerini de etkileyerek, tüm yapının biyomekanik stabilitesini bozabilecek yapısal ve fonksiyonel değişimlere yol açabilir (Collins, 2023; Goh et al., 2021).

2.6 Kas Mekanik Özellikleri

2.6.1 Kas Tonusu

Bir kasın uzamaya karşı gösterdiği direnç anlamına gelen kas tonusu, istirahat halinde motor ünitelerin kontrollü kontraksiyonlarının oluşturduğu pasif gerilim olarak tanımlanmaktadır. Kas dokusunun pasif elastikiyeti, viskoelastik özellikleri ve sinir sisteminin reaksiyonları kas tonusunu oluşturur. Kas tonusu nöromüsküler sistem tarafından düzenlenmekte ve kontrol edilmektedir (BALKAN & KARANFİL, 2021; Güzel et al., 2022). İskelet kası, tüm hareketler için gereken mekanik çıktıyı elde etmek amacıyla metabolik enerjiyi dönüştürür ve bu talebi karşılayabilmek için kasın, değişken kuvvet gelişimi ve gerilme oranları ile dereceli kuvvet üretme yeteneğine sahip olması gerekir. Bu durum, motor nöron ateşleme hızını değiştirerek, farklı mekanik ve metabolik özelliklere sahip motor ünitelerini işe alarak sağlanabilmektedir. Kas aktivasyonu, bir kasın ne kadar uyarıldığını ifade eder. Bu hem uyarılmış kas hücrelerinin sayısını hem de bu hücrelerin uyarılma sıklığını kapsamaktadır. Kas frekansı ise, bir kasın içindeki motor ünitelerin aktivasyon hızını ifade eder ve bu da kas performansı ve verimliliği üzerinde önemli bir etkiye sahip olabilir (Avila et al., 2023; Holt et al., 2014).

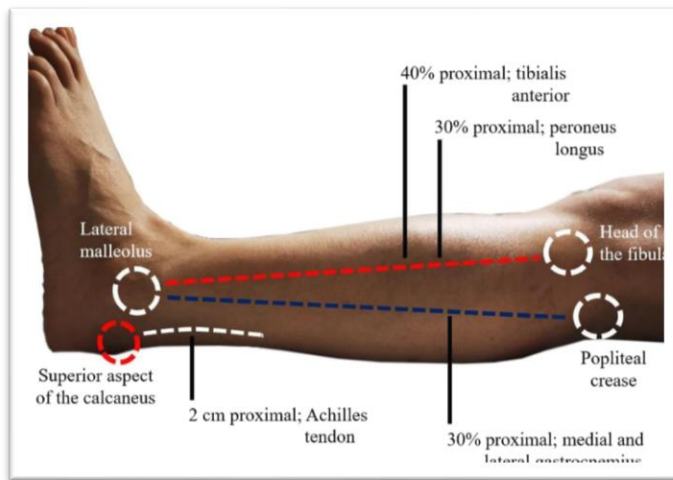
2.6.2 Sertlik (Rijidite)

Sertlik, dokunun biyomekanik özelliğidir ve bu özellik, kasılmaya veya dokunun başlangıç şeklinin deformasyonuna neden olan dış bir kuvvete karşı gösterdiği dirençle açıklanır (Brughelli & Cronin, 2008). Esnekliği olumsuz etkileyen kas sertliği, kasın deforme edici kuvvetlere karşı direncidir. Tendonların mekanik özellikleri, dinamik performansla ilişkilendirilmiş ve yüksek sertlik değerlerinin, hızlı esneme-kısalma aktiviteleri ve yüksek hızda hareket gerektiren eylemler için faydalı olduğu gösterilmiştir (Brughelli & Cronin, 2008; Gavronski et al., 2007).

2.6.3 Elastikiyet

Esneklik kavramıyla sıklıkla karıştırılan kas elastikiyeti, herhangi bir nesneye etkili bir kuvvet uygulanarak kastaki kasılmanın ardından nesnenin uygulama sonunda eski haline dönebilme yeteneği olarak tanımlanabilir. Bir yapı çok elastik hale gelirse, kuvvetin azalmasıyla aşırı yükleme meydana gelebilir. Çok sert hale gelirse, kinetik zincirde kuvvetlerde bir artış olabilir (Jarocka et al., 2011; Macrum et al., 2012). Kros-köprülerin, aktin, miyozin ve titin filamentlerinin yanı sıra ekstrasellüler matriks içindeki kollajen liflerinin elastik özellikleri, kasların fonksiyonunun merkezidir. Bu yapıların elastikiyetinin fonksiyonları için gerekli olduğu fikri, elastik özelliklerdeki değişimin fonksiyon değişikliği ile korelasyonu olduğu gözlemleriyle desteklenmektedir. Örneğin, miyozin baş bölgesinde meydana gelen bir nokta mutasyonu, kros-köprü sertliğini değiştirerek kas kuvveti çıkışında bir değişikliğe yol açmaktadır (Roberts, 2016). Sporcuların kas elastikiyetinin sporcuların performansını doğrudan etkileyen faktörlerden olan uygun ısınma protokollerinin uygulanmaması, daha önce geçirilmiş sakatlıklar, kötü ve yetersiz beslenme, yanlış antrenman programlaması gibi faktörlere bağlı olarak azalması sonucu sporcuların kaslarının daha çabuk yorulduğu ve bunun sonucunda kasılma hızlarının sınırlı olduğu belirlenmiştir (Gervasi vd., 2017; Masi & Hannon, 2008; Chuang vd., 2012).

Görselde alt ekstremité kasları olan Tibialis Anterior (TA) ve Peroneus Longus (PL) kasları için myotonometrik ölçüm pivot noktaları gösterilmiştir (Taş et al., 2022).



Şekil 2.13. Tibialis Anterior (TA) ve Peroneus Longus kasları için myotonometrik ölçüm pivot noktaları

2.7 Ayak Biyomekanikleri ve Alt Ekstremité Kasları Arasındaki İlişki

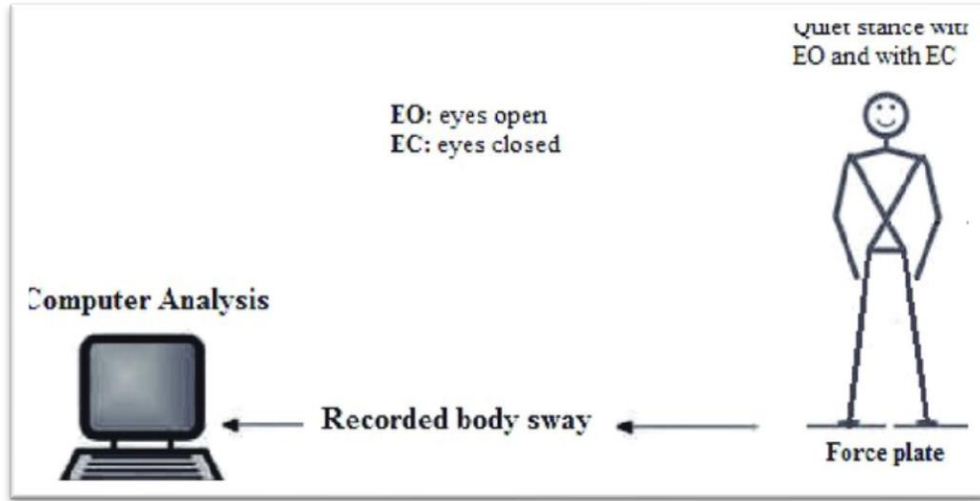
Alt ekstremité kaslarının biyomekaniği, genel hareket verimliliğini ve performansını belirlemede, atletik kapasiteyi ve yaralanma riskini etkileyen kritik bir rol oynar (Cebolla et al., 2015). Kas mimarisi, lif kompozisyonu ve tendon sertliği gibi faktörler, koşma ve zıplama gibi dinamik görevlerde kuvvetlerin nasıl üretildiğini ve uzuvlar boyunca nasıl iletildiğini etkiler. Son araştırmalar, bu biyomekaniği anlamanın, antrenman sonuçlarını iyileştirme, rehabilitasyon stratejilerini geliştirme ve exoskeleton gibi yardımcı cihazların tasarımını optimize etme açısından önemini vurgulamaktadır; çünkü bu cihazlar, alt ekstremité desteği ve hareketliliğini iyileştirmek için doğru kas fonksiyonu modellerine dayanır (Cebolla et al., 2015).

2.8 Postural Stabilite ve Denge

2.8.1 Postural Stabilite

Postüral stabilite, periferik ve merkezi sinir sisteminden elde edilen bilgilerin girişi, işleme ve çıkışı sonucu meydana gelen bir durumdur. Postüral stabilite ile ilgili bilgiler görsel, vestibüler ve somatosensoryal bilgileri içermektedir. Görsel sistem, çevre ve göz ile horizon arasındaki ilişki ile ilgili bilgiler sağlar. Vestibüler sistem ise, baş ve vücut pozisyonu ile ilgili bilgilerin yanı sıra, hareketli destek yüzeyinden elde edilen geri bildirimlerle ilgili bilgiler de sağlamaktadır. Somatosensoryal sistem, ağrı, ısı algılama ve proprioepsiyonu içeren bütün periferik bilgileri kapsamaktadır (Hupperets et al., 2009; Page et al., 2010; Riemann & Lephart, 2002).

Postüral stabilitenin değerlendirilmesine ilişkin görsel aşağıda verilmiştir (Rezaeipour, 2018)



Şekil 2.14. Postüral stabilite ölçümüne ait şematik görsel

2.8.2 Denge

Denge, stabilizasyon ve belirli bir yöne yönlendirme amacıyla vücudun uzaydaki konumunu kontrol etme yeteneğidir. Diğer bir tanımı ise mekanik olarak, vücut kütlelerinin merkezini destek yüzeyinin sınırlarında sürdürme yeteneğidir. İnsan dengesi, görsel, somatosensoriyal, vestibuler ve serebellar sistemleri içeren çoklu duyuşsal bir süreçle sağlanır. Çeşitli çevre koşullarında postural kontrolü korumak için, bu sistemlerin yakından entegre edilmesi gerekir (Hsu et al., 2009; Nejc et al., 2010; Shumway-Cook, 2007). Destek yüzeyi, ayaklar arasındaki alan ve bireyin de üzerinde durduğu zemin alanı ile tanımlanabilir. Vücut dengesi, ayaklar tarafından oluşturulan destek yüzeyi üzerindeki ağırlık merkezinin korunmasıyla oluşur. Postural kontrol (denge) statik olarak minimal hareketle destek tabanını muhafaza etme yeteneği ve dinamik olarak stabil bir pozisyonu korurken bir görevi yerine getirme yeteneğidir (Da,1990; Panjan & Sarabon, 2010; Wiener-Vacher, 2008). Statik dengede, ağırlık merkezi hareket ederken destek yüzeyinde sabit kalır. Böylece destek yüzeyi üzerinde ağırlık merkezi korunmuş olur. Dinamik dengede hem ağırlık merkezi hem de destek yüzeyi sürekli hareket halindedir ve ağırlık merkezi hareketin duruş aşaması sırasında asla destek tabanı ile hizalanamaz (Rine et al., 1996; Woollacott & Tang, 1997).

Denge, kas-iskelet sistemi ile nörolojik sistemin etkileşimini içeren çok yönlü bir süreç olup, bireylerin günlük yaşam aktivitelerini güvenli ve etkili bir şekilde gerçekleştirmesinde temel bir performans bileşeni olarak değerlendirilmektedir. Bu

aktivitelerin sağlıklı bir biçimde sürdürülebilmesi için vestibüler sistem, üç temel motor refleks üretir: Görsel çevrenin sabitlenmesini sağlayan vestibulooküler refleks (VOR), başın stabilitesinden sorumlu vestibulokolik refleks (VKR) ve vücut postürünün korunmasına katkı sağlayan, aynı zamanda motor gelişimin önemli evrelerinin kazanımında rol oynayan vestibulospinal refleks (VSR) (Jacobson et al., 1993; Rine et al., 2004). Vücudumuz farklı stratejiler kullanarak dengeyi korur. En genel iki tanesi kalça ve ayak bileği stratejisidir (Oatis, 2009; Winter et al., 1998). Birincisi, destek yüzeyi hareket ettiğinde veya dengede bozulma daha büyük olduğunda vücudumuz tarafından kullanılır. İkinci strateji ise genellikle dönme veya daha küçük bozulmaları telafi etmek için kullanılır. Bu ikisi arasındaki katı ayırım sadece daha basit hareketlerde çizilebilir. Bu iki strateji dengeyi sağlama çabası arttıkça, çeşitli perturbasyonları telafi ederek veya daha zorlu becerilerin yürütülmesini sağlayarak senkronize bir şekilde çalışmaktadır (Bardy et al., 2002). Denge kontrol yeteneği günlük yaşam için hayati öneme sahiptir ve denge kontrolü eksikliği düşmelere veya kas-iskelet sistemi bozukluklarına yol açabilir (Merlo et al., 2012; Trojjan & McKeag, 2006). Literatürde denge performansını değerlendirmek için, tek ayak üzerinde durma sırasında postural salınımının değerlendirilmesi sıklıkla kullanılmaktadır. Vücudun tek ayak üzerinde durma sırasında yere temas eden tek parçası olan ayak, kütle merkezini destek tabanı içinde tutmak için yeterince stabil olmalıdır. Bunun için kuvvet üreten yapılar olarak ayak kasları (ekstrinsik ve intrinsik ayak kasları dahil) stabilite ve denge kontrolüne katkıda bulunur. Ekstrinsik ayak kaslarının tek bacak üzerinde ayakta dengede önemli bir rol oynadığı gösterilmiştir. Bu kasların yorulması denge testleri sırasında artmış postural salınımına neden olmaktadır (Duclos et al., 2014; Moghadam et al., 2011; Suponitsky et al., 2008). Bazı araştırmacılar ayrıca origo ve insersiyoları ayakta olan intrinsik kaslarının da tek bacak üzerinde ayakta durma ve hareket sırasında ayağı stabilize ederek denge kontrolünde rol oynayabileceğini bildirmişlerdir (McKeon et al., 2015).

2.9 Alt Ekstremité Kas Mekanik ve Denge Arasındaki İlişki

Kas fonksiyonlarının gerçekçi bir şekilde modellenmesi, kas yapısı ve fizyolojisi hakkındaki bilgiye dayalı olmalı ve motor nöron aktivitesini ve mekanik harekete dahil

olan motor ünitelerinin ürettiği gücü temsil etmelidir. Bu tür bir yaklaşım, kası, tüm kası etkileyen bir giriş (aktivasyon sinyali) ile kontraktıl ve elastik elemanların bir kombinasyonu olarak temsil eden Hill tipi modellerden (Zajac, 1989; Brown et al., 1999) ilerlemeyi ifade eder. İskelet kasları, sinirsel kontrol sinyallerini, koordineli bir motor görev gerçekleştirmek için vücut segmentleri üzerinde etki eden kuvvetlere dönüştürür. Bu dönüşüm, kasların özelliklerinin karmaşık olmasının yanı sıra, tendonun kas gücünün iskelete iletimini etkilemesi nedeniyle de karmaşıktır (Zajac, 1989). Postural kontrol, koordineli hareketler yoluyla vücudun farklı bölümlerinin birbirine ve çevreye göre konumu ve hizalanması ile yakından ilişkilidir (Bankoff et al., 2006; Júnior & Barela, 2006). Doğru postural hizalamanın korunması, uygun ayak pozisyonuna ve ayağın arklarının yüksekliğine bağlıdır. Jankowicz- Szymanska ve ark. (Jankowicz-Szymanska et al., 2015), çalışmalarında statik denge seviyesi ile MLA arasında bir korelasyon bulunmuştur. Bununla birlikte ayak posturündeki değişikliklerin yürüyüş paternini ve postural dengeyi etkilediği bildirilmiştir (Menz et al., 2005; Twomey et al., 2010). Dengenin sağlanması için vestibüler, görsel ve proprioseptif sistemlerden kesin veriler alınması birbirleri ile bağdaştırılması, gereksiz bilgilerin atılması ve seçilen bilgilerin alt ekstremitelerin eklemleri boyunca uygun ve koordineli kas-iskelet yanıtlarının seçimine ve yürütülmesine entegre etmesini gerektirir. Ayrıca postural dengenin sağlanması, merkezi sinir sisteminin somatosensoriyel, görsel ve vestibuler duyu sistemlerinden afferent bilgileri işleminin yanı sıra alt ekstremitelerin eklemleri boyunca uygun ve koordineli kas-iskelet yanıtlarının seçimine ve yürütülmesine entegre etmesini gerektirir (Aksoy & Öztürk, 2011; Riemann et al., 1999). Diz veya ayak bileğinin atlama, koşma, fırlatma gibi birçok aktivite sırasında stabil kalabilmesi için dinamik eklem stabilitesi gereklidir ve bu stabilite çok sayıda nöromüsküler mekanizmanın karmaşık bir etkileşimine bağlıdır (Emery, 2003; Shepard & Telian, 1996; G. N. Williams et al., 2001). Dengeyi sağlamak için üç ana kas grubu, ayak bileğini geçerek kalkaneus üzerine yapışan aşıl tendonu ile ayak bileğini ve üçlü eklem kompleksini (subtalar eklem, talonavikular eklem ve kalkaneokuboid eklem) geçer. Bu kaslar genel olarak subtalar eklem evertörleri (ekstansor hallucis longus, ekstansor digitorum longus, peroneus longus ve brevis kasları), subtalar eklem inverterleri (tibialis posterior, fleksor digitorum longus, fleksor hallucis longus kasları) ve nispeten subtalar eklemi nötral pozisyonda tutan tibialis anterior ve aşıl kompleksidir (Jastifer & Gustafson, 2014). Kuvveti meydana getiren ayak kasları (ekstrinsik ve intrinsik ayak kasları dahil)

stabilite ve denge kontrolüne katkıda bulunur. Ekstrinsik kaslarının tek ayak üzerinde ayakta dengede durmada önemli bir rol oynadığı gösterilmiştir. Bu kasların yorulması denge testleri sırasında artmış postural salınıma neden olur (Duclos et al., 2014; Suponitsky et al., 2008). Bazı araştırmacılar ayrıca intrinsik ayak kaslarının aynı zamanda tek ayak üzerinde durma ve hareket sırasında ayağı stabilize ederek denge kontrolünde rol oynayabileceğini öne sürmüşlerdir (L. Kelly et al., 2013; L. A. Kelly et al., 2012; McKeon et al., 2015). Ayak sağlığının, denge kontrolü, yürüme paternleri ve lokomotor gelişimini destekleyebileceği veya olumsuz etkileyebileceği sonucunu elde eden çeşitli çalışmalardan farklı sonuçlar bildirilmiştir (Crosby, 2016; Shumway-Cook & Woollacott, 1985; Staheli, 1991; Wenger et al., 1989). Bununla birlikte dengede meydana gelen bozulma, yürüyüş paternleri ve motor beceri performansı gibi alt ekstremitenin koordinasyonunu etkiler (Tan, 2019). Denge yeteneği, günlük yaşamda düşmeleri ve yaralanmaları önlemek, fonksiyonel aktiviteleri sürdürmek için hayati öneme sahiptir. Genel vücut dengesini korumak ve geliştirmek için alt ekstremit ve merkez (core) kaslarında dengeyi geliştirmek ve güçlendirmek önemlidir (Jo et al., 2022). Birçok çalışma, fonksiyonel görevlerle ilişkili olarak kas aktivasyon paternlerinin önemini vurgulamıştır (Cui et al., 2023; Li et al., 2023). Kas aktivitesi asimetrisinin hareket verimliliğini olumsuz etkileyebileceği bilinmektedir (Castagneri et al., 2019; Pietraszewski et al., 2020). Ayrıca, asimetrik kas aktivasyonu, hareketsiz orta yaşlı bireylerde dinamik stabilite sınırlarının değişmesi (Ku et al., 2016), yürüyüş gibi aktiviteler sırasında eklem mekaniği ve dinamik stabilitenin bozulması ile ilişkilendirilmiştir (Tajdini et al., 2022).

2.9.1 Denge Değerlendirmesi

Denge, bireylerin günlük yaşam aktivitelerini güvenli ve etkin bir şekilde gerçekleştirebilmesi için kritik bir motor beceridir. Vücut pozisyonundaki herhangi bir değişikliğe tepki vererek vücudun stabil ve kontrol altında kalmasını düzenler (Hillsdon & Foster, 2018; Lengkana et al., 2020). Statik denge, bir bireyin sabit bir pozisyonda stabilitesini koruma yeteneğini ifade ederken, dinamik denge hareket sırasında stabiliteyi sürdürebilme kapasitesini ifade eder (Guyton & Hall, 2006; Kenney et al., 2022).

Denge statik ve dinamik olarak iki farklı şekilde değerlendirilmelidir (Hillsdon & Foster, 2018; Petró et al., 2017).

2.9.2 Statik dengenin değerlendirmesi

Kişinin sabit bir pozisyonunda dururken gerçekleştirdiği dengenin değerlendirilmesidir.

2.9.2.1 Stres yiklemeden yapılan değerlendirmeler:

Testin uygulanışı, birbirinden farklı pozisyonlarda görsel ve proprioseptif girdilerin değiştirilmesi ile sağlanmaktadır. Normal düz bir zemin üzerinde hastanın gösterdiği postüral salınımların büyüklüğü ile uygun ve yeterli denge reaksiyonlarını gösterip göstermediği not edilir. Test, gözler açık veya kapalı olarak değerlendirilebilir. Testler yumuşak zeminde yapıldığında, proprioseptif girdinin değişmesi nedeniyle denge kurmak zorlaşır.

Romberg Testi: Statik dengeyi değerlendiren özel bir testtir. Kişi ayakları paralel olacak şekilde ayakta dik durur ve 20-30 saniye (sn) kadar gözlerini kapalı tutar. Test eden kişi sallanma miktarına subjektif olarak karar verir. Aşırı miktarda sallanma veya test sırasında adım atmalar denge kaybını gösterir (Akgl et al., 2018; Black et al., 1982).

Flamingo Denge Testi: Bireylerin özellikle sporcularda statik denge becerilerini değerlendirmek amacıyla kullanılmaktadır. Bu testin güvenirlik katsayısının 0.70'in altında olduğu belirtilmiştir (Tsigilis ve ark., 2002). Testin uygulanmasında kullanılan araç; uzunluğu 50 cm, genişliği 3 cm ve yüksekliği 5 cm olan bir kirişten oluşmaktadır. Kirişin her iki ucu, 15 cm uzunluğunda, 4 cm genişliğinde ve 5 cm yüksekliğinde destek yapılarla sabitlenmiştir. Testin gerçekleştirileceği zemin düz, sert ve kaymaz özellikte olmalıdır. Testin uygulanması sırasında katılımcıdan destek ayağını kullanarak denge platformu üzerine çıkar ve dengesini sağlamak amacıyla başlangıçta uygulayıcıdan destek alabilir. Diğer bacağını diz hizasından bükerek aynı taraftaki kalçasına doğru çeker ve aynı taraftaki eliyle ayak bileğini tutar. Katılımcı kendini hazır hissettiğinde destek elini bırakır ve süre başlatılır. Test süresi toplamda 60 saniyedir. Bu süre içinde, katılımcı dengesini kaybedip yere temas ettiğinde veya ayağını bıraktığında kronometre durdurulur; kişi yeniden denge pozisyonuna geçtiğinde süre kaldığı yerden devam ettirilir. Test boyunca yaşanan her denge

bozulması “hata” olarak sayılmış ve katılımcının performansı bu toplam hata sayısına göre değerlendirilmiştir (Tsigilis & Theodosiou, 2008).

2.9.2.2 Stres yükleyerek yapılan değerlendirmeler:

Bireyin farklı vücut pozisyonlarında (örneğin emekleme, diz üstü, yarım diz çökmüş, oturma ve ayakta durma gibi) denge yanıtlarını değerlendirmek amacıyla kontrollü itme uyarıları uygulanmaktadır. Bu değerlendirme süreci, şuurlu (bilinçli) ve otomatik olmak üzere iki şekilde gerçekleştirilir. Şuurlu statik denge testinde, itme yönü kişiye önceden bildirilir ve uygun dengeleme ya da koruyucu reaksiyonların geliştirilmesi beklenir; atipik tüm tepkiler kayıt altına alınır. Otomatik statik denge testinde ise itme yönü hakkında önceden bilgi verilmeden ani itmeler yapılır ve bireyin doğal tepkileri gözlemlenir. Her iki test de değerlendirme sürecinin bütünlüğü açısından gözler açık ve gözler kapalı koşullar altında tekrarlanır (Sibley et al., 2015).

2.9.3 Dinamik Dengenin Değerlendirilmesi

Bireyin farklı motor aktiviteler esnasında denge kontrolünün değerlendirilmesi, fonksiyonel denge analizinin önemli bir bileşenidir. Bu kapsamda, emekleme pozisyonuna geçiş, diz üstü duruşa gelme, yarım diz üstü pozisyona geçiş, oturma, ayağa kalkma, tek ayak üzerinde durma ve yürüme gibi çeşitli işlevsel hareketler sırasında denge performansı gözlemlenir ve değerlendirme formuna kaydedilir. Söz konusu değerlendirmeler, bireyin görsel girdilerle dengesi arasındaki ilişkiyi anlamaya yönelik olarak hem gözler açık hem de gözler kapalı koşullarda uygulanabilir (Tyson & Connell, 2009). Ayrıca, denge tahtası veya denge topu gibi instabil yüzeyler üzerinde gerçekleştirilen değerlendirmeler de dinamik denge kapasitesini ölçmeye yönelik yöntemler arasında yer almaktadır (Tyson & Connell, 2009).

Fonksiyonel Uzanma Testi: Bireyin dinamik denge kapasitesini değerlendirmeye yönelik klinik bir ölçüm aracıdır. Uygulama sırasında kişi, ayakları paralel şekilde konumlandırılmış olarak, bir duvar kenarında dik pozisyonda durur. Duvara, kişinin omuz hizasına gelecek şekilde bir ölçüm çubuğu yerleştirilir. Katılımcıdan kolunu

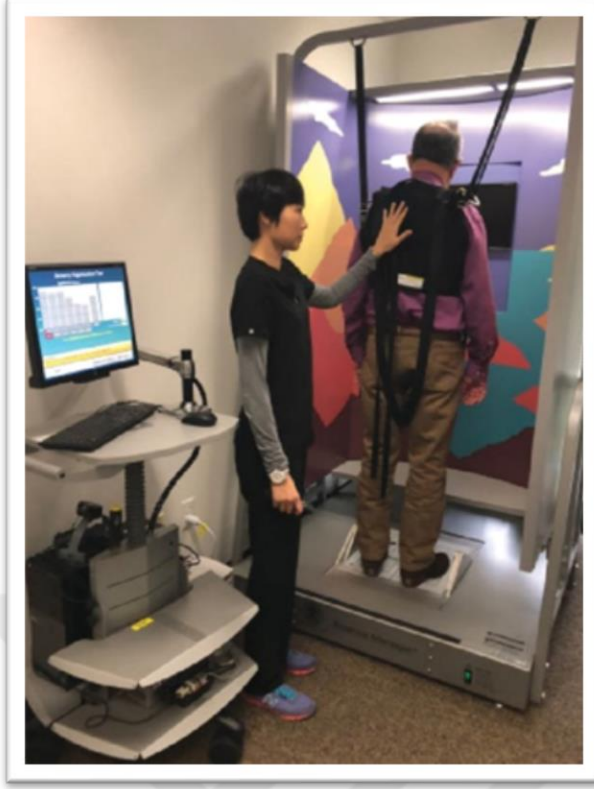
omuz seviyesinde, 90° fleksiyonda kaldırması istenir ve bu pozisyondaki parmak ucu hizası başlangıç noktası olarak işaretlenir. Ardından, kişinin öne doğru denge kaybı yaşamadan maksimum derecede uzanması istenir; ulaşılan nihai mesafe ölçülerek kaydedilir. Sağlıklı bireylerde bu mesafenin ortalama 45–50 cm civarında olduğu, denge sorunu olan bireylerde ise bu değerin anlamlı şekilde azaldığı bildirilmektedir. Testin genişletilmiş versiyonunda, sadece anterior yönde değil, aynı zamanda posterior ve her iki lateral yönde de uzanma mesafeleri ölçülmektedir (Smith et al., 2004).

2.9.4 Laboratuvar Ortamında Dengenin Değerlendirilmesi

- Duyusal organizasyon testi
- Dengenin kinematik analizi
- Motor kontrol testi bilgisayarlı ortamda forceplate üzerinde dengeyi değerlendiren testler

Bilgisayarlı dinamik postürografi günlük yaşamda karşılaşılabilecek durumlara benzer şekilde düzenlenmiş farklı test pozisyonları kullanılarak, bireyin ayakta durma dengesini değerlendiren objektif bir yöntemdir. Duyu organizasyon testi (Sensory Organization Test), denge sınırları testi (Limits of Stability) ve ritmik ağırlık aktarma testi (Rhythmic Weight Shift) olarak değerlendirme imkânı sunar ve verileri normal değerlerle karşılaştırır (Lipsitz et al., 2015).

Bilgisayarlı dinamik posturografi (CDP) ile yapılan postüral stabilite testi şekil 13'te gösterilmiştir (Gans & Rauterkus, 2019).



Şekil 2.15. Bilgisayarlı dinamik posturografi (CDP) ile yapılan postüral stabilite testi

2.9.5 Dengeyi Değerlendiren Fonksiyonel Skalalar ile Dengenin Değerlendirilmesi

Kapsamlı bir denge değerlendirmesi; yalnızca denge bozukluklarını değil, aynı zamanda bireyin dengeye ilişkin fonksiyonel yetersizliklerini de ölçebilecek nitelikte olmalıdır. Bu tür bir değerlendirme sırasında, kişiden belirli bir denge görevini yerine getirmesi istenirken, ilgili performans klinisyen tarafından doğrudan gözlemlenerek değerlendirilir.

Berg Denge Skalası: Desteksiz oturma, oturma pozisyonundan ayağa kalkmaya geçiş, desteksiz ayakta durma, gözler kapalı ayakta durma, ayaklar bitişikken ayakta durma, ileri uzanma, zemindeki objeyi alma, dönerek sağ ve sol omuz üzerinden bakma, 360° dönme, basamağa alternatif dokunma, topuk/parmak ucu basma, tek ayak üzerinde durma, ayakta duruştan oturmaya geçme, transferler aktivitelerini içeren 14 aşaması

vardır. Testi yapan kişi hastayı aktivite sırasında gözlemleyerek 0 ile 4 arası skorlar verir (Bogle Thorbahn & Newton, 1996).

Timed Up and Go (TUG) Testi : Bireyin denge ve yürüme fonksiyonlarını pratik ve hızlı bir şekilde değerlendirmek amacıyla sıklıkla kullanılan klinik bir testtir. Uygulama sırasında bireyden, oturduğu sandalyeden ellerini ve kollarını kullanmadan kalkması, kısa bir süre ayakta sabit şekilde durması, ardından 3 metre ileri yürümesi, bulunduğu noktada 180° dönmesi ve başlangıç noktasına geri dönerek sandalyeye tekrar oturması beklenir. Bu performans, gözlemsel değerlendirmeye dayalı olarak 1-5 arasında bir ölçekle puanlanır (Podsiadlo & Richardson, 1991).

Tinetti Denge Performans Değerlendirmesi: Denge ve yürüme durumunu değerlendirmeye yarayan tarama niteliği taşıyan bir testtir. Testin dengeyi değerlendiren bölümü 16, yürümeyi değerlendiren bölümü 12 puan olmak üzere maksimum 28 puan üzerinden skorlanır. Desteksiz oturma, oturmadan ayağa kalkma, ayakta durmadan oturmaya gelme, desteksiz ayakta durma, gözler kapalı ayakta durma, 360 derece dönme, sternal itme sırasındaki performans değerlendirilir (Yücel et al., 2012).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Araştırmanın Tipi

Araştırmamız tanımlayıcı nitelikte kesitsel (cross-sectional) bir çalışmadır.

3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Bu araştırma etik kurul onayını takip eden 1 ay içinde Bandırma Onyedi Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü laboratuvarında yapılmıştır.

3.3 Araştırmanın Evreni ve Örneklemi

Araştırmamızın evrenini Bandırma Onyedi Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon bölümünde okuyan öğrenciler oluşturmuştur.

Araştırmada yer alan katılımcılar basit rastgele örnekleme yöntemi ile belirlenmiş olup örneklem büyüklüğü için G*Power 3.1.9.7 kullanılmıştır. Araştırmamızda primer ölçeğimiz olan MyotonPRO (Myoton AS, Tallinn, Estonia) aşıl tendonu kas frekansı kullanılarak yapılan bir çalışma referans alındığında örneklem büyüklüğünün etki büyüklüğü = 0.45, %95 güç, $\alpha = 0,05$ anlamlılık düzeyinde 42 kişi olarak seçilmesi uygun görülmüştür (Usgu et al., 2023).

3.4 Araştırmaya alınma ya da alınmama kriterleri:

3.4.1 Dahil Edilme Kriterleri

- Çalışmaya katılmaya gönüllü olmak
- 18-25 yaş arası olmak
- Düzenli bir egzersiz alışkanlığı bulunmamak

3.4.2 Dahil Edilmeme Kriterleri

- Çalışmaya katılmak için herhangi bir fiziksel bir engelinin olması (tekerlekli sandalye kullanımı, protez-ortez kullanımı, kas-iskelet sistemini etkileyen cerrahi operasyon varlığı vs)
- Vücut kitle indeksi $>30 \text{ kg/m}^2$ olması
- Vertigo, MS gibi denge üzerine direkt etki eden rahatsızlıkların bulunması
- Kronik ve/veya nörolojik bir hastalığın olması

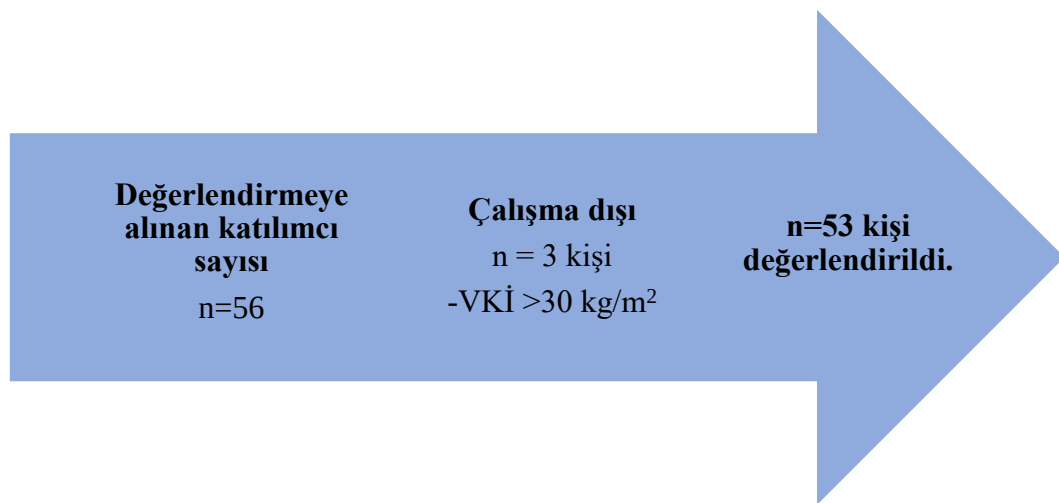
3.5 Araştırmanın Değişkenleri

3.5.1 Bağımlı Değişkenler

Araştırmamızdaki bağımlı değişkenleri Korebalance denge testi, Flamingo denge testi, dikey sıçrama testi ve MyotonPRO değerlendirme sonuçları oluşturdu.

3.5.2 Bağımsız Değişkenler:

Katılımcıların yaşı, boyu, kilosu, kalkaneotibial açı, naviküler düşme testi ve ayak uzunlukları, sigara/alkol alışkanlıkları, sosyoekonomik durumları, egzersiz alışkanlıkları çalışmamızın bağımsız değişkenleridir.



Şekil 3.1. Çalışmanın akış diagramı

3.6 Veri Toplama Araçları

3.6.1 Sosyodemografik Bilgi Formu

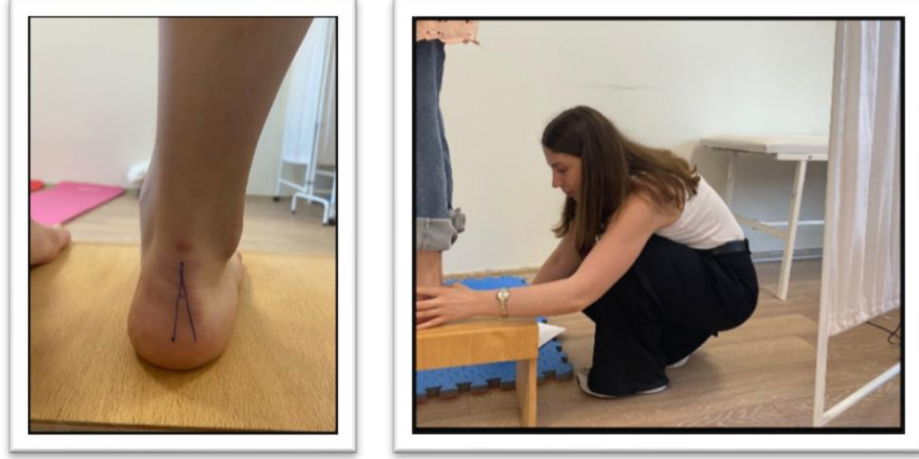
Katılımcıların cinsiyet, yaş, vücut ağırlığı, boy uzunluğu, dominant taraf alt ekstremitte, spor ve/veya egzersiz katılım durumları, sigara-alkol kullanımları, alt ekstremitte ile ilişkili herhangi bir yaralanma geçirip geçirmediikleri, özgeçmiş bilgileri kayıt altına alındı. Dominant taraf alt ekstremitte bilgisi topa vurma bacağı sorgulanarak belirlendi (Alshehre et al., 2021). (EK1)

3.6.2 Kalkaneotibial Açı

Kalkaneotibial açı ölçümü ayak-ayak bileği değerlendirmelerinde kullanılan yöntemlerden biri olup bu açının ölçümü ile ayak-ayak bileği problemlerinin arka ayak ile ilgili olup olmadığı değerlendirilir. Değerlendirmede önce hasta oturur pozisyonda ayağına ağırlık aktarmazken kalkaneal kemik orta noktasından geçen eksen ile aşil tendonunun kalkaneal kemiğe yapışma eksenini arasındaki açı ölçülerek yapıldı. Ölçümler ayakta dik duruşta tekrarlandı. Her ölçüm 3 defa tekrarlandı. Oturma ve ayakta duruş sırasında alınan değerlerin farkları hesaplandı ve kaydedildi. Ölçüm sonuçlarının ortalaması alındı (Pfeiffer et al., 2006; Young et al., 2005).



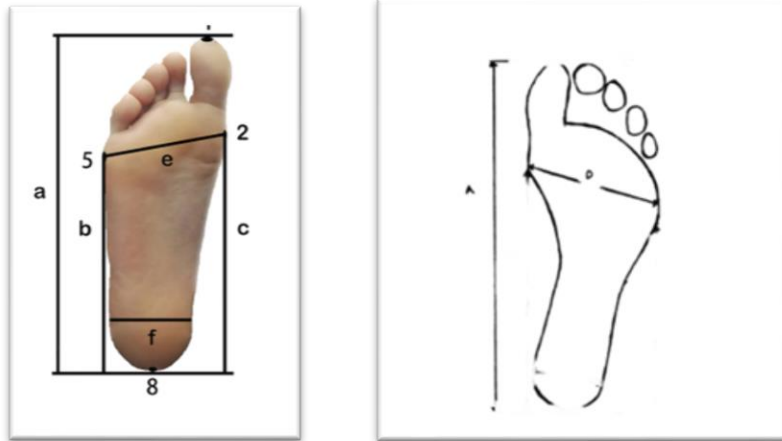
Şekil 3.2.1 Ayakta ölçümlerin alındığı tabanı geniş yükseklik



Şekil 3.2.2 Kalkaneotibial açının gonyometrik ölçümünden önce katılımcıda kemik çıkıntılar üzerinden işaretlenmesi

Şekil 3.2.3 Araştırmacı fizyoterapist tarafından ayak biyomekanik ölçümlerin alınması

3.6.3 Metatarsal Genişlik



Şekil 3.3.1. – 3.3.2. Metatarsal genişliğin oransal olarak şekil üzerinde gösterimi

3.6.4 Ayak Uzunluğu

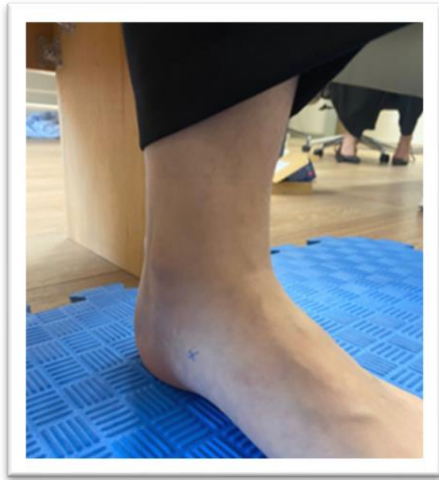
Kalkaneusun posterior uç noktası ile en uzun parmağın uç noktası arasındaki uzaklık belirlenerek ayak uzunluğu olarak kaydedilmektedir (Blais et al., 1956; McCrory et al., 1997; D. S. Williams & McClay, 2000).

3.6.5 Naviküler Düşme Testi

Bu değerlendirme yöntemi medial longitudinal arkta meydana gelen çökmeyi değerlendirir. NDT için katılımcılar, kalçaları ve dizleri 90° 'de olacak şekilde yüksekliği ayarlanabilen bir sandalyeye oturdular. Ayak bileği eklemi subtalar eklem nötr pozisyonda sabitlendi (Pabón-Carrasco et al., 2020).

Değerlendirmede önce hasta oturur pozisyonda ayağına ağırlık aktarmazken naviküler kemiğin tüberkülünün yerden yüksekliği milimetre cinsinden kaydedildi. Sonra ise hasta ayakta dik duruş pozisyonunda her iki ayağına eşit ağırlık aktarırken tekrarlandı. Oturma ve ayakta duruş sırasında alınan değerlerin farkları hesaplandı ve kaydedildi. Ölçümlerin ortalaması alındı (Pfeiffer et al., 2006; Young et al., 2005).

Naviküler düşme testinde ağırlıklı-ağırlıksız ölçüm arası fark 5-9 mm arası normal (nötral), 10 mm ve üzeri pronasyon, 4 mm ve altı supinasyon olarak kabul edilmektedir (Cote et al., 2005).



Şekil 3.4.1. Naviküler düşme testinde naviküler çıkıntının ağırlık aktarımı olmadan işaretlenmesi

3.6.6 Ayak Postür İndeksi

Ayak postürü değerlendirmesi Redmond ve arkadaşları tarafından 2001 yılında geliştirilen ve geçerlilik-güvenilirliği yapılan Ayak Postür İndeksi (API) ayak postürünün değerlendirilmesinde kullanılır (Akben et al., 2023). Bu indeks; talus başı palpasyonu, lateral malleolün altında ve üzerindeki eğim, kalkaneal inversiyon/eversiyon, ön ayakta ise talonaviküler uyum (konkavite/konveksite), medial ark yüksekliği ve ön ayak abduksiyon/adduksiyonu olmak üzere 6 değerlendirme başlığından oluşturulmuştur (Redmond et al., 2006, 2008).

Değerlendirme sırasında bireyden ayakta, rahat bir duruş sergilemesi istendi. Arka ayakta; talus başı palpasyonu, lateral malleolün altı ve üstündeki eğim, kalkaneusun pronasyon ya da supinasyon durumu gözlemlendi. Ön ayakta ise talonaviküler eklemdaki belirginlik (balonlaşma), medial longitudinal ark (MLA) yapısı ve ön ayağın arka ayağa göre abduksiyon ya da adduksiyon pozisyonu değerlendirildi. Bu kriterlerin her biri -2 ile +2 arasında puanlanarak toplam skor elde edildi. Skorun 0 olması ayak pozisyonunun nötr olduğunu, pozitif değerler pronasyon, negatif değerler ise supinasyon yönelimini gösterdi (Yakut ve ark., 2007).

3.6.7 Myotonometrik Ölçümler

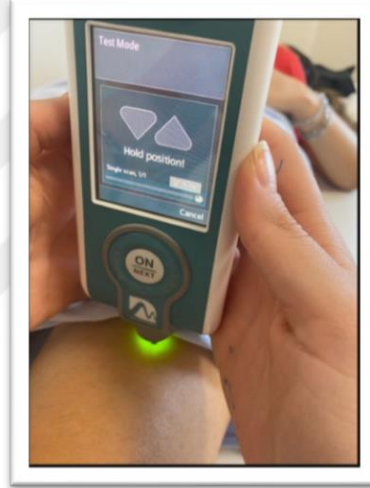
Sertlik/(rijidite) (N/m), herhangi bir kasılmaya veya dış müdahaleye karşı direnci gösterir. Esneklik (log), bu tür sorunların doğal salınımının logaritmik olarak azaltılması olarak elde edilir. Literatürde kas içi mekanik özelliklerinin yeni bir diagnostik değerlendirme yöntemi olan MyotonPRO (Myoton Ltd., Estonya) cihazı ile ölçülebildiği ve yapılan değerlendirmeler ile internal kas içi gerilim ya da istirahat kas tonusu, kas kompliyansı ve kas elastisitesinin ölçüldüğü rapor edilmiştir (Feng et al., 2018; Mooney et al., 2013). Kas içiği ateşleme paternleri, fasikül uzunluğu, kas tendon ünitlerinin uzunluğu kasın kompliyansını belirlemede etkin faktörlerdir. Yapılan çalışmada, elektromyografik ölçümlerin yapılma imkânının olmadığı koşullarda alternatif olarak kas kuvvetinin ve aktivasyonun MyotonPRO ölçümleri (viskoelastik ve biyomekaniksel özellikler) ile yapıldığı gösterilmiştir. Cihaz dik bir şekilde tutarak aşağı yönde basınç uygulanır. Cihaz probunun pleksiglas çerçevesindeki kırmızı ışık yeşil olunca, basınç uygulaması sonlandırılıp 5 vuruş

gerçekleştirilinceye kadar sabit beklenir. Tüm değerlendirmelerde standart vuruş aralıkları kullanılır. Uygulama sırasında cihazın hareket ettirilmemesine, doğru pozisyonunun korunmasına dikkat edilir (Gubler-Hanna et al., 2007). MyotonPRO, AT ve PF'nin gerilmesini ve elastikiyetini güvenilir bir şekilde değerlendirebilir (Liu et al., 2018; Schneebeil et al., 2020).

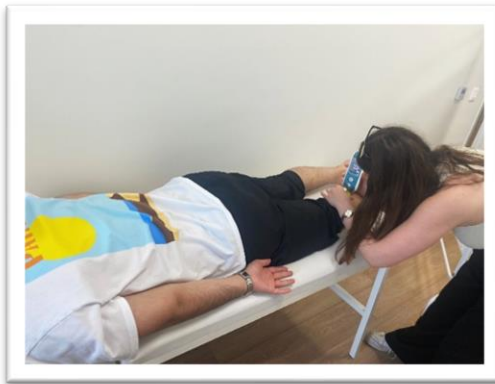
Çalışmamızda ölçümler sırasında MyotonPRO cihazının probu, değerlendirilen yapıya dik olarak yerleştirildi ve 0,18 N'lik bir ön kuvvetle, 15 ms boyunca 0,4 N'lik hızlı bir mekanik dürtü serbest bırakıldı. Katılımcıların istirahat pozisyonundaki konumları değerlendirme alınacak kasa uygun olarak prone ya da supin olarak değiştirildi. Her bir ölçüm üç kez tekrar edilerek gerçekleştirildi ve bu tekrarların aritmetik ortalaması değerlendirmeye alındı.



Şekil 3.5.1. MyotonPRO cihazı



3.5.2. MyotonPRO cihazıyla ölçümün alınması

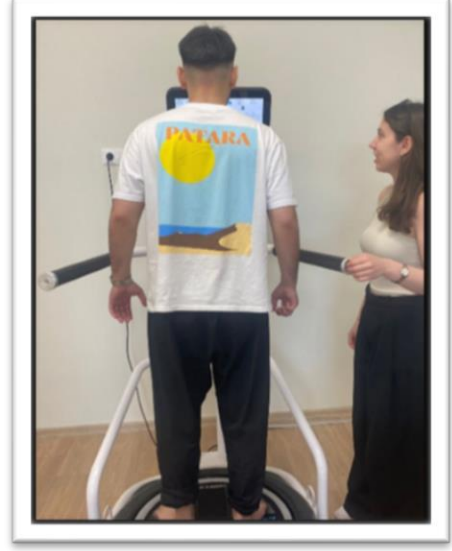
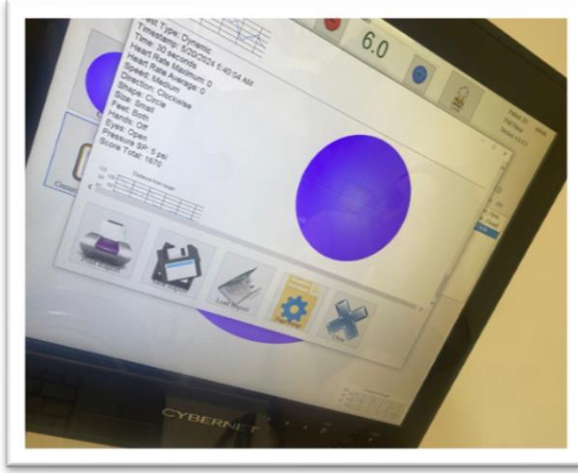


Şekil 3.5.3. Katılımcıdan prone pozisyonunda Hamstring kas myotonometrik ölçümünün alınması

3.6.8 Denge Değerlendirmesi

3.6.8.1 Korebalance Denge Testi

Korebalance Premier-19 (Korebalance SD, Premier-19 Systems Inc., USA) sistemi statik ve dinamik hassas denge değerlendirmeleri için tasarlanmış ileri düzey, bilgisayarlı bir denge ve egzersiz platformudur. Platformun altında yer alan değişken hava basınçlı yastık mekanizması ve entegre eğim sensörü (katı hal ivmeölçer) sayesinde 360 derece yatay ve 20 derece dikey hareketleri algılayabilmektedir. Sistemin özel yazılımı hem statik hem de dinamik değerlendirmelere dayanarak kapsamlı bir denge puanı üretir; yüksek puanlar ise daha ileri derecede denge bozulmasını yansıtır (Dogruoz Karatekin et al., 2020). Bu sistem, katılımcının 30 saniyelik süre boyunca anteroposterior (ön-arka) ve mediolateral (iç-dış) yönlerdeki postüral sınımlarını kaydederek duruş stabilitesini analiz etmektedir (Cachupe et al., 2001). Ölçümler yaklaşık 10 dakika sürmektedir. Statik denge testinde, katılımcılardan, merkezde yer alan ve pertürbe edilmiş zeminde ağırlık merkezini temsil eden imleci dairenin ortasında tutmaları ve platform üzerindeki pozisyonlarını korumaları istenir. Çalışmamızda Korebalance sistemi ile yapılan dinamik denge testi orta-yumuşak zemin üzerinde uygulanmıştır. Katılımcının ağırlık merkezindeki sapmalar, sonuç puanlarına yansıtılmaktadır. Dinamik testte, katılımcıların saat yönünde hareket eden imleci takip etmeleri gerekmektedir. Hem statik hem de dinamik denge testlerinde yüksek puanlar daha kötü denge performansı ile ilişkilidir (Dogruoz Karatekin et al., 2020). Cihaz ayrıca, dört yönlü denge ölçümünü mümkün kılacak şekilde ön-sol, ön-sağ, arka-sol ve arka-sağ yönlerindeki denge dağılımını ayrı ayrı değerlendirir ve bu veriler doğrultusunda toplam denge puanını hesaplar. Söz konusu toplam puan, postüral dengesizlik kaynaklı sapmaları da içermekte olup cihaz tarafından otomatik olarak belirlenir. Elde edilen toplam puanın yüksek olması denge performansının zayıf olduğunu, düşük puanlar ise daha iyi bir postüral dengeyi işaret etmektedir (Cachupe et al., 2001).



Şekil 3.6.1 – 3.6.2. Korebalance cihazı ölçüm sonuçları örneği ve denge ölçümlerinin alınması

3.6.8.2 Flamingo Denge Testi

Flamingo denge testi, statik dengeyi ölçmek için kullanılmaktadır. Testin güvenilirlik katsayısı 0,70 altında raporlanmıştır. Testin uygulanışında gerekli materyal 50 cm uzunluğunda 3 cm genişliğe sahip ve 5 cm yüksekliği olan iki ucu da 15 cm uzunluğunda genişliği 4 cm yüksekliği 5 cm olan desteklere sabitlenmiş bir kirişten oluşmaktadır. Testin uygulanacağı zemin sert, düz ve kaygan olmayacak şekilde olmalıdır. Sporcu, denge ayağı ile materyalin üzerine çıkar ve dengesini sağlamak için uygulayıcıdan destek alır. Bir sonraki adım ise boştaki ayağını dizden basenine doğru bükerek, ayağını aynı hizadaki eli ile tutar. Sporcu kendini hazır hissettiğinde destek elini çeker ve kronometre uygulayıcı tarafından başlatılır. Sporcu denge kaybı (zeminle temas etme, ayağını bırakma) sırasında kronometre durur ve sporcu dengesini sağladıktan sonra tekrardan kaldığı süreden devam edilir. 60 sn süre içerisinde toplam denge hata sayısı kaydedilmiştir (KULAK et al., 2023; Tsigilis et al., 2002).

3.6.9 Dikey Sıçrama Testi

Dikey sıçrama testinde bulunan veri, kişinin ayakta durarak uzandığı yükseklik ile sıçrayarak ulaşabildiği yükseklik arasındaki farktır. Katılımcıdan önceden belirlenmiş

olan duvara yaklaşması ve omzu duvara yaslı olacak şekilde konumlanması istenir. Katılımcı ellerini tebeşire bular ve ayaklarını omuz genişliğinde ayarlar. Sıçramadan eliyle uzanabildiği en uzun mesafe işaretlenir. Sonrasında adım almadan sıçrayarak tebeşirli elini en yüksek mesafeye dokundurmaya çalışır. Dokunduğu nokta kaydedilir (Yavuz et al., 2023). Sahada en yaygın kullanılan testtir ancak kolun tek taraflı sallanması, bacak dışındaki kasların da kullanılması, koordinasyon gibi faktörler bu testi etkileyebilir (Sirico et al., 2016).

Çalışmamızda katılımcılardan önce duvara yaklaşarak dokunabildikleri en uzak mesafeye dokunmaları istenmiştir. Dokundukları mesafe kalem işaretlenmiş ve sonrasında katılımcılardan çömelme olmadan zıplayabildikleri en yüksek mesafeye zıplayıp ellerindeki kalem ile işaretlemeleri istenmiştir. Bu iki mesafe arasındaki fark dikey sıçrama testi sonuçlarını oluşturmaktadır.

3.7 Araştırmanın Yöntemi

3.7.1 Verilerin Değerlendirilmesi

Verilerin analizi, IBM SPSS Statistics Standard Concurrent User Version 26 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler kapsamında örneklem büyüklüğü (n), yüzde (%), aritmetik ortalama ($\bar{X}$), standart sapma (SS), medyan (M), minimum ve maksimum değerler raporlanmıştır.

Çalışmada sayısal değişkenlerin normal dağılıma uyup uymadığı Shapiro-Wilk normallik testi ile analiz edilmiştir. Varyans gösteren parametrelerin sağ ve sol taraflar arasındaki karşılaştırmasında eşleştirilmiş örneklem için t-testi (Paired Samples t-test) uygulanmıştır. Sayısal veriler arasındaki ilişkileri belirlemek amacıyla Pearson korelasyon analizi kullanılmıştır. Tüm istatistiksel değerlendirmelerde anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edilmiştir.

3.7.2 Araştırmanın Sınırlılıkları

Araştırmamızın sınırlılıkları arasında değerlendirmeler sırasında kas kuvvetinin parametreler arasında yer almaması sayılabilir. Kas kuvvetinin ayak biyomekanik

özellikleri, denge ve dikey sıçrama üzerindeki etkileri düşünüldüğünde test sonuçlarını etkileyebileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca diğer bir sınırlılık ayakta intrinsik kaslarda meydana gelen kas aktivitesinin gösterilememesi olabilir. Bu durumu değerlendiren yöntemlerin sınırlı olması ve elektromiyografi (EMG) gibi özel cihazlar gerektirmesi nedeniyle çalışmamızda bu değerlendirmeye yer veremedik. Pelvis, femur ve tibia gibi kemik yapıları göre m. quadriceps kasının yapısını anlayabilmek amacıyla yapılan klinik bir değerlendirme olan Q açısı ölçümünün yapılmamış olmasını da ölçümlerimizde alt ekstremit mekaniğini etkilemesi açısından çalışmamızın limitasyonları arasında sayabiliriz.

3.8 Araştırmanın Etik Yönü

Araştırmanın etik kurul onayı Bandırma Onyedi Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 17.02.2023 tarihli 2023-2 toplantısında 2023-30 sayılı karar numaralıyla alındı (EK-2). Çalışmaya alınan tüm katılımcılara çalışmanın amacı, değerlendirilecek yöntemler hem sözlü hem yazılı olarak anlatıldı ve katılımcılardan gönüllü olur formu alındı (EK-3).

4. BULGULAR

Tablo 1. Katılımcıların demografik özelliklerinin tanıttıcı istatistikleri (N=53).

	İstatistikler
Yaş, (yıl)	
<i>X ± SS</i>	21,58 ± 1,74
<i>M (min-max)</i>	22 (18-25)
Cinsiyet, n (%)	
Erkek	14 (%26,4)
Kadın	39 (%73,6)
Vücut kitle indeksi, (kg/m²)	
<i>X ± SS</i>	22,97 ± 3,10
<i>M (min-max)</i>	22,8 (17-29,3)
Dominant ekstremit, n (%)	
Sağ	47 (%88,7)
Sol	6 (%11,3)
Egzersiz yapma durumu, n (%)	
Var	7 (%13,2)
Yok	46 (%86,8)
Sigara kullanım durumu, n (%)	
Var	18 (%34)
Yok	35 (%66)
Alkol kullanım durumu, n (%)	
Var	11 (%20,8)
Yok	42 (%79,2)
Ayak bileğinde burkulma, n (%)	
Var	2 (%3,8)
Yok	51 (%96,2)
Cerrahi operasyon, n (%)	
Var	2 (%3,8)
Yok	51 (%96,2)
Tabanlık kullanımı, n (%)	

Var	2 (%3,8)
Yok	51 (%96,2)

Tanıtıcı istatistikler ortalama (*X*), standart sapma (*SS*), Medyan (*M*), minimum (*min*), maksimum (*max*), sayı (*n*), yüzdelik (%) değer olarak verilmiştir.

Tablo 1'e göre çalışmada toplam 56 kişi yer almıştır. Katılımcıların yaş ortalaması $21,58 \pm 1,74$ yıldır. Medyan yaş ise 22 yıl iken en düşük yaş 18 yıl, en yüksek yaş 25 yıldır.

Katılımcılardan 14 (%26,4) kişi erkek, 39 (%73,6) kişi kadındır. Boy uzunluğu ortalaması $168,04 \pm 9,69$ cm, vücut ağırlığı ortalaması $65,08 \pm 11,74$ kg ve vücut kitle indeksi ortalaması $65,08 \pm 11,74$ kg/m² olarak bulundu.

Dominant ekstremitesi sağ olan 47 (%88,7), sol olan 6 (%11,3) kişi vardı. Düzenli olmayan aralıklarla egzersiz yapan 7 (%13,2) kişi bulunmaktaydı. Katılımcılardan sigara kullanan 18 (%34) kişi, alkol kullanan 11 (%20,8) kişi vardı. Katılımcılardan 2 (%3,8) kişinin daha önce ayak bileği burkulması yaşadığı, 2 (%3,8) kişide de cerrahi operasyon geçmişi bilgisi bulunmaktaydı. Tabanlık kullanan 2 (%3,8) kişi vardı.

Tablo 2. Denge ölçeklerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler (*N*=53).

	İstatistikler
Flamingo denge testi	
<i>X</i> ± <i>SS</i>	$1,98 \pm 1,83$
<i>M</i> (<i>min-max</i>)	2 (0-8)
Dikey sıçrama mesafesi	
<i>X</i> ± <i>SS</i>	$22,43 \pm 8,53$
<i>M</i> (<i>min-max</i>)	21 (7-50)
Korebalance denge testi (Statik, Göz Açık)	
<i>X</i> ± <i>SS</i>	$409,85 \pm 382,69$
<i>M</i> (<i>min-max</i>)	302 (94-2024)
Korebalance denge testi (Statik, Göz Kapalı)	

$X \pm SS$	983,21 $\pm$ 510,36
M (min-max)	935 (230-2361)
Korebalance denge testi (Dinamik)	
$X \pm SS$	1339,79 $\pm$ 498,48
M (min-max)	1231 (731-2972)

Tanıtıcı istatistikler ortalama (X), standart sapma (SS), Medyan (M), minimum (min), maksimum (max) değer olarak verilmiştir.

Tablo 2 incelendiğinde katılımcıların Flamingo denge testi ortalaması $1,98 \pm 1,83$ birimdi. Dikey sıçrama mesafesi $22,43 \pm 8,53$ birim olarak bulundu.

Korebalance denge testi, statik gözler açık pozisyonda $409,85 \pm 382,69$ birim, statik gözler kapalı pozisyonda $983,21 \pm 510,36$ birim ve dinamik değerlendirme $1339,79 \pm 498,48$ birim olarak bulundu.

Tablo 3. Ayağa ilişkin değerlendirmelerin sağ ve sol tarafa göre karşılaştırılması ($N=53$).

	Taraf		Fark	Test (p)
	Sağ	Sol		
Kalkaneotibial açı	$4,98 \pm 2,65$	$5,17 \pm 2,93$	$-0,19 \pm 2,37$	$t=-0,554$ $p=0,582$
Kalkaneotibial(ayakta) açı	$5,66 \pm 2,78$	$5,88 \pm 2,69$	$-0,22 \pm 1,97$	$t=-0,775$ $p=0,442$
Metatarsal genişlik farkı	$1,40 \pm 1,21$	$1,59 \pm 1,06$	$-0,19 \pm 1,47$	$t=-0,935$ $p=0,354$
Ayak uzunluğu	$23,19 \pm 1,92$	$23,33 \pm 1,86$	$-0,14 \pm 0,63$	$t=-1,644$ $p=0,106$
Naviküler düşme testi	$5,68 \pm 3,39$	$5,26 \pm 3,54$	$0,42 \pm 3,92$	$t=0,788$ $p=0,434$

Ayak Postür İndeksi	4,83 ± 2,67	4,51 ± 2,47	0,32 ± 1,87	t=1,250 p=0,217
----------------------------	-------------	-------------	-------------	--------------------

Bağımlı Örneklem t Test (t); Tanıtıcı istatistikler *ortalama* (X), *standart sapma* (SS) değer olarak verilmiştir. Koyu olarak belirlenen bölümler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 3 incelendiğinde kalkaneotibial açı ortalaması sağ tarafta $4,98 \pm 2,65$ puan, sol tarafta $5,17 \pm 2,93$ puan iken iki taraf arasında meydana gelen $0,19 \pm 2,37$ birimlik değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Kalkaneotibial ayakta açı ortalaması sağ tarafta $5,66 \pm 2,78$ puan, sol tarafta $5,88 \pm 2,69$ puan iken iki taraf arasında meydana gelen $0,22 \pm 1,97$ birimlik değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Metatarsal genişlik farkı ortalaması sağ tarafta $1,40 \pm 1,21$ puan, sol tarafta $1,59 \pm 1,06$ puan iken iki taraf arasında meydana gelen $0,19 \pm 1,47$ birimlik değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Ayak uzunluğu ortalaması sağ tarafta $23,19 \pm 1,92$ puan, sol tarafta $23,33 \pm 1,86$ puan iken iki taraf arasında meydana gelen $0,14 \pm 0,63$ birimlik değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Naviküler düşme testi ortalaması sağ tarafta $5,68 \pm 3,39$ puan, sol tarafta $5,26 \pm 3,54$ puan iken iki taraf arasında meydana gelen $0,42 \pm 3,92$ birimlik değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Ayak Postür İndeksi ortalaması sağ tarafta $4,83 \pm 2,67$ puan, sol tarafta $4,51 \pm 2,47$ puan iken iki taraf arasında meydana gelen $0,32 \pm 1,87$ birimlik değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Tablo 4. Kas ölçümlerinin sağ ve sol tarafa göre karşılaştırılması (N=53).

	Taraf		Fark	Test (p)
	Sağ	Sol		
Tibialis Anterior				

Tonus	19,16 ± 3,10	19,46 ± 2,82	-0,30 ± 2,42	t=-0,906 p=0,369
Rijidite	420,68 ± 94,27	430,40 ± 89,89	-9,72 ± 72,38	t=-0,977 p=0,333
Elastikiyet	1,08 ± 0,27	1,04 ± 0,24	0,05 ± 0,25	t=1,402 p=0,167
Gastroknemius				
Tonus	15,14 ± 1,65	14,98 ± 1,77	0,16 ± 1,20	t=0,993 p=0,326
Rijidite	264,49 ± 36,86	264,32 ± 42,32	0,17 ± 29,65	t=0,042 p=0,967
Elastikiyet	1,15 ± 0,21	1,18 ± 0,25	-0,02 ± 0,17	t=-1,037 p=0,305
Aşıl				
Tonus	29,70 ± 3,52	29,45 ± 2,68	0,26 ± 3,63	t=0,519 p=0,606
Rijidite	764,3 ± 115,04	778,28 ± 111,68	-13,98 ± 104,22	t=-0,977 p=0,333
Elastikiyet	1,06 ± 0,96	0,91 ± 0,31	0,16 ± 0,94	t=1,208 p=0,233
Quadriceps				
Tonus	12,74 ± 1,45	12,66 ± 1,39	0,08 ± 0,81	t=0,678 p=0,501
Rijidite	200,66 ± 48,95	194,25 ± 52,64	6,42 ± 34,02	t=1,373 p=0,176
Elastikiyet	1,07 ± 0,30	0,99 ± 0,25	0,08 ± 0,19	t=1,825 p=0,057
Hamstring				
Tonus	14,49 ± 1,89	14,52 ± 1,77	-0,03 ± 1,49	t=-0,148 p=0,883
Rijidite	246,09 ± 51,42	243,70 ± 49,13	2,40 ± 42,50	t=0,410 p=0,683
Elastikiyet	1,15 ± 0,20	1,11 ± 0,23	0,04 ± 0,17	t=1,706 p=0,094

Bağımlı Örneklem t Test (t); Tanıtıcı istatistikler ortalama (X), standart sapma (SS) değeri olarak verilmiştir.

Koyu olarak belirlenen bölümler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

Tibialis Anterior, Gastroknemius, Aşıl Tendonu, Quadriceps ve Hamstring üzerinde yapılan tonus, rijidite ve elastikiyet ölçümleri incelendiğinde, sağ ve sol taraflar arasında anlamlı farklar gözlenmemiştir. Her bir kas için tonus, rijidite ve elastikiyet değerlerinde küçük değişiklikler olsa da bu değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Tablo 5. Flamingo denge testi ile kas ölçümleri arasında ilişkiler ($N=53$).

	Flamingo denge testi	
	Sağ	Sol
Tibialis Anterior		
Tonus	$r=0,140$ $p=0,318$	$r=0,072$ $p=0,609$
Rijidite	$r=-0,056$ $p=0,692$	$r=-0,052$ $p=0,711$
Elastikiyet	$r=0,310$ $p=0,024$	$r=0,188$ $p=0,177$
Gastroknemius		
Tonus	$r=0,052$ $p=0,710$	$r=-0,146$ $p=0,296$
Rijidite	$r=0,055$ $p=0,695$	$r=-0,071$ $p=0,615$
Elastikiyet	$r=0,289$ $p=0,036$	$r=0,376$ $p=0,005$
Aşıl		
Tonus	$r=-0,084$ $p=0,552$	$r=-0,270$ $p=0,049$
Rijidite	$r=-0,157$ $p=0,261$	$r=-0,359$ $p=0,008$
Elastikiyet	$r=0,028$ $p=0,841$	$r=0,352$ $p=0,010$
Quadriceps		
Tonus	$r=-0,115$ $p=0,414$	$r=-0,024$ $p=0,866$
Rijidite	$r=0,040$ $p=0,777$	$r=0,040$ $p=0,776$
Elastikiyet	$r=0,244$ $p=0,078$	$r=0,106$ $p=0,450$
Hamstring		
Tonus	$r=-0,126$ $p=0,367$	$r=-0,080$ $p=0,571$
Rijidite	$r=-0,093$ $p=0,507$	$r=-0,013$ $p=0,927$
Elastikiyet	$r=0,031$ $p=0,828$	$r=0,245$ $p=0,077$

Pearson korelasyon katsayısı (r), Koyu olarak belirlenen bölümler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 5 incelendiğinde sağ taraf Tibialis Anterior kas elastikiyet ölçümleri ile Flamingo denge testi arasında pozitif yönlü istatistiksel olarak anlamlı ilişki vardır ($p<0,05$). Sağ taraf Gastroknemius kas elastikiyet ölçümleri ile Flamingo denge testi arasında pozitif yönlü istatistiksel olarak anlamlı ilişki vardır ($p<0,05$).

Sol taraf Gastroknemius kas elastikiyet ölçümleri ile Flamingo denge testi arasında pozitif yönlü istatistiksel olarak anlamlı ilişki vardır ($p<0,05$).

Flamingo denge testi ile sol Aşil tendonu tonusu arasında negatif yönde ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir ($p<0,05$). Benzer şekilde, sol Aşil tendonunun rijidite düzeyleri ile denge testi sonuçları arasında da anlamlı ve ters yönlü bir ilişki bulunmuştur ($p<0,05$). Buna karşılık, sol Aşil tendonunun elastikiyet değerleri arttıkça Flamingo denge testi performansının da arttığı, bu iki değişken arasında pozitif yönde ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$).

Tablo 6. Kalkaneotibial açı (oturmada) ile kas ölçümleri arasında ilişkiler ($N=53$).

	Kalkaneotibial açı (oturmada)	
	Sağ	Sol
Tibialis Anterior		
Tonus	$r=0,372$ $p=0,009$	$r=0,208$ $p=0,156$
Rijidite	$r=0,183$ $p=0,214$	$r=0,129$ $p=0,383$
Elastikiyet	$r=0,398$ $p=0,005$	$r=0,228$ $p=0,120$
Gastroknemius		
Tonus	$r=0,016$ $p=0,915$	$r=0,014$ $p=0,922$
Rijidite	$r=0,049$ $p=0,738$	$r=0,032$ $p=0,828$
Elastikiyet	$r=-0,143$ $p=0,333$	$r=0,016$ $p=0,913$
Aşil		
Tonus	$r=-0,320$ $p=0,027$	$r=-0,164$ $p=0,266$
Rijidite	$r=-0,360$ $p=0,012$	$r=-0,264$ $p=0,070$
Elastikiyet	$r=0,056$ $p=0,707$	$r=0,207$ $p=0,158$
Quadriceps		
Tonus	$r=0,104$ $p=0,481$	$r=0,192$ $p=0,190$
Rijidite	$r=0,241$ $p=0,100$	$r=0,250$ $p=0,086$
Elastikiyet	$r=0,405$ $p=0,004$	$r=0,330$ $p=0,022$
Hamstring		
Tonus	$r=0,024$ $p=0,874$	$r=-0,058$ $p=0,698$
Rijidite	$r=-0,024$ $p=0,869$	$r=-0,038$ $p=0,797$
Elastikiyet	$r=0,030$ $p=0,841$	$r=0,189$ $p=0,198$

Pearson korelasyon katsayısı (r), Koyu olarak belirlenen bölümler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 6 incelendiğinde sağ taraf Tibialis Anterior kas tonus ölçümleri ile kalkaneotibial açı arasında pozitif yönlü istatistiksel olarak anlamlı ilişki vardır ($p<0,05$). Sağ taraf Tibialis Anterior kas elastikiyet ölçümleri ile kalkaneotibial açı arasında pozitif yönlü istatistiksel olarak anlamlı ilişki vardır ($p<0,05$).

Sağ Aşıl tendonu tonus ve rijidite değerlerinin kalkaneotibial açı ile negatif yönde anlamlı ilişkiler gösterdiği belirlenmiştir ($p<0,05$). Diğer yandan hem sağ hem de sol Quadriceps kaslarının elastikiyet düzeyleri ile oturarak ölçülen kalkaneotibial açı arasında pozitif yönde ve istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler saptanmıştır ($p<0,05$).

Tablo 7. Kalkaneotibial açı (ayakta) ile kas ölçümleri arasında ilişkiler ($N=53$).

	Kalkaneotibial ayakta açı	
	Sağ	Sol
Tibialis Anterior		
Tonus	$r=0,414$ $p=0,003$	$r=0,239$ $p=0,102$
Rijidite	$r=0,230$ $p=0,116$	$r=0,125$ $p=0,399$
Elastikiyet	$r=0,383$ $p=0,007$	$r=0,112$ $p=0,447$
Gastroknemius		
Tonus	$r=0,045$ $p=0,761$	$r=0,129$ $p=0,383$
Rijidite	$r=0,046$ $p=0,754$	$r=0,114$ $p=0,439$
Elastikiyet	$r=-0,247$ $p=0,090$	$r=-0,098$ $p=0,509$
Aşıl		
Tonus	$r=-0,378$ $p=0,008$	$r=-0,172$ $p=0,242$
Rijidite	$r=-0,389$ $p=0,006$	$r=-0,274$ $p=0,059$
Elastikiyet	$r=0,292$ $p=0,044$	$r=0,133$ $p=0,367$
Quadriceps		
Tonus	$r=0,181$ $p=0,219$	$r=0,271$ $p=0,062$
Rijidite	$r=0,259$ $p=0,075$	$r=0,312$ $p=0,031$
Elastikiyet	$r=0,283$ $p=0,051$	$r=0,282$ $p=0,052$
Hamstring		
Tonus	$r=0,005$ $p=0,971$	$r=-0,086$ $p=0,559$
Rijidite	$r=-0,093$ $p=0,531$	$r=-0,095$ $p=0,520$

Elastikiyet	$r=0,014$ $p=0,924$	$r=0,035$ $p=0,813$
--------------------	---------------------	---------------------

Pearson korelasyon katsayısı (r), Koyu olarak belirlenen bölümler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 7'de elde edilen verilere göre hem sağ hem de sol Tibialis Anterior kaslarının elastikiyet ölçümleri ile kalkaneotibial ayakta açı arasında pozitif yönde ve istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler bulunmuştur ($p<0,05$). Bu bulgu, Tibialis Anterior kas elastikiyetindeki artışın, kalkaneotibial açının artmasıyla ilişkili olabileceğini göstermektedir.

Elde edilen bulgulara göre, sağ Aşıl tendonunun tonus ve rijidite değerleri ile kalkaneotibial ayakta açı arasında negatif yönde ve istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler tespit edilmiştir ($p<0,05$). Buna karşılık, sağ Aşıl tendonunun elastikiyet düzeyleri söz konusu açı ile pozitif yönde anlamlı bir ilişki göstermiştir ($p<0,05$). Ayrıca, sol Quadriceps kasının rijidite ölçümleri ile kalkaneotibial ayakta açı arasında da negatif yönlü anlamlı bir ilişki bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 8. Naviküler düşme testi ile kas ölçümleri arasında ilişkiler ($N=53$).

	Naviküler düşme testi	
	Sağ	Sol
Tibialis Anterior		
Tonus	$r=-0,198$ $p=0,154$	$r=-0,236$ $p=0,089$
Rijidite	$r=-0,119$ $p=0,396$	$r=-0,278$ $p=0,044$
Elastikiyet	$r=-0,025$ $p=0,860$	$r=-0,038$ $p=0,789$
Gastrocnemius		
Tonus	$r=-0,085$ $p=0,544$	$r=-0,225$ $p=0,105$
Rijidite	$r=-0,051$ $p=0,716$	$r=-0,189$ $p=0,175$
Elastikiyet	$r=0,104$ $p=0,459$	$r=0,063$ $p=0,652$
Aşıl		
Tonus	$r=0,179$ $p=0,200$	$r=-0,092$ $p=0,513$
Rijidite	$r=0,266$ $p=0,055$	$r=-0,107$ $p=0,444$
Elastikiyet	$r=-0,113$ $p=0,418$	$r=0,018$ $p=0,901$
Quadriceps		
Tonus	$r=-0,149$ $p=0,288$	$r=-0,114$ $p=0,416$
Rijidite	$r=-0,086$ $p=0,539$	$r=-0,055$ $p=0,698$
Elastikiyet	$r=-0,041$ $p=0,773$	$r=-0,036$ $p=0,795$

Hamstring		
Tonus	$r=-0,131$ $p=0,348$	$r=-0,178$ $p=0,203$
Rijidite	$r=-0,073$ $p=0,601$	$r=-0,130$ $p=0,354$
Elastikiyet	$r=-0,005$ $p=0,970$	$r=-0,035$ $p=0,803$

Pearson korelasyon katsayısı (r), Koyu olarak belirlenen bölümler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 8 incelendiğinde sol taraf Tibialis Anterior kas Rijidite ölçümleri ile Naviküler düşme testi arasında negatif yönlü istatistiksel olarak anlamlı ilişki vardır ($p<0,05$).

Tablo 9.1. Naviküler düşmede pes planus varlığı ile kas mekanik ölçümleri arasındaki ilişkiler (sağ) (N=53)

	Naviküler düşme testi (Sağ)		Test (p)
	Yok	Var	
Tibialis Anterior			
Tonus	$19,40 \pm 3,25$	$18,50 \pm 2,65$	$t=0,930$ $p=0,357$
Rijidite	$423,15 \pm 88,89$	$413,79 \pm 111,29$	$t=0,316$ $p=0,753$
Elastikiyet	$1,10 \pm 0,29$	$1,04 \pm 0,20$	$t=0,691$ $p=0,493$
Gastroknemius			
Tonus	$15,07 \pm 1,58$	$15,33 \pm 1,89$	$t=-0,496$ $p=0,622$
Rijidite	$263,31 \pm 34,47$	$267,79 \pm 44,09$	$t=-0,387$ $p=0,701$
Elastikiyet	$1,16 \pm 0,21$	$1,14 \pm 0,20$	$t=0,323$ $p=0,748$
Aşil			
Tonus	$29,37 \pm 3,80$	$30,62 \pm 2,50$	$t=-1,140$ $p=0,260$
Rijidite	$743,69 \pm 110,73$	$821,71 \pm 110,78$	$t=-2,261$ $p=0,028$
Elastikiyet	$1,18 \pm 1,09$	$0,75 \pm 0,10$	$t=1,437$ $p=0,157$
Quadriceps			

Tonus	12,86 ± 1,34	12,40 ± 1,74	t=1,010 p=0,317
Rijidite	202,03 ± 47,88	196,86 ± 53,48	t=0,336 p=0,738
Elastikiyet	1,06 ± 0,29	1,09 ± 0,35	t=-0,342 p=0,734
Hamstring			
Tonus	14,48 ± 1,78	14,54 ± 2,26	t=-0,099 p=0,922
Rijidite	245,77 ± 50,02	247 ± 57,12	t=-0,076 p=0,940
Elastikiyet	1,15 ± 0,18	1,17 ± 0,25	t=-0,329 p=0,744

Tablo 9.2. Naviküler düşme ile kas mekanik ölçümleri arasındaki ilişkiler (sol) (N=53)

	Naviküler düşme testi (Sol)		Test (p)
	Yok	Var	
Tibialis Anterior			
Tonus	19,92 ± 2,72	16,88 ± 1,91	t=3,028 p=0,004
Rijidite	446,42 ± 84,95	340,25 ± 61,03	t=3,371 p=0,001
Elastikiyet	1,04 ± 0,25	1,01 ± 0,16	t=0,350 p=0,727
Gastroknemius			
Tonus	15,14 ± 1,80	14,04 ± 1,27	t=1,657 p=0,104
Rijidite	269,82 ± 41,07	233,38 ± 37,61	t=2,339 p=0,023
Elastikiyet	1,19 ± 0,26	1,09 ± 0,17	t=1,009 p=0,318
Aşıl			
Tonus	29,36 ± 2,81	29,93 ± 1,93	t=-0,545 p=0,588
Rijidite	773,13 ± 116,31	807,25 ± 80,59	t=-0,793 p=0,431

Elastikiyet	0,92 ± 0,33	0,86 ± 0,14	t=0,500 p=0,619
Quadriceps			
Tonus	12,92 ± 1,33	11,21 ± 0,62	t=3,531 p=0,001
Rijidite	202,44 ± 50,94	148,13 ± 37,52	t=2,871 p=0,006
Elastikiyet	1,01 ± 0,25	0,90 ± 0,24	t=1,165 p=0,249
Hamstring			
Tonus	14,78 ± 1,78	13,08 ± 0,87	t=2,645 p=0,011
Rijidite	249,36 ± 49,73	211,88 ± 31,94	t=2,048 p=0,046
Elastikiyet	1,11 ± 0,23	1,11 ± 0,24	t=0,090 p=0,929

Bağımsız Örneklem t Test (t); Tanıtıcı istatistikler ortalama (X), standart sapma (SS) değeri olarak verilmiştir. Koyu olarak belirlenen bölümler istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05).

Tablo 9.1 ve 9.2 incelendiğinde, sağ Tibialis Anterior kasına ait tonus, rijidite ve elastikiyet ölçümlerinin pes planus varlığına göre gruplar arasında farklılık gösterdiği, ancak bu farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür (p>0,05). Tonus ortalamaları pes planus olan bireylerde 19,4 ± 3,25 puan, olmayanlarda ise 18,50 ± 2,65 puan olarak ölçülmüştür. Rijidite değerleri sırasıyla 423,15 ± 88,89 ve 413,79 ± 111,29 puan, elastikiyet ortalamaları ise 1,10 ± 0,29 ve 1,04 ± 0,20 puan olarak kaydedilmiştir.

Sol Tibialis Anterior kasına ait tonus ve rijidite ortalamaları, pes planus olan bireylerde sırasıyla 19,92 ± 2,72 ve 446,42 ± 84,95 puan olarak ölçülmüş olup, bu değerler pes planus olmayan bireylere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir (p<0,05). Ancak elastikiyet değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (p>0,05).

Sağ Gastroknemius kası için yapılan değerlendirmede, tonus, rijidite ve elastikiyet ortalamaları arasında pes planus durumu açısından anlamlı bir fark saptanmamıştır (p>0,05).

Sol Gastroknemius kasında, rijidite ortalaması pes planus olan grupta anlamlı düzeyde daha yüksek bulunmuştur (269,82 ± 41,07 puan) (p<0,05). Buna karşın, tonus ve elastikiyet değerleri arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Sağ Aşil tendonu rijidite değeri pes planus olan bireylerde anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($743,69 \pm 110,73$ puan) ($p<0,05$). Ancak tonus ve elastikiyet ortalamaları arasında gruplar arasında anlamlı fark tespit edilmemiştir ($p>0,05$). Sol Aşil tendonuna ilişkin tonus, rijidite ve elastikiyet ölçümlerinde pes planus durumu açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).

Sağ Quadriceps kası için yapılan karşılaştırmalarda, tonus, rijidite ve elastikiyet ölçümleri yönünden pes planus olan ve olmayan bireyler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Sol Quadriceps kası değerlendirmesinde ise tonus ve rijidite ortalamaları, pes planus olan grupta anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Elastikiyet değerleri açısından ise anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0,05$).

Sağ Hamstring kası incelendiğinde, tüm parametreler (tonus, rijidite ve elastikiyet) bakımından pes planus olan ve olmayan bireyler arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($p>0,05$). Sol Hamstring kasında hem tonus hem de rijidite ortalamaları pes planus olan bireylerde istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Ancak elastikiyet değerleri arasında anlamlı bir fark belirlenmemiştir ($p>0,05$).

Tablo 10.1. Diğer ölçümlerin naviküler düşme testi gruplarında karşılaştırılması (N=53)

	Naviküler Düşme (sağ)		Test (p)
	Yok	Var	
Ayak Postür İndeksi	$4,64 \pm 2,80$	$5,36 \pm 2,27$	$t=-0,858$ $p=0,395$
Flamingo denge testi	$1,74 \pm 1,62$	$2,64 \pm 2,27$	$t=-1,597$ $p=0,117$
Kalkaneotibial oturarak açı	$4,95 \pm 2,44$	$5,04 \pm 3,25$	$t=-0,097$ $p=0,923$
Kalkaneotibial ayakta açı	$5,81 \pm 2,63$	$5,28 \pm 3,22$	$t=0,582$ $p=0,563$
Kalkaneotibial açılar arasındaki fark	$-0,85 \pm 1,34$	$0,24 \pm 1,78$	$t=-1,285$ $p=0,205$
Metatarsal genişlik farkı	$1,36 \pm 1,15$	$1,50 \pm 1,40$	$t=-0,357$ $p=0,722$
Ayak uzunluğu	$23,08 \pm 1,82$	$23,49 \pm 2,21$	$t=-0,672$ $p=0,505$

Dikey sıçrama mesafesi	22,17 ± 8,85	23,14 ± 7,86	t=-0,361 p=0,719
Korebalance denge testi			
Statik, Göz Açık	453,44 ± 434,42	288,43 ± 112,14	t=1,397 p=0,169
Statik, Göz Kapalı	998,00 ± 510,25	942,00 ± 527,58	t=0,349 p=0,728
Dinamik	1287,92 ± 481,48	1484,29 ± 534,53	t=-1,272 p=0,209

Tablo 10.2. Diğer ölçümlerin naviküler düşme testi gruplarında karşılaştırılması (sol) (N=53)

	Naviküler Düşme(sol)		Test (p)
	Yok	Var	
Ayak Postür İndeksi	4,47 ± 2,48	4,75 ± 2,55	t=-0,296 p=0,768
Flamingo denge testi	1,87 ± 1,82	2,63 ± 1,92	t=-1,079 p=0,286
Kalkaneotibial oturarak açı	5,12 ± 3,01	5,46 ± 2,59	t=-0,281 p=0,780
Kalkaneotibial ayakta açı	5,93 ± 2,83	5,59 ± 1,82	t=0,314 p=0,755
Kalkaneotibial açılar arasındaki fark	-0,82 ± 2,16	-0,13 ± 1,54	t=-0,805 p=0,425
Metatarsal genişlik farkı	1,60 ± 1,11	1,50 ± 0,76	t=0,255 p=0,800
Ayak uzunluğu	23,39 ± 1,94	22,99 ± 1,38	t=0,560 p=0,578
Dikey sıçrama mesafesi	22,99 ± 9,01	19,38 ± 4,33	t=1,105 p=0,275
Korebalance denge testi			
Statik, Göz Açık	401,11 ± 371,56	459,00 ± 465,70	t=-0,391 p=0,697
Statik, Göz Kapalı	981,56 ± 518,15	992,50 ± 497,19	t=-0,055 p=0,956
Dinamik	1289,89 ± 482,47	1620,50 ± 525,96	t=-1,763 p=0,084

Bağımsız Örneklem *t* Test (*t*); Tanıtıcı istatistikler *ortalama (X)*, *standart sapma (SS)* değer olarak verilmiştir. Koyu olarak belirlenen bölümler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 10.1. incelendiğinde sağ taraf ayak postür indeksi ortalaması pes planus olanlarda $4,64 \pm 2,8$ puan, olmayanlarda $5,36 \pm 2,27$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sağ taraf Flamingo denge testi ortalaması pes planus olanlarda $1,74 \pm 1,62$ puan, olmayanlarda $2,64 \pm 2,27$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sağ taraf kalkaneotibial oturarak açısı ortalaması pes planus olanlarda $4,95 \pm 2,44$ puan, olmayanlarda $5,04 \pm 3,25$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sağ taraf kalkaneotibial ayakta açısı ortalaması pes planus olanlarda $5,81 \pm 2,63$ puan, olmayanlarda $5,28 \pm 3,22$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sağ taraf Metatarsal genişlik farkı ortalaması pes planus olanlarda $1,36 \pm 1,15$ puan, olmayanlarda $1,50 \pm 1,40$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sağ taraf Ayak uzunluğu ortalaması pes planus olanlarda $23,08 \pm 1,82$ puan, olmayanlarda $23,49 \pm 2,21$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sağ taraf Dikey sıçrama mesafesi ortalaması pes planus olanlarda $22,17 \pm 8,85$ puan, olmayanlarda $23,14 \pm 7,86$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sağ taraf, statik gözler açık pozisyonda Korebalance denge test ortalaması pes planus olanlarda $453,44 \pm 434,42$ puan, olmayanlarda $288,43 \pm 112,14$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$). Statik gözler kapalı pozisyonda Korebalance denge test ortalaması pes planus olanlarda $998 \pm 510,25$ puan, olmayanlarda $942 \pm 527,58$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi

($p>0,05$). Dinamik pozisyonda Korebalance denge test ortalaması pes planus olanlarda $1287,92 \pm 481,48$ puan, olmayanlarda $1484,29 \pm 534,53$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Tablo 10.2 incelendiğinde sol taraf ayak postür indeksi ortalaması pes planus olanlarda $4,47 \pm 2,48$ puan, olmayanlarda $4,75 \pm 2,55$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sol taraf Flamingo denge testi ortalaması pes planus olanlarda $1,87 \pm 1,82$ puan, olmayanlarda $2,63 \pm 1,92$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sol taraf kalkaneotibial oturarak aç ortalaması pes planus olanlarda $5,12 \pm 3,01$ puan, olmayanlarda $5,46 \pm 2,59$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sol taraf Kalkaneotibial ayakta aç ortalaması pes planus olanlarda $5,93 \pm 2,83$ puan, olmayanlarda $5,59 \pm 1,82$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sol taraf Metatarsal genişlik farkı ortalaması pes planus olanlarda $1,60 \pm 1,11$ puan, olmayanlarda $1,50 \pm 0,76$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sol taraf Ayak uzunluğu ortalaması pes planus olanlarda $23,39 \pm 1,94$ puan, olmayanlarda $22,99 \pm 1,38$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sol taraf Dikey sıçrama mesafesi ortalaması pes planus olanlarda $22,99 \pm 9,01$ puan, olmayanlarda $19,38 \pm 4,33$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sağ taraf, statik gözler açık pozisyonda Korebalance denge test ortalaması pes planus olanlarda $401,11 \pm 371,56$ puan, olmayanlarda $459 \pm 465,7$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,05$). Statik gözler kapalı pozisyonda Korebalance denge test ortalaması pes planus olanlarda $981,56 \pm 518,15$ puan, olmayanlarda $992,5 \pm 497,19$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi

($p>0,05$). Dinamik pozisyonda Korebalance denge test ortalaması pes planus olanlarda $1289,89 \pm 482,47$ puan, olmayanlarda $1620,5 \pm 525,96$ puan iken değişim istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p>0,5$).

Tablo 11. Ayak postür indeksi ile kas ölçümleri arasında ilişkiler ($N=53$).

	Ayak Postür İndeksi	
	Sağ	Sol
Tibialis Anterior		
Tonus	$r=0,011 \ p=0,940$	$r=-0,010 \ p=0,943$
Rijidite	$r=-0,012 \ p=0,932$	$r=-0,053 \ p=0,707$
Elastikiyet	$r=0,087 \ p=0,537$	$r=-0,027 \ p=0,851$
Gastroknemius		
Tonus	$r=-0,029 \ p=0,835$	$r=-0,234 \ p=0,092$
Rijidite	$r=0,025 \ p=0,856$	$r=-0,188 \ p=0,177$
Elastikiyet	$r=0,055 \ p=0,696$	$r=0,045 \ p=0,749$
Aşil		
Tonus	$r=-0,018 \ p=0,899$	$r=-0,177 \ p=0,204$
Rijidite	$r=-0,112 \ p=0,423$	$r=-0,267 \ p=0,053$
Elastikiyet	$r=0,172 \ p=0,217$	$r=0,114 \ p=0,418$
Quadriceps		
Tonus	$r=0,036 \ p=0,796$	$r=0,062 \ p=0,658$
Rijidite	$r=0,080 \ p=0,571$	$r=0,082 \ p=0,559$
Elastikite	$r=0,054 \ p=0,699$	$r=0,142 \ p=0,312$
Hamstring		
Tonus	$r=-0,009 \ p=0,951$	$r=-0,025 \ p=0,861$
Rijidite	$r=0,040 \ p=0,778$	$r=0,002 \ p=0,989$
Elastikiyet	$r=0,037 \ p=0,792$	$r=-0,025 \ p=0,857$

Pearson korelasyon katsayısı (r), Koyu olarak belirlenen bölümler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 11 incelendiğinde ayak postür indeksi ile kas ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunamadı ($p>0,05$).

Tablo 12. Naviküler düşme, metatarsal genişlik farkı, ayak uzunluğu, kalkaneotibial açı, kalkaneotibial (ayakta) açı ve ayak postür indeksi ölçümleri arasında ilişkiler ($N=53$).

		Naviküler düşme testi	Metatarsal genişlik farkı	Ayak uzunluğu	Kalkaneotibial oturarak açı	Kalkaneotibial ayakta açı
Sağ	Metatarsal genişlik farkı	$r=-0,139$ $p=0,320$				
	Ayak uzunluğu	$r=-0,001$ $p=0,992$	$r=-0,173$ $p=0,216$			
	Kalkaneotibial oturarak açı	$r=-0,042$ $p=0,779$	$r=-0,136$ $p=0,357$	$r=0,107$ $p=0,468$		
	Kalkaneotibial ayakta açı	$r=-0,074$ $p=0,615$	$r=-0,203$ $p=0,166$	$r=0,146$ $p=0,323$	$r=0,852$ $p<0,001$	
	Ayak Postür İndeksi	$r=0,277$ $p=0,045$	$r=-0,222$ $p=0,110$	$r=0,030$ $p=0,831$	$r=0,145$ $p=0,326$	$r=0,120$ $p=0,418$
Sol	Metatarsal genişlik farkı	$r=-0,067$ $p=0,635$				
	Ayak uzunluğu	$r=-0,091$ $p=0,515$	$r=-0,164$ $p=0,242$			
	Kalkaneotibial oturarak açı	$r=0,042$ $p=0,775$	$r=-0,137$ $p=0,355$	$r=0,056$ $p=0,706$		
	Kalkaneotibial ayakta açı	$r=0,026$ $p=0,863$	$r=-0,035$ $p=0,814$	$r=0,151$ $p=0,307$	$r=0,729$ $p<0,001$	
	Ayak Postür İndeksi	$r=0,088$ $p=0,529$	$r=-0,21$ $p=0,131$	$r=0,226$ $p=0,103$	$r=0,216$ $p=0,141$	$r=0,045$ $p=0,761$

Pearson korelasyon katsayısı (r), Koyu olarak belirlenen bölümler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 12 incelendiğinde sağ taraf Naviküler düşme testi ile ayak postür indeksi arasında pozitif yönlü istatistiksel olarak anlamlı ilişki vardır ($p<0,05$).

Tablo 13. Korebalance statik ve dinamik denge testi ile kas ölçümleri arasında ilişkiler (N=53).

	Korebalance denge testi (Statik, Göz Açık)		Korebalance denge testi (Statik, Göz Kapalı)		Korebalance denge testi (Dinamik)	
	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
Tibialis Anterior						
Tonus	r=- 0,012 p=0,93 1	r=- 0,006 p=0,96 7	r=0,385 p=0,004	r=0,329 p=0,016	r=0,086 p=0,53 9	r=0,076 p=0,58 6
Rijidite	r=- 0,046 p=0,74 6	r=- 0,014 p=0,91 9	r=0,441 p=0,001	r=0,307 p=0,025	r=0,023 p=0,87 1	r=0,003 p=0,98 1
Elastikiyet	r=- 0,046 p=0,74 1	r=- 0,125 p=0,37 1	r=0,052 p=0,709	r=-0,079 p=0,572	r=- 0,019 p=0,89 2	r=- 0,012 p=0,93 5
Gastroknemius						
Tonus	r=0,176 p=0,20 7	r=0,159 p=0,25 6	r=0,453 p=0,001	r=0,482 p<0,001	r=0,143 p=0,30 8	r=0,065 p=0,64 6
Rijidite	r=0,150 p=0,28 3	r=0,138 p=0,32 4	r=0,385 p=0,004	r=0,464 p<0,001	r=0,044 p=0,75 7	r=- 0,033 p=0,81 5
Elastikiyet	r=- 0,046 p=0,74 5	r=- 0,043 p=0,75 8	r=-0,060 p=0,667	r=0,120 p=0,392	r=- 0,132 p=0,34 7	r=- 0,102 p=0,46 6

Aşıl						
Tonus	r=- 0,063 $p=0,65$ 4	r=- 0,006 $p=0,96$ 6	r=-0,177 $p=0,205$	r=0,048 $p=0,734$	r=- 0,204 $p=0,14$ 2	r=- 0,063 $p=0,65$ 6
Rijidite	r=- 0,090 $p=0,52$ 3	r=0,040 $p=0,77$ 5	r=-0,113 $p=0,419$	r=-0,014 $p=0,921$	r=-0,25 $p=0,07$ 1	r=- 0,053 $p=0,70$ 4
Elastikiyet	r=0,062 $p=0,66$ 0	r=- 0,063 $p=0,65$ 7	r=-0,006 $p=0,968$	r=0,016 $p=0,909$	r=- 0,042 $p=0,76$ 5	r=- 0,105 $p=0,45$ 6
Quadriceps						
Tonus	r=- 0,045 $p=0,74$ 8	r=- 0,004 $p=0,97$ 5	r=0,408 $p=0,002$	r=0,409 $p=0,002$	r=- 0,085 $p=0,54$ 3	r=- 0,068 $p=0,63$ 0
Rijidite	r=- 0,178 $p=0,20$ 3	r=- 0,127 $p=0,36$ 6	r=0,404 $p=0,003$	r=0,392 $p=0,004$	r=- 0,036 $p=0,80$ 0	r=- 0,105 $p=0,45$ 6
Elastikiyet	r=- 0,194 $p=0,16$ 4	r=- 0,166 $p=0,23$ 6	r=0,352 $p=0,010$	r=0,347 $p=0,011$	r=0,005 $p=0,97$ 0	r=- 0,139 $p=0,32$ 2
Hamstring						
Tonus	r=0,107 $p=0,44$ 6	r=0,090 $p=0,52$ 1	r=0,150 $p=0,285$	r=0,103 $p=0,462$	r=0,024 $p=0,86$ 2	r=- 0,152 $p=0,27$ 8

Rijidite	r=0,118 p=0,39 8	r=0,086 p=0,54 2	r=0,069 p=0,624	r=0,101 p=0,472	r=- 0,017 p=0,90 1	r=- 0,162 p=0,24 8
Elastikiyet	r=- 0,024 p=0,86 2	r=- 0,009 p=0,94 9	r=0,019 p=0,891	r=0,099 p=0,479	r=- 0,067 p=0,63 6	r=0,049 p=0,72 5

Pearson korelasyon katsayısı (r), Koyu olarak belirlenen bölümler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 13 incelendiğinde statik gözler açık pozisyonda alınan Korebalance denge testi ile kas ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki yoktu ($p>0,05$).

Dinamik pozisyonda alınan Korebalance denge testi ile kas ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki yoktu ($p>0,05$).

Sağ ve sol Tibialis Anterior ile Gastrocnemius kaslarının tonus ve rijidite değerleri, statik gözler açık Korebalance denge testiyle pozitif yönde anlamlı ilişkiler göstermektedir ($p<0,05$).

Sağ ve sol Quadriceps kaslarının tonus, rijidite ve elastikiyet ölçümleri ile statik gözler kapalı Korebalance denge testi sonuçları arasında pozitif yönde istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmıştır ($p<0,05$).

Tablo 14. Flamingo denge testi ile Naviküler düşme ve Korebalance denge testleri arasında ilişkiler ($N=53$).

	Flamingo denge testi
Naviküler düşme testi (Sağ)	r=0,122 p=0,383
Naviküler düşme testi (Sol)	r=0,020 p=0,889
Korebalance denge testi (Statik, Göz Açık)	r=0,105 p=0,454
Korebalance denge testi (Statik, Göz Kapalı)	r=-0,046 p=0,744
Korebalance denge testi (Dinamik)	r=0,299 p=0,030

Pearson korelasyon katsayısı (r), Koyu olarak belirlenen bölümler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 14 incelendiğinde dinamik Tibialis Korebalance denge testi ile Flamingo denge testi arasında pozitif yönlü istatistiksel olarak anlamlı ilişki vardır ($p<0,05$).

Tablo 15. Ayak Postür İndeksi ile denge ölçümleri arasındaki ilişkiler (N=53)

	Ayak Postür İndeksi	
	Sağ	Sol
Flamingo denge testi	r=0,294 p=0,033	r=0,210 p=0,131
Korebalance denge testi (Statik, Göz Açık)	r=-0,017 p=0,906	r=-0,130 p=0,355
Korebalance denge testi (Statik, Göz Kapalı)	r=-0,080 p=0,570	r=0,003 p=0,981
Korebalance denge testi (Dinamik)	r=-0,193 p=0,167	r=-0,118 p=0,399

Tablo 15 incelendiğinde Sağ Ayak Postür İndeksi ile dominant alt ekstremitesi sağ olan kişilerde Flamingo denge testi sonuçları arasında pozitif yönde anlamlı bir ilişki vardır ($p<0,05$).

Tablo 16. Kas ölçümlerinin Flamingo denge testi üzerine etkisi (N=53).

	Sağ		Sol	
	β (%95 GA)	Model Anlamlılığı	β (%95 GA)	Model Anlamlılığı
Tibialis Anterior		F=3,509		F=1,335
Sabit	-1,85 (-5,32; 1,62)	p=0,022	-0,79 (-4,91; 3,34)	p=0,274
Tonus	0,34 (0,03; 0,65)	R²=0,18	0,23 (-0,1; 0,56)	R²=0,08
Rijidite	-0,01 (-0,02; 0,01)		-0,01 (-0,02; 0)	
Elastikiyet	1,50 (-0,37; 3,37)		1,33 (-0,83; 3,49)	
Gastroknemius		F=1,63		F=3,542
Sabit	-2,53 (-8,57; 3,51)	p=0,194	-0,77 (-7,02; 5,48)	p=0,021
Tonus	0,24 (-0,59; 1,07)	R²=0,09	0,2 (-0,65; 1,05)	R²=0,18
Rijidite	-0,01 (-0,05; 0,03)		-0,02 (-0,05; 0,02)	
Elastikiyet	2,73 (0,21; 5,25)		3,47 (0,99; 5,95)	
Aşil		F=0,522		F=3,172
Sabit	3,11 (-1,62; 7,84)	p=0,669	1,95 (-5,57; 9,47)	p=0,032
Tonus	0,07 (-0,19; 0,33)	R²=0,03	0,16 (-0,25; 0,57)	R²=0,16
Rijidite	0,00 (-0,01; 0,00)		-0,01 (-0,02; -0,01)	
Elastikiyet	0,01 (-0,55; 0,57)		1,13 (-0,98; 3,24)	
Quadriceps		F=2,515		F=0,382
Sabit	4,01 (-1,97; 9,99)	p=0,069	3,51 (-4,2; 11,22)	p=0,767
Tonus	-0,33 (-1,04; 0,37)	R²=0,13	-0,25 (-1,11; 0,61)	R²=0,02
Rijidite	0,00 (-0,03; 0,03)		0,00 (-0,03; 0,03)	
Elastikiyet	2,63 (-0,30; 5,56)		0,97 (-2,65; 4,6)	
Hamstring		F=0,45		F=1,538
Sabit	4,01 (-2,29; 10,32)	p=0,718	1,59 (-4,83; 8,01)	p=0,217
Tonus	-0,29 (-1,13; 0,54)	R²=0,03	-0,12 (-0,91; 0,66)	R²=0,09
Rijidite	0,01 (-0,03; 0,04)		0,00 (-0,03; 0,03)	
Elastikiyet	0,78 (-2,37; 3,93)		2,44 (-0,35; 5,22)	

Regresyon analizi (F); β : Regresyon katsayısı, GA: Güven Aralığı, R²: Belirleyicilik Katsayısı, Koyu olarak belirlenen bölümler istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05).

Tablo 16'ya göre Flamingo Denge Testi ile bazı alt ekstremite kaslarının mekanik özellikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler elde edildi. Sağ tibialis anterior kasının tonus ölçümleri ile denge performansı arasında pozitif yönlü ve anlamlı bir ilişki gözlemlenmiştir ($\beta = 0,34$; %95 GA: 0,03–0,65; p = 0,022; R² = 0,18). Benzer şekilde, sol gastroknemius kasının elastikiyet düzeyinin artışı da denge performansında anlamlı bir artışla ilişkilendirildi ($\beta = 3,47$; %95 GA: 0,99–5,95; p = 0,021; R² = 0,18).

Sol aşı tendonunun rijidite değerleri ile denge testi sonuçları arasında negatif yönlü istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğu saptandı ($\beta = -0,01$; %95 GA: $-0,02 - -0,01$; $p = 0,032$; $R^2 = 0,16$).

Tablo 17. Dikey sıçrama mesafesi ile kas ölçümleri arasında ilişkiler (N=53).

	Dikey sıçrama mesafesi	
	Sağ	Sol
Tibialis Anterior		
Tonus	r=0,513 p<0,001	r=0,460 p=0,001
Rijidite	r=0,582 p<0,001	r=0,457 p=0,001
Elastikiyet	r=-0,195 p=0,165	r=-0,363 p=0,008
Gastroknemius		
Tonus	r=0,417 p=0,002	r=0,393 p=0,004
Rijidite	r=0,457 p=0,001	r=0,470 p<0,001
Elastikiyet	r=-0,066 p=0,643	r=0,172 p=0,223
Aşil		
Tonus	r=-0,023 p=0,870	r=-0,222 p=0,114
Rijidite	r=-0,019 p=0,894	r=-0,183 p=0,195
Elastikiyet	r=-0,045 p=0,751	r=-0,010 p=0,946
Quadriceps		
Tonus	r=0,671 p<0,001	r=0,521 p<0,001
Rijidite	r=0,467 p<0,001	r=0,390 p=0,004
Elastikiyet	r=0,245 p=0,080	r=0,345 p=0,012
Hamstring		
Tonus	r=0,365 p=0,008	r=0,125 p=0,376
Rijidite	r=0,325 p=0,019	r=0,106 p=0,454
Elastikiyet	r=0,090 p=0,525	r=-0,017 p=0,905

Pearson korelasyon katsayısı (r), Koyu olarak belirlenen bölümler istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 18. Cinsiyete göre katılımcıların dikey sıçrama mesafesinden hesaplanan anaerobik güç değerleri

Cinsiyet	n	Ortalama (W)	Medyan (W)	Mod (W)	Standart Sapma (W)	Min–Max (W)
Kadın	39	1840,94	1832,60	1937,70	338,80	1077–2753
Erkek	14	3412,81	3321,60	1484,70	879,47	1485–4876

Anaerobik güç değerleri iki farklı çalışmadan referans aldığımız hesaplama güç değerlerine uygun olarak hesaplanmıştır. (Harman et al., 1991; Sayers SP, 1999).

Tablo 17 incelendiğinde, sağ alt ekstremitedeki tibialis anterior kasının tonus ve rijidite ölçümleri ile dikey sıçrama mesafesi arasında pozitif yönlü ve istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler olduğu görülmektedir ($p<0,05$).

Sol alt ekstremitedeki tibialis anterior kasının tonus ve rijidite ölçümleri ile dikey sıçrama mesafesi arasında pozitif yönlü, elastikiyet ölçümleri ile ise negatif yönlü istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler vardır ($p<0,05$).

Sağ alt ekstremitedeki gastroknemius kasının tonus ve rijidite ölçümleri ile dikey sıçrama mesafesi arasında pozitif yönlü ve istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler vardır ($p<0,05$).

Sol alt ekstremitedeki gastroknemius kasının tonus ve rijidite değerleri ile dikey sıçrama mesafesi arasında pozitif yönde ve istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler vardır ($p<0,05$).

Sağ alt ekstremitedeki quadriceps kasının tonus ve rijidite ölçümleri ile dikey sıçrama mesafesi arasında pozitif yönlü ve istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler vardır ($p<0,05$).

Sol alt ekstremitedeki quadriceps kasının tonus, rijidite ve elastikiyet ölçümleri ile dikey sıçrama mesafesi arasında pozitif yönde ve istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler vardır ($p<0,05$).

Sağ alt ekstremitedeki hamstring kasının tonus ve rijidite değerleri ile dikey sıçrama mesafesi arasında pozitif yönde ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır ($p<0,05$).

Tablo 18 incelendiğinde, erkek katılımcıların dikey sıçrama testinden hesaplanan anaerobik güç değerlerinin kadın katılımcılara kıyasla daha yüksek olduğu görülmektedir. Erkeklerin ortalama anaerobik güç değeri $3412,81 \pm 879,47$ W iken, kadınlarda bu değer $1840,94 \pm 338,80$ W olarak hesaplanmıştır. Erkek katılımcılarda minimum güç değeri 1485 W, maksimum güç değeri ise 4876 W iken; kadın katılımcılarda minimum ve maksimum değerler sırasıyla 1077 W ve 2753 W'tır. Bu veriler, cinsiyetler arasında anaerobik güç düzeyleri açısından anlamlı bir fark olduğuna ve erkek katılımcılarda anaerobik güç değerlerinin kadın katılımcılara kıyasla daha farklı aralıklarda seyrettiğine işaret etmektedir.

İSTATİSTİKSEL YÖNTEM

Verilerin analizi, IBM SPSS Statistics Standard Concurrent User Version 26 (IBM Corp., Armonk, NY, ABD) yazılımı aracılığıyla gerçekleştirilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler kapsamında, frekans (n), yüzde (%), aritmetik ortalama ($\bar{X}$), standart sapma (SS), medyan (M), minimum (min) ve maksimum (max) değerleri raporlanmıştır.

Sürekli değişkenlerin dağılım özellikleri Shapiro-Wilk normallik testi ile değerlendirilmiştir. Sağ ve sol ekstremiteye ait ölçümlerin karşılaştırılmasında Bağımlı Örneklem t testi, iki bağımsız grup arasındaki farklılıkların incelenmesinde ise Bağımsız Örneklem t testi uygulanmıştır. Sayısal değişkenler arasındaki ilişkiler Pearson korelasyon katsayısı kullanılarak analiz edilmiştir. Tüm istatistiksel değerlendirmelerde anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak kabul edilmiştir.

5. TARTIŞMA

Araştırmamız genç yetişkin bireylerde ayak biyomekanik ölçümlerinin sonuçları ile alt ekstremité kas mekanikleri, statik ve dinamik denge ölçümleri ile dikey sıçrama mesafesi arasındaki ilişkileri incelemek amacıyla planlanmıştır.

Ayak, vücut ağırlığının dağılımı ve yürüyüş esnasında postürün korunmasında temel bir rol oynamaktadır. Ayak yapısında yer alan kemikler, bağ dokular ve intrinsik-ekstrinsik kaslar tarafından kontrol edilen pronasyon hareketi, özellikle medial longitudinal arkın fonksiyonunu belirleyici niteliktedir. Tibialis anterior, abductor hallucis ve peroneus longus kasları, ayağın fonksiyonel stabilitesi ve dinamik kontrolü açısından kilit öneme sahiptir (Murley et al., 2009). Literatür incelendiğinde ayak biyomekanikleri ile sağlıklı genç bireylerde yaralanmalardan bağımsız olarak denge, kas fonksiyonları ve postüral stabilite arasındaki ilişkilerin değerlendirildiği görülmüş, ayak postürünün mediolateral ve anteroposterior stabiliteyle göreceli olarak ilişkili olduğu belirtilmiştir (Cobb et al., 2004). Hertel ve arkadaşları (Hertel et al., 2002) farklı ayak tiplerine sahip sağlıklı bireylerde tek bacak denge sırasında postüral stabiliteyi inceledikleri bir çalışmada pes cavusa sahip bireylerde diğer ayak tipine sahip bireylere kıyasla ayak basınç merkezinin daha fazla yer değiştirdiğini bildiren bir çalışma yapmışlardır. Ayağın biyomekanik parametreleriyle ilgili bir başka çalışma, naviküler düşmenin ayak uzunluğundan etkilenebileceği varsayımında bulunarak anormal düşme sınırlarının dikkatli yorumlanması gerektiğini ileri sürmüş ve daha önce yürüme sırasında ayak uzunluğu, cinsiyet, yaş ve vücut kitle indeksinin (VKİ) naviküler düşme üzerindeki etkisini araştıran çalışma olmadığını bildirmiştir (Menz, 1998). Cinsiyet ve beden kitle indeksinin ayak postürüyle ilişkisini inceleyen bazı çalışmalar çelişkili sonuçlar sunmaktadır. Ayak postürü için farklı normatif değerlerin incelendiği bir çalışmada ayak postürünün cinsiyet veya beden kitle endeksinden etkilenmeyeceği (Redmond et al., 2008), başka bir çalışmada ise artan vücut kitle indeksinin ayak pronasyonuna yol açtığı ve sağ ve sol ayak duruş indeksleriyle pozitif korelasyon gösterdiği bildirilmiştir (Kulkarni et al., 2023). Cinsiyet ve vücut kitle indeksinin ergenlik çağındaki bireylerde ayak postür indeksi ilişkisi ile değerlendirildiği bir başka çalışmada beden kitle indeksinin yüksek olduğu ergen popülasyonunda ayak postür indeksi sonuçlarının daha düşük olduğu ve bu nedenle ayak pronasyonunun beden kitle indeksinin bir göstergesi olmayacağı

bildirilmiştir (Carvalho et al., 2017). Ayak postür indeks sonucunun erkek cinsiyetinde daha yüksek bulunduğu ve pronasyonla ilişkilendirilebileceği ancak beden kitle endeksiyle ilişkili olmadığı bildirilen bir çalışma da vardır (Carvalho et al., 2020).

Quadriceps açısının ölçülerek plantar basınç değerleriyle ilişkisinin değerlendirildiği bir çalışmada kalkaneotibial açı artışının ayakta 1. ve 2. metatars altı basınç ilişkilerini değiştirmediği, 3., 4., 5. parmak altı basınçlarının ise arttırdığı rapor edilmiştir. Aynı çalışmada Q açısı ve kalkaneotibial açı artışlarının ayakta pronasyon etkisi yarattığı, aynı zamanda artmış naviküler kemik düşme testi sonuçları ile Q açısı arasında da anlamlı ve doğru orantılı bir ilişki olduğu bildirilmiştir (Elvan et al., 2019).

Literatür incelemelerimizde ayak biyomekanik ölçümleri ve Ayak Postür İndeksi ile myotonometrik kas ölçümleri arasında doğrudan ilişkiyi inceleyen bir çalışma bulunamamıştır. Çalışmamızda naviküler düşmede pes planusun var olup olmamasına göre yaptığımız istatistiksel analizde naviküler düşmedeki oranlarla sol alt ekstremitte tibialis anterior, gastrocnemius ve quadriceps kaslarının rijidite düzeyleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmuştur. Ayrıca sol tibialis anterior, quadriceps ve hamstring kaslarının tonus düzeyleri ile de anlamlı bir ilişki olduğu görülmektedir. Sağ taraf alt ekstremitede ise aşıl tendonun rijidite düzeyi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Sağ ve sol taraf farklılıklarının dominant ekstremitesi ile ilişkili olduğu göz önünde bulundurulması gereken bir faktör olabilir. Sağ Ayak Postür İndeksi skorları ile naviküler düşme testi sonuçları da çalışmamızda orta derecede anlamlı bulunmuştur. Bu durum orta-arka ayak pronasyonu ile alt ekstremitte kas grupları arasındaki ilişki hakkında bize bilgi vermektedir.

MyotonPRO cihazı güncel çalışmalarda oldukça sık kullanılmakta olup objektif kas ölçümleri konusunda literatürde güvenilir bir ölçüm cihazı olarak seçilmiştir (Ko et al., 2018; Nguyen et al., 2022; Orner et al., 2018; Paz et al., 2024). Çalışmamızda MyotonPRO cihazının kullanımı alt ekstremitte kas mekanik özelliklerinin objektif olarak ölçülmesine olanak tanımış, bu da çalışmanın yenilikçi yönlerinden biri olarak öne çıkmaktadır. Bunun yanı sıra MyotonPRO cihazının yalnızca yüzeysel kas gruplarını değerlendirmede uygun olduğu ve dolayısıyla alt ekstremitte proksimal ve distal kas grupları hakkında bir bilgi vermediğini ifade eden çalışmalar da bulunmaktadır (Feng et al., 2018; Fröhlich-Zwahlen et al., 2014). Taş ve ark. yaptıkları bir çalışmada pes planusu olan ve pes planusu olmayan yetişkinlerde ekstrinsik ayak

kasları ve aşil tendonunun pasif mekanik özelliklerini incelemiş (Taş et al., 2022), ölçüm sonuçlarında peroneus longus, tibialis anterior ve medial ve lateral gastrocnemius kaslarının salınım frekanslarını (tonus), dinamik sertliğini (stiffness) ve logaritmik azalmalarını (elastikiyet) pes planusu olan ve olmayan bireylerde benzer olarak bulmuşlardır. Elde edilen sonuçlarla pes planusun ayağın ekstrinsik kasları ile pasif mekanik özellikleri arasında ilişki olmadığını düşündürdüğü bildirilmiştir. Yine aynı çalışmada pes planusu olan bireylerde ayakta durma esnasında aşil tendonunun sertliğinde azalma ve elastikiyetinde artış, istirahat halinde ise sertlikte artış bulunduğu raporlanmıştır. Bu sonuç, bizim de çalışmamızda sunduğumuz sağ aşil tendonunun istirahat halinde rijiditesindeki artışın naviküler düşmeyi arttırdığını göstermesi açısından benzerdir. Burada pes planusa sahip bireylerde aşil tendonunun yorgunluğu ve aktivetelere başlama anındaki gecikmeden kaynaklı yaralanmalara ilişkin daha fazla tanımlayıcı çalışmaya ihtiyaç olabileceği sonucu çıkarılabilir. Ek olarak, pes planusla ilgili yapılan bazı çalışmalarda pes planuslu olgularda peroneal kasların ultrasonografi ile ölçülen enine kesit mesafelerinin ve aktivitesinin azaldığı da gösterilmiştir (Angin et al., 2014; Murley et al., 2009). Pes planusun ayak ve alt ekstremitenin biyomekanik özellikleri ile ilişkisini ve fonksiyonelliğe etkilerini araştıran çalışmaların genellikle sporcular ve askerler gibi yüksek fiziksel aktiviteye sahip gruplarda, çocuklarda ve yaşlılarda yapıldığı görülebilmektedir (Benedetti et al., 2011; Burns et al., 2005; Hösl et al., 2014; Kosashvili et al., 2008; Lakstein et al., 2010; Menz et al., 2013; Shih et al., 2012; Tudor et al., 2009). Diz osteoartriti olan yaşlı kadınlarla yapılan bir çalışmada Ayak Postür İndeksi (API)'nin değerlendiriciler arası ve test-tekrar test güvenilirliği incelenmiş ve MyotonPRO tüm katılımcılarda quadriceps kas tonusu ve sertliğini değerlendirmek için kullanılmıştır (Shen et al., 2024). Kadın osteoartrit hastalarında dominant olmayan bacakta her iki taraftaki quadriceps kasının mekanik özellikleri açısından, rektus femoris (RF), vastus medialis (VM) ve vastus lateralis (VL) kas tonusu ve sertliği ile Ayak Postür İndeksi toplam skoru arasında anlamlı bir pozitif korelasyon bulunduğu belirtilmiştir. Yaşlı kadın osteoartrit hastalarında quadriceps kas performansındaki değişiklikler ile ayak duruşu arasındaki ilişkiye ilişkin bu gözlemler çalışmamızın verilerini desteklememektedir. Ancak farklı yaş ve patoloji varlığının durumu nasıl etkilediği veya etkileyeceği ile ilgili daha geniş kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Pes planusu olan bireylerde sıklıkla görülen gastroknemius kasının kısalığında arka ayağın pronasyonunun ilişkisi olduğu bildirilmiştir (Vulcano et al., 2013). Esnek düz tabanlıkta alt ekstremitte kas tonusu üzerine yapılan bir analiz çalışmasında katılımcıların her iki alt ekstremitelerinin tibialis anterior kası (TA), rektus femoris kası (RF), medial gastroknemius (MG) ve biceps femoris kasının uzun başının (BF) kas tonusu ve sertliği MyotonPRO cihazı kullanılarak ölçülmüş, ölçüm sonuçlarında, düz tabanlık bulunmayan ve esnek düz tabanı bulunan kişilerde tibialis anterior ve medial gastrocnemius sertliğinde anlamlı farklılıkların olduğu bildirilmiştir. Yine bu çalışmada katılımcıların dinlenme periyotları sırasında esnek düz tabanlığı bulunan grupta tüm kas ölçümlerinde düz tabanlığı bulunmayan gruba göre daha fazla tonus ve sertlik gözlemlendiği raporlanmıştır. Bizim çalışmamızda da naviküler düşme test sonuçlarında pes planusu var olan bireylerde pes planusu olmayan bireylere göre elde ettiğimiz yüksek tibialis anterior (TA) tonus ve rijidite değerleri bu çalışmayla benzerdir. Çalışmanın çıktıları arasında esnek düz tabanlığı bulunan bireylerin tedavisinde kas tonusu ve sertliğin göz önünde bulunması gerektiği bildirilmiştir (Um et al., 2015). Sporcularda ayak - ayak bileği yaralanmalarında önleyici değerlendirme ve rehabilitasyon yöntemlerinin geliştirilmesi de oldukça önemlidir. 2022 yılında yayınlanan bir çalışma, kronik ayak bileği instabilitesine (KAİ) sahip 14 sporcu ile benzer fiziksel özellikler ve antrenman programına sahip 15 sağlıklı genç sporcunun alt ekstremitte myotonometrik ölçüm skorlarını karşılaştırmış ve sonuç olarak KAİ grubunda özellikle peroneus longus (PL) ve tibialis anterior (TA) kaslarında, kas tonusu ve sertlik değerlerini anlamlı şekilde daha yüksek, elastikiyeti ise anlamlı şekilde daha düşük bulmuştur. Bunun da bu tür kas mekanik özelliklerinin ayak bileği instabilitesiyle ilişkili olabileceğini ve potansiyel bir tanı veya değerlendirme göstergesi olarak kullanılabileceğini ifade etmiştir (Stefaniak et al., 2022).

Literatürde ayak biyomekaniklerinin denge ve stabilite üzerindeki sonuçlarının çelişkili olduğunu gösteren çalışmalar da bulunmaktadır. Abdulwahab ve ark. yaptıkları bir çalışmada sağlıklı yetişkinlerde farklı ayak postürlerinin statik denge üzerindeki etkilerini incelemiş ve ayak postür indeksinin artmasının sağlıklı kişilerde statik dengeyi olumsuz etkilediğini göstermiştir (Al Abdulwahab & Kachanathu, 2015). Song ve arkadaşları (J.-Y. Song et al., 2021) genç yetişkinlerde ayak arkı yüksekliğine dayalı ayak basıncı, yer reaksiyon kuvveti ve denge yeteneği arasındaki ilişkiyi incelemişler ve çalışmaları sonucunda esnek düz taban ve normal ayak arkı

yüksekliğine sahip kişilerde tepe dikey kuvveti arasında önemli bir fark bulamamış, ancak esnek düztabanlı kişilerde statik dengenin normal ayak arkı yüksekliğine sahip kişilere göre anlamlı ölçüde daha düşük olduğunu gösterebilmişlerdir. Biz çalışmamızda pes planus ile ilişkilendirdiğimiz naviküler düşme testi ile denge arasında doğrudan bir ilişki bulamamış olsak da naviküler düşme testi ile Ayak Postür İndeksi arasında orta derecede bir ilişki tespit ettik. Flamingo denge testi ile ayak postür indeksi sonuçları arasında da istatistiksel olarak pozitif yöndeki anlamlılık denge ve pes planus arasındaki korelasyonu kısmen de olsa açıklar nitelikte olabilir. Bu çıkarımımıza ilişkin bir başka çalışma genç yetişkin bireylerde pes planusun ayak ağrısı, bel ağrısı ve denge üzerine etkilerini araştırmış, pes planusu olan ve pes planusu olmayan bireylerin ayak postür indeksi, visüel analog skala (istirahat-aktivite) ve sol ayak Stork Denge Testi (SDT) değerleri karşılaştırmaları arasında anlamlı bir fark bulamazken, sağ SDT sonuçlarının pes planusu olmayan bireylerde pes planusu olanlara göre anlamlı olarak daha yüksek bulunduğunu belirtmiştir (Barutcu et al., 2023). Sağlıklı genç yetişkinlerde ayak- ayak bileği karakteristikleri ile lumbopelvik kontrol, denge ve fiziksel performansın incelendiği bir çalışmada (Karartı et al., 2019) ayak postür indeksi ile Biodex Denge Sistemi statik ve dinamik denge sonuçları arasında bazı parametreler açısından istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmuştur. Ayak postürü ve tek ayak denge yeteneği, alt ekstremité biyomekaniği ve fonksiyonelliği üzerinde kritik bir rol oynamaktadır. Kötü ayak postürünün (yüksek kemerli ve düz ayaklar) ve zayıf tek ayak denge yeteneğinin, koşu sırasında ayak yaralanmalarıyla ayrı ayrı ilişkilendirildiği bildirilmektedir (Ho & Tan, 2022). Ho & Tan ve arkadaşlarının, katılımcıların ayak postürlerinin ve tek ayak denge yeteneklerinin değerlendirdikleri çalışmalarının çıktıları arasında yalnızca koşu sırasında arka ayak eversiyonunun ve ön ayak dorsifleksiyonunun tahmin edilebildiği ve aynı ayak duruşuna sahip ancak farklı tek ayak denge yeteneğine sahip kişilerin farklı ayak kinematiğine sahip olduğu sonuçları vardır. Ayak postür indeksi ile statik ve dinamik denge arasındaki ilişkiyi inceleyen bir çalışmada ayak postür indeksi ile statik ve dinamik denge arasında zayıf bir negatif korelasyon olduğu gösterilmiş, indeks skorlarının artmasının denge performansını olumsuz etkileyebileceği belirtilmiştir (Gonul, 2014). Çalışmamızda naviküler düşme ile Flamingo denge testi sonuçları arasındaki ilişki ve ayak postür indeksi ile Flamingo denge testi arasındaki ilişkiler incelendiğinde iki ölçüm sonuçlarında da katılımcılar arasında anlamlı bir ilişki elde edilememiştir. Bunun yanı sıra Korebalance denge testiyle Flamingo denge

testi arasında pozitif yönde anlamlı bir ilişki bulunmuş olup ($p<0,05$) bireylerin statik ve dinamik dengelerine yönelik çıktıkların daha iyi yorumlanabilmesi için daha fazla çalışmaya gereksinim vardır. Rathleff ve ark., statik naviküler düşmenin, yürüyüş sırasındaki naviküler düşmenin zayıf bir öngörücüsü olduğunu (Rathleff et al., 2008), Tudor ve ark. 11-15 yaş arası adölesanlarda yaptıkları çalışmada pes planusun sportif performansı etkilemediğini bildirmiştir (Tudor et al., 2009). Literatürde statik ve dinamik aktivitelerde dengeyi korumak için kullanılan çeşitli postüral kontrol stratejileri tanımlanmıştır. Örneğin, ayak bileği stratejisi, vücudun ayak bileği eklemi etrafında hareket ederek stabiliteyi yeniden sağlamasına dayanır ve genellikle denge bozulmasının küçük olduğu ve destek yüzeyinin sağlam olduğu durumlarda kullanılır. Kalça stratejisi ise daha büyük denge bozulmalarında devreye girer, çünkü ayak bileği stratejisi postüral stabiliteyi sağlamak için yeterli kuvveti sağlayamaz; hareket, kalça eklemi üzerinde odaklanır. Eğer denge bozulması, ağırlık merkezini bireyin destek tabanının dışına çıkaracak kadar büyükse, dengeyi yeniden sağlamak için adım atma veya zıplama stratejisi kullanılır, denmektedir (Emery, 2003).

Literatürde alt ekstremité myotonometrik ölçümler olan kas tonusu, sertlik ve elastikiyet ölçümleri ile Flamingo Denge Testi arasındaki ilişkiyi doğrudan inceleyen spesifik bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızdan elde edilen bulgulara Flamingo denge testi sonuçlarıyla alt ekstremitéde sağ tibialis anterior ve gastroknemius, sol gastroknemius ve aşıl tendonu elastikiyeti arasında pozitif anlamlı bir ilişki olduğu görülmektedir. Ayrıca yine sol aşıl tendonunun tonus ve rijiditeleri ile Flamingo denge testi sonuçları arasında istatistiksel olarak negatif bir ilişki saptanmıştır. Bu sonuçlarla birlikte alt ekstremitéde özellikle gastroknemius ve aşıl tendonu ile statik denge arasındaki ilişki açıklanmaktadır. Gastroknemius ve aşıl tendonunun elastikiyetindeki (logaritmik sönümlenme) artış statik dengeyi bozmaktadır. Çalışmamızda tibialis anterior, aşıl tendonu ve quadriceps kasının elastikiyet ölçümleri ile Korebalance denge ölçümleri arasında pozitif yönlü bir korelasyon bulunmuş olup tibialis anterior kasının tonus ve rijiditesi ile aşıl tendonunun tonus ve rijidite skorları da Korebalance denge ölçümü sonuçları ile pozitif yönlü anlamlı bir ilişki göstermiştir. Korebalance denge ölçümlerinde katılımcıların gözlerinin kapalı olduğu statik ölçümler ile tibialis anterior, gastroknemius ve quadriceps tonus ve rijiditeleri arasında pozitif yönde anlamlı korelasyon bulunmuş olup ayrıca quadriceps elastikiyeti ile gözler kapalı statik denge

ölçümleri arasında pozitif yönde anlamlı ilişki bulunduğu görülmüştür. Bu durum, alt ekstremité kaslarının viskoelastik özelliklerinin yalnızca stabilite değil, aynı zamanda vestibüler ve proprioseptif kontrol süreçlerine de katkıda bulunabileceğini düşündürmektedir. Ancak Korebalance cihazıyla denge ölçümünde her iki alt ekstremité de kullanıldığından dolayı bu ilişkilerin etkilenebileceği dikkate alınmalıdır. Literatüre bakıldığında ise çalışmaların genellikle denge fonksiyonları, postural stabilite ve kas sertliği (stiffness) üzerinde yoğunlaştığı görülmektedir. Literatür incelendiğinde özellikle alt ekstremité ve gövde kaslarının mekanik özelliklerinin statik denge üzerinde belirgin ve ölçülebilir etkiler gösterdiği bildirilmektedir (Soni et al.,2022). 2014 yılında yayınlanan bir çalışmada farklı yaş gruplarındaki denge performansı farklılıklarının ayak bileği kas mekanik özelliklerindeki değişimlerle açıklanıp açıklanamayacağı incelenmeye çalışılmış, 12 genç ve 12 yetişkin katılımcının dorsifleksör ve plantarfleksör kaslarının (gastroknemius ve soleus) maksimum izometrik kuvvet yeteneği, kuvvet-uzunluk, kuvvet-hız ve elastikiyet özellikleri değerlendirilmiştir. kassal maksimum izometrik kuvvet, optimum lif uzunluğu, tendon gevşeklik uzunluğu ve hıza bağlı kuvvet yetenekleri, statik ve dinamik denge testlerinin performanstaki yaşa bağlı değişimi %60'ına kadarını açıkladığı bildirilmiş ve bu sonuçlar, denge performansındaki yaşa bağlı farklılıkların kısmen de olsa kas mekanik özelliklerindeki değişikliklerle açıklandığını göstermiştir (Hasson et al., 2014).Ayakta duruş sırasında medial gastroknemius (MG) kasının kas tonusu ve postural salınım özellikleri arasındaki ilişkinin 17-31 yaşları arasındaki 27 sağlıklı erkekte araştırıldığı bir başka çalışmada (Vain et al., 2015) katılımcıların yatar pozisyona kıyasla sabit zeminde ve denge pedi gibi sabit olmayan zeminde kas salınım sıklığının ve sertliğinin daha fazla olduğu rapor edilmiş, ancak kas salınımlarının sönümlenmesinin logaritmik azalmasında (elastikiyet) anlamlı bir fark kaydedilmemiştir. Postural stabilite özellikleri (basınç merkezi salınım yarıçapı ve alanı) ayakta duruşta kas tonusu ve elastikiyet özellikleriyle pozitif olarak ilişkili bulunmuş ve MG kasının sertliğindeki değişkenliğin daha büyük bir basınç merkezi salınım uzunluğu ve hızıyla ilişkilendirildiği bildirilmiştir. Bu durumda çalışmanın çıktısı olarak sırt üstü pozisyondan ayakta durma pozisyonuna geçişteki değişkenlik katsayılarının, postural denge ile ilişkili kas fonksiyonunda yeni kriterler olarak önerildiği bildirilmiştir. Korebalance denge testi dinamik ve vestibüler dengenin değerlendirmesini, MyotonPRO cihazı ise kas mekanik özelliklerinin objektif ölçümlerini sunduğundan

çalışmamızda bulduğumuz veriler açısından bu iki değerlendirme yöntemini birlikte kullanan spesifik araştırmalar için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Literatürde KoreBalance denge sistemi ile Flamingo Denge Testi arasındaki ilişkiyi doğrudan inceleyen bir çalışma bulunamamış olup çalışma sonuçlarımıza göre Flamingo denge testiyle Korebalance denge değerlendirmesi arasında pozitif yönde anlamlı bir ilişki olduğu görülmektedir. Çalışmaya katılan katılımcılarımızın çoğunluğunda sağ alt ekstremitte dominantlığı nedeniyle Flamingo denge testi sonuçlarıyla MyotonPRO denge ölçüm sonuçlarını dolaylı yoldan ilişkilendirerek bireylerin hem dinamik hem de statik dengelerinde kas mekanik özelliklerinin önemli olduğunu ve birbirini etkileyebildiğini söyleyebiliriz. Bu çalışmanın güçlü yönlerinden birinin geniş bir parametre yelpazesıyla yapılan detaylı değerlendirmeler olduğunu düşünmekteyiz. Korebalance gibi çok yönlü bir denge testinin kullanılması, denge performansının farklı skalalarına ait detaylı incelemeye olanak sağlamıştır. MyotonPRO gibi kas mekaniklerinin altın standart değerlendirme ölçeği olan cihazın kullanılmasının da yine hem çalışmamıza hem de gelecek çalışmalara farklı bir perspektif kattığını düşünmekteyiz. Ancak katılımcıların demografik homojenliği ve egzersiz alışkanlıklarının düşük oranı, çalışma sonuçlarının genelleştirilmesini sınırlandıran faktörler arasında yer almaktadır. Genç erişkinlerde artmış naviküler düşme ile patlayıcı sıçrama performansı arasındaki ilişkiyi inceleyen bir çalışmaya yaş ortalaması 23,23 (+2,62) olan, 18 ila 35 yaşları arasındaki yüz beş sağlıklı yetişkin katılmış ve çalışmanın sonucunda genç erişkinlerde naviküler düşme ile dikey ve geniş atlama ölçümleri arasında bir korelasyonun olmadığı ortaya konmuştur (David et al., 2020). Pronasyon ayak postürüne sahip genç basketbol oyuncularında pronasyonun dikey sıçrama performansı üzerindeki etkisinin incelendiği başka bir çalışmada pronasyon ayak postürü ile dikey sıçrama yüksekliği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığı bildirilmiştir (Hardik A. et al., 2024). Sánchez-Ramírez ve ark., ayak morfolojisi değişkenleri ile üç farklı sıçrama performansı arasında ilişkileri incelemiş (Sánchez-Ramírez et al., 2020) ve ayak uzunluğu, ayak genişliği ve arka ayak genişliğinin boyla orta ila yüksek seviyede korelasyon gösterdiğini, boyla düşük korelasyon gösteren naviküler yüksekliğin morfolojik değişkenlerin atlama etkinliğinde elde edilen performansla korelasyonunun analiz sonuçlarına göre, drop jump atlayışı ile korelasyon göstermeyen tek değişken olduğunu belirtmişlerdir.

Ayrıca bu sonucun eversiyon kaslarının gücü ve tibialis posterior ve adductor hallucis kas tonusu gibi diğer faktörlerden de etkilendiğini ileri sürmüşlerdir.

Çalışmamızda dikey sıçrama mesafesi ile kas ölçümleri arasındaki ilişki incelendiğinde sağ ve sol tibialis anterior, gastrocnemius, quadriceps ve hamstring kaslarının tonus ve rijidite ölçümlerinin dikey sıçrama mesafesiyle pozitif yönde anlamlı olduğu bulunmuş, sol tibialis anterior elastikiyet ölçümleriyle de dikey sıçrama mesafesinin negatif yönde ilişkisi saptanmıştır. Aşıl tendonunun mekanik özellikleri dikey sıçramada anlamlı bulunmamıştır. Futbolcularla yapılan çalışma, lateral ve medial gastrocnemius (LG&MG) kası ile aşıl tendonunun (AT) biyomekanik ve viskoelastik özelliklerinin profesyonel futbolcuların sıçrama performansına etkilerini araştırmış, çalışmaya ortalama yaşı 18.19 ± 0.40 yıl, ortalama boyu 180.48 ± 6.25 cm, ortalama vücut ağırlığı 70.71 ± 7.82 kg ve ortalama VKİ'si 21.66 ± 1.65 kg/m² olan toplam 21 erkek profesyonel futbolcu dahil edilmiş ve kas ve tendon biyomekanik ve viskoelastik özellikleri MyotonPRO cihazı ile değerlendirilmiştir. Dikey sıçrama kayıtları Countermovement Jump (CMJ) – *My Jump 2* uygulamasında yüksek hızlı kamera ile yapılmış ve çalışma sonucunda dikey sıçrama performansının en çok gastrocnemius (lateral ve medial) kaslarının tonus, rijidite ve elastikiyet özellikleriyle ilişkili bulunduğu görülmüştür (Seyhan, 2024). Elde edilen bulgular, yalnızca yapısal değil, fonksiyonel değerlendirmelerde de kas mekanik özelliklerinin dikkate alınması gerektiğini göstermektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Genç yetişkin bireylerle yapılan bu çalışmanın sonuçları aşağıdaki gibi özetlenebilir:

- Ayak yapısına ilişkin biyomekanik veriler ile alt ekstremitte kaslarının tonus, rijidite ve elastikiyet gibi pasif mekanik parametreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler saptanmıştır.
- Statik (Flamingo) ve dinamik (Korebalance) denge ölçüm sonuçları hem birbirleriyle hem de kasların pasif özellikleriyle ilişkili bulunmuştur.
- Özellikle tibialis anterior ve quadriceps kaslarının mekanik özellikleri ile naviküler düşme, dikey sıçrama mesafesi ve denge testleri arasında belirgin ilişkiler tespit edilmiştir.
- Kasların mekanik özelliklerinin (özellikle rijidite ve tonus), denge kabiliyeti ve patlayıcı güç çıktıları üzerinde etkili olabileceği düşünülmektedir.

Araştırmaya katılan bireylerin büyük çoğunluğunun dominant alt ekstremitenin sağ taraf olduğu gözlemlenmektedir. Sağ ayak için elde edilen Ayak Postür İndeksi skorları ile Flamingo denge testi bulguları arasında pozitif yönlü bir ilişki bulunması, bize ayak postüründeki bozulmaların statik denge performansını olumsuz yönde etkileyebileceğini düşündürmektedir. Ayrıca Flamingo ve Korebalance testleri arasında tespit edilen pozitif korelasyon, ayak postürünün hem statik hem de dinamik denge performansına etki edebileceğini desteklemektedir. Bu sonuçlar doğrultusunda, farklı yaş grupları, fiziksel aktivite düzeyi değişken bireyleri kapsayan daha geniş örneklemelerle yürütülecek çalışmaların, ayak postürü, kas özellikleri ve denge ilişkisini daha net ortaya koyacağını öngörmekteyiz. Aynı zamanda yürüme ve koşu gibi fonksiyonel hareketler sırasında ayak biyomekaniğine dair öneriler geliştirilebilmesi için ileri analizlerin yapılması gerekmektedir. Fonksiyonel performansı daha bütüncül bir şekilde değerlendirebilmek amacıyla; farklı normatif değerlere sahip grupların dahil edildiği, dinamik aktivite sırasında pedobarografik taban basınç analizleri, sensör tabanlı ölçümler veya üç boyutlu hareket analiz sistemleriyle desteklenen çalışmaların yapılması önerilmektedir.

MyotonPRO cihazı, bu çalışmada alt ekstremité kaslarının pasif mekanik özelliklerini değerlendirme konusunda önemli bir veri kaynağı sağlamıştır. Bu veriler, özellikle postüral denge bozukluklarının erken dönemde tanımlanmasında ve tedavi planlarının şekillendirilmesinde yol gösterici olabilir. İleride yapılacak çalışmalarda, kas rijiditesi ve elastikiyetine ek olarak, ilgili kasların uzunluk parametrelerinin de değerlendirilmesi önerilmektedir. Böylece kas kısalığı ile mekanik özellikler arasındaki ilişkiler daha objektif biçimde ortaya konabilir.

Pes planusu olan bireylerde sıklıkla görülen gastroknemius kası kısalığının arka ayak biyomekaniğı ve postüral denge kontrol mekanizmaları üzerindeki etkileri de gelecek çalışmalar için önemli bir başlık olarak değerlendirilebilir. Ayrıca germe egzersizlerinin kas elastikiyeti ve denge üzerindeki olası etkilerini araştıran deneysel ve müdahale temelli çalışmalara da gereksinim duyulmaktadır. Bu tür araştırmalar, kas mekanik özellikleri ile fonksiyonel performans arasındaki nedensel ilişkilerin daha net anlaşılmasına katkı sağlayacaktır.

7. KAYNAKLAR

- Abboud, R. J. (2002). *MINI-SYMPOSIUM:THE ELECTIVE FOOT (i) Relevant foot biomechanics*. <https://doi.org/10.1006/cuor.2002.0268>
- Akalan, E., & Temelli, Y. (2017b). Temel Kinezyo-Mekanik Klinik Örnekli Anlatım, 1. Baskı. *İstanbul Tıp Kitabevi*.
- Akgül, A., Tarakci, E., Arman, N., Büyükkaya, F., Irmak, H. S., & Karaaslan, T. (2018). Yaşlılarda denge, mobilite ve düşmenin değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri. Tıp Bilimleri Dergisi*, 38(1), 94–98.
- Aksoy, S., & Öztürk, B. (2011). Bilgisayarlı Dinamik Postürografi. *Kulak Burun Boğaz Hastalıklarında İleri Teknoloji*, 32–47.
- Al Abdulwahab, S. S., & Kachanathu, S. J. (2015). The effect of various degrees of foot posture on standing balance in a healthy adult population. *Somatosensory and Motor Research*, 32(3), 172–176. <https://doi.org/10.3109/08990220.2015.1029608>
- Al-Mohrej, O. A., & Al-Kenani, N. S. (2016). Acute ankle sprain: conservative or surgical approach? *EFORT Open Reviews*, 1(2), 34–44.
- Angin, S., Crofts, G., Mickle, K. J., & Nester, C. J. (2014). Ultrasound evaluation of foot muscles and plantar fascia in pes planus. *Gait & Posture*, 40(1), 48–52.
- Avila, E. R., Williams, S. E., & Disselhorst-Klug, C. (2023). Advances in EMG measurement techniques, analysis procedures, and the impact of muscle mechanics on future requirements for the methodology. *Journal of Biomechanics*, 156, 111687.
- BALKAN, A. F. İ. L., & KARANFİL, E. (2021). Kas Tonusu. *Türkiye Klinikleri Physiotherapy and Rehabilitation-Special Topics*, 7(1), 7–15.
- Bankoff, A. D. P., Bekedorf, R. G., Schmidt, A., Ciol, P., & Zamai, C. A. (2006). Análise do equilíbrio corporal estático através de um baropodômetro eletrônico. *Conexões*, 4(2), 19–30.

- Bardy, B. G., Oullier, O., Bootsma, R. J., & Stoffregen, T. A. (2002). Dynamics of human postural transitions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 28(3), 499.
- Barutcu, E., Paksoy, B., Selçuk, M., Karaca, O., & Yılmaz, K. (2023). Effects of Pes Planus on Foot Pain, Low Back Pain and Balance in Young Adult Individuals. *Acibadem Universitesi Saglik Bilimleri Dergisi*.
<https://doi.org/10.31067/acusaglik.1329890>
- Benedetti, M. G., Ceccarelli, F., Berti, L., Luciani, D., Catani, F., Boschi, M., & Giannini, S. (2011). Diagnosis of flexible flatfoot in children: a systematic clinical approach. *Orthopedics*, 34(2).
- Black, F. O., Wall III, C., Rockette Jr, H. E., & Kitch, R. (1982). Normal subject postural sway during the Romberg test. *American Journal of Otolaryngology*, 3(5), 309–318.
- Blais, M. M., Green, W. T., & Anderson, M. (1956). Lengths of the growing foot. *JBJS*, 38(5), 998–1000.
- Bogle Thorbahn, L. D., & Newton, R. A. (1996). Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. *Physical Therapy*, 76(6), 576–583.
- Britannica, T. (2020). *Encyclopedia Britannica* (Encyclopaedia Britannica Editors, Ed.).
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232–238.
- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18(4), 417–426.
- Cachupe, W. J. C., Shifflett, B., Kahanov, L., & Wughalter, E. H. (2001). Reliability of biodex balance system measures. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 5(2), 97–108.
- Carvalho, B. K. G. de, Penha, P. J., Penha, N. L. J., Andrade, R. M., Ribeiro, A. P., & João, S. M. A. (2017). The influence of gender and body mass index on the FPI-6 evaluated foot posture of 10- to 14-year-old school children in São Paulo,

- Brazil: A cross-sectional study. *Journal of Foot and Ankle Research*, 10(1).
<https://doi.org/10.1186/s13047-016-0183-0>
- Carvalho, B. K. G. de, Penha, P. J., Ramos, N. L. J. P., Andrade, R. M., Ribeiro, A. P., & João, S. M. A. (2020). Age, Sex, Body Mass Index, and Laterality in the Foot Posture of Adolescents: A Cross Sectional Study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 43(7), 744–752.
<https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2018.11.035>
- Cebolla, E. C., Rodacki, A. L. F., & Bento, P. C. B. (2015). Balance, gait, functionality and strength: comparison between elderly fallers and non-fallers. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19(2), 146–151.
- Cheng, C. K., & Woo, S. L. Y. (2020). Frontiers in orthopaedic biomechanics. In *Frontiers in Orthopaedic Biomechanics*. Springer Singapore.
<https://doi.org/10.1007/978-981-15-3159-0>
- Cobb, S. C., Tis, L. L., Johnson, B. F., & Higbie, E. J. (2004). The Effect of Forefoot Varus on Postural Stability. In *J Orthop Sports Phys Ther* (Vol. 34). www.jospt.org
- Collins, K. (2023). *Kinesiophobia, Walking Biomechanics and Free-Living Cadence Among Adolescents and Young Adults Following Primary Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*. Michigan State University.
- Crosby, B. R. (2016). *Analysis of Barefoot and Preferred Footwear in Functional Movement Screen Scores*. Illinois State University.
- Da, W. (1990). Assessment of balance control in humans. *Med Prog Technol*, 16, 31–51.
- David, E., Joseph, B., Mohammad, H., Joseph, M., & Elina, S. (2020). Correlation of Navicular Drop to Vertical and Broad Jump Measurements in Young Adults. In *Original Research Article Journal of Rehabilitation Therapy Journal of Rehabilitation Therapy* (Vol. 2, Issue 1).
- Dawe, E. J. C., & Davis, J. (2011). (vi) *Anatomy and biomechanics of the foot and ankle*.

- Demiralp, B., & Atbaşı, Z. (2020). Ayak deformitelerinin tedavisi. *TOTBİD Dergisi*, 19, 261–271.
- Dogruoz Karatekin, B., Yasin, S., Yumusakhuylyu, Y., Bayram, F., & Icagasioglu, A. (2020). Validity of the korebalance® balance system in patients with postmenopausal osteoporosis. *Medeniyet Medical Journal*, 35(2), 79–84. <https://doi.org/10.5222/MMJ.2020.18828>
- Duclos, N. C., Maynard, L., Barthelemy, J., & Measure, S. (2014). Postural stabilization during bilateral and unilateral vibration of ankle muscles in the sagittal and frontal planes. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 11, 1–10.
- Elvan, A., Simsek, I. E., Cakiroglu, M. A., & Angin, S. (2019). Association of quadriceps angle with plantar pressure distribution, navicular height and calcaneo-tibial angle. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 53(2), 145–149.
- Emery, C. A. (2003). Is there a clinical standing balance measurement appropriate for use in sports medicine? A review of the literature. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(4), 492–504.
- Emery, C. A. (2003b). Is there a clinical standing balance measurement appropriate for use in sports medicine? A review of the literature. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(4), 492–504.
- Feng, Y. N., Li, Y. P., Liu, C. L., & Zhang, Z. J. (2018a). Assessing the elastic properties of skeletal muscle and tendon using shearwave ultrasound elastography and MyotonPRO. *Scientific Reports*, 8(1), 17064.
- Feng, Y. N., Li, Y. P., Liu, C. L., & Zhang, Z. J. (2018b). Assessing the elastic properties of skeletal muscle and tendon using shearwave ultrasound elastography and MyotonPRO. *Scientific Reports*, 8(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-018-34719-7>
- 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.

- Fröhlich-Zwahlen, A. K., Casartelli, N. C., Item-Glatthorn, J. F., & Maffiuletti, N. A. (2014). Validity of resting myotonometric assessment of lower extremity muscles in chronic stroke patients with limited hypertonia: A preliminary study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(5), 762–769. <https://doi.org/10.1016/J.JELEKIN.2014.06.007>
- Gavronski, G., Veraksitš, A., Vasar, E., & Maaroos, J. (2007). Evaluation of viscoelastic parameters of the skeletal muscles in junior triathletes. *Physiological Measurement*, 28(6), 625.
- Godoy-Santos, A. L., Schmidt, E. L., & Chaparro, F. (2021). What Are the Updates on Epidemiology of Progressive Collapsing Foot Deformity? *Foot and Ankle Clinics*, 26(3), 407–415. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2021.05.006>
- Goh, M. R., Lee, Y. H. D., Teo, C. C. R., & Nyland, J. (2021). Kinesiophobia Relates to Decreased Sports Capability Perceptions, and Altered Gait Following ACL Reconstruction. *Muscles, Ligaments & Tendons Journal (MLTJ)*, 11(4).
- Gökmen, F. G. (2003). Sistematiik anatomi. *İzmir: Güven Kitabevi*, 97(8), 147.
- Gonul, B. I. (2014). The relationship with balance, foot posture, and foot size in school of Physical Education and Sports Students. *Educational Research and Reviews*, 9(16), 551–554. <https://doi.org/10.5897/err2014.1790>
- Goonetilleke, R. S. (2012). *The science of footwear*. CRC Press.
- Gubler-Hanna, C., Laskin, J., Marx, B. J., & Leonard, C. T. (2007). Construct validity of myotonometric measurements of muscle compliance as a measure of strength. *Physiological Measurement*, 28(8), 913.
- Guettler, J. H., Ruskan, G., & Bytowski, J. R. (2006). *Fifth metatarsal stress fractures in elite basketball players: evaluation of forces acting on the fifth metatarsal*. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17152977/>
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2006). Textbook of medical physiology. Edisi ke-11. *Elsevier Saunders. Hlm*, 1061, 812.
- Güzel, N., Emir, Z., & Çobanoğlu Demirkan, G. (2022). *Kas tonusu kontrolü ve fizyolojisi*.

- Halstead, J., Chapman, G. J., Gray, J. C., Grainger, A. J., Brown, S., Wilkins, R. A., Roddy, E., Helliwell, P. S., Keenan, A.-M., & Redmond, A. C. (2016). Foot orthoses in the treatment of symptomatic midfoot osteoarthritis using clinical and biomechanical outcomes: a randomised feasibility study. *Clinical Rheumatology*, 35, 987–996.
- Hardik A., R., U. Shukla, Y., & A. Gill, M. (2024). Correlation of Pronated Foot Posture and Vertical Jump Measurement in Adolescent Recreational Basketball Players - An Observational Study. *International Journal of Science and Healthcare Research*, 9(3), 6–12. <https://doi.org/10.52403/ijshr.20240302>
- Harman, E. A., Rosenstein, M. T., Frykman, P. N., Rosenstein, R. M., & Kraemer, W. J. (1991). Estimation of human power output from vertical jump. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 5(3), 116–120.
- Hasson, C. J., Van Emmerik, R. E. A., & Caldwell, G. E. (2014). Balance decrements are associated with age-related muscle property changes. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(4), 555–562. <https://doi.org/10.1123/jab.2013-0294>
- Hegazy, M. A., Khairy, H. M., Hegazy, A. A., Sebaei, M. A. E. F., & Sadek, S. I. (2023). Talus bone: normal anatomy, anatomical variations and clinical correlations. *Anatomical Science International*, 98(3), 391–406.
- Hertel, J., Gay, M. R., & Denegar, C. R. (2002). Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *Journal of Athletic Training*, 37(2), 129.
- Hillsdon, M., & Foster, C. (2018). What are the health benefits of muscle and bone strengthening and balance activities across life stages and specific health outcomes? *Journal of Frailty, Sarcopenia and Falls*, 3(2), 66.
- Ho, M. T., & Tan, J. C. (2022). The association between foot posture, single leg balance and running biomechanics of the foot. *The Foot*, 53, 101946.
- Holt, N. C., Wakeling, J. M., & Biewener, A. A. (2014). The effect of fast and slow motor unit activation on whole-muscle mechanical performance: the size principle may not pose a mechanical paradox. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 281(1783), 20140002.

- Hösl, M., Böhm, H., Multerer, C., & Döderlein, L. (2014). Does excessive flatfoot deformity affect function? A comparison between symptomatic and asymptomatic flatfeet using the Oxford Foot Model. *Gait & Posture*, 39(1), 23–28.
- Hsu, Y.-S., Kuan, C.-C., & Young, Y.-H. (2009). Assessing the development of balance function in children using stabilometry. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 73(5), 737–740.
- Hupperets, M. D. W., Verhagen, E. A. L. M., & Van Mechelen, W. (2009). Effect of sensorimotor training on morphological, neurophysiological and functional characteristics of the ankle: a critical review. *Sports Medicine*, 39, 591–605.
- Jankowicz-Szymanska, A., Mikolajczyk, E., & Wardzala, R. (2015). Arch of the foot and postural balance in young judokas and peers. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 24(5), 456–460.
- Jarocka, E., Marusiak, J., Kumorek, M., Jaskólska, A., & Jaskólski, A. (2011). Muscle stiffness at different force levels measured with two myotonometric devices. *Physiological Measurement*, 33(1), 65.
- Jastifer, J. R., & Gustafson, P. A. (2014). The subtalar joint: biomechanics and functional representations in the literature. *The Foot*, 24(4), 203–209.
- 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>
- 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.
- Júnior, P. F., & Barela, J. A. (2006). Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. *Rev Port Cien Desp*, 6(1), 94–105.

- Karartı, C., Bilgin, S., Dadalı, Y., Büyükturan, B., Büyükturan, Ö., & Bek, N. (2019). Are Biomechanical Features of the Foot and Ankle Related to Lumbopelvic Motor Control? In *JAPMA Article In Press Caner KARARTI*.
- Kelly, L. A., Kuitunen, S., Racinais, S., & Cresswell, A. G. (2012). Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics*, 27(1), 46–51.
- Kelly, L., Lichtwark, G., & Cresswell, A. (2013). Dynamic function of the plantar intrinsic foot muscles during walking and running. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16, e4.
- Kenney, W. L., Wilmore, J. H., & Costill, D. L. (2022). *Physiology of sport and exercise*. Human kinetics.
- Kido, M., Ikoma, K., Imai, K., Tokunaga, D., Inoue, N., & Kubo, T. (2013). Load response of the medial longitudinal arch in patients with flatfoot deformity: in vivo 3D study. *Clinical Biomechanics*, 28(5), 568–573.
- Ko, C. Y., Choi, H. J., Ryu, J., & Kim, G. (2018). Between-day reliability of MyotonPRO for the non-invasive measurement of muscle material properties in the lower extremities of patients with a chronic spinal cord injury. *Journal of Biomechanics*, 73, 60–65. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.03.026>
- Komisak, L. (2021). *A Comparison of Drop Vertical Jump Biomechanics Symmetry Indices in Healthy Females*.
- Kulkarni, S., LK, S., Dsouza, R. S., & Kour, H. (2023). *RGUHS Journal of Physiotherapy* 1.
- Lengkana, A. S., Rahman, A. A., Alif, M. N., Mulya, G., Priana, A., & Hermawan, D. B. (2020). Static and dynamic balance learning in primary school students. *International Journal of Human Movement and Sports Sciences*, 8(6), 469–476.
- 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 and Orthotics International*, 22(1), 25–34.
- Lipsitz, L. A., Lough, M., Niemi, J., Travison, T., Howlett, H., & Manor, B. (2015). A shoe insole delivering subsensory vibratory noise improves balance and gait in

- healthy elderly people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(3), 432–439.
- McBryde Jr, A. M., Locke, M. D., & Batson, J. P. (2007). Foot and Ankle Injuries. In *The Adolescent Athlete: A Practical Approach* (pp. 348–395). Springer.
- McCrory, J. L., Young, M. J., Boulton, A. J. M., & Cavanagh, P. R. (1997). Arch index as a predictor of arch height. *The Foot*, 7(2), 79–81.
- McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., & Davis, I. (2015). *The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function*. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013>
- McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., & Davis, I. (2015a). The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*, 49(5), 290.
- McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., & Davis, I. (2015b). The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*, 49(5), 290.
- Menz, H. B. (1998). Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 88(3), 119–129.
- Menz, H. B., Morris, M. E., & Lord, S. R. (2005). Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 60(12), 1546–1552.
- Merlo, A., Zemp, D., Zanda, E., Rocchi, S., Meroni, F., Tettamanti, M., Recchia, A., Lucca, U., & Quadri, P. (2012). Postural stability and history of falls in cognitively able older adults: The Canton Ticino study. *Gait & Posture*, 36(4), 662–666.
- Moghadam, M., Ashayeri, H., Salavati, M., Sarafzadeh, J., Taghipoor, K. D., Saeedi, A., & Salehi, R. (2011). Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: effects of postural task difficulty and cognitive load. *Gait & Posture*, 33(4), 651–655.

- Monteiro, R. L., Sartor, C. D., Ferreira, J. S. S. P., Dantas, M. G. B., Bus, S. A., & Sacco, I. C. N. (2018). Protocol for evaluating the effects of a foot-ankle therapeutic exercise program on daily activity, foot-ankle functionality, and biomechanics in people with diabetic polyneuropathy: A randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 19, 1–12.
- Mooney, K., Warner, M., & Stokes, M. (2013). Symmetry and within-session reliability of mechanical properties of biceps brachii muscles in healthy young adult males using the MyotonPRO device. *Work. Pap. Health Sci*, 1(3).
- Murley, G. S., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2009). Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2, 1–9.
- Nejc, S., Jernej, R., Loeffler, S., & Kern, H. (2010). Sensitivity of body sway parameters during quiet standing to manipulation of support surface size. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(3), 431.
- Nester, C., Bowker, P., & Bowden, P. (2002). Kinematics of the midtarsal joint during standing leg rotation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 92(2), 77–81.
- Neumann, DA. (2017). *Kinesiology of the Musculoskeletal System, Foundations for Rehabilitation* (3rd Edition).
- Nguyen, A. P., Detrembleur, C., Fisette, P., Selves, C., & Mahaudens, P. (2022). MyotonPro Is a Valid Device for Assessing Wrist Biomechanical Stiffness in Healthy Young Adults. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.797975>
- Oatis, C. A. (1988). Biomechanics of the foot and ankle under static conditions. *Physical Therapy*, 68(12), 1815–1821.
- Oatis, C. A. (2009). Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. (No Title).
- Orner, S., Kratzer, W., Schmidberger, J., & Grüner, B. (2018). Quantitative tissue parameters of Achilles tendon and plantar fascia in healthy subjects using a

- handheld myotonometer. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 22(1), 105–111. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.06.015>
- Page, P., Frank, C. C., & Lardner, R. (2010). Assessment and treatment of muscle imbalance. (*No Title*).
- Panjan, A., & Sarabon, N. (2010). Review of methods for the evaluation of human body balance. *Sport Science Review*, 19(5–6), 131.
- Paz, de, Lettner, J., Królikowska, A., Ramadanov, N., Oleksy, Ł., Tarek Hakam, H., Becker, R., & Prill, R. (2024). *Evaluating the Reliability of MyotonPro in Assessing Muscle Properties: A Systematic Review of medicina Evaluating the Reliability of MyotonPro in Assessing Muscle Properties: A Systematic Review of Diagnostic Test Accuracy*. <https://doi.org/10.3390/medicina60060851>
- Pehlivanoglu G, D. M. (2024). First ray anatomy of the foot. *TOTBİD Dergisi*.
- Petró, B., Papachatzopoulou, A., & Kiss, R. M. (2017). Devices and tasks involved in the objective assessment of standing dynamic balancing—A systematic literature review. *PLoS One*, 12(9), e0185188.
- Rathleff, M. S., Nielsen, R. G. N., Olesen, C. G., Simonsen, O. H., Mølgaard, C., Jensen, K., Lundbye-Christensen, S., & Kaalund, S. (2008). *Navicula height: static versus dynamic*.
- Redmond, A. C., Crane, Y. Z., & Menz, H. B. (2008). Normative values for the Foot Posture Index. *Journal of Foot and Ankle Research*, 1. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-1-6>
- Reinoso-Cobo, A., Ortega-Avila, A. B., Ramos-Petersen, L., García-Campos, J., Banwell, G., Gijon-Nogueron, G., & Lopezosa-Reca, E. (2023). Relationship between Kinesiophobia, Foot Pain and Foot Function, and Disease Activity in Patients with Rheumatoid Arthritis: A Cross-Sectional Study. *Medicina*, 59(1), 147.
- Rezaeipour, M. (2018). Evaluation of postural stability in overweight and obese middle-aged men. *Turkish Journal of Medical Sciences*, 48(5), 1053–1057.

- Riemann, B. L., Guskiewicz, K. M., & Shields, E. W. (1999). Relationship between clinical and forceplate measures of postural stability. *Journal of Sport Rehabilitation*, 8(2), 71–82.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71.
- Rine, R. M., Lindeblad, S., Donovan, P., Vergara, K., Gostin, J., & Mattson, K. (1996). Balance and motor skills in young children with sensorineural hearing impairment: a preliminary study. *Pediatric Physical Therapy*, 8(2), 55–61.
- Roberts, T. J. (2016). Contribution of elastic tissues to the mechanics and energetics of muscle function during movement. *Journal of Experimental Biology*, 219(2), 266–275.
- Sánchez-Ramírez, C., Aguado, X., Hormazábal-Aguayo, I., & Alarcón, E. (2020). The relation of foot morphology to performance in three vertical jumping tasks. *International Journal of Morphology*, 38(3), 545–551. <https://doi.org/10.4067/S0717-95022020000300545>
- Sancho, I., Willy, R. W., Morrissey, D., Malliaras, P., & Lascrain-Aguirrebeña, I. (2023). Achilles tendon forces and pain during common rehabilitation exercises in male runners with Achilles tendinopathy. A laboratory study. *Physical Therapy in Sport*, 60, 26–33.
- Sayers SP. (1999). Cross-validation of three jump power equations. *Med Sci Sports Exerc.*
- Schilaty, N., Bates, N., Holmes, B., & Nagai, T. (2023). Group differences and associations between patient-reported outcomes and physical characteristics in chronic low back pain patients and healthy controls. *Clinical Biomechanics*, 106, 106009.
- Seyhan, S. (n.d.). The Effect of Biomechanical and Viscoelastic Properties of Gastrocnemius (Lateral-Medial) Muscle and Achilles Tendon on Jumping Performance in Professional Soccer Players. *International Journal of Disabilities Sports and Health Sciences*, 7(4), 842–847.

- Shen, X. X., Wang, S., Chen, J., Li, J., Li, C., Xiang, R., Zhao, C., & Xu, X. (2024). Inter-rater reliability and test-retest reliability of the foot posture index (FPI-6) for assessing static foot posture in elderly female patients with knee osteoarthritis and its association with quadriceps muscle tone and stiffness. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 12. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1385986>
- Shepard, N. T., & Telian, S. A. (1996). Practical management of the balance disorder patient. (No Title).
- Shumway-Cook, A. (2007). Motor control: Translating research into clinical practice. *Lippincott Williams & Wilkins*.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (1985). The growth of stability: postural control from a developmental perspective. *Journal of Motor Behavior*, 17(2), 131–147.
- Sirico, F., Sannino, G., De Blasio, F., Di Gregorio, A., Montagnani, S., & Scalfi, L. (2016). O-32 Reliability of optojump system for the assessment of different protocols of jump and agreement with jumpandreach test. BMJ Publishing Group Ltd and British Association of Sport and Exercise Medicine.
- Song, J., Choe, K., Neary, M., Zifchock, R. A., Cameron, K. L., Trepa, M., Hannan, M. T., & Hillstrom, H. (2018). Comprehensive biomechanical characterization of feet in USMA cadets: Comparison across race, gender, arch flexibility, and foot types. *Gait & Posture*, 60, 175–180.
- Song, J.-Y., Park, S.-H., & Lee, M.-M. (2021). The Comparison of the Difference in Foot Pressure, Ground Reaction Force, and Balance Ability According to the Foot Arch Height in Young Adults. *Annals of Applied Sport Science*, 9(2), 0–0. <https://doi.org/10.52547/aassjournal.929>
- Soni, M., Joshi, M., & Kulkarni, M. (n.d.). Effect of Flat Feet on Static and Dynamic Balance in Adults. In *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy* (Vol. 16, Issue 1).
- Staheli, L. T. (1991). Shoes for children: a review. *Pediatrics*, 88(2), 371–375.
- Standring, S. (2016) *Gray's Anatomy: Standring, S. (2016) Gray's Anatomy: (2016).*

- Stefaniak, W., Marusiak, J., & Bączkiewicz, D. (2022). Heightened tone and stiffness with concurrent lowered elasticity of peroneus longus and tibialis anterior muscles in athletes with chronic ankle instability as measured by myotonometry. *Journal of Biomechanics*, 144, 111339.
- Suponitsky, Y., Verbitsky, O., Peled, E., & Mizrahi, J. (2008). Effect of selective fatiguing of the shank muscles on single-leg-standing sway. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(4), 682–689.
- Tafur, M., Rosenberg, Z. S., & Bencardino, J. T. (n.d.). *MR imaging of the midfoot including Chopart and Lisfranc joint complexes*. Retrieved November 30, 2024, from [https://www.mri.theclinics.com/article/S1064-9689\(16\)30061-7/abstract](https://www.mri.theclinics.com/article/S1064-9689(16)30061-7/abstract)
- Tan, J. S. Y. (2019). The balance control of young children under different shod conditions in a naturalistic environment. *Gait & Posture*, 68, 68–71.
- 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.
- Taş, S., Aktaş, A., & Tüfek, M. T. (2022). Passive mechanical properties of extrinsic foot muscles and Achilles tendon in adults with and without pes planus. *J Biomech*.
- Tat, N. M., Can, F., Sasmaz, H. I., Tat, A. M., & Antmen, A. B. (2021). The effects of manual therapy on musculoskeletal system, functional level, joint health and kinesiophobia in young adults with severe haemophilia: a randomized pilot study. *Haemophilia*, 27(2), e230–e238.
- TATLISUMAK, E. (2020). Ayak ve Ayak Bileği Anatomisi. *Türkiye Klinikleri Physical Medicine Rehabilitation-Special Topics*, 13(4), 1–5.
- Trojian, T. H., & McKeag, D. B. (2006). Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. *British Journal of Sports Medicine*, 40(7), 610–613.
- Tsigilis, N., & Theodosiou, A. (2008). *THE INFLUENCE OF MULTIPLE ADMINISTRATION OF A PSYCHOMOTOR TEST ON PERFORMANCE AND LEARNING*. www.nsca-jscr.org

- Tudor, A., Ruzic, L., Sestan, B., Sirola, L., & Prpić, T. (2009). Flat-footedness is not a disadvantage for athletic performance in children aged 11 to 15 years. *Pediatrics*, 123(3), e386–e392.
- Turner, D. E., Helliwell, P. S., Siegel, K. L., & Woodburn, J. (2008). Biomechanics of the foot in rheumatoid arthritis: Identifying abnormal function and the factors associated with localised disease ‘impact.’ *Clinical Biomechanics*, 1(23), 93–100.
- Twomey, D., McIntosh, A. S., Simon, J., Lowe, K., & Wolf, S. I. (2010). Kinematic differences between normal and low arched feet in children using the Heidelberg foot measurement method. *Gait & Posture*, 32(1), 1–5.
- Um, G.-M., Wang, J.-S., & Park, S.-E. (2015). An analysis on muscle tone of lower limb muscles on flexible flat foot. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(10), 3089–3092.
- Vain, A., Kums, T., Ereline, J., Pääsuke, M., & Gapeyeva, H. (2015). Gastrocnemius muscle tone, elasticity, and stiffness in association with postural control characteristics in young men. *Proceedings of the Estonian Academy of Sciences*, 64(4), 525–534. <https://doi.org/10.3176/proc.2015.4.07>
- Vulcano, E., Deland, J. T., & Ellis, S. J. (2013). Approach and treatment of the adult acquired flatfoot deformity. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 6, 294–303.
- Watkins, J. (2010). *Structure and Function of The Musculoskeletal System. Human Kinetics*.
- Wenger, D. R., Mauldin, D., Speck, G., Morgan, D., & Lieber, R. L. (1989). Corrective shoes and inserts as treatment for flexible flatfoot in infants and children. *JBJS*, 71(6), 800–810.
- White, T. D. F. P. A. (2005). FOOT: TARSALS, METATARSALS, & PHALANGES. In *The Human Bone Manual* (pp. 287–308).
- Wiener-Vacher, S. R. (2008). Vestibular disorders in children. *International Journal of Audiology*, 47(9), 578–583.
- Wiewiorski, M., & Valderrabano, V. (2011a). Painful flatfoot deformity. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 78(1), 20–26.

- Wiewiorski, M., & Valderrabano, V. (2011b). *Painful Flatfoot Deformity* (Vol. 78).
- Williams, D. S., & McClay, I. S. (2000). Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. *Physical Therapy*, 80(9), 864–871.
- Williams, G. N., Chmielewski, T., Rudolph, K. S., Buchanan, T. S., & Snyder-Mackler, L. (2001). Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(10), 546–566.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1211–1221.
- Woollacott, M. H., & Tang, P.-F. (1997). Balance control during walking in the older adult: research and its implications. *Physical Therapy*, 77(6), 646–660.
- Xu, Y., Yuan, P., Wang, R., Wang, D., Liu, J., & Zhou, H. (2021). Effects of foot strike techniques on running biomechanics: a systematic review and meta-analysis. *Sports Health*, 13(1), 71–77.
- Yavuz, M., Işıkdemir, E., & Metin, S. C. (2023). Futbolda temel eğitim alan çocuklarda sürat, çeviklik, denge ve dikey sıçrama performansı arasındaki ilişkinin incelenmesi. *Uluslararası Bozok Spor Bilimleri Dergisi*, 4(1), 141–149.
- Yücel, S. D., Şahin, F., Doğu, B., Şahin, T., Kuran, B., & Gürsakal, S. (2012). Reliability and validity of the Turkish version of the Performance-Oriented Mobility Assessment I. *European Review of Aging and Physical Activity*, 9, 149–159.

8. EKLER

EK 8.1. KATILIMCI DEĞERLENDİRME FORMU

KATILIMCI DEĞERLENDİRME FORMU

DEMOGRAFİK BİLGİLER

Ad – Soyad:

Yaş:

Cinsiyet:

Boy:

Kilo:

Dominant ekstremite:

Egzersiz alışkanlığı: haftada/ayda gün

Sigara – alkol kullanımı:

Öğrenim durumu:

Son 6 ayda ayak bileği burkulmasına bağlı düşme yaşandı mı?

Geçirilen alt ekstremite cerrahi operasyon var mı?

Tabanlık kullanım durumu: var yok

MYOTON PRO ÖLÇÜM SONUÇLARI:

	Değerlendirme Sonucu
Tibialis Anterior	
Gastrocnemius Medialis	
Aşıl Tendonu	
Quadriceps	
Hamstring	

Ayak Postür İndeksi

Foot Posture Index (FPI-6)

Hastanın Adı Soyadı: _____ Tarih: ____/____/____

	Arka Ayak			Ön Ayak		
	Talar baş palpasyonu	Lateral malleol üstündeki ve altındaki eğimler	Kalkaneusun inversiyonu / eversiyonu	Talonaviküler eklem bölgesinde balonlaşma	Medial longitudinal arkin yapısı	Ön ayağın arka ayağa göre abduksiyon / adduksiyonu
-2	Talar baş lateralden palpe edilir / ancak medialden edilemez	Malleol altındaki eğim düz veya konvektir.	Yaklaşık 5°'den fazla inversiyon (varus).	Talonaviküler eklem bölgesi belirgin şekilde konkav.	Ark yüksek ve medial arkin posterioruna doğru keskin açılmış.	Lateral parmaklar görülmez, medial parmaklar açıkça görülür.
-1	Talar baş lateralden palpe edilebilir / medialden hafifçe palpe edilir.	Malleol altındaki eğim konkav, ancak malleol üzerindeki eğriden daha düz/daha sığdır.	Vertikal ile yaklaşık 5° inversiyon arasında (varus).	Talonaviküler eklem bölgesi hafifçe ancak kesinlikle konkav.	Ark orta düzeyde yüksek ve posteriora hafifçe açılmış.	Medial parmaklar lateral parmaklardan daha fazla görülür.
0	Talar baş medial ve lateralden eşit şekilde palpe edilebilir. Talar	Supra ve infra malleolar eğimler yaklaşık olarak eşittir.	Vertikal	Talonaviküler eklem bölgesi düz.	Ark yüksekliği normal ve eş merkezli olarak kavıştı.	Medial ve lateral parmaklar eşit şekilde görülür.
+1	Talar baş lateralden hafifçe palpe edilebilir / medialden palpe edilebilir.	Malleol altındaki eğim, malleol üzerindeki eğimden daha konkavdır.	Vertikal pozisyon ile yaklaşık 5° eversiyon arasında (valgus).	Talonaviküler eklem bölgesinde hafifçe balonlaşma.	Ark yüksekliği orta kısımda bir miktar düzleşme ile azalmış.	Lateral parmaklar medial parmaklardan daha fazla görülür.
+2	Talar baş lateralden palpe edilemez ancak medialden palpe edilebilir	Malleolün altındaki eğim, malleol üzerindeki eğimden belirgin şekilde daha konkavdır.	Yaklaşık 5°'den fazla eversiyon (valgus).	Talonaviküler eklem bölgesinde belirgin balonlaşma.	Ark yüksek ve medial arkin posterioruna doğru keskin açılmış.	Medial parmaklar görülmez, lateral parmaklar açıkça görülür.

	Faktör	Düzlem	Sağ (-2) ~ (+2)	Sol (-2) ~ (+2)
Arka ayak	Talar baş palpasyonu	Transvers		
	Lateral malleol üstündeki ve altındaki eğimler	Frontal/Transvers		
	Kalkaneusun inversiyonu/eversiyonu	Frontal		
Ön ayak	Talonaviküler eklem bölgesinde balonlaşma	Transvers		
	Medial Longitudinal arkın yapısı	Sagittal		
	Ön ayağın arka ayağa göre abduksiyon/adduksiyonu	Transvers		
TOPLAM				

Referans Değerler: Normal = 0 – (+5)

Pronasyonda = (+6) ~ (+9)

Supinasyonda = (-1) ~ (-4)

Aşırı pronasyonda = (+10) ~ (+12)

Aşırı supinasyonda = (-5) ~ (-12)

Redmond AC et al. 2006 Development and validation of a novel ... The Foot Posture Index. Clinical Biomechanics 211: 89-98 10.1016/j.clinbio mech.2005.08.002

Güllü AY& Merve K (2023) Translation, validity, and reliability of the Foot Posture Index (FPI-6) Turkish version, Physiotherapy Theory and Practice, DOI: 10.1080/09593985.2023.2207109

EK 8.2. ETİK KURUL ONAYI



T.C.
BANDIRMA ONYEDİ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
SAĞLIK BİLİMLERİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
TOPLANTI TUTANAĞI

GÜNDEM: Dr Öğr Üyesi Derya AZİM'in 2024 -164 numaralı başvurusunun değerlendirilmesi

KARAR: Etik Kurulumuzun 13.06.2024 tarihinde saat 14.00'te yapılan 2024-6 sayılı toplantısında Dr Öğr Üyesi Derya AZİM danışmanlığında Fizyoterapist Melis DESTAN tarafından yürütülmesi planlanan 2024-164 başvuru sayılı "**Genç Yetişkinlerde Ayak Biyomekaniği, Alt Ekstremité Kas Mekaniği, Denge ve Güç Arasındaki İlişkinin İncelenmesi** " konulu çalışma etik açıdan uygun bulunmuştur.

	Prof. Dr. Serap ALTUNTAŞ Komisyon Başkanı	
Doç. Dr. Yıldı Arzu ABA	Prof. Dr. Latife UTAŞ AKHAN	Doç. Dr. Ekrem SEVİM
Doç. Dr. Cennet GÖLOĞLU DEMİR	Dr. Öğr. Üyesi Burçin AKÇAY	Dr. Öğr. Üyesi Yasemin ERGÜL

EK 8.3. BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU



BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU



... / ... /

Sizi Dr. Öğr. Üyesi Derya Azım – Fizyoterapist Melis Destan tarafından yürütülen “ Genç Yetişkinlerde Ayak Biyomekanikliği, Alt Ekstremitte Kas Mekanikliği, Denge ve Güç Arasındaki İlişkinin İncelenmesi ” başlıklı araştırmaya davet ediyoruz. Bu araştırmaya katılıp katılmama kararını vermeden önce, araştırmanın neden ve nasıl yapılacağını bilmeniz gerekmektedir. Bu nedenle bu formun okunup anlaşılması büyük önem taşımaktadır. Eğer anlayamadığınız ve sizin için açık olmayan şeyler varsa, ya da daha fazla bilgi isterseniz bize sorunuz.

Araştırma süresince kimlik ve sağlık verileriniz kesinlikle gizli tutulacak olup sadece araştırmayı denetleyen kişiler, etik kurul ya da resmi makamlarca incelenebilecektir. Bilgileriniz yalnızca araştırma amacıyla toplanmaktadır. Kimlik ve sağlık verilerinizle ilgili bilgiler sadece araştırmaya katılacak araştırmacıların ulaşabileceği şekilde korunmaktadır. Herhangi bir yayın ve raporda araştırma sonuçları kullanılması durumunda sizin isminiz kullanılmayacaktır

Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size herhangi bir ücret ödenmeyecektir, ayrıca, bu araştırma kapsamında sizden hiçbir ücret istenmeyecektir. Size verilen formlardaki soruları yanıtlarken kimsenin baskısı veya telkini altında olmayın. Bu formlardan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacaktır.

Araştırmamız Üniversite Etik Kurulundan izin alınarak gerçekleştirilmektedir.

Bu araştırmaya katılmak tamamen gönüllülük esasına dayanmaktadır. Araştırmaya katılmama veya katıldıktan sonra herhangi bir anda araştırmadan çıkma hakkına sahipsiniz. Araştırmacı da gönüllünün kendi rızasına bakmaksızın araştırma dışı bırakabilir.

Bu olur formunun bir örneği size verildikten sonra araştırmaya başlanacaktır.

Araştırmayla İlgili Bilgiler:

- Araştırmanın Amacı: Araştırmanın amacı, düzenli spor yapmayan genç yetişkin bireylerde ayak biyomekaniklerinin alt ekstremitte kas grupları üzerindeki frekans, elastikiye ve rijidite değerleri ile güç ve denge üzerindeki ilişkilerini değerlendirmektir.
- Gönüllülerin araştırmaya katılacağı süre: Değerlendirme formlarının tamamlanması ve ölçümlerin yapılması ortalama 30 -45 dk olarak planlanmaktadır.
- İzlenecek işlemler: Dahil edilme kriterlerini karşılayan katılımcılardan sosyodemografik bilgileri içeren formu doldurması istenecektir. Hem sonra katılımcılar naviküler düşme testi, kalkaneotibial açı, ayak

uzunluğu, metatarsal genişlik farkı, flamingo denge testi, dikey sıçrama testi, Korebalance denge testi , Ayak Postür İndeksi ve MyotonPRO cihazı ile myotonometrik değerlendirmelerine tabi tutulacaktır.

d. Uygulama sırasındaki oluşabilecek rahatsızlıklar ve riskler: Uygulama sırasında oluşabilecek herhangi bir rahatsızlık ya da risk bulunmamaktadır.

e. Kişi veya kişiler için araştırmadan beklenen tıbbi yarar: Çalışmadan beklenen tıbbi yararlar, düzenli spor yapmayan genç yetişkin bireylerde kendi ayak biyomekanikleriyle alt ekstremité kas mekanikleri, denge ve güç arasında ilişki kurabilmek, katılımcıların günlük yaşantılarında beden hareket kombinasyonlarını daha iyi analiz edebilmelerini sağlamak, vücuttaki kinematik zincir etkilenimlerinin ne gibi durumlar ortaya çıkarabileceğine dair öngörü oluşturmaktır.

f. Araştırmaya Katılması Beklenen Katılımcı/Gönüllü Sayısı: 42

g. Araştırmanın Yapılacağı Yer(ler): Bandırma Onyedü Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken metni okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı. Bu koşullarla söz konusu araştırmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün Adı- Soyadı:
İmzası:
Adresi (varsa telefon no, faks no):

Açıklamaları yapan araştırmacının
Adı- Soyadı : Fzt Melis DESTAN
İmzası:

Velayet veya vesayet altında bulunanlar için
Veli / Vasi Adı – Soyadı:
İmzası:
Adresi (varsa telefon no, faks no):

9. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER
Adı Soyadı: Melis DESTAN
EĞİTİM
Lise: İzmir Karşıyaka 15 Temmuz Şehitler Anadolu Lisesi- (mezuniyet senesi adıyla İzmir Karşıyaka Anadolu Lisesi - 2016)
Lisans: Pamukkale Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu
Tezli Yüksek Lisans: Bandırma Onyedi Eylül Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Ana Bilim Dalı
YABANCI DİL BİLGİSİ
İngilizce: B1 Seviye
MESLEKİ DENEYİM
- Fizyoterapist- İzmir Medical Point Hastanesi- (2021-2022)
- Fizyoterapist- Doç. Dr. M. Pelin Yargıç Çelen Spor Hekimliği Kliniği- (2022-2024)
- Araştırma Görevlisi - İstanbul Okan Üniversitesi (Ekim 2024-devam ediyor)
YAYINLAR
1.