

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

**SUBTALAR VALGUSLU BİREYLERDE FRONTAL DÜZLEMDE  
KALKANEUS DESTEĞİNİN DENGEEYE OLAN ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ**

**Uzm. Fzt. İzgi GÜVEN**

**Protez - Ortez ve Biyomekani Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA**

**2022**



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

**SUBTALAR VALGUSLU BİREYLERDE FRONTAL DÜZLEMDE  
KALKANEUS DESTEĞİNİN DENGeye OLAN ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ**

**Uzm. Fzt. İzgi GÜVEN**

**Protez - Ortez ve Biyomekani Programı  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Doç. Dr. Gözde YAĞCI**

**ANKARA**

**2022**

**ONAY SAYFASI**

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
SUBTALAR VALGUSLU BİREYLERDE FRONTAL DÜZLEMDE KALKANEUS DESTEĞİNİN  
DENGEYE OLAN ETKİSİNİN İNCELENMESİ  
Öğrenci: İzgü GÜVEN  
Danışman: Doç. Dr. Gözde YAĞCI  
İkinci Danışman: Prof. Dr. Suat EREL

Bu tez çalışması 11.01.2022 tarihinde jürimiz tarafından "Protez-Ortez Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: *Prof. Dr. Fatih ERBAHÇECİ*  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
Tez Danışmanı: *Doç. Dr. Gözde YAĞCI*  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
Üye: *Prof. Dr. Yavuz YAKUT*  
HASAN KALYONCU ÜNİVERSİTESİ  
Üye: *Doç. Dr. Hande GÜNEY DENİZ*  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
Üye: *Dr. Öğr. Üyesi Emel TAŞVURAN HORATA*  
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

19 Ocak 2022

*Prof. Dr. Müge YEMİŞÇİ ÖZKAN*  
Enstitü Müdürü

## YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan "*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*" kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. <sup>(1)</sup>
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir. <sup>(2)</sup>
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. <sup>(3)</sup>

Fzt. Azgi GÜVEN

<sup>1</sup> "*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*"

(1) Madde 6.1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.

(2) Madde 6.2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.

(3) Madde 7.1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir \*. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlerle ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.

Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sisteminde yüklenir

\* Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.

## ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Doç. Dr. Gözde YAĞCI ve Prof. Dr. Suat EREL danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Fzt. İzgi GÜVEN

## TEŞEKKÜR

Yüksek lisansa başladığım ilk günden beri beni her zaman yüreklendiren, bana yol gösteren, yaptığım tüm işlerde desteğini esirgemeyen ve üzerimde çok büyük emeği olan canım hocam Doç. Dr. Gözde YAĞCI'ya

Asistanlık sürecimin başından beri her konuda desteğini hissettiğim, her zaman yol göstericim ve idolüm olan sevgili hocam Prof. Dr. Suat EREL'e

Yüksek lisans sürecimde tanıma imkanı bulduğum, örnek aldığım ve birlikte çalışabildiğim için kendimi çok şanslı hissettiğim, tez konumun belirlenmesinde ve tez süresince bana yardımları dokunan çok değerli hocam Prof. Dr. Yavuz YAKUT'a

Başta ders döneminden bugüne kadar bana çok değerli bilgiler katan sayın hocam Prof Dr. Fatih ERBAHÇECİ'ye ve tezimle ilgili değerli fikirlerini benimle paylaşan, tezimin en iyi hale gelmesi için bana yol gösteren değerli jürim Doç Dr. Hande GÜNEY DENİZ'e ve Dr. Öğr. Üyesi Emel TAŞVURAN HORATA'ya

Tez süresince her zaman danıştığım, klinik bilgisiyle stabilometrik verileri anlamama yardımcı olan Uzm. Ortotist-Prostetist Emir Batuhan KAHYA'ya ve çalışmada kama yapımında ve cihazla yapılan ölçümlerimde bana her zaman yardımcı olan ve klinik deneyimleriyle tezime katkı sağlayan Uzm. Fzt. İbrahim BULUT'a

Tezimi yazarken sevgi ve desteğini hissettiren, bana güvenen ve beni motive eden başta Fzt. Ayça ARSLANKIRAN'a olmak üzere tüm yakın arkadaşlarıma

Asistanlık sürecimin başından beri can dostum olan, tezle ilgili her türlü sıkıntıda beni rahatlatan ve enerjimi yükselten Arş. Gör. Sinem YENİL'e

Tezimde gönüllülerin bulunması konusunda yardımcı dokunan Pamukkale Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon öğrencilerine,

Bugüne kadar hep desteklerini hissettiğim ve sahip olduğum için çok şanslı olduğum canım geniş ailem; annem Ayşe GÜVEN'e, babam Mehmet GÜVEN'e, kardeşim Can GÜVEN'e, anneannem Münevver Şengül EKMEKÇİ'ye ve teyzelerim Nermin EKMEKÇİ SARIÖZ'e ve Nesrin EKMEKÇİ'ye

En içten sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

**Güven İ., Subtalar Valguslu Bireylerde Frontal Düzlemde Kalkaneus Desteğinin Dengeye Olan Etkisinin İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez-Ortez ve Biyomekani Programı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2022.** Çalışmanın amacı, ayakta pronasyon artışı olanlarda medial topuk kamasının statik denge üzerine anlık etkisini incelemektir. Çalışmaya, ayağı pronasyon postüründe 18-35 yaş aralığında 40 (22 kadın, 18 erkek) kişi katıldı. Ayakta her iki ayağa eşit ağırlık verirken kalkaneus ile distal 1/3 tibia uzun eksenini arasından gonyometre ile subtalar açısı ölçümü yapılarak ayağı 5° ve üzeri pronasyonda olan bireyler çalışmaya dahil edildi. Ayak Postür İndeksi ile ayak postürü incelenirken, McGill Ağrı Anketi-Kısa Formu ile ayak ağrısı sorgulandı. Bireylerin topuk altına Etil Vinil Asetat ile yapılmış kama yerleştirildi. Stabilometrik ölçümler, Diasu Yürüme Analiz Cihazı ile Milletrix Yürüme Analiz yazılım programı ile yapıldı. Sağ ve sol ayak yük dağılımı (%), ön-arka ayak yük dağılımı (%), statik denge değerlendirmesi için ise tek ayak üzerinde elips yüzeyi (mm<sup>2</sup>), salınım uzunluğu (mm), x-y ortalaması (mm), AP indeks ve romberg indeksi kamasız ve kamalı olacak şekilde ölçülerek kaydedildi. Desteksiz ve destekli yapılan ölçümlerde ayakta sağ ve sol yük dağılımında ve sol ön-arka ayak yük dağılımında anlamlı fark gözlenmedi ( $p>0,05$ ) ancak sağ arka ve ön ayak değişimi anlamlı bulundu ( $p<0,05$ ). Statik denge için ise sol tarafta elips yüzeyi ve romberg indeksi parametreleri anlamlı bulunurken ( $p<0,05$ ) kalan değerlerde bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ). Pronasyon artışı olan genç yetişkinlerde medial topuk kamasının sağ-sol ayak yük dağılımına ve sol ön-arka yük dağılımına etkisi görülmezken sağ tarafta yükü arkadan öne olacak şekilde değiştirdi. Tek ayak üzerinde statik denge, sol tarafta kullanılan destek ile salınımların azalmasıyla daha iyi hale geldi, sağ tarafta ise kamanın dengeye etkisi gözlenmedi. Çalışmamız, pronasyonda ayak postüründeki bireylerde medial topuk desteği ile statik dengenin daha iyi olabileceğini gösterdi. Klinikte, ayak değerlendirmesinde ayaktaki pronasyon açısı da mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır ve gerekli görülüyorsa dengeyi daha iyi hale getirmek için medial topuk kaması önerilebilir.

**Anahtar Kelimeler:** Ayak; Ayak deformasyonları, Biyomekanik; Denge; Subtalar eklem; Subtalar valgus; Topuk kaması



## ABSTRACT

**Guven I., Investigation of the Effect of Calcaneus Support on Balance in the Frontal Plane in Individuals with Subtalar Valgus, Hacettepe University, Graduate School of Health Sciences, Prosthetics-Orthotics and Biomechanics Program, Master Thesis, Ankara, 2022.** The aim of the study was to investigate the immediate effect of the medial heel wedge on static balance in patients with increased pronation. A total of 40 (22 female, 18 male) individuals aged 18-35 years in the foot pronation posture participated in the study. While standing and giving equal weight to both feet the subtalar angle measured with a goniometer between the calcaneus and the long axis of the distal 1/3 tibia and individuals with 5° or more pronation feet were included in the study. Foot posture was examined with the Foot Posture Index, foot pain was questioned with the McGill Pain Questionnaire-Short Form. A medial wedge made of Ethyl Vinyl Acetate was placed under the heel of the individuals. Stabilometric measurements were made with Diasu Gait Analyzer and Milletrix Gait Analysis software program. Right and left foot load distribution (%), fore-rear foot load distribution (%) and for static balance evaluation ellipse surface (mm<sup>2</sup>), swing length (mm), x-y mean (mm), AP index and romberg ratio values on one foot was measured and recorded with and without a wedge. There was no significant difference in the weight distribution of the right and left feet and the distribution of the left fore-rear foot in the measurements without and with support ( $p>0.05$ ), but the change in the right fore and rear foot was significant ( $p<0.05$ ). For static balance, the ellipse surface and romberg ratio parameters on the left side were significant ( $p<0.05$ ), but no difference was found in the remaining values ( $p>0.05$ ). In young adults with increased pronation, medial heel wedge has no effect on right-left foot load distribution and left anterior-posterior load distribution, while on the right side the load was changed from back to front. Static balance on one leg improved with the decrease in oscillations with the support used on the left side, while the effect of the wedge on the balance was not observed on the right side. Our study showed that static balance may be better with medial heel support in individuals with foot posture in pronation. In the clinic, the angle of pronation in the foot should also be considered in the foot evaluation, and if necessary, a medial heel wedge may be recommended to improve the balance.

**Key Words:** Biomechanics; Balance; Heel wedge; Foot; Foot deformities, Subtalar joint; Subtalar valgus

## İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiii
<b>1. GİRİŞ</b>	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	4
2.1. Ayak-Ayak Bileğinin Fonksiyonel Anatomisi ve Biyomekaniği	4
2.1.1. Ayak-Ayak Bileği Fonksiyonel Anatomisi	4
2.1.2. Ayak-Ayak Bileği Biyomekaniği	9
2.2. Ayağın Değerlendirilmesi	11
2.3. Denge	13
2.3.1. Dengenin Önemi	13
2.3.2. Statik Dengenin Değerlendirilmesi	14
2.3.3. Ayak-Ayak Bileği ve Denge	15
2.4. Ayağın Artmış Pronasyonu	16
2.4.1. Ayağın Artmış Pronasyonu ile Meydana Gelen Değişimler	17
2.4.2. Ayağın Artmış Pronasyonunun Denge ile İlişkisi	19
2.4.3. Ayağın Artmış Pronasyonunun Değerlendirilmesi	19
2.4.4. Ayağın Artmış Pronasyonu için Yapılan Uygulamalar	21
<b>3. BİREYLER VE YÖNTEM</b>	23
3.1. Bireyler	23
3.2. Yöntem	25
3.2.1. Bireylerin Demografik Özellikleri	25
3.2.2. Klinik Değerlendirme	25

3.2.3. Statik Duruşta Yük Dağılımı, Postüral Salınım ve Denge Ölçümü (Stabilometrik Ölçümler)	27
3.3. İstatistiksel Yöntem	29
<b>4. BULGULAR</b>	30
<b>5. TARTIŞMA</b>	38
<b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER</b>	44
6.1. Sonuçlar	44
6.2. Öneriler	44
<b>7. KAYNAKLAR</b>	46
<b>8. EKLER</b>	
EK-1. Etik Kurul Onay Formu	
EK-2. Gönüllüler için Aydınlatılmış Onam Formu	
EK-3. Hasta Değerlendirme Formu	
EK-4. Ayak Postür İndeksi	
EK-5. McGill Ağrı Anketi-Kısa Form	
EK-6. Tez Çalışması ile İlgili Bildiri	
EK-7. Orijinallik Ekran Çıktısı	
EK-8. Dijital Makbuz	
<b>9. ÖZGEÇMİŞ</b>	

**SİMGELER ve KISALTMALAR**

<b>%</b>	: Yüzde Oranı
<b>°</b>	: Derece
<b>cm</b>	: Santimetre
<b>EVA</b>	: Etil Vinil Asetat
<b>kg</b>	: Kilogram
<b>m</b>	: Metre
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>mm<sup>2</sup></b>	: Milimetre Kare
<b>n</b>	: Birey Sayısı
<b>NMES</b>	: Nöromuskuler Elektrik Stimülasyonu
<b>p</b>	: İstatistiksel Anlamlılık Düzeyi
<b>SS</b>	: Standart Sapma
<b>VAS</b>	: Vizüel Analog Skalası
<b>VKİ</b>	: Vücut Kütle İndeksi
<b>X</b>	: Aritmetik ortalama

## ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Ayağın kemikleri ve bölümleri.	4
2.2. Ayaktaki arklar.	10
2.3. Ayakta ağırlık aktarılan bölgeler.	11
2.4. İnsan vücudundaki kinetik zincir sistemi.	12
2.5. Ayakta pronasyonla birlikte görülebilecek zincir reaksiyonu.	18
2.6. Valgus indeksi.	20
2.7. Kalkaneal valgus açısının radyografik ölçümü.	21
2.8. Ayakta kullanılan medial topuk kaması örneği	22
3.1. Dahil edilen bireylerin çalışma akış diyagramı	24
3.2. Yüzüstü yatışta ve ayakta gonyometre ile subtalar açısı ölçümü	26
3.3. Ayak postür indeksi'nde arka ayakta talus başı palpasyonu	27
3.4. Kullanılan düz tabanlı üzerine sabitlenmiş EVA topuk kaması ve düz tabanlı	28
3.5. Stabilometrik ölçümler	28
3.6. Stabilometrik ölçüm akış şeması	29
4.1. Ayakkabıyla ağrı hissedilen bölgeler	31
4.2. McGill sözel ağrı şiddeti sonuçlarının kişi sayısına göre dağılımı	32

**TABLULAR**

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
<b>2.1.</b> Ayak-ayak bileği bağları	6
<b>4.1.</b> Katılımcılara ait demografik bilgiler	30
<b>4.2.</b> Katılımcılara klinik ayak değerlendirmelerine ait tanımlayıcı istatistikleri	31
<b>4.3.</b> Katılımcıların statik yük dağılımına ait tanımlayıcı istatistikleri ile desteksiz ve destekli yapılan ölçümlerin karşılaştırılması	33
<b>4.4.</b> Katılımcıların bipedal stabilometrik ölçümlerine ait tanımlayıcı istatistikler ile desteksiz ve destekli yapılan stabilometrik ölçümlerin karşılaştırılması	34
<b>4.5.</b> Katılımcıların tek ayak üstündeki stabilometrik ölçümlerine ait tanımlayıcı istatistikler ile desteksiz ve destekli yapılan stabilometrik ölçümlerin karşılaştırılması	36
<b>4.6.</b> Sağ-sol ayak klinik ölçüm değerlerinin karşılaştırılması	37

## 1. GİRİŞ

Tibia rotasyonunu ön ayağa subtalar eklem ve midtarsal eklem birlikte aktarır ve bu sayede ön ayakta supinasyon ve pronasyon hareketleri meydana gelir (1). Ayağın pronasyonda veya supinasyonda olması; taban basıncı açısından çeşitli değişikliklere sebep olabilir, eklem hareketliliği ve eklem etrafındaki kaslar etkilenebilir dolayısıyla ayakta somatosensoriyal girdi değişebilir. Taban temas yüzeyinde meydana gelen değişimler ile ayağın zeminle uyumu zorlaşabilir, denge ve postüral stabilizasyon olumsuz etkilenebilir, eklem çevresindeki kasların iş yükünde artış gözlenebilir (2, 3).

Dizilimi normal olan bir ayak için, ayak topuk vuruşu ile başlayıp taban temasına kadar subtalar eklem pronasyonda kalır ve bu sayede midtarsal eklemi ve ayak ön kısmını esnek hale getirir. Sonrasında subtalar eklem, taban teması ve parmak kalkışı arasında supinasyona gelir ve bu sayede ayak rijit bir kaldıraç döner (4, 5). Yürüyüşte supinasyonun normal olduğu fazlar için subtalar eklem pronasyonda olması arka ayakta pronasyon artışını tanımlar (4). Subtalar eklemde artmış pronasyon ile yürüyüş sırasında tibia normalden daha uzun süre internal rotasyonda kalır. Bu durum ise dizlerde valgus stresi, kondromalazi patella, ön diz ağrısı vb. problemlere yol açabilir. Pronasyon, parmak kalkışı boyunca devam ettiğinde; kalça internal rotasyona döner, iliopsoas kası gerilir, pelvis öne tilt yapar, sakroiliak eklem açısı ve lumbal lordozda artış gözlenir. Ayakta pronasyon postürü ile birlikte ayakta esnekliğin artması, yük dağılımında değişiklik, halluks valgus ve kalkaneal epin gibi problemler de oluşabilir. Ayrıca ayak yük dağılımında meydana gelen değişiklik, ayak medialinde yük birikmesi, 2-3-4. metatars başların binen yükün artması ve dolayısıyla ayak ağrısına neden olabilir. Ayakta artmış pronasyon ile sıçrama, koşu vb. performans parametreleri de olumsuz etkilenebilmektedir (5-11).

Subtalar eklemde artmış pronasyon, toplumda sıklıkla görülen bir durumdur. Mesleği gereği uzun süreli ayakta sert zemin üzerinde duran kişilerde, obezlerde, kas dengesizliğinin olduğu durumlarda uzun süreli plantar fasyaya fazla yük binmesi sonucunda görülebildiği gibi, küçük yaşlardan itibaren yaşanan ortopedik sorunların ilerlemesiyle kişilerde subtalar açıda değişiklik görülebilir. Genç yetişkinlerde yapılan bir tarama çalışmasında, katılımcıların %56,3'ü nötral ayak postürüne sahipken %26'sı pronasyonda ayak postürüne %17,7'si ise supinasyonda ayak postürüne sahip olduğu belirlenmiştir (12).

Ayakta pronasyon postürünün nötrale yaklaştırabilmesi için özellikle ayağa yük binen aktivitelerde subtalar eklemdeki momenti değiştirebilecek ortezler sıklıkla önerilmektedir (13). Root ve ark. tarafından 1971 yılında kullanılmaya başlanan ve günümüzde sıklıkla kullanılan kama uygulamalarının amacı, subtalar ekleme artmış pronasyon veya supinasyon olmadan nötral pozisyonunu geri kazandıracak şekilde eklemi hizalamaya yardımcı olmaktır. (14-17). Silikon ve farklı sertliklerde olan Etil Vinil Asetat (EVA) gibi şok emici malzemeler ile hazırlanan kamalar, piyasada kolay elde edilebilirdir ve hastaların kullanımını açısından sıklıkla önerilmektedir (18, 19). Literatürde, ayak problemlerinde ayak desteklerinin kullanımı ile ilgili çalışmalarda desteklerin ağrıyı azaltması, ayak fonksiyonunu iyileştirmesi açısından etkisinin belirlenmesi için minimum 4-5 hafta takiple kullanıldığı görülmektedir (20-23). Bunun yanında egzersiz, bantlama gibi uygulamalar da sıklıkla tercih edilmektedir. Literatürde artmış pronasyonda ayak için kullanılan kamaların, egzersizin ve bantlamanın medial ark yüksekliğine etkisi, yürüyüş ve koşu sırasında kinetik ve kinematik parametrelere etkisini araştıran çalışmalar mevcuttur (6, 24, 25).

Ayağın en distal noktada yer alması ve kinematik zincir için destek tabanı görevi görmesi sebebiyle ayakta meydana gelen en küçük dinamik değişim, tüm vücudun dengesini etkilemektedir (26). Denge; oturma, ayakta duruş veya yürüyüş gibi günlük yaşam aktivitelerinde vücudun ağırlık merkezinin destek yüzeyinin kabul edilebilir sınırları içerisinde tutulabilmesi olup, çok yönlü duyuşsal, motor ve biyomekanik bileşenleri içeren karmaşık bir süreçtir (27). Dengenin geliştirilmesinin fizyoterapinin her alanında önemli bir yeri vardır. Dengenin geliştirilmesi sporcuda fonksiyonu arttırmak, performansı iyileştirmek; nöromuskuler hastalıklarda ve nörolojik problemlerde mobilitenin devamlılığını sağlamak, yaşam kalitesini arttırmak; sağlıklı bireylerde ise yaralanmaları önlemek açısından önemlidir. Yapılan çalışmalarda, tabanlıkların bireylerin postüral stabilitelerini iyi yönde etkileyebileceği bulunmuştur. Pronasyondaki ayaklarda, bipedal duruşta ayak desteklerinin, medial lateral salınımı azalttığı gösterilmiştir (28). Ancak rutinde sık tercih edilen basit ayak desteklerinin dengeye etkisinin araştırılması konusunda literatürde eksik bulunmaktadır.



### **Araştırmanın gerekçesi ve sonunda varılacak klinik çıkarımlar**

Bu çalışmanın amacı, subtalar valgusu olan kişide etkilenen dengenin frontal düzlemde topuk desteği kullanımıyla değişimini incelemektir. Çalışmamızda, ayakta duruşta 5 derece ve üzerinde subtalar valgusu olan bireylerde rutinde kullanılan topuk desteğinin dengeye olan anlık etkisine bakıldı. Fizyoterapist tarafından gerçekleştirilen ayak analizinde genç yetişkin bireylerin ayaklarında rehabilitasyona ihtiyaç duyacakları seviyede bir problem belirlendiğinde probleme yönelik öneriler verildi.

Kullanılan medial kalkaneus desteği ile statik dengede bir fark bulunursa, denge problemi yaşayan geriatric bireylerde fonksiyonelliği arttırmak için, sporcularda performansı arttırmak için, ayak postürü pronasyonda olan tüm yetişkinlerde ise yaralanmalara karşı koruyucu olarak kolay ulaşılabilir olan bu topuk desteğinin, koruyucu rehabilitasyon parametresi olarak kullanımının tavsiye edilmesi planlandı.

Çalışmada öngörülen hipotez:

$H_0$ : Subtalar valgusu olan bireylerde medial kalkaneus desteğinin dengeye etkisi yoktur.

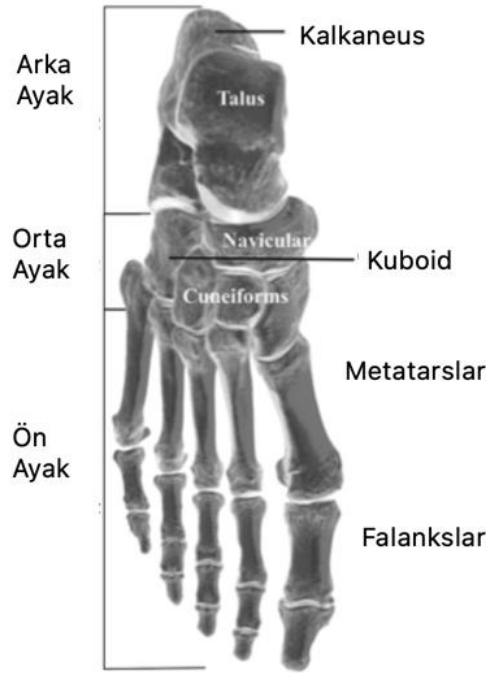
$H_1$ : Subtalar valgusu olan bireylerde medial kalkaneus desteğinin dengeye etkisi vardır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Ayak-Ayak Bileğinin Fonksiyonel Anatomisi ve Biyomekaniği

#### 2.1.1. Ayak-Ayak Bileği Fonksiyonel Anatomisi

Ayak-ayak bileği kompleksi, üst ekstremitte el-el bileği kompleksine yapısal olarak benzerdir ancak birincil rolü ağırlık taşımak olduğu için farklılıklar mevcuttur. Bu bölgede bulunan yapılar, gerektiğinde stabiliteyi gerektiğinde hareketliliği sağlarlar. Ayak-ayak bileği kompleksi, arka ayak (talus ve kalkaneus), orta ayak (navikula, kuboid ve üç kuneiform), ön ayak (metatars ve falankslar) olmak üzere fonksiyonel olarak üç segmentte incelenmektedir. Bu terimler genellikle ayak-ayak bileğiyle ilgili tanımlamalar yapılırken ve herhangi bir disfonksiyon tanımlanırken sıklıkla kullanılmaktadır (9) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Ayağın kemikleri ve bölümleri (29).

#### Ayak-Ayak Bileği Kemik Yapıları

Tibia, ayak bileğinin medialinde yer alır, distal ucunun medialinde medial malleol vardır ve lateralinde bulunan talusla eklem yapar. Fibula ise ayak bileğinin lateralinde yer alır ve distal ucu talusla eklem yapar.

Ayakta tarsal kemikler (proksimalde talus, kalkaneus, navikula ve distalde medial kuneiform, intermedial kuneiform ve lateral kuneiform ve kuboid), metatarsal kemikler (5 adet) ve falankslar (başparmakta proksimal falanks ve distal falanks, diğer parmaklarda ise proksimal falanks, orta falanks ve distal falanks ile 14 adet) olmak üzere toplam 26 kemik bulunur.

Talus, tarsal bölgenin en üst kısmındadır, vücut ağırlığını tibiadan alarak ayağa iletir. Kalkaneus, en büyük tarsal kemiktir, üst-ön kısmında talus ile ön yüzünde kuboid kemik ile eklem yapar. Arka yüzünün üst kısmına ise aşıl tendonu tutunur (30).

### **Ayak-Ayak Bileği Eklemleri**

Ayak bileği eklemi; talokrural eklem, distal tibiofibular, tibiotalar ve fibulatalar olmak üzere 3 eklemden meydana gelir. Mentşe tipi eklemdir, sagittal düzlemde dorsi ve plantar fleksiyona izin verir. Eklem eksenini lateral malleolün ortasından, medial malleolün ise altından geçer. Statik ayakta durma sırasında sağ ve sol ayak vücut ağırlığını yarı yarıya taşırlar, fibulada ise bu ağırlığın 1/6'sı taşınır. Eklem ekseninin oblik olması, plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon hareketlerinin yanında talokrural eklemden talar rotasyon, fibular kayma ve rotasyon hareketlerinin de yapılmasına izin verir (31-33).

Subtalar eklem, talusun inferioru ve kalkaneusun superioru arasındaki eklemdir. Oblik bir eksene sahiptir ve pronasyon supinasyon hareketine izin verir. Pronasyon; dorsifleksiyon, abduksiyon ve eversiyon hareketlerinin, supinasyon ise plantar fleksiyon, adduksiyon ve inversiyon hareketlerinin kombinasyonudur. Pronasyonda kalkaneus laterale, talus mediale; supinasyonda ise kalkaneus mediale, talus laterale kayar (34).

Midtarsal eklem (Chopart eklemi), talokalkaneokuboid eklem ile kalkaneokuboid eklemin oluşturduğu iki eksenli bir eklemdir. Longitudinal ekseninde eversiyon ve inversiyon, oblik ekseninde fleksiyon ve ekstansiyon, her iki ekseninde pronasyon ve supinasyon meydana gelir (35, 36).

Tarsometatarsal eklem (Lisfrank eklemi), tarsometatarsal eklem ile ilk üç kuneiform ile birinci ikinci ve üçüncü metatarsallerin, kuboideum ile dördüncü ve beşinci metatarsallerin birleşmesiyle oluşan plana tipi bir eklemdir. Eklemden minimal de olsa ekstansiyon, pronasyon ve supinasyon hareketleri meydana gelir (1, 37).

İntertarsal eklemler: Talokalkaneonavikular eklem; talus, kalkaneus ve navikulanın oluşturduğu plana tipi bir eklemdir. Kayma hareketi yaparlar. Kalkaneokuboid eklem, plana tipi bir eklemdir ve eklemden minimal kayma hareketleri yapar. Kuneonavikular eklem, üç kuneiform kemik ile navikula arasında oluşan plana tipi bir eklemdir ve kayma hareketi mevcuttur. Kuboidonavikular eklem, fibröz bir eklemdir, hareketi sınırlıdır. Kuneokuboid eklem, üç kuneiform kemiğin kendi arasında ve kuboideum ile oluşturduğu plana tipi eklemdir, sınırlı kayma yapar. İntermetatarsal eklemler, her metatarsal aralık arasında bulunan plana tipi eklemlerdir ve hareketleri sınırlıdır. Metatarsofalangeal eklemler, distal metatarsallerin ucu ile proksimal falanks ucu arasında elipsoid tip eklemdir. Falankslardaki eklemler; ikinci, üçüncü dördüncü ve beşinci falankstaki eklemler menteşe tipi eklemdir fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri açığa çıkar. Hallukstaki falankslar arası menteşe tip eklem vardır, fleksiyon ve ekstansiyona izin verir (36, 38).

### Ayak-Ayak Bileği Bağları

Ayak bileğinde eklemleri stabilize eden ve gerilme kuvvetine karşı dayanıklı olan bağlar; lateral, medial ve sindesmotik olarak üçe ayrılırlar (39). (Tablo 2.1)

**Tablo 2.1.** Ayak-ayak bileği bağları

Lateral Kollateral Bağ Kompleksi	Medial Kollateral Bağ Kompleksi (Deltoid Bağ)	Sindesmotik Bağ Kompleksi
Anterior talofibuler bağ (ATFB) Posterior talofibuler bağ (PTFB) Kalkaneofibuler bağ (KFB)	<b>Yüzeyel tabaka:</b> Tibiospring bağ (TSB) Tibionavikular bağ (TNB) Tibiokalkaneal bağ (TKB) <b>Derin tabaka:</b> Anterior tibiotalar bağ (ATTB) Posterior tibiotalar bağ (PTTB)	Distal tibiofibuler sindesmoz bağ Anterior tibiofibular bağ (ATiFB) Posterior tibiofibular bağ (PTiFB) Transvers bağlar İnterossöz bağlar

### Ayak-Ayak Bileği Kasları

Ayak-ayak bileği kompleksinde, ekstrinsik ve intrinsik kaslar yer almaktadır. Ekstrinsik kaslar birden fazla eklemi katederken, intrinsik kaslar ayakta başlayıp ayakta sonlanırlar.

### **Ekstrinsik Kaslar**

Anterior kompartmanında tibialis anterior, ekstansor digitorum longus, ekstansor hallucis longus ve peroneus tertius bulunur. Dorsifleksiyon hareketinden sorumlulardır. Tibialis anterior; subtalar eklemden inversiyon, talonavikular eklemden inversiyon ve adduksiyon hareketinden sorumludur (40).

Lateral kompartmanda peroneus longus ve peroneus brevis vardır. Ayak bileğine eversiyon yaptırırlar. Peroneus longus ön ayakta pronasyonu sağlar (41).

Posterior kompartman yüzeysel ve derin olmak üzere ikiye ayrılır. Yüzeysel grubu gastroknemius, soleus ve plantaris bulunmaktadır. Tibiofemoral eklemin stabilizasyonundan gastroknemius sorumludur. Gastroknemius ve soleus sonlanma noktasında birlikte aşil tendonunu oluştururlar. Soleus, kapalı kinetik zincirde ayak bileği dorsifleksiyonunu kontrol eder. Derin grupta tibialis posterior, fleksor hallucis longus ve fleksor digitorum longus kasları vardır. Derin tabaka kasları ayak bileğini çaprazlayarak supinasyon açığa çıkartırlar (42).

### **İntrinsik Kaslar**

Ayak dorsalinde ekstansor digitorum brevis bulunmaktadır. Ekstansor hallucis longus ve ekstansor digitorum longus kası ile birlikte parmak ekstansiyonu yaptırır.

Plantar taraftaki kaslar ise dört tabakada incelenir. İlk tabakada fleksor digitorum brevis, abduktor hallucis ve abduktor digiti minimi kasları vardır. İkinci tabakada kuadratus plantae ve lumbrikal kaslar bulunur. Fleksor digitorum longus kasıyla lateral kısmında birleşerek bu kas yük altındayken mediale kaymayı engellerler. Üçüncü tabaka, adduktor hallucis fleksor hallucis brevis ve fleksor digiti minimi'den oluşur. Adduktor hallucis, birinci parmakta metatarsofalangeal eklemden adduksiyon ve fleksiyondan sorumludur. Fleksor digiti minimi metatarsallere fleksiyon yaptırır. Dördüncü tabakada ise plantar interosseal ve dorsal interosseal kaslar bulunmaktadır. Dorsal interosseal kaslar metatarsofalangeal eklemden adduksiyon, plantar interosseal kaslar ise metatarsofalangeal eklemden adduksiyon hareketinden sorumludur (43).

### **Ayak-Ayak Bileği Sinir ve Damar Yapıları**

Ayağın dorsal yüzünde n. peroneus profundus başparmak ile ikinci parmak arasındaki küçük bir bölgenin duyusunu alırken, ayak lateral kenarını n. suralis, medial tarafını n. saphenus, dorsalde kalan diğer bölgeleri ise n. peroneus superficialis alır.

Ayağın plantar yüzünde ise topuk bölgesini n. tibialis, dördüncü parmağın ortasından geçen çizginin medialinde kalan bölgenin duyusunu n. plantaris medialis, o bölgenin de medialinde kalan küçük bölgenin duyusunu n. saphenus, lateralinde kalan bölgenin duyusunu n. plantaris lateralis ve en lateralde kalan bölgenin duyusunu n. suralis alır (30).

N. tibialis, n. peroneus profundus tarafından innerve edilen m. ekstansör digitorum brevis dışında ayağın tüm intrinsik kaslarını innerve eder. N. peroneus profundus sıklıkla birinci ve ikinci dorsal interosseinin innervasyonuna da katkıda bulunur (44).

Bölgenin beslenmesi, posterior tibial arter ve dorsalis pedis arteri ile sağlanır. Posterior tibial arter ayak tabanında lateral ve medial plantar arterlere ayrılır. Lateral plantar arter, derin plantar arkı oluşturmak için dorsalis pedis arterinin terminal ucuyla birleşir, ayak parmaklarını besler. Dorsalis pedis arteri, anterior tibial arterin devamı olarak ayağın dorsal yüzüne geçer ve daha sonra ayak tabanına 1. ve 2. metatarsallerin arasından derin plantar arter adını alarak inferiora geçer. Ayakta birbirine bağlı derin ve yüzeysel damar ağ yapılanması mevcuttur. Derin damarlar arterleri takip eder. Yüzeysel damarlar ise ayağın dorsal yüzeyinde metatarsların üzerinden bir dorsal venöz ark içine drene olur (44).

### **Ayak-Ayak Bileği Fasyası**

Ayağın plantar yüzündeki derin fasya, plantar fasyadır, derin fasya kalınlaşarak plantar aponöroz oluşturur. Plantar aponöroz, kalkaneusun alt kısmından başlar ve beş bant halinde parmaklara uzanır. Bu bantlar metatarsale transversum superfisiyal bağ ile birbirlerine bağlanır (30).

### 2.1.2. Ayak-Ayak Bileği Biyomekaniği

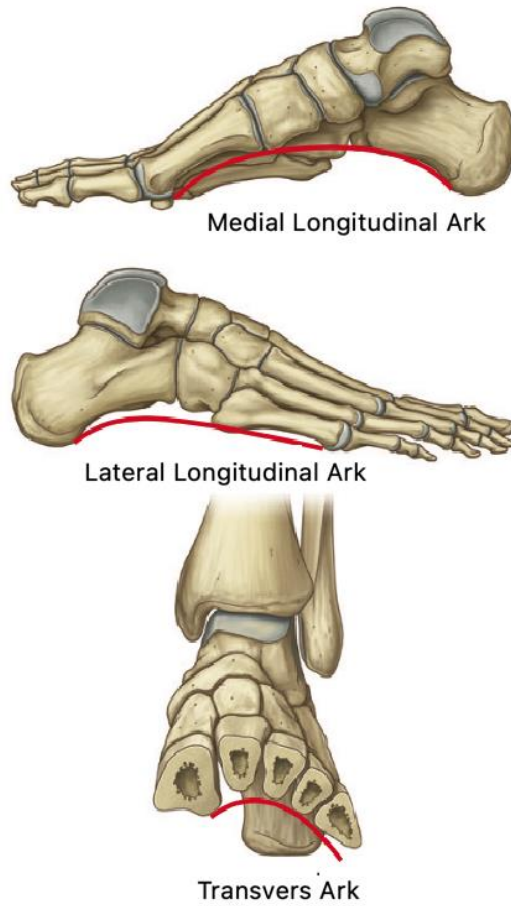
Ayak-ayak bileği kompleksinin biyomekaniği, alt ekstremitte ile doğrudan ilişkilidir. Ayak bileği, vücut ağırlığının alt ekstremiteden ayağa transferine ve ayağın yere uyum sağlamasına yardımcı olur. Ayak, çeşitli yüzeylere ve aktivitelere uyum sağlamak için büyük yük bindirici stresleri kaldırabilen bir yapıdır. Duruşta yeterli destek yüzeyi sağlamak, aktivite sırasında ise yüzeyi itmek amacıyla sert bir kaldıraç işlevi görebilmek için stabildir. Engebeli araziye uyum sağlamak, yerle teması sırasında şoku absorbe etmek ve alt ekstremitenin proksimal eklemleri tarafından uygulanan rotasyonları azaltmak için ise hareketli hale gelmektedir. Yapısal anormallikler eklemler arasında hareketlerin değişmesine neden olabilir ve yaralanma ile sonuçlanan aşırı streslerin oluşmasına katkıda bulunabilir (9).

Ayak hareketleri; sagittal düzlemde koronal eksen etrafında plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon, frontal düzlemde ve longitudinal eksen etrafında inversiyon ve eversiyon, transvers düzlemde ve vertikal eksen etrafında abduksiyon ve adduksiyon olmak üzere üç düzlemde meydana gelmektedir. Pronasyon ve supinasyon ise subtalar eklemlerde meydana gelir. Pronasyon; eversiyon, dorsi fleksiyon ve abduksiyon hareketlerini içerirken supinasyon; inversiyon, plantar fleksiyon ve adduksiyon hareketlerini kapsar. Ayakta valgus kalkaneus ile bacak arası medial açının artması, varus ise aynı açının azalmasıdır (1, 9).

‘Ayak merkezi’, temel olarak ayak arkları, lokal stabilizatör ve global kaslardan oluşur. Pasif sistemi, ayak arklarını oluşturan kemik, bağ ve eklemler oluşturur. Medial longitudinal ark, lateral longitudinal ark, anterior ve posterior arklar. Fonksiyonel olarak ayağı destekleyen yapılar ise plantar aponöz ve plantar bağlardır. Aktif alt sistemi kas ve tendonlar oluşturur. Lokal stabilizatörler, ayakta bulunan dört tabakalı intrinsik kaslarıdır ve bu yapıların görevi arkların stabilizasyonunu sağlamaktır. Global kaslar ise bacadan başlar ayak bileğini geçerek ayağa yapışır. Ayak hareketini sağlamakta ve ayak arklarının stabilizasyonunda görevlidirler. Plantar fasya, bağlar, eklem kapsülleri, kaslar ve tendonda bulunan duyu reseptörleri ise nöral alt sistemi oluşturur (43).

Ayakta, medial longitudinal ark, lateral longitudinal ark ve transvers ark (ön ve arka) olmak üzere üç ark vardır (Şekil 2.2). Bu yapılar birbirini tamamlar ve ayağın dinamik fonksiyonunu sağlar. Arklar; ayakta duruşta vücut ağırlığını taşımak ve farklı

zeminlere adaptasyon açısından esnek olmalı, yük taşımak için vücut ağırlığının ayakta dağıtılması ve esnek ayağın rijit kaldırıca dönüştürülmesi gerekmektedir. Medial longitudinal ark kalkaneusun posteriomediali, talus, navikula, üç kuneiform ve 1-2-3. metatarsal kemikler tarafından oluşturulur. Lateral longitudinal ark kalkaneusun posterolateralinden başlar, kuboid, 4-5. metatarsal kemikler tarafından oluşturulur. Transvers ark ise arkada talus başı, navikula, kalkaneusun anterioru ve kuboid; ortada üç kuneiform ve önde metatars başları ile oluşturulur. Arkları, aktif olarak tibialis posterior kası desteklerken pasif olarak ise plantar aponöroz, spring bağ ve interossöz talokalkaneal bağ destekler. Metatarsofalangeal eklemden ekstansiyondayken plantar aponörozun gerilmesiyle kalkaneus ile metatarsofalangeal eklem arası mesafeyi kısaltması çıkırık (windlass) mekanizmasıdır, medial longitudinal arkı destekler (29, 45, 46).



**Şekil 2.2.** Ayaktaki arklar (44).



### Ayaktaki Statik Yük Dağılımı

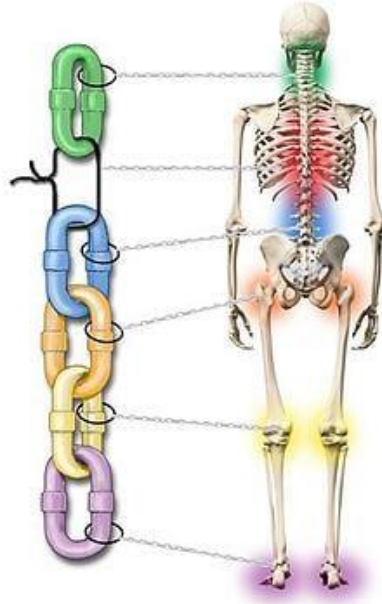
Kişi ayakta dururken vücut ağırlığı, tibiadan talusa doğru iki ayağa eşit olarak aktarılır. Ayağın yerle teması, Şekil 2.3'te de görüldüğü gibi tuber kalkanei, 1. Metatars başı ve 5. Metatars başı olmak üzere üç noktadan sağlanır. Ağırlık, kalkaneusa ve kalkaneokuboid ve talonavikular eklemler ile metatarslara dağılır. Bu üç destek noktası içinde ayağın ark yapıları yer almaktadır. Aktarılan ağırlık %60 topuğa %40 ise metatars başlarına dağılır. Metatars başlarındaki yükün 1/3'lük kısmı birinci metatarsa kalanı ise diğer metatarslara dağılır (36).



Şekil 2.3. Ayakta ağırlık aktarılan bölgeler (36).

### 2.2. Ayağın Değerlendirilmesi

Ayak, kompleks yapısı nedeniyle değerlendirmesi zor bir bölgedir. Ayak yapısında meydana gelen değişiklikler, kinetik zincirin önemli bir yapı taşı olduğu için diz, kalça başta olmak üzere tüm vücudu etkileyebilmektedir (Şekil 2.4).



**Şekil 2.4.** İnsan vücudundaki kinetik zincir sistemi (47).

Ayak değerlendirmesi, hasta hikayesinin alınmasıyla başlar. Ağrı varsa ağrı değerlendirmesi yapılmalıdır. Sıklıkla basit ve kısa olduğu ağrı şiddeti vizüel analog skalası (VAS) ile değerlendirilir ancak bu ölçek tek boyutludur, çok boyutlu bir değerlendirme isteniyorsa McGill Ağrı Ölçeği Kısa Formu klinikte sıklıkla tercih edilmektedir. Geçerlik ve güvenilirliği Yakut ve arkadaşları tarafından yapılan anket üç bölümden oluşur, ağrının şiddeti, duyuşsal ve algısal boyutu değerlendirir (48, 49).

Klinik değerlendirme, inspeksiyon, palpasyon, ayak postür analizi, fonksiyonel değerlendirme, klinik ölçümler ve pedobarografik ölçümleri kapsar. İnspeksiyonda parmak dizilimi, ayak şekli, ark yapısı, deri rengi, ödem varlığı, deformite varlığı gibi durumlar incelenir. Palpasyonda ise varsa hassas bölgeler belirlenir, deri sıcaklığına, gerekiyorsa palpe edilebilen kemik ve yumuşak dokulara bakılır, eklem açıklığı ve ayak-ayak bileği çevresindeki kasların kuvvet değerlendirmesi yapılır (50). Ayak postürü, gözlemsel olarak posteriordan kalkaneal tendonun şekline ve kalkaneusun pozisyonuna, lateral bakıştan medial longitudinal ark yüksekliği, anteriordan inversiyon ve eversiyon, ayak parmaklarında halluks valgus veya çekiç parmak açısından değerlendirilebilir (51). Ayrıca Ayak Postür İndeksi ile de değerlendirilebilir. Ayak tipini (nötral/pronasyon/supinasyon) belirlemek için pratik bir ölçek olduğu için sıklıkla tercih edilmektedir (52). Ayak fonksiyonel

değerlendirmesi çeşitli anketler yardımıyla yapılabilir. Bu anketler genellikle günlük yaşam aktiviteleri sırasında yaşanan aktivite kısıtlılığı, yetersizlik gibi durumları tespit etmek için tercih edilir. Klinikte en sık kullanılan anketlerden olan Ayak Fonksiyon İndeksi (AFİ), Türkçe adaptasyonu Yalıman ve ark. tarafından yapılmıştır (53, 54). Ayağın değerlendirilmesinde kullanılan klinik ölçümler, alınan hasta hikayesine göre şekillenir. Longitudinal ark yüksekliğinin belirlenmesi için I. metatars başı ve medial malleol arasından feiss çizgisi çizilerek navikular tüberkülün bu çizginin neresinde kaldığı belirlenir, ayakta yük veriyorken ve ağırlık aktarmadan ayak yere temas ederken kaliper yardımıyla metatarsal bölgede en geniş kısım ölçülerek transvers ark hakkında fikir sahibi olunabilir, plantar fasya değerlendirilmesi için baş parmağı ekstansiyona götürerek windlass testi gerçekleştirilir, ayakta pronasyon supinasyonu ve medial longitudinal ark yüksekliği için yük vermeden ve yük vererek navikular tüberkül ölçülerek navikular düşme değeri belirlenir (55-58).

Pedobarografik ölçüm ise platform zemin üzerinde basınç ve alan sensörleri yardımıyla plantar bölgedeki basıncı ve alanı ölçen cihaz yardımıyla yapılan objektif bir değerlendirme yöntemidir. Hem statik hem de dinamik ölçümler yapılabilir. Statik değerlendirmede, ayağı altı bölgeye ayırarak ayrılan bölgelerin  $N/cm^2$  cinsinden maksimal basınç ölçümleri, ön-arka ayak maksimal basınç ölçümleri, toplam basıncın ayak ön ve arkasına düşen yüzdeleri, toplam temas alanı ve toplam temas alanının ön arka ayak dağılım yüzdesi verileri ölçülür. Dinamik değerlendirmede ise ayrılan altı bölgenin maksimal basınç verileri ve taban temas alanı elde edilir (59).

## **2.3. Denge**

### **2.3.1. Dengenin Önemi**

Sağlık profesyonelleri tarafından klinik açıdan önemli bir kavram olan denge, genellikle stabilite ve postüral kontrol gibi terimlerle birlikte kullanılır. Esas olarak denge, vücudun ağırlık merkezini destek yüzeyi içinde tutabilme durumudur. Stabilite, bir cismin denge durumunda kalmasıdır. Postüral kontrol, destek yüzeyinde yer çekimi hattını koruma, elde etme veya eski haline getirme eylemidir (60). Somatosensoryel sistem, vestibuler sistem, vizuel sistem, kas-iskelet sistemi ve merkezi sinir sistemi vb. yapılar dengenin kontrolünde önemli rol oynamaktadır (61).

Dengenin iyi olması, günlük yaşam aktivitelerinin sürdürülmesi, yaralanma riskinin önlenmesi, performansın artırılması gibi birçok durumda önemlidir (62). Sabit duruşta statik dengeden, hareket halindeki durumlarda ise dinamik dengeden söz edilebilir. Günlük hayatta ayakta dik duruş pozisyonu da dahil olmak üzere statik dengeyi içeren pek çok aktivite mevcuttur. Dengenin ve postürün devam etmesiyle statik stabilite sağlanır (63). Statik ve dinamik denge ölçümleri arasında ilişkiyi inceleyen bir çalışmada, rutinde daha kısa süren statik denge değerlendirmelerinin bize denge hakkında fikir verebileceği bildirilmiştir ancak statik ve dinamik denge arasında düşük ilişki bulan ve sporcularda performansı değerlendirme anlamında yetersiz kalabileceğini söyleyen çalışmalar da mevcuttur (64-66).

### **2.3.2. Statik Dengenin Değerlendirilmesi**

Klinikte uygulanan testlerle veya cihaz yardımıyla yapılan ölçümlerle değerlendirilmektedir.

#### **Klinik Statik Denge Ölçümleri**

##### **Klasik Romberg Testi**

Kişi ayakları bitişik dengede dururken 20-30 saniye gözlerini kapatması istenir. Postüral salınım, adım alma reaksiyonu gibi duruşu bozacak durumlara bakılır ve pozisyonu bozmadan durabildiği süre belirlenir (67).

##### **Tek Bacak Denge Testi**

Tek bacak için ise kişiden elleri göğüs üzerinde çaprazlayarak pozisyonunu bozmadan tek ayağını kaldırması istenir. Kalça ve diz 90 derece fleksiyonda karşıya bakarak dengede durması beklenir. 30 saniye tutulur, test üç kez tekrarlanır ve 30 saniye üzerine çıkıyorsa saniyeler not edilir en iyi skor kaydedilir (68).

## Cihaz Yardımıyla Yapılan Statik Denge Ölçümleri

Üç boyutlu denge cihazları, bilgisayarlı statik postürografi, kuvvet platformu gibi cihazlarla yapılır ve dengeyi objektif değerlendirme imkânı sunar. Stabilometrik ölçümler ile elips yüzeyi, salınım uzunluğu, X-Y ortalaması, AP indeksi, Romberg indeksi vb. değerler elde edilmektedir. Kişi platform üstünde ayaklar arası 30° açık ve kollar gevşek olacak şekilde sabit karşıya bakıyorken bipedal ya da tek ayak üstünde gözler açık ve kapalı ölçümler yapılır. Bu ölçümler ile kişinin statik dengesi ve postüral salınımı değerlendirilir.

- Elips yüzeyi (mm<sup>2</sup>): Yer çekimi merkezinin hareket alanına en yakın elips alanıdır.
- Salınım uzunluğu (mm): Basınç merkezinin yer değişikliğinin uzunluğudur.
- X ortalaması (mm): Yer çekimi merkezinin medio-lateral ekseninde toplam yer değiştirme miktarıdır.
- Y ortalaması (mm): Yer çekimi merkezinin antero-posterior ekseninde toplam yer değiştirme miktarıdır.
- AP indeksi: Gözler açık ve kapalı ölçülen antero-posterior ortalama ivmelerinin oranıdır.
- Romberg indeksi (%): Basınç merkezi elips yüzeyi ölçümünün gözler açık ve kapalı değerlerinin oranıdır. Gözler kapalıyken salınım artışının değişimini değerlendirmek için kullanılır.

Patti ve ark. tarafından Avrupa'da yaşayan sağlıklı kişilerde postüral kontrol ve denge incelenmiş ve yaşları ortalama 45.35±23.67, boyları 161.16±18.62 ve kiloları 66.34±17.06 olan 914 kişinin katıldığı kohort çalışmasında, elips yüzeyi ortalama 71.83±54.56 mm<sup>2</sup>, X ortalaması -0.85±10.19 mm ve Y ortalaması -14.49±14.42 olarak verilmiştir (69).

### 2.3.3. Ayak-Ayak Bileği ve Denge

Ayak-ayak bileği kompleksi, kinetik zincirin en distalinde yer aldığı için destek yüzeyi olarak görev yapar. Şok absorpsiyonu sağlar, zincirin üst parçalarının kas aktivasyonunun ayarlanmasına yardımcı olur. Ayrıca plantar bölgeden alınan duyu, mekanoreseptörler ile sağlanan somatosensoriyal geri-bildirim ile postüral kontrole

katkıda bulunur ve düşme riskinin üst merkezler tarafından kontrol altına alınmasına yardımcı olur (70). Bu nedenle diyabet, kronik ayak bileği instabilitesi, pes planus vb. sebeplerle plantar duyu azaldığında postüral kontrol kötü yönde etkilenmektedir (71-73). Ayrıca plantar yük dağılımının optimal olması önemlidir, ayak postürünün yapılan denge ölçümlerini etkileyeceği belirtilmiştir (3, 70, 74).

Dışarıdan gelen kuvvetlere karşı dengenin sürdürülmesi için belirli postüral cevap stratejileri vardır. Yer çekimi merkezini destek yüzeyinde tutabilmek için ayak-ayak bileğinde anteroposterior ve mediolateral yönlü ayak bileği stratejisi olarak da bilinen hafif postüral salınımlar meydana gelir (75). Anterior salınımda dorsi fleksiyon ve plantar fleksiyon, mediolateral salınımda ise inversiyon ve eversiyon hareketleri meydana gelir. Ayak bileği stratejisinin yeterli olmadığı durumlarda farklı stratejiler (kalça, çömelme, adım alma) devreye girerek denge korunmaya çalışılır (76).

#### **2.4. Ayağın Artmış Pronasyonu**

Ayağın artmış pronasyonu, yaralanmalar için risk faktörü oluşturması açısından güncel literatürde sıklıkla araştırılan bir konudur. Literatürde sıklıkla koşuculara overuse yaralanmalarıyla ilişkilendirilmektedir. Pronasyon; yürüyüş, koşu gibi dinamik günlük aktivitelerin yapılması açısından önemli olduğu için optimal pronasyon açısıyla alakalı yapılan araştırmalar hala süregelmektedir. Ancak pronasyon ile ilgili yapılan çalışmalarda klinik açıdan ‘aşırı pronasyon’, ‘hiperpronasyon’ gibi terimlerin kullanımından kaçınılmalıdır (77).

Arka ayak dizilimi, beş kategoride incelenebilir (78).

- Nötral (0°-5° arası valgus)
- Valgus (5°-10° arası valgus)
- Şiddetli Valgus (>10° valgus)
- Varus (0° to -10° varus)
- Şiddetli Varus (> -10° varus)

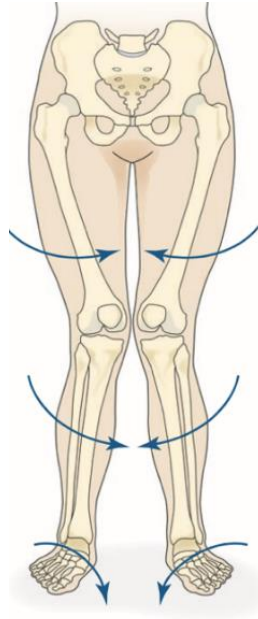
Ayrıca ayak postürü açısından valgus açısına sahip ayaklar pronasyonda, varus açısına sahip ayaklar supinasyonda ve nötral açıda olan ayaklar ise normal ayak postürüne sahip şeklinde sınıflandırılır (79).

Pronasyon postürü sıklıkla bağların laksitesi, kas zayıflığı, kas imbalansı, kısa aşil tendonu, tibialis posterior kas yetmezliği ve alt ekstremitte biyomekanik dizilim bozuklukları vb. durumlarda görülmektedir (80). Ayrıca ayak ağrısı için risk faktörü oluşturan cinsiyetin kadın olması, obezite, osteoartrit ve diyabet vb. kronik hastalıklara sahip olmak gibi durumların da pronasyon postürü açısından etkisi hakkında yeterli düzeyde kanıt olmamakla birlikte mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır (81).

Ayakta artmış pronasyon, alt ekstremitte biyomekaniğinde değişikliklere neden olabilmektedir, bu açıdan birçok problemin kaynağı olarak gösterilmektedir (82). Arangio ve ark., ayakta artmış pronasyonun medial longitudinal ark üzerine binen yükün nötraldeki bir ayağa göre %22 arttığını bildirmiştir (83). Medial tibial stres sendromu, patellofemoral ağrı sendromu, mekanik bel ağrısı gibi problemlerin gelişmesine neden olabileceği düşünülmektedir (84-86). Sporcularda da yaralanma açısından risk faktörü sayılabilir ve fiziksel performansı kötü etkilediğini bildiren çalışmalar mevcuttur (87, 88).

#### **2.4.1. Ayağın Artmış Pronasyonu ile Meydana Gelen Değişimler**

Ayakta artmış pronasyonla birlikte alt ekstremitenin tüm kinetik bileşenleri zincir reaksiyonu gösterebilir. Mekanik açıdan bakıldığında ayak pronasyonu tibial rotasyona ve femoral adduksiyona ve iç rotasyona (dizde valgusa) yol açabilir. Lateral ayak bileği kaslarında (lateral gastroknemius, soleus ve peroneal kaslar) gerginlik, femoral adduksiyon ve iç rotasyon, tibial abduksiyon ve rotasyonu etkileyebilir. Antagonist kaslar (medial gastroknemius, tibialis anterior ve tibialis posterior) zayıfsa, dizde valgusa gidiş engellenemez. Oluşan valgus pozisyonu, potansiyel olarak biseps femoris kasının kısa başının ve tensor fasya latanın gerginliğine yol açabilir (89) (Şekil 2.5).



**Şekil 2.5.** Ayakta pronasyonla birlikte görülebilecek zincir reaksiyonu (89).

Yürüyüş döngüsünde bacağın artan iç rotasyonu, pelvisin anterolateral tiltine yol açabilir. Bu durum iliopsoas, piriformis ve gluteus maksimus kasları başta olmak üzere gerginlik oluşturarak lumbar vertebra gövdesinde rotasyona yol açabilmekte ve bu değişim sonrasında değişime uğrayan dinamik kuvvetler sakroiliak eklem fonksiyonunu etkileyerek mekanik bel ağrısına yol açabilmektedir ancak ayak pronasyonunun mekanik bel ağrısına yol açması konusunda farklı görüşler de bulunmaktadır (90).

Yürüyüş sırasında ayakta gerçekleşen pronasyon, kuvvet iletiminin yönünün belirlenmesine ve ön ayağın topuk temasına hazırlanmasına hazırlar. Bu sayede ayak tarafından emilen şok azalır ve farklı yüzeylere uyumu kolaylaştırır. Ancak ayağın artmış pronasyonu, bu biyomekanik uyumu etkileyebilmektedir. Ayakta artan pronasyon, yürüyüşün orta duruş fazının son evresinde olması gereken supinasyonda gecikmeye yol açabilir. Bu durum kinetik zincirde üst segment olan diz eklemindeki ekstansiyon sırasında tibianın eksternal rotasyonunda gecikme yaratabilir. Bu gecikme internal femoral rotasyon ile kompanse edilirse retropatellar yük artabilir ve bu patern devam ettikçe ağrı ve disfonksiyon açığa çıkabilir. Ayrıca bölgedeki yumuşak doku gerilim stresi ve eklemlerin lateralinde kompresyon streslerinde artış görülebilir (91, 92).



Tibialis posterior disfonksiyonu nedeniyle pronasyonu olan bireylerde ayak mekaniğinde bozulma ve 2-5. parmaklarda yere tutunma reaksiyonu dolayısıyla taban temas alan artışı görülebilmektedir (93).

#### **2.4.2. Ayağın Artmış Pronasyonunun Denge ile İlişkisi**

Ayakta meydana gelen değişiklikler kinetik zincirin en distal parçası olması dolayısıyla dengeyi ve denge stratejilerini etkileyebilmektedir. Ayakta normal dizilimin değişmesi ayakta taban basıncının değişmesiyle birlikte anormal duyu girdisi yaratır, ayağın fonksiyonel stabilitesi bozulur ve postüral kontrol negatif yönde etkilenebilir. Subtalar ekleminde oluşan kısıtlılık ayağın şok emici mekanizmasını ve plantar basınç dağılımını kötü yönde etkileyebilmektedir. Ayakta pronasyonun artışıyla orta ayak hiper mobil hale gelir. Eklem çevresinde stabilizeyi sağlamak için iş yükü artan kaslarda zamanla yorgunluk ve ağrı görülebilir (2, 3, 94, 95).

#### **2.4.3. Ayağın Artmış Pronasyonunun Değerlendirilmesi**

Klinik ölçümler (navikular düşme, subtalar eklem açısı ölçümü, valgus indeks, Ayak Postür İndeksi) ve radyografik ölçüm ile değerlendirilebilir. Valgus ve varus pozisyonlarında basınç değişikliklerinde objektif bir yöntem olan dinamik pedobarografik değerlendirme de kullanılabilir (59).

#### **Navikular Düşme**

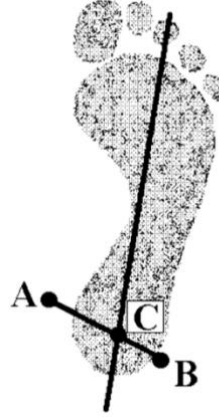
Brody tarafından koşuculardaki pronasyon miktarını ölçmek için kullanılmıştır. Ayakta, iki ayağa eşit yük veriliyorken yer ile navikular tüberkül arası mesafe ölçümü ile navikular yükseklik elde edilir. Daha sonra kişi otururken subtalar nötral pozisyon sağlanarak tekrar yer ile navikular tüberkül arasındaki mesafe ölçülür. Bu iki değer arasındaki fark 5-9 mm arasında ise normal, 4 mm ve altındaysa supinasyon, 10 mm ve üzerinde ise pronasyon olarak belirtilmiştir (3, 96).

#### **Valgus İndeks**

Valgus indeks, medial malleolar kaymayı ölçmek için kullanılmaktadır (97). Ayak izi çıkartılarak, malleoller arası çizginin merkezinden topuk ve üçüncü parmağın

orta noktasına çizgi çizilir ve bulunan değerler ile şekil 2.6'da görüldüğü gibi valgus indeksi hesaplaması yapılır (98).

$$VI=1/2AB-ACx(100/AB)$$



**Şekil 2.6.** Valgus indeksi (55).

Valgus indeksi ölçüm sonucu ne kadar yüksekse ayak o kadar pronasyonda kabul edilir (97).

### **Subtalar Açı**

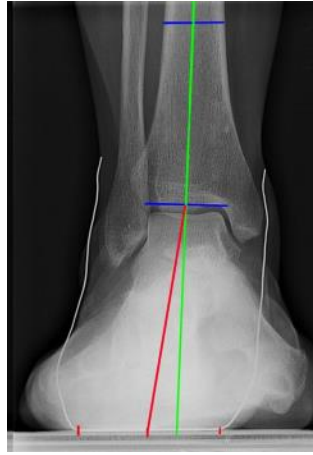
Subtalar eklemin gonyometrik ölçümü, kişi ayakta karşıya bakarak iki ayağa eşit yük veriyorken kalkaneus orta hattı ile distal 1/3 tibia uzun eksenini arasından yapılır. 5 derece ve üzeri ölçülen değerlerde ayak pronasyonda kabul edilir (99).

### **Ayak Postür İndeksi**

Kişi ayakta karşıya bakıyorken arka ayakta talus başı palpasyonu, lateral malleol altı ve üstü eğimlerin gözlenmesi ve kankaleusun inversiyon eversiyonu ve ön ayakta talonavikular eklemdaki balonlaşma miktarı, medial longitudinal ark yapısı ve ön ayağın arka ayağa göre abduksiyonu adduksiyonu incelenir. Ön ayakta üç, arka ayakta üç parametre olmak üzere toplam altı kriter incelenir ve her biri için -2 ile +2 arasında skorlama yapılarak toplam skor elde edilir. 0 değeri nötral pozisyonu, negatif değerler supinasyon postürünü belirtirken pozitif değerler ise ayağın pronasyon postüründe olduğu şeklinde yorumlanır (100).

## Radyografik Ölçüm

Kişi ayakta, ayak medial sınırı paralel olacak şekilde dururken 20°lik açı ve yaklaşık 100 cm mesafeden çekilen anteroposterior grafi ile kalkaneal eğim açısı hesaplanır (Şekil 2.7). Kalkaneusun en alt orta noktası ile tibial eksenin eklem hattının kesiştiği nokta arasındaki açı ölçülerek bulunan değer 0-5° arasındaysa normal, 5° ve üzerindeyse kalkaneal valgusu ifade eder (101).



Şekil 2.7. Kalkaneal valgus açısının radyografik ölçümü (102).

### 2.4.4. Ayağın Artmış Pronasyonu için Yapılan Uygulamalar

Ayakta artan pronasyon için tabanlık kullanımı, bantlama, egzersiz, elektrik stimülasyonu vb. teknikler kullanılmaktadır.

#### Tabanlık-Ortez

Tabanlık veya ortez kullanımı, ayak ve alt ekstremitte problemlerinde ayağı desteklemek ve düzeltmek, ağrıyı azaltmak, fonksiyonu geliştirmek vb. sebeplerle sıklıkla tercih edilmektedir (82). Bu ürünler hazır alınabilir veya kişiye özel dizayn edilebilmektedir. Kullanılan desteklerde amaç, ayakta subtalar nötral pozisyonunu yeniden sağlamaktır (17). Kullanılan malzeme, hastanın özelliklerine (deformite tipi, deformite şiddeti, aktivite düzeyi vb.) göre seçilmelidir. Sıklıkla yükleri dağıtabilecek sertlikte ve aynı zamanda şok emici özellikte olan termoplastikler (özellikle orta sert veya sert EVA) kullanılmaktadır (103, 104). Kullanılan medial topuk kaması örneği, 2.8'de görülebilir.



**Şekil 2.8.** Ayakta kullanılan medial topuk kaması örneği

### **Bantlama**

Rijit bantlama veya kinezyobantlama tercih edilebilir. Pronasyonda ayak için çeşitli bantlama teknikleri bulunmaktadır. Sağladığı destek ve plantar yüzeyle doğrudan teması açısından rijit bantlama ayak pronasyonunu düzeltmede kinezyobantlamadan daha etkili olabilmektedir ancak kinezyobantlamanın da proprioseptif geri-bildirim sağlaması dolayısıyla pronasyonda etki sağlayabileceği düşünülmektedir (105).

### **Egzersiz**

Pronasyon postürü, alt ekstremitede uzayan (gastroknemius, soleus, peronealler, addüktörler, iliotibial bant, kalça fleksör kompleksi ve biseps femoris kısa başı) ya da kısalan (tibialis anterior, tibialis posterior, vastus medialis, gluteus medius/maksimus ve kalça eksternal rotatörleri) kaslardan kaynaklı ise zayıf kaslar için kuvvetlendirme kısalan kas grupları için ise germe egzersizleri verilebilir (106, 107). İntrinsik kas gruplarındaki güçsüzlük de ayakta pronasyon postürüne yol açabilmektedir, böyle durumlarda intrinsik kasların kuvvetlenmesi için de egzersiz verilebilir (108). Gerekli durumlarda egzersiz etkisini arttırmak amacıyla özellikle intrinsik kas gruplarının kuvvetlendirilmesi için egzersizle birlikte nöromusküler elektrik stimülasyonu (NMES) kullanımı da önerilmektedir (109)

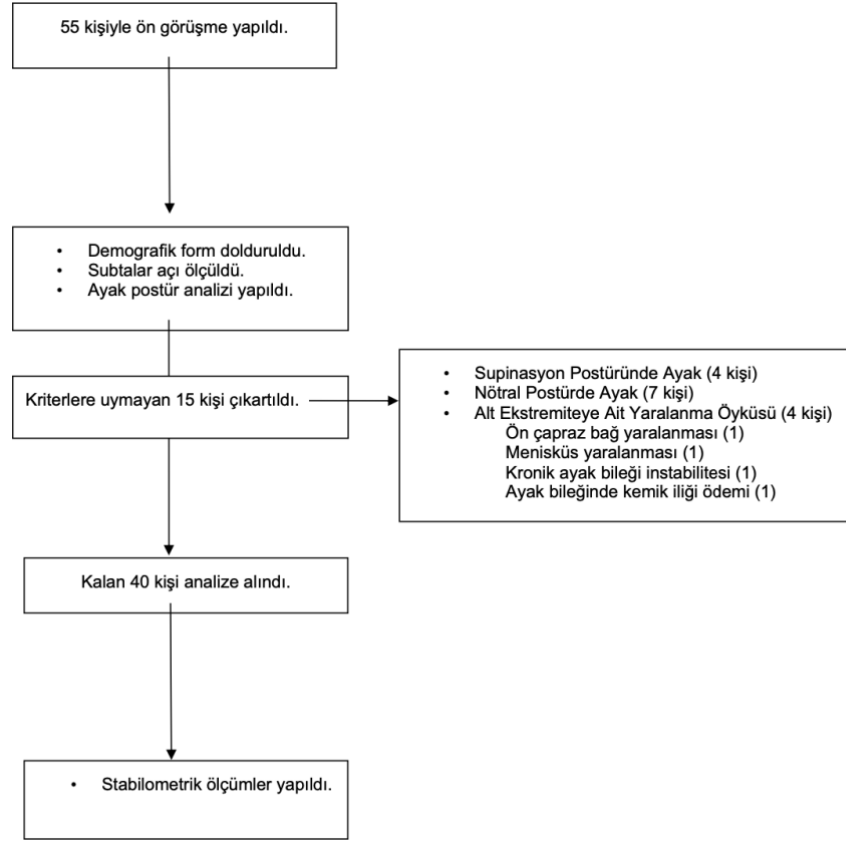
### 3. BİREYLER VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı tarafından 16.03.2021 tarihinde, 16969557-681 sayılı etik kurul kararı ve 2021/06-63 karar numarası ile değerlendirilip tıbbi etik açıdan uygun bulundu (EK 1).

#### 3.1. Bireyler

Bu çalışma, Ocak 2021–Aralık 2021 tarihleri arasında, Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi, Ortez ve Biyomekanik Ünitesi'ne başvuran, gönüllülük esasına göre çalışmaya katılmayı kabul eden, okuma yazma bilen ve ölçekleri tamamlamada koopere olan, dahil edilme kriterlerine uyan genç yetişkinlerde gerçekleştirildi. Çalışmaya katılan bireyler, değerlendirmeler öncesinde çalışmanın içeriği hakkında bilgilendirildi ve imzalı onamları alındı (EK-2).

Örneklem büyüklüğünü belirlemede, 12 kişilik sağlıklı genç yetişkin üzerinde yapılan pilot çalışmadan yararlanıldı. 'G-Power' programı kullanılarak yapılan güç analizinde, çalışmanın tamamlanması için gerekli birey sayısı, ana hipotez olan dengenin esas parametresi olan elips yüzeyinin desteksiz ve destekli ölçümleri alınarak istatistiksel olarak %80 güç ve %5 birinci tip hata ile vaka sayısı 38 olarak belirlendi. Toplam 55 kişi gönüllü olarak katıldı ancak kriterlere uymayan 15 kişi çalışma dışı bırakıldı. Çalışmaya, yaş ortalaması  $22,73 \pm 2,11$  toplam 40 kişi (22 kadın, 18 erkek) alındı. Çalışmaya katılanların akış diyagramı şekil 3.1'de yer almaktadır.



**Şekil 3.1.** Dahil edilen bireylerin çalışma akış diyagramı

### **Dahil Edilme Kriterleri**

- Subtalar açının  $5^{\circ}$  ve üzeri olması
- Ayak postür indeksi skorunun 5 ve üzeri olması
- 18-35 yaş arasında olmak
- Sağlıklı olmak
- Gönüllü olarak çalışmaya katılmayı kabul ediyor olmak

### **Hariç Tutulma Kriterleri**

- Alt ekstremiteye ait yaralanma geçirmek ve/veya ameliyat öyküsü olmak
- Ortopedik problemi olmak
- Nörolojik problemi olmak
- Gebe olmak
- Tümör varlığı

### 3.2. Yöntem

Çalışmamızdaki anketler ve klinik ölçümler, bireyler ile yüz yüze yapıldı. Ağrı anketi, kişi tarafından kendine en uygun şıkkı işaretlenmesi istenerek dolduruldu. Stabilometrik ölçümler, önce çıplak ayak ile daha sonra çıplak ayakta topuk altına EVA ile yapılmış orta sertlikte (30 shore) medial topuk kaması yerleştirilerek yapıldı. Yapılan ölçümler, Diasu Yürüme Cihazı (Diasu, Sani Corporate via Giacomo Peroni 400 00121 Rome, IT) ile Millimetrix Yürüme Analiz yazılım programı aracılığıyla bilgisayar ortamına kaydedildi. Katılımcıların demografik özellikleri, subtalar açısı ölçümü ve Ayak Postür İndeksi Fzt. İzgi GÜVEN tarafından alınarak kaydedildi. Tüm değerlendirmeler, pandemi koşullarına dikkat edilerek (yeterince hava alan bir salonda, maske kullanımıyla birlikte sosyal mesafeyi koruyarak ve el hijyenine dikkat edilerek) yaklaşık 15 dakikada gerçekleştirildi.

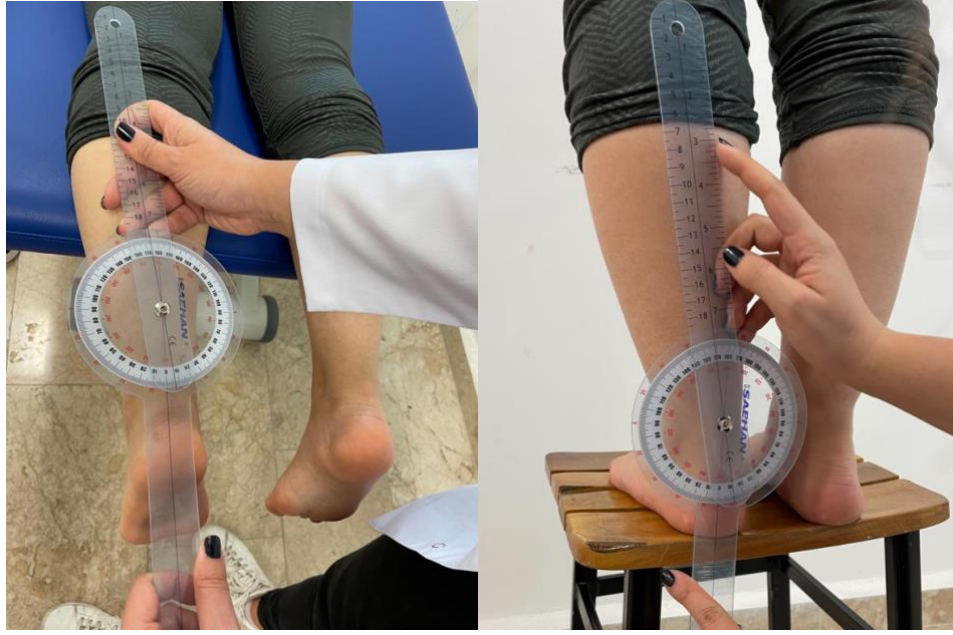
#### 3.2.1. Bireylerin Demografik Özellikleri

Bireyin yaşı (yıl), cinsiyeti, boyu (cm), vücut ağırlığı (kg) ve dominant tarafı (alt ekstremitte) yüz yüze sorularak kaydedilmiştir. Vücut kütle indeksi (VKİ) ise vücut ağırlığı boy uzunluğunun karesine bölünerek ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ) elde edildi. Dominant alt ekstremitteyi belirlemek için topa hangi ayağıyla vurduğu ve ilk hangi ayağıyla çıktığı soruldu. Ayak sağlığı üzerinde büyük bir önemi bulunan ayakkabı giyme süresi, sıklıkla giydiği ayakkabı tipi, ayakkabı giyerken ağrı varlığı sorgulanarak kayıt altına alındı.

#### 3.2.2. Klinik Değerlendirme

Gonyometre ile subtalar açısı ölçümü, McGill Ağrı Anketi (Kısa Form) ile ayak ağrı değerlendirmesi ve Ayak Postür İndeksi ile ayak postürünün değerlendirmesini içerir.

**a) Subtalar Açısı Ölçümü:** Subtalar pronasyon açısı gonyometre ile belirlendi. Subtalar açısı önce yüzüstü yatarak yük vermeden, daha sonra iki ayağına eşit ağırlık verip karşıya bakarak ayakta dururken Şekil 3.2'de görüldüğü gibi kalkaneus ile tibianın 1/3 uzun eksenini arasından ölçüldü. Önceki çalışmalara benzer şekilde ayakta pronasyon açısı  $5^\circ$  ve üzeri pronasyona sahip bireyler çalışmaya dahil edildi (99, 110).



**Şekil 3.2.** Yüzüstü yatışta ve ayakta gonyometre ile subtalar açı ölçümü

**b) Ağrı Anketi:** Ayakta ağrı olup olmadığı, varsa hangi bölgede olduğu, şiddeti ve karakteristikleri gibi bilgiler McGill Ağrı Ölçeği (Kısa Form) (MAÖ-KF)'un Türkçe anketiyle değerlendirildi. Anket, 1987 yılında Melzack tarafından geliştirildi (48). Türkçe geçerliliği olan bir ankettir (49, 111). Anketin ilk bölümünde, 11 duyuşsal 4 affektif ağrıyı tanımlayan 15 kelime bulunmaktadır ve bireylerin varsa ağrıları için bu tanımları hafif, orta veya şiddetli olarak işaretlemesi istendi. Bu skorlar üzerinden duyuşsal ve affektif puanları hesaplandı. Diğer bir bölümde 10 cm'lik bir skala üzerinden '0' ağrı yok, '10' olabilecek en şiddetli ağrıyı gösterecek şekilde VAS üzerinden mevcut ağrısını işaretlemesi söylendi. İşaretlenen nokta, başlangıç noktasından itibaren cm cinsinden ölçülerek kişinin mevcut ağrı şiddeti olarak kaydedildi. Son olarak ise toplam ağrı şiddeti değerlendirmesi için '0' ağrı yok, '1' hafif, '2' rahatsız edici, '3' zorlayıcı, gerginlik yaratan, '4' korkunç, dehşet verici ve '5' dayanılmaz şeklinde verilen tablodan kendine en uygun puanı seçmesi istendi, genel ağrı şiddeti olarak kaydedildi.

**c) Ayak Postür Analizi:** Ayak postür analizi için, hızlı ve basit bir geçerli bir test olan Ayak Postür İndeksi kullanıldı (52). Katılımcılar ayakta gevşek pozisyonda dururken, (1) arka ayakta talus başı palpasyonu (Şekil 3.3), (2) lateral malleolün altında ve üzerindeki eğim, (3) kalkaneusun pronasyon/supinasyonu, ön ayakta ise (4)



talonavikular eklemdede balonlaşma, (5) medial longitudinal ark (MLA) yapısı ve (6) ön ayağın arka ayağa göre abduksiyon ve addüksiyonu değerlendirildi ve her bir parametre için -2 ile +2 arasında skorlama yapıldı. Negatif değerler ayağın supinasyonunu, sıfıra yakın değerler ayağın nötral pozisyonunu, pozitif yüksek değerler ise ayağın pronasyonunu gösterdiği şeklinde yorumlandı (100).



**Şekil 3.3.** Ayak postür indeksi'nde arka ayakta talus başı palpasyonu

### **3.2.3. Statik Duruşta Yük Dağılımı, Postüral Sahnım ve Denge Ölçümü (Stabilometrik Ölçümler)**

Bireylerin stabilometrik değerlendirmeleri, önce çıplak ayak ile destek kullanılmadan daha sonra ise çıplak ayak altına medial topuk kaması yerleştirilecek şekilde aynı destekli ve desteksiz olacak şekilde iki tekrarlı yapıldı. EVA ile yapılan, 6 mm kalınlığında medial topuk kaması kullanıldı. Kamalar, ayak numaralarına göre uzunluğu 6-8 cm arası değişecek şekilde hazırlanarak düz tabanlılık üstüne yapıştırılarak sabitlendi. Desteksiz ölçümler de düz tabanlılık üzerinde gerçekleştirildi (Şekil 3.4). Kişilerden, ölçümler alınmadan önce ayaklarını tabanlığa tam denk gelecek şekilde yerleştirmeleri istendi, statik ölçümler sırasında kişilerin ayak pozisyonu değişmedi. Statik yük dağılım ölçümü ve bipedal denge ölçümü için bireylerden kollarını gövde yanında serbest bırakması, gözlerini önde 3 metre uzaklıkta bir noktaya sabitleyecek şekilde duruşunu olabildiğince koruması istendi. Ölçüm, 60 saniye boyunca gözler açık ve kapalıyken destekli ve desteksiz olarak yapıldı. Daha sonra statik dengeyi ölçmek için beş saniye tek ayak üzerinde gözler açık ve kapalı olacak şekilde destekli ve desteksiz yapılan ölçümler kaydedildi. Testlerin bitiminde topuk kaması geri alındı. Stabilometrik ölçümler, MultiSensor Platform 160x40 (Diasu, Sani Corporate via Giacomo Peroni 400 00131, Rome, IT)

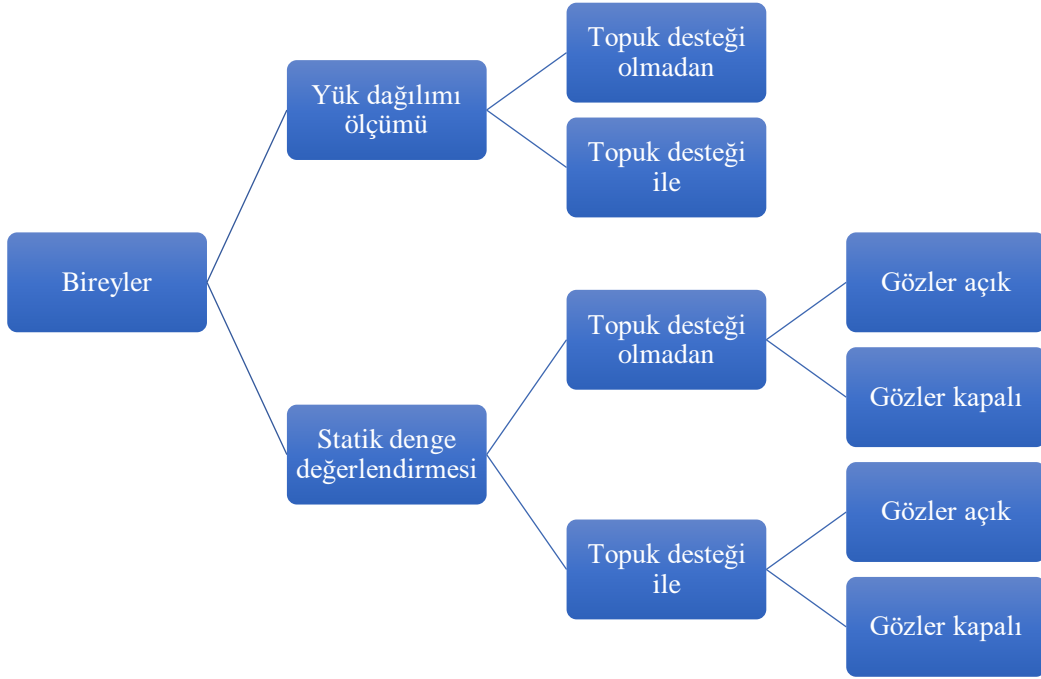
baropodometre cihazı ile yapıldı ve Millimetrix Yürüme Analizi (Millimetrix Software, Medical Equipments, Machine Industry & Trading Co. Ltd., Istanbul, TR) yazılım programı ile bilgisayar ortamında değerlendirildi. Kullanılan yazılımda, ölçüme başlamadan önce bireyin adı soyadı, yaşı, cinsiyeti, ayakkabı numarası, boy ve ağırlığı kaydedildi. Tek ayak üzerinde denge (x-y ortalaması, elips yüzey mm<sup>2</sup> cinsinden, AP indeks ve romberg indeksi) ve statik ayakta duruş pozisyonunda iki ayak üzerinde ön-arka ayak yük dağılımı cihaz ile anlık kamasız ve kamalı olacak şekilde kaydedildi (Şekil 3.5). Daha sonra veriler, yazılım üzerinden bilgisayara rapor olarak kaydedildi. Stabilometrik ölçüm şeması şekil 3.6'da görülmektedir.



**Şekil 3.4.** Kullanılan düz tabanlıklar üzerine sabitlenmiş EVA topuk kaması ve düz tabanlıklar



**Şekil 3.5.** Stabilometrik ölçümler



**Şekil 3.6.** Stabilometrik ölçüm akış şeması

### 3.3. İstatistiksel Yöntem

Çalışmadaki veriler ‘IBM SPSS v26 for Mac’ programı kullanılarak analiz edildi. p değeri 0,05’in altında anlamlı olarak kabul edildi. Verilerin normal dağılım göstermediği histogram olasılık grafikleri ve Kolmogorov-Smirnov ile; homojen dağılmadığı ise Shapiro Wilk testleri ile belirlendi ve yapılan karşılaştırmalar için parametrik olmayan testler kullanıldı. Genç yetişkinlerin demografik bilgileri, subtalar açı dereceleri ve ayak postürüne yönelik olan değerlendirmelerin sonucunda tanımlayıcı istatistikler belirlendi. Tanımlayıcı istatistikler; nominal ve ordinal veriler için frekans ve yüzde şeklinde, nicel veriler için ortalama  $\pm$  standart sapma olarak ifade edildi. Topuk kamalı ve kamasız yapılan ölçümler arasında yapılan karşılaştırmalarında, sağ ve sol ayaklara ait klinik ölçümler Wilcoxon testi kullanılarak karşılaştırıldı.

#### 4. BULGULAR

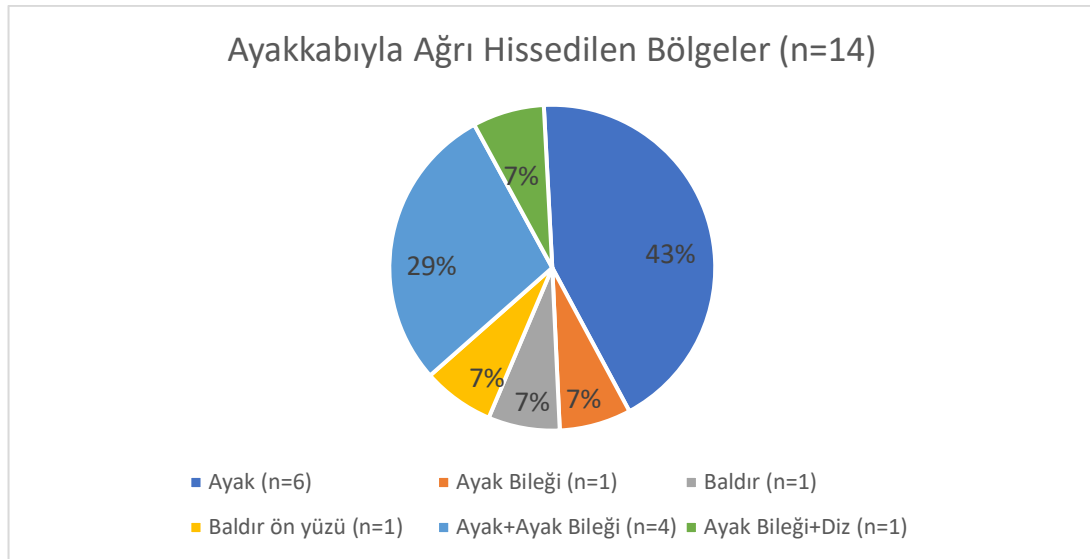
55 sağlıklı genç yetişkin katılımcı içerisinde 15 kişi dahil edilme kriterlerini sağlamadığı için çalışmaya dahil edilmedi. Dahil edilme kriterlerine uyum sağlayan %55'i kadın %45'i erkek yaşları  $22,73 \pm 2,11$  yıl VKİ  $22,60 \pm 4,55$  kg/m<sup>2</sup> olan 40 gönüllü ile çalışma gerçekleştirildi. Çalışmaya katılan bireylerin demografik özellikleri Tablo 4.1'de görülmektedir.

**Tablo 4.1.** Katılımcılara ait demografik bilgiler

Özellikler	Katılımcılar (n=40)		
	X±SS	Min	Maks
Yaş (yıl)	22,73 ±2,11	21,00	30,00
Boy (cm)	169,03±10,15	150,00	186,00
Vücut ağırlığı (kg)	65,33±17,27	40,00	123,00
VKİ (kg/m <sup>2</sup> )	22,60±4,55	16,40	43,10

n: Kişi sayısı, cm: Santimetre, kg: Kilogram, kg/m<sup>2</sup>: Kilogram/metre kare, X: Ortalama, SS: Standart sapma, VKİ (Vücut Kütle İndeksi).

Çalışmaya katılanların %97,5 dominant alt ekstremitesi sağ taraf olarak belirlendi. Katılımcıların tamamının günlük hayatta spor ayakkabı kullandığı belirlendi, 3 kişi spor ayakkabı ve klasik ayakkabı kullandığını bildirdi. Günlük ayakkabı giyme süresi 3-6 saat olan 1 kişi, 6-9 saat olan 22 kişi, 9-12 saat olan 15 kişi ve 12 üzeri 2 kişi vardı. Ayakkabı kullanırken alt ekstremitede ağrısı olan 14 kişi vardı. Bu 14 kişinin 2'si sağ tarafta, 2'si sol tarafta, 9'u her iki ayakta ağrısı olduğunu bildirdi. Ayakkabıyla ağrı hissettikleri bölgeler Şekil 4.1'de verildi. Alt ekstremit ve ayakkabıyla kullanımıyla ilgili veriler tablo 4.2'de gösterildi.



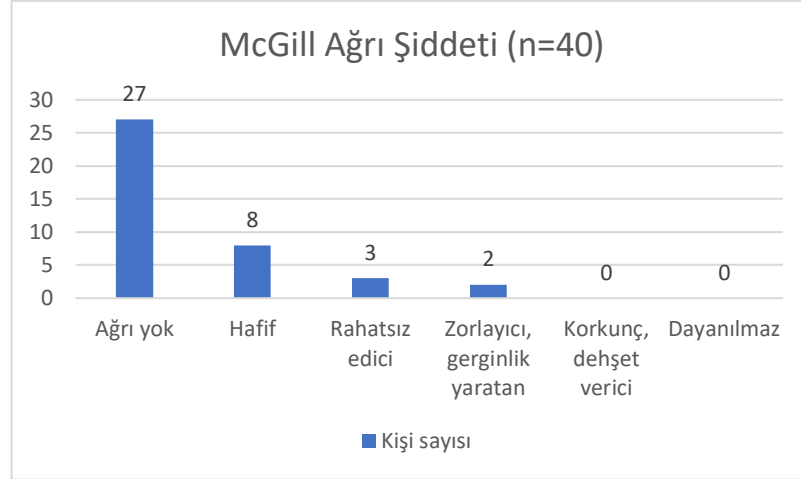
**Şekil 4.1.** Ayakkabıyla ağrı hissedilen bölgeler

Yük vermeden (ağırlıksız) ve ayakta (ağırlıklı) ölçülen subtalar açısı ve McGill Ağrı Kısa Formu skoru, Ayak Postür İndeksi skoru ölçülen katılımcıların klinik ayak değerlendirmelerine ait tanımlayıcı istatistikleri Tablo 4.2’te yer almaktadır. Alt ekstremité ağrısına göre doldurulan McGill Ağrı Şiddeti anketinde katılımcılardan 27’si (%67,5) ağrı yok, 8’i (%20) hafif, 3’ü (%7,5) rahatsız edici, 2’si (%5) zorlayıcı gerginlik yaratan şıkları işaretledi.

**Tablo 4.2.** Katılımcılara klinik ayak değerlendirmelerine ait tanımlayıcı istatistikleri

Klinik Değerlendirmeler	(n=40)		
	X±SS	Min	Maks
Sol subtalar açısı ağırlıksız (°)	0,43±3,17	-6,00	5,00
Sağ subtalar açısı ağırlıksız (°)	0,80±3,23	-5,00	6,00
Sol subtalar açısı ayakta (°)	5,98±1,35	4,00	10,00
Sağ subtalar açısı ayakta (°)	6,50±1,43	4,00	10,00
Sol Ayak Postür İndeksi Skoru	7,23±2,3	4	11
Sağ Ayak Postür İndeksi Skoru	7,9±2,19	4	12

°: derece, n:Kişi sayısı, X: Ortalama, SS: Standart sapma, VAS (Vizüel Analog Skalası).



**Şekil 4.2.** McGill sözel ağrı şiddeti sonuçlarının kişi sayısına göre dağılımı

Topuk desteksiz ve destekli yapılan ayak yük dağılımı incelendiğinde, sağ ön ve arka ayak yük dağılımı açısından anlamlı fark bulundu ( $p < 0,01$ ). Ölçülen ön-arka ayak ve toplam ayak yük dağılımı ile desteksiz ve destekli yapılan ölçümlerin karşılaştırılması Tablo 4.3'te verildi.

**Tablo 4.3.** Katılımcıların statik yük dağılımına ait tanımlayıcı istatistikleri ile desteksiz ve destekli yapılan ölçümlerin karşılaştırılması

Yük Dağılımı	Desteksiz ölçümler (n=40)			Destekli ölçümler (n=40)			p
	X±SS	Min	Maks	X±SS	Min	Maks	
Sol ön ayak yük dağılımı (kg)	24,96±3,52	18,90	34,90	24,82±3,49	17,70	35,50	0,834
Sol ön ayak yük dağılımı (%)	51,25±5,97	37,60	64,40	52,17±5,75	40	62,70	0,090
Sağ ön ayak yük dağılımı (kg)	26,02±3,43	18,90	33,70	28,49±4,40	21,00	38,50	<b>&lt;0,001*</b>
Sağ ön ayak yük dağılımı (%)	51,17±5,31	38,70	62,20	54,42±5,36	45,50	63,30	<b>&lt;0,001*</b>
Sol arka ayak yük dağılımı (kg)	23,81±3,98	16,30	33,90	22,89±4,19	14,50	35,00	0,059
Sol arka ayak yük dağılımı (%)	48,75±5,97	35,60	62,40	47,84±5,75	37,30	60	0,090
Sağ arka ayak yük dağılımı (kg)	25,04±3,76	17,00	33,00	23,80±3,51	17,30	31,70	<b>0,025*</b>
Sağ arka ayak yük dağılımı (%)	48,83±5,31	37,80	61,30	45,58±5,36	36,70	54,50	<b>&lt;0,001*</b>
Sol ayak yük dağılımı (kg)	31,74±8,30	19,80	52,30	31,03±8,50	18,50	51,80	0,239
Sol ayak yük dağılımı (%)	48,66±4,64	42,10	60,30	47,74±5,37	34,60	58,80	0,326
Sağ ayak yük dağılımı (kg)	33,52±10,19	20,20	71,70	34,22±10,20	16,80	72,20	0,239
Sağ ayak yük dağılımı (%)	51,34±4,64	39,70	57,90	52,23±5,40	41,20	65,40	0,364

%: yüzde, kg: kilogram, n:Kişi sayısı, X: Ortalama, SS: Standart sapma, p: istatistiksel anlamlılık değeri, \*=p<0,05.

Topuk desteği olmadan ve topuk desteği ile yapılan bipedal göz açık-kapalı yapılan stabilometrik ölçümlerin (Elips yüzeyi, Salınım uzunluğu, X ve Y ortalaması, Romberg indeksi, AP indeksi) tanımlayıcı istatistikleri ile bipedal stabilometrik ölçümlerin karşılaştırılması Tablo 4.4'te görülmektedir. Desteksiz ve destekli yapılan bipedal ölçümlerde stabilometrik değerler arasında fark bulunmadı (p>0,05).

**Tablo 4.4.** Katılımcıların bipedal stabilometrik ölçümlerine ait tanımlayıcı istatistikler ile desteksiz ve destekli yapılan stabilometrik ölçümlerin karşılaştırılması

Bipedal Stabilometrik Ölçümler	Desteksiz Ölçümler (n=40)			Destekli Ölçümler (n=40)			P
	X±SS	Min	Maks	X±SS	Min	Maks	
Elips yüzeyi (mm <sup>2</sup> )	20,29±31,90	0,44	189,04	31,69±49,85	3,20	276,46	0,242
Elips yüzeyi (GK) (mm <sup>2</sup> )	20,05±35,17	0,00	194,11	20,44±28,09	0,41	144,77	0,707
Salınım uzunluğu (mm)	97,61±28,33	58,80	176,20	102,89±42,79	56,50	257,80	0,256
Salınım uzunluğu (GK) (mm)	102,33±26,82	57	184,30	105,51±43,72	45,80	226,60	0,436
X ortalaması (mm)	0,10±0,06	0,02	0,31	0,12±0,07	0,03	0,26	0,179
X ortalaması (GK) (mm)	0,10±0,09	0,01	0,55	0,08±0,05	0,01	0,21	0,325
Y ortalaması (mm)	0,09±0,06	0,02	0,32	0,11±0,09	0,03	0,47	0,111
Y ortalaması (GK) (mm)	0,09±0,06	0,01	0,31	0,10±0,09	0,01	0,53	0,755
Romberg indeksi	256,38±665,81	0,00	4117,30	115,81±136,47	4,50	547,70	0,804
AP indeksi	109,74±31,84	54,00	185,30	108,58±42,43	57,10	309,40	0,788

mm: Milimetre, mm<sup>2</sup>: Milimetre kare, n:Kişi sayısı, X: Ortalama, SS: Standart sapma, GK: Gözler kapalı, p: istatistiksel anlamlılık değeri, \*=p<0,05.



Topuk desteği olmadan ve topuk desteği ile yapılan tek ayak üstünde göz açık-kapalı yapılan stabilometrik ölçümlerin (Elips yüzeyi, Salınım uzunluğu, X ve Y ortalaması, Romberg indeksi, AP indeksi) tanımlayıcı istatistikleri ile ölçümlerin karşılaştırılması Tablo 4.5'te görölmektedir. Tek ayak üzerinde yapılan stabilometrik ölçümlerde sağ stabilometrik değerler arasında bir fark bulunmazken ( $p>0,05$ ), sol elips yüzeyi ve sol romberg indeksinde istatistiksel olarak anlamlı fark vardı ( $p<0,05$ ).

**Tablo 4.5.** Katılımcıların tek ayak üstündeki stabilometrik ölçümlerine ait tanımlayıcı istatistikler ile desteksiz ve destekli yapılan stabilometrik ölçümlerin karşılaştırılması

Tek Ayak Üstünde Stabilometrik Ölçümler	Desteksiz Ölçümler (n=40)			Destekli Ölçümler (n=40)			p
	X±SS	Min	Maks	X±SS	Min	Maks	
Sol elips yüzeyi (mm <sup>2</sup> )	42,37±160,99	0,00	1023,53	35,79±48,25	0,00	184,67	<b>0,034*</b>
Sol elips yüzeyi (GK) (mm <sup>2</sup> )	47,03±157,44	0,00	937,99	83,10±315,00	0,00	1972,61	0,582
Sol salınım uzunluğu (mm)	28,84±32,22	3,90	207,10	31,60±22,39	5,60	79,00	0,256
Sol salınım uzunluğu (GK) (mm)	27,72±24,03	5,30	147,20	34,30±33,49	5,70	152,30	0,436
Sol X ortalaması (mm)	0,09±0,10	0,00	0,49	0,11±0,11	0,00	0,48	0,114
Sol X ortalaması (GK) (mm)	0,07±0,13	0,00	0,75	0,10±0,14	0,00	0,79	0,336
Sol Y ortalaması (mm)	0,14±0,15	0,03	0,94	0,15±0,11	0,01	0,48	0,223
Sol Y ortalaması (GK) (mm)	0,15±0,13	0,02	0,61	0,18±0,21	0,01	1,03	0,424
Sol romberg indeksi	344,94±734,31	0,00	4181,30	233,83±716,73	0,00	4066,50	<b>0,027*</b>
Sol AP indeksi	131,51±69,43	19,70	305,20	123,78±100,24	24,70	565,00	0,162
Sağ elips yüzeyi (mm <sup>2</sup> )	23,74±37,18	0,14	165,18	21,80±30,09	0,00	114,29	0,819
Sağ elips yüzeyi (GK) (mm <sup>2</sup> )	61,78±210,52	0,00	1108,17	54,91±196,47	0,00	1223,96	0,722
Sağ salınım uzunluğu (mm)	26,24±20,11	6,60	97,70	25,65±18,23	5,80	72,40	0,586
Sağ salınım uzunluğu (GK) (mm)	28,14±37,86	5	186,70	27,80±30,02	6,80	137,10	0,554
Sağ X ortalaması (mm)	0,08±0,08	0,01	0,38	0,07±0,06	0,01	0,23	0,588
Sağ X ortalaması (GK) (mm)	0,08±0,15	0,00	0,68	0,08±0,15	0,00	0,90	0,679
Sağ Y ortalaması (mm)	0,15±0,09	0,03	0,50	0,14±0,11	0,02	0,52	0,774
Sağ Y ortalaması (GK) (mm)	0,17±0,22	0,02	1,24	0,15±0,14	0,02	0,69	0,727
Sağ romberg indeksi	210,27±525,33	0,00	3200,90	257,73±736,16	0,00	4503,50	0,874
Sağ AP indeksi	115,96±89,10	23,70	495,20	115,99±65,90	17,80	350,60	0,936

mm: Milimetre, mm<sup>2</sup>: Milimetre kare, GK: Gözler kapalı, n: Kişi sayısı, X: Ortalama, SS: Standart sapma, p: istatistiksel anlamlılık değeri, \*=p<0,05.

Sağ ve sol ayak subtalar açısı açısından ağırlıksız ölçümde fark bulunmazken ( $p>0,05$ ) ayakta anlamlı fark bulundu ( $p<0,05$ ). Sonuçlar, Tablo 4.6'da gösterilmektedir.

**Tablo 4.6.** Sağ-sol ayak klinik ölçüm değerlerinin karşılaştırılması

Sağ-sol ayak değerlerinin karşılaştırması	p
Ağırlıksız subtalar açısı (°)	0,067
Ayakta subtalar açısı (°)	<b>0,016*</b>

°: derece, p: istatistiksel anlamlılık değeri, \*= $p<0,05$ .

## 5. TARTIŞMA

Çalışmamızın amacı, ayakta pronasyon artışı olan genç yetişkin bireylerde medial topuk kamasının kullanımı ile anlık statik denge ve postüral salınım açısından farklılık olup olmadığını araştırmaktır. Klinik ölçümlerde sağ ve sol subtalar açısı arasında anlamlı fark bulundu. Katılımcıların sağ subtalar açısı sola göre daha fazlaydı. Kullanılan kamayla birlikte yük dağılımı, sağ tarafta arka ayaktan ön ayağa doğru artış gösterdi ancak sol tarafta ve toplam yük dağılımında bir fark yoktu. Çalışmamızda, kullanılan topuk desteğinin tek ayak üzerinde ölçülen değerlerde sol tarafta dengeyi daha iyi hale getirdiği bulunurken sağ taraf tek ayak üzerinde ölçülen değerlerde ve bipedal ölçümlerde farklılık görülmedi.

### Demografik Veriler

Yaş, boy, vücut ağırlığı ve VKİ'nin ayak üzerinde etkisi olduğu bilinmektedir. Selçuk ve ark. (112), artan VKİ ve navikular düşmenin statik dengeyi olumsuz etkileyebileceğini bildirmişlerdir. VKİ yükseldikçe ayakta pronasyon görülme oranının artabileceğini söyleyen bazı çalışmalar mevcuttur (113-115). Ünver (116), yaptığı çalışmada VKİ ortalamasının literatürle uyumsuzluğunu dahil edilen birey sayısının epidemiyolojik çalışmalar kadar yüksek olmamasıyla ilişkilendirmiştir. Çalışmamızda VKİ ortalamasına göre katılımcıları 'normal kilolu' olarak nitelendirmemiz mümkündür.

Ayakta artmış pronasyon, her yaşta ve her iki cinsiyette sıklıkla görülmektedir. Rodriguez ve ark. (117), her iki cinsiyet için ayak postür skoru açısından anlamlı fark bulunmamasına rağmen kadınların pronasyonda ayak postürüne, erkeklerin de daha çok supinasyonda ayak postürüne sahip olduğu bildirilmiştir. Katılımcıların %55'ini kadınların oluşturduğu çalışmamızda, supinasyon postüründe olduğu için dışlanan dört katılımcının da erkek olması bu bilgiyle paralellik göstermektedir. Scott ve ark. (118), yaşa bağlı ayak yapısı ve fonksiyonunu inceledikleri çalışmada, yaşlı katılımcıların daha fazla artmış pronasyonda ayağa sahip olduğunu bildirmiştir. Çalışmamızda sağlıklı genç yetişkinlerde statik dengede kamayla oluşan değişimi incelemekteki amacımız geriatrik ve riskli gruplar için de ileri yapılacak çalışmalara ön hazırlık olmasıydı.

Ağrının çok boyutlu (duyusal ağrı, algısal ağrı, ağrı tipi, görsel analog skalası) ağrı değerlendirilmesi için ise McGill Kısa Form tercih edildi. Katılımcıların büyük çoğunluğunda ağrı gözlenmedi. Ayak-ayak bileği çevresinde ağrı, ayakkabı numarası, ayakkabı alışkanlığı ve ayakkabı giyme süresi, her ayağın farklı morfolojiye sahip olduğu göz önünde tutularak klinikte fikir vermesi ve pronasyonda ayak postüründeki katılımcılara yaşadıkları problemler için öneriler verilmesi amacıyla sorgulandı. Ayak ağrısı, denge ve ayak yük dağılımı açısından kişinin değerlendirmesini yaparken ayakkabı tercihinin bilinmesi önemlidir (119). Güçhan ve ark. (120)'nin sağlıklı genç yetişkinlerde ayakkabı kullanımı ve denge ilişkisine baktıkları çalışmada katılımcıların sıklıkla spor ayakkabı tercih ettiği bulunmuştur. Çalışmamızda da benzer şekilde katılımcıların tamamı günlük kullanımda spor ayakkabı tercih etmekle birlikte %7,5'i spor ayakkabıyla birlikte nadiren düz (klasik) ayakkabı tercih ettiğini bildirmiştir. Katılımcıların sadece %35'inde ayakkabı kullanırken ağrı şikayeti mevcuttu. Sachithandam ve ark. (115), ayakkabının pes planusta etkisini inceleyen çalışmasında, günlük ayakkabı kullanım süresi 8 saatten fazla olan kişilerde pes planusun daha yüksek oranda olduğunu bildirmiştir. Katılımcılarda görülen bu ağrı, katılımcıların %42,5'unun günlük 9 saat ve üzerinde ayakkabı giymesiyle ilişkili olabilir.

### **Klinik Ölçümler**

Literatürde ayakta artmış pronasyon tanımına benzer şekilde çalışmamıza Ayak Postür İndeks Skoru 5 üzerinde olan ve en az bir ayakta subtalar açısı minimum 5° olan bireyler dahil edildi. Pronasyon açısı, her doğal harekette olduğu gibi bireye özgüdür. Güncel literatürde, optimum pronasyon açısının kaç derece olduğuna dair net bir kanıt olmadığı vurgulanmaktadır ancak az veya fazla pronasyonun dezavantaj olduğu bilinmektedir (77). Sağ ve sol taraf karşılaştırıldığında ölçülen subtalar açısı sağ tarafta anlamlı olarak daha yüksekti. Katılımcıların dominant alt ekstremitesi çok yüksek oranla sağ taraf olarak kaydedildi. Dominantlık, anatomik yapılarıdaki asimetri ile ilişkilendirilmiştir (121). Bu farklılığın ayakta da olabileceğini ve subtalar açısını etkileyebileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca bu farklılık, alt ekstremitte eşitsizliğinden de kaynaklanabilmektedir.

Ayak postürünü değerlendirmek için objektif değerlendirmeler ve cihazla yapılan ölçümler güvenilir sonuç vermektedir ancak klinikte erişim kolaylığı açısından kolay ve hızlı olan geçerli yöntemler sıklıkla tercih edilmektedir. Farklı düzlem ve anatomik segmentlerde ayak postürünün değerlendirilmesine imkân sunan Ayak Postür İndeksi, klinikte kullanım açısından geçerli ve sık tercih edilen bir indekstir. Diyabette ülser için biyomekanik risk faktörlerinin araştırılması, ayak tipleri ile spor yaralanmalarının risk faktörlerinin arasındaki ilişkinin araştırılması, yaşlılarda ayak postürünün düşmeyle olan ilişkisinin incelenmesi ve çalışmamızda olduğu gibi klinik araştırmalarda dahil etme veya dışlama kriteri olarak kullanılmak üzere temel ayak postürünü belirlemede, gibi klinik araştırmalarda tercih edilebilmektedir (52). Her iki ayak postürü açısından birbirine benzer ve pronasyon postüründedir. Chen ve ark (122)., pronasyonda ayak postürünün postüral stabiliteyi kötü yönde etkileyebileceğini bildirmiştir. Cote ve ark. (3) ise postüral stabilitenin ayak tipinden etkilenebileceğini ve pronasyon postüründe olan ayaklarla anlamlı fark saptanmasa da daha fazla salınım yaptığını bildirmiştir.

### **Medial Topuk Desteği**

Medial topuk kaması, sadece topuk çevresinde topuğun medial kısmını yüksek olacak şekilde ayağa dışarıdan destek olması amacıyla kullanılan bir ortez parçasıdır. Konservatif tedavide tercih edilebilir. Günümüzde, özellikle yurtdışında hazır ürünler olarak medikallerde satılmaktadır. Ancak ayak analiz merkezleri, protez-ortez yapım ve uygulama merkezleri gibi yerlerde kişiye özel yapılan analizle hazırlanabilecek kamaya benzer tabanlıklar da mevcuttur. Topuk kaması için hazır satılan ürünler ve kişiye özel hazırlanan ürünlerin etkilerinin karşılaştırılması konusunda literatürde eksik mevcuttur. Ancak bizim çalışmadaki hedefimiz, kişiye özel analizle yapılan destekler kadar maddi yük olmayacak hazır satılan ürünlerle dengedeki değişimi incelemektir. Topuk kamalarının denge parametresine olan etkisini sporcu, geriatric bireyler vb. çeşitli gruplar üzerinde inceleyen çalışmalar mevcuttur (123). Chang ve ark. (124), kronik ayak bileği instabilitesi olan atletlerde yaptıkları çalışmada, medial topuk kaması uygulamasının statik ve dinamik dengeyi iyileştirdiğini bulmuşlar. Ganesan ve ark. (125) ise medial topuk kamasının ayakta duruşta postüral stabiliteyi arttırabileceğini bildirmiştir.

Topuk kamaları, çeşitli şekillerde farklı malzemelerden elde edilebilir. Söyler ve ark. (126), geriatrik bireylerde EVA ile yapılmış yumuşak, orta-sert ve sert tabanlıklar ile statik denge ve ayak yük dağılımını incelemiş, üç malzeme arasında fark bulmamıştır. Zhang ve Li ise farklı yükseklikte ve yumuşaklıkta topuk yüksekliklerinin plantar basınç ve basınç merkezine etkisini incelemiş ve yumuşak malzemelerin destek konusunda yetersiz, sert malzemeleri tolere etmenin zor olması dolayısıyla iyi destek sağlayan elastik özellikte orta sertlikte malzeme kullanımını önermişlerdir (127). Çalışmada kullandığımız kama da şok emici özellikte orta sertlikte EVA ile yapılmıştır.

Pronasyonda ayak için; bantlama, egzersiz, NMES gibi konservatif yöntemler olmakla birlikte tabanlık veya kama kullanımına da sıklıkla rastlanmaktadır. Cheung ve ark. (128), yaptıkları meta-analizde, ayak ortezleri, ayak tipine göre dizayn edilmiş ayakkabıların (motion control shoes) ve terapatik bantlamanın pronasyonda ayakta etkili olduğunu bildirmiştir. Ünver ve Bek (129)'in elastik bantlama, rijit bantlama ve ortezlerin etkisini inceledikleri çalışmada, pedobarografik değerlerin iyileşmesi açısından en etkili eksternal desteğin ortez olduğunu vurgulamışlardır.

Kama kullanımının koşucularda ağrıyı azalttığı (99), tibialis anterior aktivitesini azaltıp peroneus longus aktivitesini arttırdığı ve bu sayede yorgunluğu ve uzun süreli etki olarak yaralanmayı önlediği (130), ayak postür indeks skorunu iyileştirdiği ve bel ağrısını azalttığı (23) yapılan çalışmalarla belirlenmiştir. Denge, geriatrik bireylerde düşme riski açısından, sporcularda performans için, genç yetişkinlerde fiziksel uygunluk için önemli bir parametredir. Literatürde medial topuk kaması kullanımının dengeye ve postüral salınımına olan etkisini inceleyen kaynaklar sınırlıdır. Bu nedenle çalışmamızda kamanın statik dengeye olan etkisi incelendi.

Ayakta pronasyon açısına göre kullanılan kamanın yüksekliği değişebilmektedir. Telfer ve ark. (131), arka ayak ve dizde oluşan değişim açısından kullanılan ortezin yüksekliği arttıkça etkisinin arttığını bildirmiştir. Costa ve ark. (132), koşucularda yüksek olan desteklerin alt ekstremitte biyomekanikine etkili olduğunu bildirmiştir. Çalışmamızda kullandığımız 6 mm'lik standart medial topuk kamasının sol tarafta dengeyi daha iyi hale getirdiği ancak sola göre daha yüksek pronasyonda subtalar ayak açısına sahip sağ taraf dengesinde fark yaratmadığı

düşünüldüğünde, pronasyon açısı daha yüksek olan bireylerde daha yüksek kamalar tercih edilmesi daha etkili olabilir.

### **Ayakta Yük Dağılımı**

Wojkow ve ark (133), okul çağındaki çocuklarda postür değişikliklerinin ayak yük dağılımını etkileyebileceğini bildirmiştir. Çalışmamızda da ayakta yük dağılımı sağda %2,68 daha fazla olan genç yetişkinler için bu fark postüral değişikliklerinden kaynaklanmış olabileceğini düşünüyoruz. Ohlendorf ve ark. (134), Almanya'da sağlıklı yetişkinlerde ayaktaki yük dağılımının standart referans değerleri için 416 kişide yaptıkları çalışmada; ayakta dengedeiken yük sola ve sağa neredeyse eşit dağılım göstermiştir. Arka ayağa binen yükün ön ayağa binen yüke göre daha fazla olduğu bildirilmiştir. Gönüllülerin sağ ayak ön-arka dağılımı çalışmaya benzer şekilde arka tarafta daha fazlayken; sol ön ayak yük dağılımı, arka ayak yük dağılımına göre fazladır. Çalışmada kullandığımız medial topuk kaması, sağ ve sol ön-arka ayak yük dağılımı, sol ve sağ ayak dağılım yüzdeleri arasından sadece sağ tarafta yükün arka ayaktan öne doğru değişmesine etkili olmuştur. Kamanın konumu düşünüldüğünde topuktaki yükseltinin ayakta ağırlığın öne aktarılmasına yardımcı olması öngörülebilir bir sonuçtur.

### **Stabilometrik Ölçümler**

Stabilometrik ölçümler incelendiğinde, Patti ve ark (69).’nın yaptığı kohort çalışmasındaki genç yetişkinler için verilen elips yüzeyi, salınım uzunluğu, x-y ortalaması değerleri çalışmamızda ölçülen normatif değerlere benzerdir.

Sol tarafta kama desteği ile elips yüzeyi küçüldü yani salınımlar azalarak denge gelişim gösterdi. Gözler açık-kapalı değerlerin oranı (romberg indeksi) da sol tarafta kama kullanımıyla pozitif yönlü değişim gösterdiği bulundu. Kullanılan desteğin hem sol hem sağ tarafta salınımları azaltarak dengeyi daha iyi hale getirdiği söylenebilir. İstatistiksel olarak ise sol taraftaki denge değişimi anlamlıdır. Sağ taraftaki parametrelerde fark bulunmaması ise aynı taraftaki pronasyon açısının sol ekstremiteye göre daha fazla olmasıyla ilişkilendirilebilir. Ayrıca salınım parametresi olan elips yüzeyi ele alındığında, gönüllülerin desteksiz ölçümlerde sağ taraftaki dengesinin sola göre çok daha iyi olduğu belirlendi. Kama desteğiyle iyileşen sol taraf



dengesi, kamalı ölçümler sonucunda bile desteksiz sağ taraf dengesinde daha kötüydü. Promsri ve ark. (135, 136), yaptıkları çalışmalarda tek ayak üzerinde ölçülen statik denge ölçümleri için dominant tarafın dikkate alınması gerektiğini ve alt ekstremitte dominantlığının motor davranışı etkilediğini bildirmiştir. Çalışmamızda, yüksek oranda dominant tarafı sağ olan katılımcıların, sağ tek ayak üzerinde salınımları daha azdı. Bu açıdan dominant taraftaki postüral kontrolü daha iyi sağladıkları söylenebilir.

Çalışmamızda ayakta artmış pronasyonu olan genç yetişkinlerde medial topuk kama kullanımının anlık ayak yük dağılımı ve statik denge üzerindeki etkisini inceledik. Çalışma sonucunda medial topuk kaması kullanımının ayak ön-arka ayaktaki yükü öne aktarmada etkili olabileceği ancak sağ ve sol ayak yük dağılımını değiştirmede, ayrıca statik dengeyi iyi yönde değiştirebileceği bulundu. Daha düşük pronasyon açısına sahip ayaklar için kullandığımız kamanın etkili olabileceğini düşünmekteyiz ancak daha yüksek pronasyon açısı olan ayaklar için kama yetersiz kalmış olabilir. Ayak pronasyon postürünü düzeltmeye yönelik koruyucu yaklaşımların uygulanması sonrasında yaşanabilecek yaralanmalar, ağrı, fiziksel performansta düşüş gibi durumların önlenmesi açısından önemlidir.

### **Limitasyonlar**

- Kullanılan medial topuk desteği, kişinin ayak numarasına uygun olarak verilen tabanlık üzerine çıplak ayağını tam yerleştirmesi istenerek kullanılmıştır. Ancak tabanlıkları pedobarografik değerlendirmelerde ayakkabı ile ölçüm bu noktada daha uygun sonuçlar verebilir.
- Çalışmanın hedefi olmadığı için kişilerde alt ekstremitte uzunluğu değerlendirilmedi ancak sağ ve sol subtalar açıdaki fark, alt ekstremitte eşitsizliğinden de kaynaklanabilmektedir.
- Çalışmamızda standart 6 mm medial topuk kaması kullanıldı ancak özellikle pronasyon açısı yüksek olan kişilerde farklı yükseklikte medial topuk kamalarının statik dengeye olan etkisinin incelendiği çalışmalara ihtiyaç vardır.
- Bu çalışmada medial topuk desteğinin anlık statik dengeye etkileri belirlendi ancak gelecekte planlanacak çalışmalar ile daha uzun süreli kullanımdaki etkisinin de incelenmesi gerekmektedir.

- Kişilerdeki postüral bozukluklar ayakta yük dağılımını ve postüral kontrolü etkileyebilir. Bu parametrelerin de göz önünde bulundurularak kişilerde postür analizi de değerlendirilebilir.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

### 6.1. Sonuçlar

- Katılımcılarda subtalar açının daha düşük olduğu sol tarafta denge kullanılan destekle iyileşti. Ayrıca sol taraf için gözler açık-kapalı değerlerin oranı açısından da iyileşme söz konusuydu.
- Hem bipedal hem de tek ayak üzerinde yapılan stabilometrik ölçümlerde sol taraf elips yüzeyi ve sol romberg indeksi dışında medial destek kullanımı bir fark yaratmadı.
- Kullanılan medial topuk desteği ile sol ayakta ön-arka ayak yük dağılımında değişim olmazken sağ ayakta yük arka ayaktan ön ayağa doğru kaydı. Sol ayakta ise yine yükün arka ayaktan ön ayağa aktarılması açısından artış trendi gözlemlendi.
- Sağ ve sol ayakta yük dağılımı kullanılan kama ile değişmedi.

### 6.2. Öneriler

- Ayakta artmış pronasyon, rutinde ayak muayenesinde ve dengenin değerlendirilmesi gerektiğinde mutlaka göz önünde bulundurulmalı ve değerlendirilmelidir. Gerekli görülüyorsa dengeyi daha iyi hale getirmesi açısından ayakkabı içinde medial topuk kamasının kullanımı önerilebilir.
- Medial topuk kaması kullanımının, ayakta artmış pronasyonu olan bireylerde yük dağılımı açısından anlamlı fark olmamasına rağmen yük dağılımını düzenlediğini ve bu sayede dengeyi görece düşük derece pronasyon açılarında daha iyi hale getirdiğini düşünmekteyiz. Stabilometrik ölçümler sırasında bazı katılımcılar medial topuk kaması ile yapılan statik denge testlerinde daha rahat durabildiklerini ifade ettiler. Daha yüksek pronasyon açısına sahip ayaklar için daha yüksek medial topuk kamalarının kullanılması bu kişilerde statik dengeyi daha iyi hale getirebilir.

- Statik denge değerlendirmelerinin yanı sıra dinamik dengeye etkisi de incelenebilir. Ayrıca denge parametreleri dışında yürüyüş analizi, ayak taban basıncı, performans vb. parametrelere olan etkisine de bakılabilir.
- Ayrıca kullanılan medial topuk desteğinin uzun süreli etkilerini özellikle pronasyonda ayak postürüne sahip koşucularda inceleyen yayınlar mevcuttur ancak sporcularda, farklı hastalık gruplarında (ortopedik-nörolojik problemler, vestibuler problemler, diyabetik ayak, obezite vb.) ve farklı yaş gruplarında (özellikle düşme riski olan geriatric bireylerde) etkisi incelenebilir.
- Medial topuk kamasının etkisinin daha iyi anlaşılması açısından farklı ayak postürlerinde dengeye etkisinin de incelenmesi ve gruplar arası karşılaştırmaların yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

## 7. KAYNAKLAR

1. Sammarco G. Biomechanics of the foot and ankle. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System Baltimore. 2001:223-55.
2. El-shamy FF, Ghait AS, editors. Effect of Flexible Pes Planus on Postural Stability in Adolescent Females 2014.
3. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl Train.* 2005;40(1):41-6.
4. McPoil TG, Hunt GC. Evaluation and management of foot and ankle disorders: present problems and future directions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21(6):381-8.
5. Valmassy R. Pathomechanics of lower extremity function. *Clinical biomechanics of the lower extremities.* 1996:59-84.
6. Leung AK, Mak AF, Evans JH. Biomedical gait evaluation of the immediate effect of orthotic treatment for flexible flat foot. *Prosthet Orthot Int.* 1998;22(1):25-34.
7. McPoil TG, Hunt GC. Evaluation and management of foot and ankle disorders: present problems and future directions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.* 1995;21(6):381-8.
8. Minkowsky I, Minkowsky R. The spine, an integral part of the lower extremity. *Clinical Biomechanics of the Lower Extremities* St Louis, MO: Mosby. 1996:96-112.
9. Levangie PK, Norkin CC. *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis:* F.A. Davis Company; 2011.
10. Wiewiorski M, Valderrabano V. Painful flatfoot deformity. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2011;78(1):20-6.
11. Aquino A, Payne C. Function of the windlass mechanism in excessively pronated feet. *Journal of the American Podiatric Medical Association.* 2001;91(5):245-50.
12. Alahmari KA, Kakaraparthi VN, Reddy RS, Samuel PS, Tedla JS, Rengaramanujam K, et al. Foot Posture Index Reference Values among Young Adults in Saudi Arabia and Their Association with Anthropometric Determinants, Balance, Functional Mobility, and Hypermobility. *BioMed Research International.* 2021;2021:8844356.
13. Kirby K. Evaluation and non-operative management of pes valgus. *Foot and ankle disorders in children.* 1992:307-8.
14. Root MI. Biomechanical examination of the foot. *J Am Podiatry Assoc.* 1973;63(1):28-9.
15. Root ML. Development of the functional orthosis. *Clin Podiatr Med Surg.* 1994;11(2):183-210.

16. Liu A, Nester CJ, Jones RK, Lundgren P, Lundberg A, Arndt A, et al. Effect of an antipronation foot orthosis on ankle and subtalar kinematics. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(12):2384-91.
17. Chevalier TL, Chockalingam N. Effects of foot orthoses: How important is the practitioner? *Gait Posture.* 2012;35(3):383-8.
18. Kulcu DG, Yavuzer G, Sarmer S, Ergin S. Immediate effects of silicone insoles on gait pattern in patients with flexible flatfoot. *Foot & ankle international.* 2007;28(10):1053-6.
19. Kelly A, Winson I. Use of ready-made insoles in the treatment of lesser metatarsalgia: a prospective randomized controlled trial. *Foot & ankle international.* 1998;19(4):217-20.
20. Eng JJ, Pierrynowski MR. Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Physical therapy.* 1993;73(2):62-8.
21. Trotter LC, Pierrynowski MR. The short-term effectiveness of full-contact custom-made foot orthoses and prefabricated shoe inserts on lower-extremity musculoskeletal pain: a randomized clinical trial. *Journal of the American Podiatric Medical Association.* 2008;98(5):357-63.
22. Zammit GV, Payne CB. Relationship between positive clinical outcomes of foot orthotic treatment and changes in rearfoot kinematics. *Journal of the American Podiatric Medical Association.* 2007;97(3):207-12.
23. Castro-Méndez A, Munuera PV, Albornoz-Cabello M. The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot pronation and lower back pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Prosthetics and orthotics international.* 2013;37(5):384-90.
24. Del Rossi G, Fiolkowski P, Beth Horodyski M, Bishop M, Trimble M. For how long do temporary techniques maintain the height of the medial longitudinal arch? *Physical Therapy in Sport.* 2004;5(2):84-9.
25. Eng JJ, Pierrynowski MR. The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. *Phys Ther.* 1994;74(9):836-44.
26. Hadley A, Griffiths S, Griffiths L, Vicenzino B. Antipronation taping and temporary orthoses. Effects on tibial rotation position after exercise. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1999;89(3):118-23.
27. Al Abdulwahab SS, Kachanathu SJ. The effect of various degrees of foot posture on standing balance in a healthy adult population. *Somatosens Mot Res.* 2015;32(3):172-6.
28. Rome K, Brown CL. Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. *Clin Rehabil.* 2004;18(6):624-30.
29. Mueller M. The ankle and foot complex. *Joint structure & function.* 2005.

30. Taner D, Sancak B, Akşit D, Cumhuri M, İlgi S, Kural E, et al. Fonksiyonel Anatomi Ekstremiteler ve Sırt Bölgesi. 4. baskı. Ankara, HYB Basım Yayın. 2009.
31. Uygur F. Ayak deformite ve Ortezleri. Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları Ankara: Volkan Matbaacılık. 1992.
32. Gökmen FG. Sistematik anatomi. İzmir: Güven Kitabevi. 2003;97(8).
33. Wernick J, Volpe R. Lower extremity function and normal mechanics. Clinical biomechanics of the lower extremities. 1996;1.
34. Oatis CA. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement: Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia, PA; 2004.
35. Perry J. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. Clin Orthop Relat Res. 1983(177):9-15.
36. Moore KL, Dalley AF. Clinically oriented anatomy: Wolters kluwer india Pvt Ltd; 2018.
37. Ouzounian TJ, Shereff MJ. In vitro determination of midfoot motion. Foot & ankle. 1989;10(3):140-6.
38. Romanes GJ. Cunningham's manual of practical anatomy. 1986.
39. Cevikol C. Ayak Bilegi: Bag ve Tendonlar. Türk Radyoloji Seminerleri. 2017:490-504.
40. Lezak B, Varacallo M. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Calf Peroneus Longus Muscle. 2019.
41. Sutherland DH. An electromyographic study of the plantar flexors of the ankle in normal walking on the level. JBJS. 1966;48(1):66-71.
42. Card RK, Bordoni B. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Foot Muscles: StatPearls Publishing, Treasure Island (FL); 2020 2020.
43. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. Br J Sports Med. 2015;49(5):290.
44. Drake R, Drake RL, Gray H, Vogl W, Mitchell AW. Gray's anatomy for students: Elsevier Health Sciences TW; 2005.
45. Green DR, Brekke M. Anatomy, biomechanics, and pathomechanics of lesser digital deformities. Clin Podiatr Med Surg. 1996;13(2):179-200.
46. Jenkins DB, Hollinshead WH. Functional anatomy of the limbs and back: Saunders Elsevier; 2009.
47. Cheatham S. The Regional Interdependence Model And Corrective Exercise.
48. Melzack R. The McGill Pain Questionnaire: major properties and scoring methods. Pain. 1975;1(3):277-99.
49. Yakut Y, Yakut E, Bayar K, Uygur F. Reliability and validity of the Turkish version short-form McGill pain questionnaire in patients with rheumatoid arthritis. Clin Rheumatol. 2007;26(7):1083-7.

50. Alazzawi S, Sukeik M, King D, Vemulapalli K. Foot and ankle history and clinical examination: A guide to everyday practice. *World J Orthop.* 2017;8(1):21-9.
51. Otman AS, Demirel H, Sade A. Tedavi hareketlerinde temel değerlendirme prensipleri: Pelikan yayıncılık; 2014.
52. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21(1):89-98.
53. Budiman-Mak E, Conrad KJ, Roach KE. The Foot Function Index: a measure of foot pain and disability. *J Clin Epidemiol.* 1991;44(6):561-70.
54. Yalman A, Sen E, Eskiyurt N, Budiman-Mak E. Turkish Translation and Adaptation of Foot Function Index in Patients with Plantar Fasciitis. *Türkiye Fiziksel Tip ve Rehabilitasyon Dergisi.* 2014;60.
55. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture.* 2002;15(3):282-91.
56. Morrison S, Durward B, Watt G, Donaldson M. The Intra-rater Reliability of Anthropometric Data Collection Conducted on the Peripubescent Foot: A Pilot Study. *The Foot.* 2005;15:180-4.
57. Bolgla LA, Malone TR. Plantar fasciitis and the windlass mechanism: a biomechanical link to clinical practice. *J Athl Train.* 2004;39(1):77-82.
58. Mueller MJ, Host JV, Norton BJ. Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1993;83(4):198-202.
59. Tuna H. Ayak hastalıklarında pedobarografik değerlendirme. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2005;51(2).
60. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clin Rehabil.* 2000;14(4):402-6.
61. da Silva Borges EG, de Souza Vale RG, Cader SA, Leal S, Miguel F, Pernambuco CS, et al. Postural balance and falls in elderly nursing home residents enrolled in a ballroom dancing program. *Archives of Gerontology and Geriatrics.* 2014;59(2):312-6.
62. Howe TE, Rochester L, Neil F, Skelton DA, Ballinger C. Exercise for improving balance in older people. *Cochrane Database Syst Rev.* 2011(11):Cd004963.
63. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: translating research into clinical practice: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
64. Pickenbrock HM, Diel A, Zapf A. A comparison between the Static Balance Test and the Berg Balance Scale: validity, reliability, and comparative resource use. *Clin Rehabil.* 2016;30(3):288-93.
65. Hrysomallis C, McLaughlin P, Goodman C. Relationship between static and dynamic balance tests among elite Australian Footballers. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia.* 2006;9:288-91.

66. Cakir E, Ozbar N. Bayan Futsal Oyuncularında Flamingo ve Stork Denge Testinin Karşılaştırılması ile Kassal Kuvvetin Testler Üzerine Etkisi. 2019.
67. Black FO, Wall C, 3rd, Rockette HE, Jr., Kitch R. Normal subject postural sway during the Romberg test. *Am J Otolaryngol.* 1982;3(5):309-18.
68. Ageberg E, Roberts D, Holmström E, Fridén T. Balance in single-limb stance in healthy subjects--reliability of testing procedure and the effect of short-duration sub-maximal cycling. *BMC Musculoskelet Disord.* 2003;4:14.
69. Patti A, Bianco A, Şahin N, Sekulic D, Paoli A, Iovane A, et al. Postural control and balance in a cohort of healthy people living in Europe: An observational study. *Medicine (Baltimore).* 2018;97(52):e13835.
70. Kennedy PM, Inglis JT. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *J Physiol.* 2002;538(Pt 3):995-1002.
71. Toosizadeh N, Mohler J, Armstrong DG, Talal TK, Najafi B. The influence of diabetic peripheral neuropathy on local postural muscle and central sensory feedback balance control. *PLoS One.* 2015;10(8):e0135255.
72. Song K, Kang TK, Wikstrom EA, Jun HP, Lee SY. Effects of reduced plantar cutaneous sensation on static postural control in individuals with and without chronic ankle instability. *J Sci Med Sport.* 2017;20(10):910-4.
73. Sung PS, Zipple JT, Andraka JM, Danial P. The kinetic and kinematic stability measures in healthy adult subjects with and without flat foot. *Foot (Edinb).* 2017;30:21-6.
74. Ünver B, Bek N. Tabanlık kullanımının plantar temas alanları ve basınç dağılımına etkisiEffects of the insert to plantar contact area and pressure distribution: Araştırma makalesiResearch article. *Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Dergisi/Turkish Journal of Physiotherapy and Rehabilitation.* 2014;25.
75. Winter DA, Patla AE, Ishac M, Gage WH. Motor mechanisms of balance during quiet standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2003;13(1):49-56.
76. Umphred DA, Lazaro RT. *Neurological rehabilitation: Elsevier Health Sciences; 2012.*
77. Nigg B, Behling A-V, Hamill J. Foot pronation. *Footwear Science.* 2019;11(3):131-4.
78. Chang CH, Miller F, Schuyler J. Dynamic pedobarograph in evaluation of varus and valgus foot deformities. *J Pediatr Orthop.* 2002;22(6):813-8.
79. Billis E, Katsakiori E, Kapodistrias C, Kapreli E. Assessment of foot posture: Correlation between different clinical techniques. *The foot.* 2007;17(2):65-72.
80. Khan FR, Chevidikunnan MF, Mazi AF, Aljawi SF, Mizan FH, BinMulayh EA, et al. Factors affecting foot posture in young adults: a cross sectional study. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2020;20(2):216-22.



81. Menz HB, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Hannan MT. Association of planus foot posture and pronated foot function with foot pain: the Framingham foot study. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2013;65(12):1991-9.
82. Kirby KA. Evolution of foot orthoses in sports. *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine*: Springer; 2017. p. 19-40.
83. Arangio GA, Phillippy DC, Xiao D, Gu WK, Salathe EP. Subtalar pronation--relationship to the medial longitudinal arch loading in the normal foot. *Foot Ankle Int*. 2000;21(3):216-20.
84. Neal BS, Griffiths IB, Dowling GJ, Murley GS, Munteanu SE, Franettovich Smith MM, et al. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *Journal of foot and ankle research*. 2014;7(1):55-.
85. Kozinc Ž, Sarabon N. Common running overuse injuries and prevention. *Montenegrin Journal of Sports Science and Medicine*. 2017;6(2):67.
86. Barwick A, Smith J, Chuter V. The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: a review of the literature. *Foot (Edinb)*. 2012;22(3):224-31.
87. Karartı C, Bilgin S, Büyükturan O, Büyükturan B. Arka Ayaktaki Pronasyon Artışının Fiziksel Performans Üzerine Etkisi. 2018.
88. Safar Cherati A, Khalifeh Soltani S, Moghadam N, Hassanmirzaei B, Haratian Z, Khalifeh Soltani S, et al. Is there a relationship between lower-extremity injuries and foot postures in professional football players? A prospective cohort study. *Science and Medicine in Football*. 2020:1-11.
89. Clark M, Lucett S. *NASM essentials of corrective exercise training*: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
90. O'Leary CB, Cahill CR, Robinson AW, Barnes MJ, Hong J. A systematic review: the effects of podiatric deviations on nonspecific chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2013;26(2):117-23.
91. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1987;9(4):160-5.
92. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33(11):639-46.
93. Uzunca K, Tastekin N, Birtane M. The Relation of Pain and Disability with Radiographic and Pedobarographic Parameters in Adult Pes Planus. *Rheumatism*. 2006;21:91-5.
94. Koura GM, Elimy DA, Hamada HA, Fawaz HE, Elgendy MH, Saab IM. Impact of foot pronation on postural stability: An observational study. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2017;30(6):1327-32.
95. Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, et al. Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. *Gait Posture*. 2013;37(3):445-51.

96. Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am.* 1982;13(3):541-58.
97. Menz HB. Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1998;88(3):119-29.
98. Rose GK, Welton EA, Marshall T. The diagnosis of flat foot in the child. *J Bone Joint Surg Br.* 1985;67(1):71-8.
99. Shih YF, Wen YK, Chen WY. Application of wedged foot orthosis effectively reduces pain in runners with pronated foot: a randomized clinical study. *Clin Rehabil.* 2011;25(10):913-23.
100. Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the Foot Posture Index. *J Foot Ankle Res.* 2008;1(1):6.
101. Saltzman CL, el-Khoury GY. The hindfoot alignment view. *Foot Ankle Int.* 1995;16(9):572-6.
102. Neri T, Barthelemy R, Tourné Y. Radiologic analysis of hindfoot alignment: Comparison of Méary, long axial, and hindfoot alignment views. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* 2017;103(8):1211-6.
103. Tong JW, Ng EY. Preliminary investigation on the reduction of plantar loading pressure with different insole materials (SRP--Slow Recovery Poron, P--Poron, PPF--Poron +Plastazote, firm and PPS--Poron+Plastazote, soft). *Foot (Edinb).* 2010;20(1):1-6.
104. Healy A, Dunning DN, Chockalingam N. Effect of insole material on lower limb kinematics and plantar pressures during treadmill walking. *Prosthet Orthot Int.* 2012;36(1):53-62.
105. Luque-Suarez A, Gijon-Nogueron G, Baron-Lopez FJ, Labajos-Manzanares MT, Hush J, Hancock MJ. Effects of kinesiotaping on foot posture in participants with pronated foot: a quasi-randomised, double-blind study. *Physiotherapy.* 2014;100(1):36-40.
106. Lee J, Yoon J, Cynn H. Foot exercise and taping in patients with patellofemoral pain and pronated foot. *Journal of Bodywork and Movement Therapies.* 2017;21(1):216-22.
107. Clark M, Lucett S. *NASM essentials of corrective exercise training*: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
108. Pabón-Carrasco M, Castro-Méndez A, Vilar-Palomo S, Jiménez-Cebrián AM, García-Paya I, Palomo-Toucedo IC. Randomized Clinical Trial: The Effect of Exercise of the Intrinsic Muscle on Foot Pronation. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(13):4882.
109. Namsawang J, Eungpinichpong W, Vichiansiri R, Rattanathongkom S. Effects of the Short Foot Exercise With Neuromuscular Electrical Stimulation on Navicular Height in Flexible Flatfoot in Thailand: A Randomized Controlled Trial. *J Prev Med Public Health.* 2019;52(4):250-7.

110. Yurt Y. Cad/Cam ve geleneksel yöntemlerle üretilmiş iki farklı tabanlık uygulamasının, ağırlı esnek düz tabanlı bireylerde ağırlı, yaşam kalitesi ve fiziksel performans üzerindeki etkilerinin karşılaştırılması. Ankara: Hacettepe University; 2015.
111. Biçici B. McGill Ağrı Anketi Kısa Formu'nun Geçerlik ve Güvenirliğinin İncelenmesi. İzmir: Ege University; 2010.
112. Selçuk H, Aydın NS, Keklice H. P 047—The interaction of foot biomechanics and body mass index with single leg stance dynamic balance in healthy young. *Gait And Posture*. 2018;65(1):315-.
113. Dowling A, Steele J, Baur L. Does obesity influence foot structure and plantar pressure patterns in prepubescent children? *International journal of obesity*. 2001;25(6):845-52.
114. Bordin D, De Giorgi G, Mazzocco G, Rigon F. Flat and cavus foot, indexes of obesity and overweight in a population of primary-school children. *Minerva pediatrica*. 2001;53(1):7-13.
115. Sachithanandam V, Joseph B. The influence of footwear on the prevalence of flat foot. A survey of 1846 skeletally mature persons. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1995;77(2):254-7.
116. Ünver B. Farklı eksternal desteklerin ayağın pedobarografik parametrelerine etkisinin incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü: Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2014.
117. Rodríguez RS, Nova AM, Martínez EE, Martín BG, Quintana RM, Zamorano JDP. The foot posture index: anthropometric determinants and influence of sex. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2013;103(5):400-4.
118. Scott G, Menz HB, Newcombe L. Age-related differences in foot structure and function. *Gait & Posture*. 2007;26(1):68-75.
119. Hatton AL, Rome K, Dixon J, Martin DJ, McKeon PO. Footwear interventions: a review of their sensorimotor and mechanical effects on balance performance and gait in older adults. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2013;103(6):516-33.
120. Güçhan Z, Özyıldırım EI, Demirel S, Yüzlü V, Nilgün B. Ayakkabı kullanımı ile ayak deformiteleri, denge ve fonksiyonel performans arasındaki ilişkinin incelenmesi. *Journal of Exercise Therapy and Rehabilitation*. 2014;1(1):35-42.
121. Zifchock RA, Davis I, Hillstrom H, Song J. The Effect of Gender, Age, and Lateral Dominance on Arch Height and Arch Stiffness. *Foot & Ankle International*. 2006;27(5):367-72.
122. Chen Z, Ye X, Chen W, Du J, Liu W, Xu X. Effect of pronated foot posture on proprioception and postural stability based on foot posture index. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research*. 2020;25:1324-8.
123. Hemmati F, Forghany S, Nester C. The effects of pronated foot posture and medial heel and forefoot wedge orthoses on static balance in older people. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2014;7(1):A17.

124. Chang H-Y, Chang Y-C, Cheng S-C, Wang C-H. The effectiveness of rearfoot medial wedge intervention on balance for athletes with chronic ankle instability. *Medicine*. 2019;98(26):e16217-e.
125. Ganesan M, Lee Y-J, Aruin AS. The effect of lateral or medial wedges on control of postural sway in standing. *Gait & Posture*. 2014;39(3):899-903.
126. Söyler O, Şakul BU, Algun C. Geriatrik Bireylerde Farklı Yoğunlukta Tabanlıkların Ayak Yük Dağılımı ve Statik Denge Üzerine Etkilerinin İncelenmesi. *Gazi Sağlık Bilimleri Dergisi*.5(3):16-23.
127. Zhang X, Li B. Influence of in-shoe heel lifts on plantar pressure and center of pressure in the medial-lateral direction during walking. *Gait Posture*. 2014;39(4):1012-6.
128. Cheung RT, Chung RC, Ng GY. Efficacies of different external controls for excessive foot pronation: a meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2011;45(9):743-51.
129. Ünver B, Bek N. Effects of Different External Supports on Plantar Pressure-Time Integral and Contact Area in Flexible Flatfoot. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2021;111(3).
130. Kristanto A, Neubert MS, Gross MT, Puntumetakul R, Kaber DB, Sessomboon W. Effects of corrective insole on leg muscle activation and lower extremity alignment in rice farmers with pronated foot: a preliminary report. *The Foot*. 2021;46:101771.
131. Telfer S, Abbott M, Steultjens MPM, Woodburn J. Dose–response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type. *Journal of Biomechanics*. 2013;46(9):1489-95.
132. Costa BL, Magalhães FA, Araújo VL, Richards J, Vieira FM, Souza TR, et al. Is there a dose-response of medial wedge insoles on lower limb biomechanics in people with pronated feet during walking and running? *Gait & Posture*. 2021;90:190-6.
133. Wojtków M, Szkoda-Poliszuk K, Szotek S. Influence of body posture on foot load distribution in young school-age children. *Acta Bioeng Biomech*. 2018;20(2):101-7.
134. Ohlendorf D, Kerth K, Osiander W, Holzgreve F, Fraeulin L, Ackermann H, et al. Standard reference values of weight and maximum pressure distribution in healthy adults aged 18-65 years in Germany. *J Physiol Anthropol*. 2020;39(1):39-.
135. Promsri A, Haid T, Werner I, Federolf P. Leg Dominance Effects on Postural Control When Performing Challenging Balance Exercises. *Brain Sci*. 2020;10(3).
136. Promsri A, Haid T, Federolf P. How does lower limb dominance influence postural control movements during single leg stance? *Hum Mov Sci*. 2018;58:165-74.

## 8. EKLER

## EK-1. Etik Kurul Onay Formu



T.C.  
**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
 Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557-681

Konu :

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

**Toplantı Tarihi** : 16 MART 2021 SALI  
**Toplantı No** : 2021/06  
**Proje No** : GO 21/327 (Değerlendirme Tarihi: 16.03.2021)  
**Karar No** : 2021/06-63

Üniversitemiz Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi öğretim üyelerinden Doç. Dr. Gözde YAĞCI'nın sorumlu araştırmacı olduğu, Fzt. İzgi GÜVEN'in yüksek lisans tezi olan, GO 21/327 kayıt numaralı, "*Subtalar Valguslu Bireylerde Frontal Düzlemde Kalkaneus Desteğinin Dengeye Olan Etkisinin İncelenmesi*" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 17 Mart 2021-17 Mart 2022 tarihleri arasında geçerli olmak üzere etik açıdan **uygun bulunmuştur**. Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

- |                                |          |                                  |       |
|--------------------------------|----------|----------------------------------|-------|
| 1. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN   | (Başkan) | 7. Doç. Dr. Nüket Paksoy ERBAYDA | (Üye) |
| 2. Prof. Dr. G. Burça AYDIN    | (Üye)    | 8. Doç. Dr. Betül Çelebi SALTIK  |       |
| 3. Prof. Dr. M. Özgür UYANIK   | (Üye)    | 9. Doç. Dr. Hande Güney DENİZ    | (Üye) |
| 4. Prof. Dr. Ayşe Kin İŞLER    | (Üye)    | 10. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR    |       |
| 5. Doç. Dr. H. Tuna Çak ESİ(N) | (Üye)    | 11. Av. Serap MORALIOĞLU         | (Üye) |
| <b>KATILMADI</b>               |          |                                  |       |
| 6. Doç. Dr. Can Ebru KURT      | (Üye)    |                                  |       |

## EK-2. Gönüllüler için Aydınlatılmış Onam Formu

### ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

Sevgili Katılımcı,

Genç yetişkinler ile bir çalışma yürütmekteyiz. “**Subtalar valguslu bireylerde frontal düzlemde kalkaneus desteğinin dengeye olan etkisinin incelenmesi**” başlıklı bu araştırma, Hacettepe Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Fakültesi’nde yapılmaktadır. Araştırma genç yetişkinlerde fiziksel aktivite düzeyinin, ayakkabı tercihlerinin, ayak yük dağılımının ve dengenin incelenmesi amacıyla planlanmıştır. Sizin yanıtlarınızdan elde edilecek sonuçlarla genç yetişkinler hakkında yararlı bilgiler sağlanacak ve yaralanma riskini önlemek için gerekli düzenlemeler planlanabilecektir. Bu nedenle soruların tümüne ve içtenlikle cevap vermeniz büyük önem taşımaktadır.

Bu araştırmaya katılmanız gönüllülük esasına dayalıdır. Kararınızdan önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Bu bilgileri okuyup anladıktan sonra araştırmaya katılmak isterseniz formu imzalayınız. Bu form aracılığı ile elde edilecek bilgiler gizli kalacaktır ve sadece araştırma amacıyla (veya “bilimsel amaçlar için”) kullanılacaktır. Çalışmaya katılmamayı tercih edebilirsiniz veya anketi doldururken istemezseniz son verebilirsiniz.

Bu araştırmayı yapmak istememizin nedeni, sağlıklı bireylerde ayak desteğinin dengeye olan etkisi hakkında bilgi edinmek ve bu bilgilerin analizi ile koruyucu fizyoterapi programlarının oluşturulmasına yardımcı olmaktır. Bu çalışmaya katılımınız araştırmanın başarısı için önemlidir. Eğer araştırmaya katılmayı kabul ederseniz ağrınız var ise ağrı ile anket yapılacak ve sonuçları kaydedilecektir. Anketi doldurmak yaklaşık 5 dakikanızı alacaktır. Yanıtlarınızı, soruların altında yer alan seçenekler arasından uygun olanı işaretleyek belirtiniz. Ayrıca yaş, fiziksel özellikler (boy, vücut ağırlığı) ve dominant taraf kaydedilecektir. Daha sonra çorabınızı çıkartmanız istenecektir ve gözlemsel olarak ayak postürünüz fizyoterapist tarafından değerlendirilecektir. Son olarak cihaz ile hem ayak desteği ile hem de ayak desteği olmadan ayak yük dağılımınıza ve dengeye bakılacaktır, cihaz yardımıyla yapılacak ölçümler sizde herhangi bir ağrı veya rahatsızlık yaratmayacaktır. Tüm bu değerlendirmeler yaklaşık 15 dakika sürecektir.

Tüm bu değerlendirmeler sonrasında elde edilen kayıtlar kimliğiniz belirtilmeden öğrencilerin eğitiminde veya bilimsel nitelikte yayınlarda kullanılabilir. Bu amaçların dışında bu kayıtlar kullanılmayacak ve başkalarına verilmeyecektir, fotoğrafları herhangi bir yerde yayınlanmayacaktır. Sizinle ilgili tıbbi bilgiler gizli tutulacak, ancak çalışmanın kalitesini denetleyen görevliler, etik kurullar ya da resmi makamlarca gereği halinde incelenebilecektir. Bu çalışmaya katılımınız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Çalışmaya katılım için size ek bir ödeme de yapılmayacaktır.

Değerlendirmeler sırasında oluşabilecek riskler: Düşünülen herhangi bir risk bulunmamaktadır. Yapılacak değerlendirmelerin getireceği olası yararlar:

- Olası ortopedik bir problem varlığında sizi ortopediste yönlendirme şansımız olacağını düşünmekteyiz, ayrıca ayağınız ayrıntılı değerlendirilecektir.
- Bu belirleme sonrası belirlenen faktörlerden değiştirilebilenlere yönelik koruyucu hizmetler ve tedavi hizmetlerine yönelik bilgi sağlanacaktır.

Bu çalışmaya katılmayı reddedebilirsiniz. Bu araştırmaya katılım tamamen isteğe bağlıdır. Yine çalışmanın herhangi bir aşamasında onayınızı çekmek hakkına da sahipsiniz.

**(Katılımcının Beyanı)**

Sayın Doç. Dr. Gözde Yağcı / Fzt. İzgi Güven tarafından tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “gönüllü katılımcı” olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam araştırmacılar ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılacağına inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi. Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebiliriz. (Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemin uygun olacağını bilincindeyim.) Ayrıca tıbbi herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı tutulabilirim. Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bize de bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunu ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi.

Araştırma sırasında herhangi bir sorun ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte çalışmayı yürütenleri aşağıdaki telefon numaralarından arayabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımım, tedavi programım ve fizyoterapist ile olan ilişkimize herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde “gönüllü katılımcı” olarak yer alma kararımı aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

**Katılımcı**

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.:

İmza:

**Görüşme tanığı**

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.:

İmza:

**EK-3. Hasta Değerlendirme Formu****DEĞERLENDİRME FORMU****Tarih:****Hasta No:****KİŞİSEL BİLGİLER****Doğum Tarihi:****Cinsiyet:****Boy(cm)/Kilo(kg):****Alt Ekstremitte Dominant Taraf:****Ayakkabı Değerlendirme**

Ayakkabı numarası:

**1-Günde kaç saat ayakkabı giyiyorsunuz?** 0-3 saat  3-6 saat  6-9 saat  9-12 saat  12+ saat**2-Sıklıkla tercih ettiğiniz ayakkabı çeşitlerini seçiniz.** Düz ayakkabı.  Topuklu ayakkabı Spor ayakkabı  Bot-çizme**3-Ayakkabı giydiğinizde ayaklarınızda, ayak bileğinizde ya da bacaklarınızda ağrı oluyor mu?** Evet.  Hayır.

Cevabınız evetse,

Ağrı olan bölge:

 Ayak  Ayak bileği  Baldır  Diz  Uyluk**4-Ayakkabı seçerken nelere dikkat ediyorsunuz?** Rahatlık  Maaliyet  Estetik**1-Klinik Değerlendirme****A-Subtalar Açı:****B-McGill Ağrı Anketi(Kısa Form) Skor:****C-Ayak Postür Indexi Skoru:**





**EK-4. Ayak Postür İndeksi****AYAK POSTÜR İNDEKSİ**

	<b>FAKTÖR</b>	<b>SOL AYAK SKOR -2&lt;....&lt;+2</b>	<b>SAĞ AYAK SKOR -2&lt;....&lt;+2</b>
<b>ARKA AYAK</b>	Talus Başı Palpasyonu		
	Supra/İnframalleolar Eğimin Gözlemlenmesi		
	Kalkaneusun Frontal Düzlemdeki Pozisyonu (İnversiyon/Eversiyon)		
<b>ÖN AYAK</b>	Talonavikuler Eklemde Medial Katlantıları (Balonlaşma)		
	Medial Arkın Gözlemlenmesi		
	Ön Ayağın Arka Ayağa Göre Adduksiyonu/Abduksiyonu		
<b>TOPLAM SKOR</b>			

**EK-5. McGill Ağrı Anketi-Kısa Form**

**MCGILL AĞRI ANKETİ(KISA FORM)**

Aşağıdaki kelimeler ağrınızı tanımlamaktadır. Lütfen HERBİR KELİMENİN KARŞILIĞINA sizin için en uygun olan ağrı derecesini ilgili kutuya ( x ) işareti koyarak belirtiniz:

*I. Ağrı değerlendirme İndeksi*

		Hiç yok	Hafif	Orta derecede	Şiddetli
a	Zonklayıcı	0	1	2	3
	Belirli bir yer boyunca yayılan	0	1	2	3
	Batıcı (Bıçak batar tarzda)	0	1	2	3
	Keskin (şiddetli)	0	1	2	3
	Kasıcı (kramp şeklinde)	0	1	2	3
	Kemirici	0	1	2	3
	Yanıcı	0	1	2	3
	Sızlayıcı	0	1	2	3
	Sıkıntı verici (Ezici-sıkıcı)	0	1	2	3
	Aşırı hassas, duyarlı	0	1	2	3
	Şiddetli ayrılır gibi	0	1	2	3
b	Bıktırıcı-yorucu-usandırıcı	0	1	2	3
	Mide bulandırıcı	0	1	2	3
	Korkunç	0	1	2	3
	Cezalandırıcı-dayanılmaz acı	0	1	2	3

*II. Őu andaki ağrı Şiddeti*

Őu andaki ağrı yakınmanızı aşağıdaki çizgi üzerinde iŐaretleyiniz. Çizginin en sol tarafı hiç ağrının olmadığı, en sağ tarafı ise olabilecek en Şiddetli ağrıyı göstermektedir. (VAS)



*III. Toplam ağrı Şiddeti değerlendirmenizi ilgili sütuna (x ) işareti koyarak belirtiniz (present pain index)*

0	Ağrı yok	
1	Hafif	
2	Rahatsız edici	
3	Zorlayıcı, gerginlik yaratan	
4	Korkunç, dehşet verici	
5	Dayanılmaz	

## EK-6. Tez Çalışması ile İlgili Bildiri

 Spor Fizyoterapistleri Derneği


**XI. ULUSLARARASI KATILIMLI SPOR FİZYOTERAPİSTLERİ KONGRESİ**

**KATILIM BELGESİ**

Sn. İZGİ GÜVEN

4-7 Kasım 2021 tarihleri arasında İSTANBUL'da düzenlenen  
"XI. ULUSLARARASI SPOR FİZYOTERAPİSTLERİ KONGRESİ"ne  
katılmıştır.

**Prof. Dr. Gül Baltacı**  
Kongre Başkanı

 Spor Fizyoterapistleri Derneği

**XI. ULUSLARARASI KATILIMLI  
SPOR FİZYOTERAPİSTLERİ KONGRESİ**

Sayın **İzgi GÜVEN**,

4 – 7 Kasım 2021 tarihleri arasında Pullman İstanbul Otel ve Kongre Merkezi İstanbul'da düzenlenecek olan XI. Uluslararası Katılımlı Spor Fizyoterapistleri Kongresi'ne göndermiş olduğunuz aşağıdaki çalışmanız **SÖZEL BİLDİRİ** olarak kabul edilmiştir.

**Çalışma başlığı: Ayak pronasyon artışı olan bireylerde medial kalkaneus desteğinin statik dengeye etkisinin incelenmesi: Pilot çalışma**

Bildirinizin programda yer alması ve basılı yayımlanması için en geç **4 Ekim 2021** tarihine kadar kongre kaydınızı yaptırmanız gerekmektedir.

Bildirinizin sunum yeri ve zamanı <https://www.sporfzt.org/kongreler/sporfztkongresi2021> adresinde **5 Ekim 2021** tarihinde yayınlanacaktır.

Bildirileriniz ile ilgili sormak veya iletmek istediğiniz bir konu olursa adresinden bize ulaşabilirsiniz.

Kongremize göstermiş olduğunuz ilgi ve bilimsel destekleriniz için Kongre Düzenleme Kurulu adına teşekkür ederiz.

**Prof. Dr. Aydan AYTAR**  
Bilimsel Komite Başkanı

## **Ayak pronasyon artışı olan bireylerde medial kalkaneus desteğinin statik dengeye etkisinin incelenmesi: Pilot çalışma**

**Fzt. İzgi GÜVEN<sup>1</sup>, Doç. Dr. Gözde YAĞCI<sup>2</sup>, Prof. Dr. Suat EREL<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Pamukkale Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu, Denizli

<sup>2</sup> Hacettepe Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi, Ankara

**Amaç:** Ayakta pronasyon artışı nedeniyle kişide etkilenen dengenin frontal düzlemde ayak desteği kullanımıyla değişimini incelemektir.

**Yöntem:** Pamukkale Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Ortopedik Rehabilitasyon Ünitesi'nde yürütülen çalışmaya yaşları  $22,5 \pm 1,78$ , vücut kütle indeksi  $22,88 \pm 6,92$ , subtalar açıları sağ  $5,8 \pm 0,7$  sol  $6,8 \pm 1,5$  derece pronasyonda olan toplam 12 (9 kadın, 3 erkek) sağlıklı genç yetişkin dahil edildi. Her iki ayağa eşit ağırlık vererek ayakta duruş pozisyonunda kalkaneus ile distal 1/3 tibia uzun eksenini arasından gonyometre ile subtalar açısı ölçüldü, 5 derece üzerinde pronasyonu olanlar çalışmaya dahil edildi. Bireylerin topuk altına sadece test için, Etil Vinil Asetat ile yapılmış hazır medial topuk kaması yerleştirildi. Stabilometrik ölçümler, Diasu Yürüme Analizi Cihazı ile Milletrix Yürüme Analiz yazılım programı ile değerlendirildi. Sağ ve sol ayak yük dağılımı(kilo) ve tek ayak üzerinde statik denge için elips yüzeyi (milimetre kare) değeri alınarak desteksiz ve destekli ölçümler kaydedildi. Ayak statik yük dağılımı ve tek ayak üzerinde elips yüzeyi değerleri desteksiz ve destekli olacak şekilde Wilcoxon testi ile karşılaştırıldı.

**Bulgular:** Ayaktaki toplam yük dağılımı, sağ ve sol taraf için desteksiz ve destekli yapılan ölçümlerde anlamlı fark göstermedi ( $p > 0,05$ ). Statik denge için tek ayak üzerinde desteksiz ve destekli yapılan ölçümlerde sağ elips yüzeyi parametresinde fark gözlenmedi ( $p > 0,05$ ) ancak sol elips yüzeyi değerinin düştüğü bulundu ( $p < 0,05$ ).

**Sonuç:** Ayak pronasyon artışı olan bireylerde kullanılan medial topuk desteğinin ayak yük dağılımına etkisi bulunmadı. Ancak sol ayak üzerinde statik denge, kullanılan destek ile iyileşti. Gelecekte planlanacak çalışmalar için vaka sayısı artırılmalı ve statik dengenin yanında medial topuk desteğinin dinamik dengeye etkisi de ölçülmelidir.

**Anahtar kelimeler:** Ayak, Ayak deformasyonları, Subtalar eklem

## EK-7. Orijinallik Ekran Çıktısı

### SUBTALAR VALGUSLU BİREYLERDE FRONTAL DÜZLEMDE KALKANEUS DESTEĞİNİN Dengeye Olan Etkisinin İNCELENMESİ


#### ORJİNALLİK RAPORU

% <b>10</b>	% <b>9</b>	% <b>2</b>	% <b>4</b>
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

#### BİRİNCİL KAYNAKLAR

<b>1</b>	<a href="http://www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080">www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	% <b>2</b>
<b>2</b>	<a href="http://9lib.net">9lib.net</a> İnternet Kaynağı	% <b>2</b>
<b>3</b>	<a href="http://www.researchgate.net">www.researchgate.net</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>4</b>	<a href="http://openaccess.hacettepe.edu.tr:8080">openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>5</b>	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	% <b>1</b>
<b>6</b>	Submitted to Istanbul Bilgi University Öğrenci Ödevi	<% <b>1</b>
<b>7</b>	<a href="http://openaccess.maltepe.edu.tr">openaccess.maltepe.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>8</b>	ÇEVİKOL, Can. "Ayak Bileği: Bağ ve Tendonlar", AVES Yayıncılık, 2016. Yayın	<% <b>1</b>

## EK-8. Dijital Makbuz



### Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen:	İzgi Güven
Ödev başlığı:	SUBTALAR VALGUSLU BİREYLERDE FRONTAL DÜZLEMDE KAL...
Gönderi Başlığı:	SUBTALAR VALGUSLU BİREYLERDE FRONTAL DÜZLEMDE KAL...
Dosya adı:	I_zgi_GU_VEN_turnitin.docx
Dosya boyutu:	3.2M
Sayfa sayısı:	50
Word count:	9,980
Karakter sayısı:	67,902
Gönderim Tarihi:	18-Oca-2022 09:08ÖS (UTC+0300)
Gönderim Numarası:	1743643461

18  
18 OCA 2022 09:08 ÖS  
1743643461

SUBTALAR VALGUSLU BİREYLERDE FRONTAL DÜZLEMDE KAL...  
KARAKTER SAYISI: 67.902  
SAYFA SAYISI: 50  
WORD SAYISI: 9.980

İzgi Güven

18 OCA 2022 09:08 ÖS  
1743643461

18  
18 OCA 2022 09:08 ÖS  
1743643461

Copyright 2022 Turnitin. Tüm hakları saklıdır.



## 9. ÖZGEÇMİŞ