

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

**FARKLI EKSTERNAL DESTEKLERİN AYAĞIN
PEDOBAROGRAFİK PARAMETRELERİNE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Fzt. Banu (Karahan) ÜNVER

**Protez–Ortez–Biomekanik Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

ANKARA

2014

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

**FARKLI EKSTERNAL DESTEKLERİN AYAĞIN
PEDOBAROGRAFİK PARAMETRELERİNE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Fzt. Banu (Karahan) ÜNVER

**Protez–Ortez–Biomekanik Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Nilgün BEK**

ANKARA

2014

Anabilim Dalı : Fizyoterapi ve Rehabilitasyon
 Program : Protez Ortez Biomekanik
 Tcz Başlığı : Farklı Eksternal Desteklerin Ayağın Pedobarografik
 Parametrelerine Etkisinin İncelenmesi

Öğrenci Adı-Soyadı : Banu (Karahan) ÜNVER
 Savunma Sınavı Tarihi : 14/01/2014

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Yavuz YAKUT
 (Hacettepe Üniversitesi)

İmza

Tez danışmanı: Prof. Dr. Nilgün BEK
 (Hacettepe Üniversitesi)

İmza

Üye: Prof. Dr. Fatma UYGUR
 (Hacettepe Üniversitesi)

İmza

Üye: Prof. Dr. Kezban Yigiter BAYRAMLAR
 (Hacettepe Üniversitesi)

İmza

Üye: Doç. Dr. Engin ŞİMŞEK
 (Dokuz Eylül Üniversitesi)

İmza

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.


 Prof. Dr. Ersin FADILLIOĞLU
 Müdür

TEŞEKKÜR

Yazar, bu çalışmanın gerçekleşmesine katkılarından dolayı, aşağıda adı geçen kişi ve kuruluşlara içtenlikle teşekkür eder.

Sayın Prof. Dr. Nilgün BEK, tez danışmanım olarak, tezin konusunun belirlenmesinde, tezin gerçekleşmesinde, içeriğinin düzenlenmesinde, tez sonuçlarının yorumlanmasında, akademik bilgi ve deneyimleri ile büyük katkıda bulunmuş, sonsuz anlayış ve sabırla manevi desteğini esirgememiştir.

Sayın Dr. Ahmet ÇAĞLAR, tez çalışmasının planlanma ve yürütülmesinde bilgi ve deneyimleri ile katkıda bulunmuş, Ayak Fonksiyon Merkezi'nin bütün olanaklarından yararlanmamı sağlamıştır. Sayın Meral ÇAĞLAR, Mevlüde ERGEZEN ve Tolga ÖMEROĞULLARI'nın tez hastalarının değerlendirilmesinde bilgi ve emekleriyle çok değerli katkıları olmuştur.

Değerli jüri üyeleri Prof. Dr. Yavuz YAKUT, Prof. Dr. Fatma UYGUR, Prof. Dr. Kezban Yiğiter BAYRAMLAR ve Doç. Dr. Engin ŞİMŞEK'in tezin eksiklerinin tamamlanması ve son halini almasına dönük çok değerli katkıları olmuştur.

Değerli arkadaşlarım Uzm. Fzt. Serkan TAŞ, Uzm. Fzt. Tezel YILDIRIM ve Uzm. Fzt. Sinem GÜNERİ tezin gerçekleşmesi ve tamalanmasında akademik bilgi, deneyim ve manevi desteklerini esirgememişlerdir

Sevgili Yasemin DOĞAN ve Handan DEĞİRMENCİ, tez dönemi boyunca yanımda olmuş, manevi desteklerini esirgememişlerdir.

Sevgili eşim Mesut ÜNVER, tezin her aşamasında yanımda olmuş, varlığıyla, sonsuz ilgi, anlayış ve sabırla manevi desteğini esirgememiştir.

Sevgili annem Emel KARAHAN, babam Selim KARAHAN, kardeşlerim Abdurrahman ve Eylül KARAHAN, sonsuz ilgi, anlayış ve sabırla hayatımın her alanında olduğu gibi tez döneminde de yanımda olmuş, manevi desteklerini esirgememişlerdir.

ÖZET

(Karahana) Ünver, B., Farklı Eksternal Destaklerin Ayağın Pedobarografik Parametrelerine Etkisinin İncelenmesi. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez-Ortez-Biomekanik Programı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2014. Bu çalışma, arka ayağın aşırı pronasyonunu önlemek için yapılan esnek bantlama, esnek olmayan bantlama ve tabanlık uygulamalarının ayak taban basınçlarına etkilerinin incelenmesi ve karşılaştırılması amacıyla yapıldı. Çalışmaya 19-45 yaş arası, arka ayakta aşırı pronasyon tanısı konulan, 21 kadın 6 erkek olmak üzere 27 birey dahil edildi. Bireylerin demografik bilgileri kaydedilerek, eksternal destek uygulamaları öncesinde Kısa Form McGill Anketi, Naviküler Düşme Testi, subtalar eklem açıklığı ölçümü, kas kuvveti ve kısalık ölçümü, Ayak Postür İndeksi ve Ayak Fonksiyon İndeksi uygulandı. Bireylere sıraları rastgele seçilen tabanlık, esnek bantlama ve esnek olmayan bantlama uygulamaları yapıldı, her birey çıplak olarak ve her bir uygulama ile olmak üzere dört farklı biçimde statik ve dinamik pedobarografik değerlendirmeye alındı. Statik pozisyonda, ayak tabanındaki pik basınçlarda, diğer uygulamalara göre tabanlık uygulamasıyla anlamlı azalma ($p<0,001$) bulunurken, ön ve arka ayağa düşen temas alanı yüzdeleri açısından anlamlı fark olmadığı ($p>0,05$) bulundu. Yapılan dinamik ölçümlerde, toplam temas alanları, sağ ve sol orta ayağın temas yüzeyi yüzdeleri ve impuls yüzdelerinin tabanlıkla anlamlı olarak arttığı ($p<0,001$, $p=0,001$), ön ve arka ayağın temas yüzeyi yüzdelerinin tabanlıkla anlamlı olarak azaldığı ($p<0,001$), sağ ön ayakta temas yüzeyi yüzdelerinin çıplak ayağa göre esnek bant uygulamasıyla, sol ön ayakta impuls yüzdelerinin ise esnek bant uygulamasına göre tabanlıkla anlamlı olarak azaldığı ($p=0,006$, $p=0,004$), sol ayakta maksimum subtalar eklem açılarının çıplak ayak ve tabanlıkları duruma göre esnek olmayan bant uygulaması ile azaldığı ($p=0,004$, $p=0,008$), maksimum taban basınçlarının sol ayakta 2., 3. ve 4. metatars bölgesinde çıplak ayağa göre tabanlıkla azaldığı ($p=0,007$, $p=0,001$, $p=0,003$), sağ ayakta 2. metatars bölgesinde diğer uygulamalara göre tabanlıkla azaldığı ($p<0,001$, $p=0,002$), sol ayakta orta ayak bölgesinde çıplak ayağa göre esnek bant uygulamasıyla arttığı ($p=0,005$), sağ ve sol ayakta topuk mediali ve topuk laterali bölgelerinde diğer uygulamalara göre tabanlıkla azaldığı ($p<0,0083$) bulundu. Sağ ve sol arka ayakta ve sağ ön ayakta impuls yüzdeleri, sağ ve sol ayak eksen açıları, minimum subtalar eklem açıları, sağ ayakta maksimum subtalar eklem açıları, sağ ve sol ayakta 1. parmak, 2-5. parmaklar, 1. metatars, ve 5. metatars, sağ ayakta 3. ve 4. metatars bölgelerine ait maksimum ayak taban basınçları açısından dört farklı durum arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulundu ($p>0,05$). Çalışmanın sonucu, arka ayağın aşırı pronasyonunu önlemek için kullanılan farklı eksternal desteklerden tabanlık uygulamasının, ayak taban basınç dağılımlarını düzeltmek ve temas yüzeyini arttırarak belli bölgelerde aşırı yüklenmeyi önlemek için daha etkili olduğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Arka ayak pronasyonu, ortez, elastik olmayan bantlama, elastik bantlama, pedobarografi.

Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi, 013D05401002.

ABSTRACT

(Karahan) Ünver, B, Investigation of the Effects of Different External Supports on Pedobarographic Parameters of the Foot. Hacettepe University, Institute of Health Sciences, Prosthetics-Orthotics-Biomechanics Program Master Thesis, Ankara, 2014. The purpose of this study was to investigate and compare the effects of elastic tape, non-elastic tape and insole which are used to prevent excessive rearfoot pronation on plantar pressures. 21 women and 6 men, total 27 subjects with an age range of 19-45 years, who were diagnosed as having excessive rearfoot pronation were included in this study. Demographic data of subjects were recorded and Short Form McGill Questionnaire, Navicular Drop Test, subtalar joint range of motion measurement, muscle strength and shortness measurement, Foot Posture Index and Foot Function Index were performed before external support applications. Subjects were applicated elastic tape, non- elastic tape and insole; their static and dynamic plantar pressures were assessed in four different formats, barefoot and with those applications, with computerized pedobarographic technique. On static position, there were statistically significant decreases at peak pressures with insole, according to other conditions ($p<0,001$), despite there were no significant differences at contact area percents of forefoot and rearfoot between the four conditions ($p>0,05$). On dynamic position, there were statistically significant increases at total contact area, contact area and impuls percents of midfoot ($p<0,001$, $p=0,001$), significant decrease at contact area percents of forefoot and rearfoot ($p<0,001$) with insole, significant decrease at contact area percents of right forefoot with elastic tape application according to barefoot, at impuls percents of left forefoot with insole according to elastic tape application ($p=0,006$, $p=0,004$), significant decrease at maximum subtalar joint motion of left foot with non-elastic tape application according to barefoot and with insole condition ($p=0,004$, $p=0,008$), significant decreases at maximum pressures of 2.,3. and 4. metatars areas of left foot with insole according to barefoot ($p=0,007$, $p=0,001$, $p=0,003$), at maximum pressures of 2. metatars areas of right foot with insole according to other conditions ($p<0,001$, $p=0,002$), significant increase at maximum pressures of left midfoot area with elastic tape application according to barefoot ($p=0,005$), significant decrease at left and right, medial and lateral heel areas with insole according to other conditions ($p<0,008$). There were no statistically significant difference at impuls percents of left and right rearfoot and right forefoot, at left and right foot axis angles, minimum subtalar joint motion, maximum subtalar joint motion of right foot, at maximum pressures of 1. toe, 2.,3.,4. and 5. toes, 1. and 5. metatars areas of left and right foot, 3. ve 4. metatars areas of right foot between four conditions ($p>0,05$). The result of this study indicates that insole, one of the external supports which are used to prevent excessive rearfoot pronation, is more effective to distribute plantar pressures and prevent excessive loading of specific areas by increasing contact area.

Key Words: Rearfoot pronation, orthosis, non-elastic tape, elastic tape, pedobarography.

Hacettepe University Scientific Research Projects Coordination Unit, 013D05401002.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLOLAR DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ayak Biyomekaniği	3
2.1.1. Ayakbileği Eklemleri	3
2.1.2. Ayağın Kemik Yapısı	4
2.1.3. Ayağın Arkları	5
2.1.4. Plantar Aponeurosis	7
2.2. Ayağın Kinematiki	7
2.2.1. Ayağın Hareketleri	7
2.2.2. Yürüyüşte Ayak ve Ayakbileği Hareketleri	9
2.2.3. Yürüyüş Esnasında Kas Aktivasyonu	11
2.2.4. Yürüyüşte Eklem Hareketleri	12
2.3. Ayağın Kinetiki	16
2.4. Arka Ayakta Aşırı Pronasyon	19
2.4.1. Ayakta Aşırı Pronasyon Nedenleri	20
2.4.2. Aşırı Pronasyonun Vücut Biyomekaniği Üzerine Etkileri	20
2.5. Subtalar Eklem Açısal Değişikliklerini ve MLA	
Yüksekliğini Değerlendiren Yöntemler	21
2.5.1. Longitudinal Ark Açısı (Feiss Çizgisi)	21
2.5.2. Naviküler Yükseklik ve Naviküler Düşme Testi	21
2.5.3. Subtalar Açısı	22
2.5.4. Valgus İndeks	22

2.5.5. Ayak Postür İndeksi	23
2.5.6. Radyografik Ölçümler	24
2.5.7. Yürüme Analizi	24
2.5.8. Pedobarografik Ölçüm	25
2.6. Arka Ayakta Aşırı Pronasyon Durumunda Uygulanan Tedavi Yöntemleri	26
2.6.1. Egzersiz	26
2.6.2. Esnek olmayan Bantlama	26
2.6.3. Esnek Bantlama	26
2.6.4. Ortezler	26
3. BİREYLER VE YÖNTEM	28
3.1. Bireyler	28
3.2. Yöntem	29
3.2.1. Çalışmanın Planı	29
3.2.2. Değerlendirmeler	29
3.2.3. Uygulamalar	36
3.3. İstatistiksel Yöntemler	37
4. BULGULAR	39
4.1. Bireylerin Demografik Özellikleri ile İlgili Bulgular	39
4.2. Arka Ayak Pronasyonu ile İlgili Değerlendirmelerin Sonuçlarına Ait Bulgular	39
4.3. Statik ve Dinamik Ayak Taban Basınçları ile İlgili Bulgular	40
5. TARTIŞMA	49
6. SONUÇLAR	61
KAYNAKLAR	63
EKLER	
Ek 1. Etik Kurulu	
Ek 2. Değerlendirme Formları	

SİMGELER VE KISALTMALAR

Maks	: Maksimum
Min	: Minimum
SS	: Standart sapma
%	: Yüzde
°	: Derece
VKİ	: Vücut Kütle İndeksi
VAS	: Vizüel Analog Skalası
N/cm ²	: Newton/santimetrekare
NDT	: Naviküler Düşme Testi
STE	: Subtalar Eklem
MLA	: Medial longitudinal ark
kg	: Kilogram
m	: Metre
n	: Birey sayısı
p	: İstatistiksel Yanılma Düzeyi
KF-McGill	: Kısa form McGill
KF-McGill TAO	: Kısa form McGill toplam ağrı oranı
KF-McGill TAŞ	: Kısa form McGill toplam ağrı şiddeti
KF-McGill VAS	: Kısa form McGill vizüel analog skalası

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Ayağın medialden ve lateralden görünüşü	4
Şekil 2.2. Arka ayak, orta ayak ve ön ayak	5
Şekil 2.3. MLA’da gerçekleşen çıkırık mekanizması	7
Şekil 2.4. Ayağın hareket eksenleri	8
Şekil 2.5. Yürüyüş Periyodunun Fazları	10
Şekil 2.6. Yürüyüş periyodunda ayak bileği ve subtalar eklem rotasyonları	11
Şekil 2.7. Yürüyüş esnasında ayak ve ayak bileği kaslarının aktivasyonu .	12
Şekil 2.8. Subtalar Eklem	13
Şekil 2.9. Talonaviküler ve kalkaneoküboid eklemlerinin eksenleri .	14
Şekil 2.10. Yürüyüş periyodu boyunca plantar dokulardaki yüklenme	17
Şekil 2.11. Yürüyüş periyodu boyunca ayağı etkileyen yer tepkime kuvvetleri	18
Şekil 2.12. Valgus İndeks .	23
Şekil 3.1. Rs Scan-Footscan®, pedobarografik analiz laboratuvarı ve sistemi.	32
Şekil 3.2. Statik ölçümde pik basınç ile ön ve arka ayağa ait temas alanı yüzdelelerini veren ekran görüntüsü.	33
Şekil 3.3. Dinamik ölçümde toplam temas alanlarını veren ekran görüntüsü.	33
Şekil 3.4. Dinamik ölçümde temas alanı ve impuls yüzdelelerini veren ekran görüntüsü.	34
Şekil 3.5. Dinamik ölçümde ayak eksen açıları ile subtalar eklem açısı maksimum ve minimum değerlerini veren ekran görüntüsü.	35
Şekil 3.6. Dinamik ölçümde ayağın farklı bölgelerindeki maksimum basınç değerlerini veren ekran görüntüsü.	35
Şekil 3.7. Esnek bantlama.	36
Şekil 3.8. Esnek olmayan bantlama.	37
Şekil 3.9. Tabanlık değerlendirme yapılırken bireylere tabanlığın üzerine çorap giydirildi.	37

TABLOLAR DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 4.1. Bireylerin Demografik Özellikleri	39
Tablo 4.2. Ağrı, Naviküler Düşme Testi, eklem hareket açıklığı, kas kuvveti ve kısılığı, Ayak Postür İndeksi ve Ayak Fonksiyon İndeksi ölçüm sonuçları dağılımı.	40
Tablo 4.3. Bireylerin sağ ve sol ayaklarına ait statik ve dinamik ayak taban basınçlarının karşılaştırılması	41
Tablo 4.4. Bireylerin ayak tabanlarının pik basınçları, ön ve arka ayaklarına düşen temas yüzdeleri, ve toplam temas alanlarının çıplak ayak, tabanlı, esnek bantlama ve esnek olmayan bantlama ile karşılaştırılması	42
Tablo 4.5. Pik basınçlar ve toplam temas alanlarının dört farklı durumdaki sonuçlarının ikili karşılaştırmaları	43
Tablo 4.6. Arka, orta ve ön ayağa düşen temas alanı ve impuls yüzdelerinin dört farklı durumda karşılaştırılması	44
Tablo 4.7. Arka, orta ve ön ayaktaki temas alanı ve impuls yüzdelerinin dört farklı durumdaki sonuçlarının ikili karşılaştırmaları	45
Tablo 4.8. Ayak eksen açıları ile subtalar eklem minimum ve maksimum açılarının dört farklı durumda karşılaştırılması	46
Tablo 4.9. Maksimum subtalar eklem açılarının dört farklı durumdaki sonuçlarının ikili karşılaştırması	46
Tablo 4.10. Ayağın 10 farklı bölgesine ait maksimum taban basınçlarının dört farklı durumda karşılaştırılması	47
Tablo 4.11. Ayağın 10 farklı bölgesine ait maksimum taban basınçlarının dört farklı durumdaki ölçüm sonuçlarının ikili karşılaştırmaları	48

1. GİRİŞ

Ayakta sağlıklı bir yük dağılımı, ayağın stabilizasyon ve mobilizasyon görevini birlikte yerine getirebilmesine bağlıdır ve bunu da subtalar ve midtarsal eklemin birlikte hareketi sağlar (1). Normal bir ayakta, topuk vuruşundan taban temasına dek subtalar eklem pronasyondadır ve bu durum midtarsal eklem ve ayağın ön kısmını esnek hale getirir. Taban teması ve parmak kalkışı arasında subtalar eklem supinasyona gelir ve ayak rijit bir kaldıraca dönüşür (24, 25).

Arka ayakta aşırı pronasyon, yürüyüş periyodunda supinasyonun normal olduğu fazlarda subtalar eklemin pronasyonda olması olarak tanımlanabilir. Bu durumda, subtalar eklem, taban temasının ardından pronasyonda kalmaya devam eder. Midtarsal eklem kilitlenmez, ön ayak rijit kaldıraca dönüşemez ve mobil olarak kalır. Bu değişiklik, subtalar eklemin proksimalinde ve distalinde patolojik değişikliklere sebep olur (23, 24, 26-29). Ayakta anormal pronasyon, artmış esneklik, yük dağılımında bozulma, halluks valgus ve topuk dikenli gibi problemler, bacağı, dizi, kalçayı ve beli ilgilendiren postüral bozukluklar ile karakterizedir (26).

Arka ayakta aşırı pronasyonu önlemek için cerrahi yöntemler mevcut olmakla birlikte genellikle tercih edilmemektedir. Daha sık kullanılan konservatif yöntemler arasında medial arkı destekleyen kas ve bağları kuvvetlendirmek için verilen egzersizler, elektrik stimülasyonu, tabanlıklar, kamalar, esnek ve esnek olmayan bantlama teknikleri gibi uygulamalar bulunmaktadır (24, 54).

Literatürde arka ayağın aşırı pronasyonunu önlemek için kullanılan medial ark desteği ve kamaların yürüyüş ve koşma esnasında alt ekstremitenin kinetik ve kinematik parametrelerine etkisini araştıran, bantlama ve kamaların egzersiz sonrası medial ark yüksekliğine etkilerini karşılaştıran çalışmalar bulunmaktadır (24, 53, 64). Bunun yanında medial arkı değerlendiren yöntemlerden dinamik ve statik basınç ölçümleriyle radyografik ölçümü karşılaştıran, bu yöntemlerin ağrı ve engellilik durumu ile ilişkisini inceleyen çalışmalar mevcuttur (43, 65).

Arka ayak pronasyonunu değerlendirmek için naviküler yükseklik ölçümü, naviküler düşme testi, subtalar eklem açısı ölçümü, valgus indeks ve ayak postür indeksi gibi kolay kullanılabilir yöntemler olmakla birlikte, son yıllarda ilerleyen teknoloji ile birlikte 3 boyutlu yürüme analizi ve pedobarografik ölçüm gibi daha objektif değerlendirme yöntemleri önem kazanmıştır (35, 36, 39, 40, 42, 45).

Pedobarografik ölçüm statik ve dinamik olarak ayak taban basınçlarının ölçümünü yapan, ayak hastalıklarının tanı ve tedavisinde kullanılabilecek objektif ve fonksiyonel bir yöntemdir. Ayağın statik pedobarografik değerlendirmesinde 6 bölgeden (arka ayak, orta ayak, ön ayağın iç-orta-yan tarafı ve parmaklar) maksimal basıç ölçümleri, ön ve arka ayaktaki maksimal basıncı değerleri, ayaktaki toplam basıncı, toplam basıncın ayağın ön/arka bölümüne düşen yüzdeleri, toplam temas alanı ve toplam temas alanının ön ve arka ayağa yüzdelik paylaşım değerleri elde edilir. Hareket sırasında ayağın yere basan kısmının uzunluğu, varus veya valgus pozisyonunda basıncı değişiklikleri, parmakların fonksiyonları ve diğer etmenler dinamik ölçümlerde elde edilir (43, 51).

Literatürde arka ayak pronasyonunda farklı ortezerin alt ekstremité kinematiğine, ayak taban basınçlarına ve orta ayak temas alanına etkilerini inceleyen ve karşılaştıran, bantlamanın arka ayak hareketine ve taban basınçlarına etkilerini araştıran çalışmalar bulunmaktadır. Ancak farklı eksternal desteklerin ayak taban basınçlarına etkilerini karşılaştıran çalışmaların yetersiz olduğu saptanmıştır (66-69).

Bu çalışmanın amacı arka ayağın aşırı pronasyonunu önlemek için yapılan medial ark desteği, esnek olmayan bantlama ve esnek bantlama uygulamalarının pedobarografik ölçüm ile saptanabilen statik ve dinamik parametrelere etkilerinin incelenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

Çalışmanın hipotezi:

H⁰: Arka ayağın aşırı pronasyonunu önlemek için yapılan medial ark desteği, esnek olmayan bantlama ve esnek bantlama uygulamaları ayağın statik ve dinamik olarak ölçülen pedobarografik parametreleri üzerinde fark yaratmamaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ayak Biyomekaniği

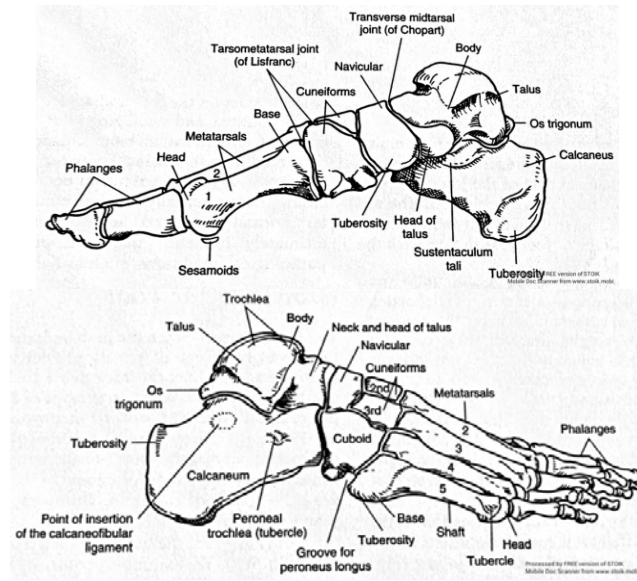
Ayak ve ayakbileği, vücudu yere bağlayan, dinamik bir yapıdır. Ayak ve ayakbileği biyomekaniği, birbiriyle ve alt ekstremitenin diğer bölümleri ile doğrudan ilişkilidir. Düzgün ve stabil bir yürüyüş sağlayan ayak, kompleks yapısı ile değişik yüzeylerde vücut ağırlığının çok üzerinde yükü taşıyabilecek bir destek platformudur. Ayakbileği, vücut ağırlığını alt ekstremiteden ayağa transfer eder ve ayağın yer ile oryantasyonunu etkiler. Bu fonksiyonları yerine getirebilmek, ayak ve ayakbileği kompleksinin stabilite ve mobilite sağlaması ile mümkündür. Ayak, farklı ağırlık taşıma postürlerinde aşırı kas aktivasyonu ve enerji harcaması olmaksızın stabil bir destek sağlarken ve yürüyüşte etkili bir itme fazı gerçekleştirmek için kaldıraç kolu olarak görev yaparken rijit durumdadır. Yerle temas esnasında yeterli şok absorpsiyonu gerçekleştirmek ve çeşitli zemin yapılarına uyum sağlamak için ise esnek hale gelir. Ayak, yürüyüşün her adımında şok absorbe eden esnek platformdan ileri itmeye elverişli rijit kaldıraç koluna dönüşür (1, 2).

2.1.1. Ayakbileği Eklemi

Ayakbileği eklemi, tibia ve fibulanın distali ile talusun troklear yüzeyinin oluşturduğu distal tibiofibular, tibiotalar ve fibulotalar olmak üzere 3 eklemden meydana gelir. Bacak ve ayak arasındaki bağlantıyı sağlayan eklemdir. Fonksiyonel olarak menteşe tip bir eklem olan ayakbileği eklemi, bacak ve ayak arasında sagittal düzlemdeki ana hareketten, plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyondan sorumludur. Talusun gövdesinin medial ve lateralinde bulunan malleoller ayakbileği ekleminin eksenini oluşturur. Lateral malleol medial malleolden daha büyüktür, daha distalde ve posteriorda bulunur. Malleollerin pozisyonu, ayakbileği eklem ekseninin oblikliğini belirler. Eklem eksenini medial malleolün altından ve lateral malleolün ortasından geçer. Yaklaşık olarak transvers düzlemle 8° , frontal düzlemle ise 20° - 30° açı yapar. Lateral collateral ligamentler ve medial collateral ligament, eklem stabilizasyonunu sağlar ve sagittal düzlemde meydana gelebilecek aşırı hareketi engeller. Statik olarak ayakta durma esnasında her bir ayakbileği eklemi vücut ağırlığının yarısını taşır (3, 4).

2.1.2. Ayağın Kemik Yapısı

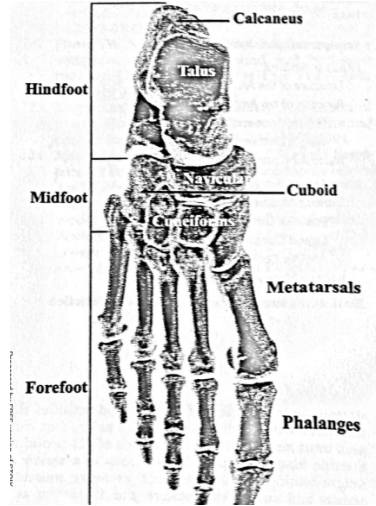
Ayakta 7 tarsal (kalkaneus, talus, naviküla, küboid ve 3 küneiform), 5 metatarsal kemik ve 14 falankstan oluşan toplam 26 kemik bulunmaktadır. Bu kemikler subtalar eklem, talonaviküler eklem, kalkaneoküboid eklem, 5 tarsometatarsal eklem, 5 metatarsofalangeal eklem ve 7 interfalangeal eklemi oluşturur (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Ayağın medialden ve lateralden görünüşü (1).

Ayak ve ayakbileği kompleksini anlayabilmek için ayak kemikleri üç fonksiyonel segmente ayrılarak incelenir.

- Arka ayak: Talus ve kalkaneus tarafından oluşturulur.
- Orta ayak: Naviküla, küboid ve üç küneiformun oluşturur.
- Ön ayak: Metatars ve falanksler oluşturur (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Arka ayak, orta ayak ve ön ayak (2).

Bu terimler ayak ve ayakbileğinin deformite ve disfonksiyonlarını tanımlamak, normal ayak ve ayakbileği fonksiyonlarını açıklamak için sıklıkla kullanılırlar (2).

Pek çok ayak ve ayakbileği problemi ayakta ağırlık taşınan pozisyonda kolaylıkla anlaşılabilir. Yapısal anormallikler eklemler arası hareketleri etkileyebilir, dokularda aşırı yüklenmeye sebep olduğunda yaralanmalar ortaya çıkabilir (2).

2.1.3. Ayağın Arkları

Ayak değerlendirmesi genellikle her eklemi ayrı ayrı inceleyerek ve eklemlerin komşu eklemler üzerindeki etkilerine bakılarak yapıldığı halde birleşik fonksiyon en iyi ark yapılarının durumuna bakılarak incelenebilir. Ayakta üç ark bulunmaktadır:

1. Medial longitudinal ark
2. Lateral longitudinal ark
3. Transvers ark

Bu arkların en geniş medial longitudinal arktır (MLA). Arklar ayrı ayrı düşünülse de birbirini tamamlayan yapılardır ve ayağın dinamik fonksiyonunu geliştirir. Longitudinal arklar posteriorda kalkaneusa, anteriorda metatarsal başlara uzanırlar. Medial longitudinal ark kalkaneusun posteromedialinden başlar, talus, navikula, üç

küneiform ve birinci, ikinci, üçüncü metatarsal kemikler tarafından oluşturulur. Tepe noktasında olan naviculanın yerden yüksekliği 15-18 mm arasındadır. Lateral longitudinal ark kalkaneusun postero-lateralinden başlar, küboid, dördüncü ve beşinci metatarsal kemikler tarafından oluşturulur. Lateral longitudinal arkın tepe noktasında bulunan küboid kemiğin yerden yüksekliği 3-5 mm arasındadır. Medial longitudinal ark daha yüksek olduğundan değerlendirmede referans alınır.

Transvers arkın en yüksek bölümünü arkada medialde talus başı ve naviküler kemik, lateralde ise kalkaneusun anterioru ve küboid oluşturur. Ortada üç küneiform ve küboid kemik, önde ise metatarsal başlar tarafından oluşturulmuş transvers ark, öne doğru giderek düzleşir. Ayağın ağırlık taşıdığı pozisyonlarda metatars başları yere paraleldir.

Ayağın arkları ayakta ağırlık taşıma pozisyonunda mobilite ve stabilite fonksiyonlarını sürdürürler. Ayak, duruş fazında hem ağırlık taşımak, hem de farklı zeminlere adapte olmak zorundadır. Bu durumda arklar:

1. Ağırlık taşıma kuvvetlerinin etkisini azaltmak,
2. Ek rotasyonel hareketleri azaltmak,
3. Destek yüzeyindeki değişikliklere adapte olmak

için esnek olmalıdır.

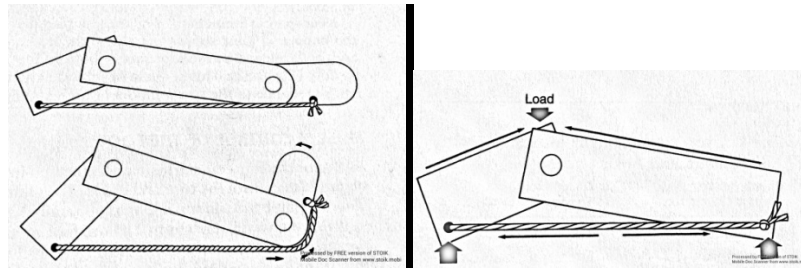
Stabilizasyon için ise arklar:

1. Uygun yük taşıma için ağırlığı ayakta dağıtmak,
2. Esnek ayağı rijit bir kaldıracıya dönüştürmek durumundadır.

Arkları hem pasif hem de aktif olarak destekleyen yapılar vardır. Plantar aponeurosis (plantar fasya), plantar kalkaneonaviküler (spring) ligament ve interosseus talokalkaneal ligament pasif destekler arasındadır. Arkları aktif olarak destekleyen kaslar arasında en önemli fonksiyona sahip olan tibialis posterior kasıdır (2, 4, 5).

2.1.4. Plantar Aponeurosis

Plantar aponeurosis, neredeyse ayak boyunca uzanan kalın bir fasyadır. Posteriorde kalkaneusun tüberkülünden başlar, öne doğru plantar yüzey boyunca ve her bir parmağın posterior falanksına kadar uzanır. Yürüyüşün duruş fazının başından sonuna dek plantar aponeurosisin gerilimi artar. Aponeurosisin çatısını oluşturan bir tarafta talus ve kalkaneus, diğer tarafta ise diğer tarsal ve metatarsal kemikler kompresyon kuvvetine maruz kalırken, aponeurosis gerilim kuvvetine maruz kalır. Kemiklere binen bu kuvvetin neden olabileceği yaralanma riski, bu gerilim ile azalır. Duruş fazının sonundaki metatarsofalangeal eklem ekstansiyonu ile aponeurosis gerilir, topuk ve metatarsofalangeal eklem birbirine doğru çekilir, ark yükselir ve ayağın supinasyonuna katkıda bulunur. “Windlass” ya da “çıkırık” mekanizması olarak adlandırılan bu durum, aponeurosisin arkı destekleme rolünü artırır (Şekil 2.3). Gerilmiş olan aponeurosis, topuk kalkışı sırasında ayağın rijit bir kaldırıca dönüşüp etkili bir itme fazı gerçekleştirmesine yardımcı olur (2, 4).



Şekil 2.3. MLA’da gerçekleşen çıkırık mekanizması (1).

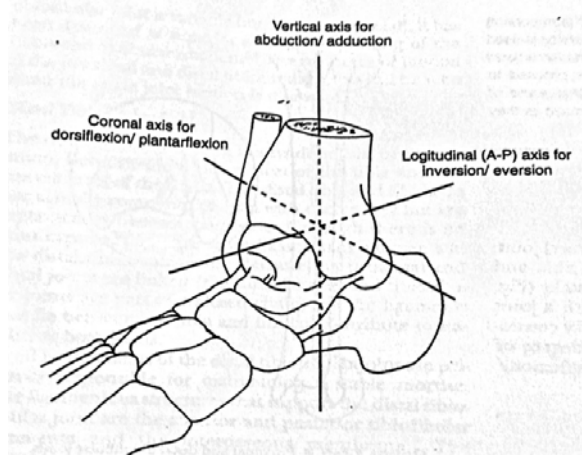
2.2. Ayağın Kinematiği

2.2.1. Ayağın Hareketleri

Ayağın hareketleri, sagital, frontal ve transvers olmak üzere üç düzlemde meydana gelir.

1. Sagital düzlemde ve koronal eksen etrafında plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon,
2. Frontal düzlemde ve longitudinal eksen etrafında inversiyon ve eversiyon,

3. Transvers düzlemde ve vertikal eksen etrafında abduksiyon ve adduksiyon (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Ayağın hareket eksenleri (2).

Supinasyon ve pronasyon genellikle ayağın plantar yüzeyinin pozisyonunu tanımlamak için kullanılmaktadır ve esas olarak subtalar ekleminde meydana gelen hareketlerdir. Ayak tabanı supinasyon esnasında mediale, pronasyon esnasında ise laterale döner. Supinasyon, inversiyon, plantar fleksiyon ve adduksiyonu içeren; pronasyon ise eversiyon, dorsi fleksiyon ve abduksiyonu içeren birleşik hareketlerdir. Ayak hareketlerini tanımlarken kullanılan diğer terimler ise varus ve valgustur. Valgus, kalkaneus ve bacağın arkası arasındaki medial açının arttığı, varus ise bu açının azaldığı durumu tanımlamaktadır (1, 2, 4).

Pratikte ayak hareketi iki ayrı tipte değerlendirilir. Bunlar ağırlık taşıyan ve ağırlık taşımayan pozisyonlardır. Ayağın ağırlık taşımadığı pasif hareket, hasta otururken, ayak ve ayakbileği serbest pozisyondayken test edilebilir. Ayağın ağırlık taşıyan aktif hareketi pasif hareketten farklıdır. Çünkü vücut ağırlığının ürettiği kuvvet ayağı etkilemekte ve kas kontraksiyonu eklemleri stabilize edici rol oynamaktadır. Genellikle yürüyüş esnasındaki aktif ayak ve ayakbileği hareketleri pasif ayak ve ayakbileği hareketlerinden daha azdır (1).

2.2.2. Yürüyüşte Ayak ve Ayakbileği Hareketleri

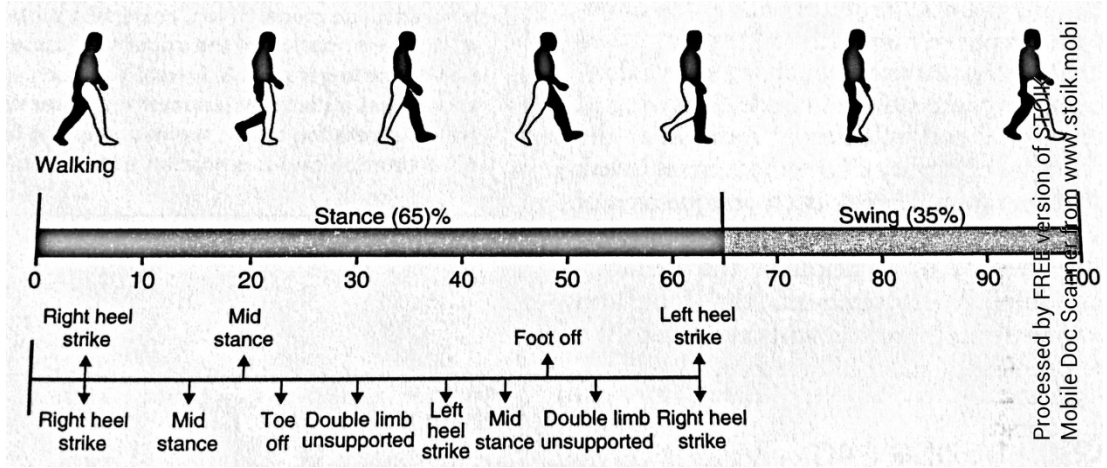
Yürümenin bütün olası şekillerini içermeyen, genel anlamda teknik bir tanımını şu şekilde yapmak mümkündür: *Bir yerden bir yere hareket ederken iki bacağın birden, en az biri her zaman yer ile temas halinde olacak şekilde, destek ve ilerlemek amacıyla kullanılmasına yürüme denir* (6). Yürüme periyodu iki adım boyunca, bir ayağın yerle ilk temasından (topuk vuruşu) aynı ayağın yerle bir sonraki ilk temasına kadar geçen süredir. Yürüyüş periyodu iki fazdan oluşur: Duruş fazı ve sallanma fazı. Duruş fazı ayağın destek yüzeyi ile temasta olduğu süreyi tanımlar. Sallanma fazı ise alt ekstremitenin öne doğru sallandığı, ayağın destek yüzeyi ile temasının olmadığı fazdır. Sallanma fazı bacağın öne momentini sağlarken aynı zamanda ayağı topuk vuruşuna hazırlar. Duruş fazı normal yürüyüşte yürüme periyodunun %62'sini oluşturur. %38'ini ise sallanma fazı oluşturur. Her iki ayağın da duruş fazında olduğu duruma çift destek fazı denir ve duruş fazının ilk ve son %12'lik kısmında meydana gelir (1, 5).

Duruş fazının bölümleri:

1. Topuk vuruşu
2. Taban teması
3. Orta duruş
4. Topuk kalkışı
5. Parmak kalkışı

Sallanma fazının bölümleri:

1. Akselerasyon
2. Orta sallanma
3. Deselerasyon (Şekil 2.5) (1, 5)

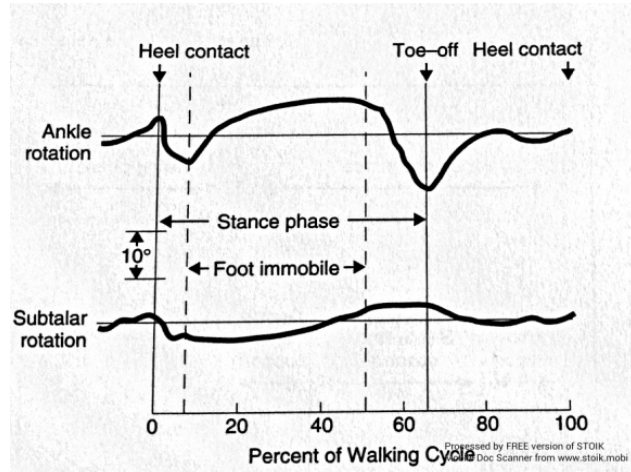


Şekil 2.5. Yürüyüş Periyodunun Fazları (1).

Yürüyüş esnasında ayak ve ayakbileği hareketlerini incelemek için alt ekstremitenin diğer bölümlerine de bakılmalıdır. Yürüyüş sırasında pelvis rotasyonu, femur, tibia ve fibulanın alt ekstremitenin uzun eksenini etrafında rotasyonuna neden olur. Alt ekstremitte sallanma fazında ve duruş fazının başında genel olarak mediale döner. Duruş fazının devamında, duruş fazı tamamlanıp parmak kalkışı olana dek alt ekstremitte laterale döner. Topuk vuruşunda tibia nötral pozisyonundan yaklaşık 5° internal rotasyona gelir. Ayak bileği, nötralde ya da hafif plantar fleksiyondadır. Topuk vuruşunun hemen sonrasında ayak yere doğru yaklaşır ve plantar fleksiyona dorsi fleksor kasların kontrolünde gelir. Bu durum, ayağın taban temasına gelirken yere çarpmasına engel olur. Topuk vuruşundan taban temasının hemen öncesine kadar tibia ve fibulanın artan internal rotasyonu ayakbileğinden talusa aktarılır. İnternal rotasyon ve ayak bileği ekleminin plantar fleksiyonu, ön ayağın nötralden mediale gelişini sağlar (toe out pozisyonu). Topuğun yer ile temas alanı, ayak bileği merkezinin (vücut ağırlığının talusa aktarıldığı yer) lateralindedir. Bu durumda, subtalar ekleminde pronasyon momenti ortaya çıkar. Talus, kalkaneus üzerinde internale döner. Subtalar eklemin eksenini etrafında kalkaneusu pronasyona zorlar (7) Wright'a göre (8) ortalama yürüme hızında ayak, duruş fazının ilk %8'inde 10° pronasyona gelir. Bu pronasyon pozisyonunda midtarsal ekleminde serbest hareket mümkündür. Ayak naviküla ve küboidin distalinde esnek hale gelir. Bu durumda ayak, destek yüzeyi ile yakın temasa geçebilecek ve şokları absorbe edebilecek durumdadır (7).

Taban teması fazında alt ekstremité eksternal rotasyona doğru döner. Ön ayak o esnada yerle temas halindedir. Eksternal rotasyon ayakbileğinden talusa aktarılır. Eksternal rotasyon devam ederken, ayak supinasyona gelir, midtarsal eklem kilitlenir, eklemdé ve medial longitudinal arkta stabilizasyon artar. Bu mekanizma, ayağı vücut ağırlığını taşıyabilecek stabil bir platforma dönüştürür. Bu sırada aktarılan ağırlığın eksenini ayakta laterale doğru kayar (Şekil 2.6).

Bacak, ayağın önüne geçtiğinde ayakbileği dorsi fleksiyona gelmeye başlar. Topuk kalkışından sonra ayakbileği eklemi tekrar plantar fleksiyona gelir ve metatarsofalangeal eklemi dorsi fleksiyona zorlar. Plantar aponeurosis metatars başlarına tutunduğu için “windlass” mekanizması devreye girer ve medial longitudinal arktaki gerilim artar. Buna bağılı olarak ark yükselir ve ayak stabilizasyonu artar. Parmak kalkışından hemen önce ağırlık taşıma, windlass mekanizması ve supinasyonun etkileri ayağı itme fazı için rijit hale getirir (7, 9).

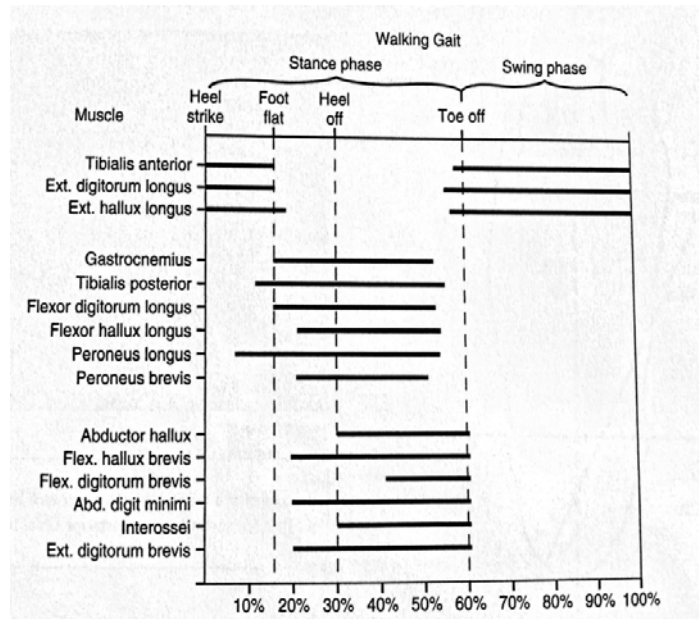


Şekil 2.6. Yürüyüş periyodunda ayak bileği ve subtalar eklem rotasyonları (1).

2.2.3. Yürüyüş Esnasında Kas Aktivasyonu

Yürüyüşte ayak ve ayakbileği hareketleri esas olarak eklem ve ligamentlerin kontrolünde ise de, elektromyografi çalışmaları, normal yürüyüş esnasındaki kas aktivitesini göstermektedir. Topuk vuruşu esnasında taban temasına kadar bacağın ön grup kasları aktiftir. Bu kasların eksentrik kontraksiyonu, taban temasına geçerken ayağı kontrol ederek yere çarpmasını engeller ve enerji depolamayı sağlar. Orta

duruş fazında tibialis posterior kasının aktivasyonu başlar, ayağın aşırı pronasyonunu engellemek için stabilizasyon sağlar. Ayak bileği dorsi fleksiyona gelirken, arka ayağı varusta stabilize etmek için peroneal kaslar devreye girer. Tibialis posterior kasının aktivitesi aynı zamanda taban teması fazının sonunda itme fazını başlatır. Gastrocnemius ve soleus kasları da topuk kalkışından parmak kalkışına kadar aktivasyonunu sürdürür. Sallanma fazı başladığında tibialis anterior ve parmak ekstansörleri aktive olur ve ayağı bir sonraki topuk vuruşuna hazırlar (Şekil 2.7) (1, 9).



Şekil 2.7. Yürüyüş esnasında ayak ve ayak bileği kaslarının aktivasyonu (1).

2.2.4. Yürüyüşte Eklem Hareketleri

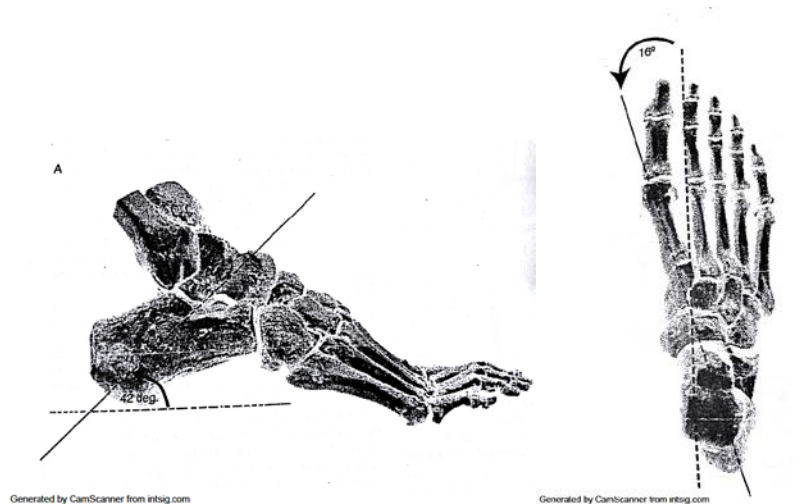
Ayak bileği eklemi

Yürüyüş periyodunda ayak bileği eklem hareket açıklığı fazla olmasa da, duruş fazında gövdeyi öne ilerlettiği ve şok absorbasyonu sağladığı, sallanma fazında ise bacağın öne hareketine katkıda bulunduğu için önemlidir. Ayak bileği eklemi yürüme periyodunda iki kez art arda plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyona gelir. Duruş fazında sırayla plantar fleksiyon, dorsi fleksiyon, ve sonra yine plantar fleksiyon gerçekleşir. Sallanma fazında ise ayak bileği dorsi fleksiyondadır. Yürüyüş

esnasında ayak bileği eklemine hareket aralığı ortalama 30° 'dir (20° - 40° arası). Topuk vuruşunda ayak bileği hafif plantar fleksiyondadır (3° - 5°). Taban temasına kadar plantar fleksiyon artar, orta duruş fazında hareket yönü aniden değişir, dorsi fleksiyon başlar. Topuk kalkışından parmak kalkışına dek plantar fleksiyona giden ayak bileği, parmak kalkışı esnasında maksimum plantar fleksiyondadır (15° - 20°). Maksimum dorsi fleksiyon ise duruş fazının %70'i esnasında gerçekleşir (1, 10-12).

Subtalar eklem

Subtalar eklemi (STE) üç düzlemdeki kompleks hareketi ile pronasyon ve supinasyon hareketleri oluşur. Bu hareketler klinikte subtalar inversiyon ve eversiyon olarak tanımlanır. Subtalar eklem midtarsal eklem ile birlikte tibianın rotasyonunu ön ayağa aktarır, buna bağlı olarak ön ayakta supinasyon ve pronasyon hareketleri meydana gelir. Ayak bileği eklemi tek eksenli bir eklem olduğu için rotasyonel stresleri subtalar eklem karşılar (1). Subtalar eklem ekseninin, ayağın horizontal eksenine ile arasında 42° 'lik bir açı bulunmaktadır. Orta hattın medialinde, orta hatta 16° 'lik açı yapacak şekilde yerleşmiştir (Şekil 2.8) (13). Subtalar hareket ortalama 20° - 30° inversiyon ve 5° - 10° eversiyondur. Yürüyüş esnasındaki fonksiyonel subtalar hareket ise 10° - 15° 'dir. Yürüyüş periyodu sırasında topuk vuruşunda hafif inversiyon, sonra yürüyüş periyodunun %10'unda en fazla 5° - 10° 'ye çıkan hızlı bir eversiyon gerçekleşir (1).

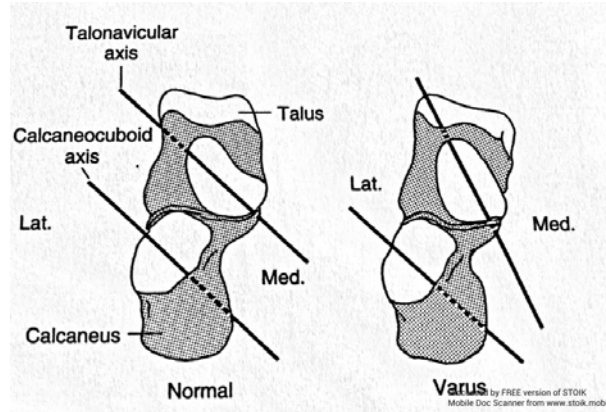


Şekil 2.8. Subtalar Eklem (2).

Midtarsal eklem

Midtarsal eklem, talonaviküler ve kalkaneoküboid eklemden oluşur. Midtarsal eklemden iki adet hareket eksen tanımlanmıştır. Bunlardan biri longitudinal, diğeri oblik eksen. Longitudinal eksen ayağın horizontal ekseninden 15° yukarıda, longitudinal ekseninden ise 9° medialde bulunmaktadır. Longitudinal ekseninde inversiyon ve eversiyon hareketleri meydana gelir. Oblik eksen ayağın horizontal ekseninden 52° yukarıda ve 57° anteromedialindedir. Bu ekseninde esas olarak fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri meydana gelir. Talonaviküler eklemin fleksiyon-ekstansiyon hareketinin 7° , pronasyon-supinasyon hareketinin 17° , kalkaneoküboid eklemin ise fleksiyon-ekstansiyon hareketinin 2° , pronasyon-supinasyon hareketinin 7° olduğu belirtilmiştir (1).

Subtalar eklem ve midtarsal eklemin hareketleri birlikte ayak fleksibilitesi ve rijiditesini sağlar. Subtalar eklem eversiyonda iken kalkaneoküboid ve talonaviküler eklemlerin eksenleri birbirine paraleldir. Bu durum midtarsal eklemin hareketine izin verir. Subtalar eklem inversiyona geldiğinde ise bu eklemlerin eksenlerinin paralelliği bozulur, midtarsal eklem kilitlenir. Bu durumda orta ayak rijit hale gelir. Yürüyüşün orta duruş fazından parmak kalkışı fazına dek subtalar eklemin inversiyonu ve midtarsal eklemin kilitlenmesi ile ayak rijit bir kaldırıca dönüşür (Şekil 2.9) (1).



Şekil 2.9 Talonaviküler ve kalkaneoküboid eklemlerinin eksenleri (1).

Tarsometatarsal ve intertarsal eklemler

Lisfrank eklemi olarak da bilinen, küboid ve üç küneiformun beş metatars ile oluşturduğu tarsometatarsal eklem hareketi sınırlıdır. İntertarsal eklemler ise tarsal kemikler arasındaki minimal kayma hareketinden sorumludur. İlk üç metatarsoküneiform eklem hareketi, dördüncü ve beşinci metatarsoküboid eklemlerden daha azdır. Birinci metatarsoküneiform eklem hareketi 3,5° fleksiyon-ekstansiyon ve 1,5° pronasyon supinasyondur. Dördüncü ve beşinci metatarsoküboid eklemlerde ise 9°-10° fleksiyon-ekstansiyon ve 9°-11° pronasyon-supinasyon hareketi gerçekleşmektedir (1, 14).

Halluks

Birinci metatarsofalangeal eklem hareket aralığı 30° plantar fleksiyon ve 90° dorsi fleksiyondur. Birinci metatars yere 20° eğimle durduğu için halluksun zemine göre hareketi 50° plantar fleksiyon ve 70° dorsi fleksiyondur. Normal yürüyüşün parmak kalkışı fazında birinci metatarsofalangeal eklem maksimum dorsi fleksiyonuna ihtiyaç vardır (1). Ahn ve diğerleri (15) birinci metatars başının nötral pozisyonda yere temas alanının 0,38 cm² iken bunun maksimum dorsi fleksiyonda 0,04 cm²'ye düştüğünü bulmuşlardır. Metatars başının yere temas alanı maksimum dorsi fleksiyonda eklem kompresyonu ile dorsale doğru yer değiştirir. Halluks, plantar aponeurosisin çıkılık mekanizması ile ayağın medial kısmında stabilizasyonu sağlar. Yürüyüşte, parmak kalkışı esnasında proksimal falanks, metatars başını deprese eder. Bu fazda basınç analizlerinde de ortaya koyulduğu gibi birinci metatars başı altındaki basınç artar (1).

Parmaklar

Lateralde bulunan dört parmak, her birinin hareketinin intrinsik ve ekstrinsik kaslarla kontrol edildiği üçer falanksa sahiptir. Metatarsofalangeal eklemlerin normal hareketi yaklaşık 90° ekstansiyon ve 50° fleksiyondur. Yürüme periyodunda, topuk vuruşu esnasında metatarsofalangeal eklemler yaklaşık 25° dorsi fleksiyondadır. Taban teması boyunca nötrale gelir, orta duruş fazında nötral pozisyonundadır. Topuk kalkışı ile birlikte metatarsofalangeal eklemler yaklaşık 21° dorsi fleksiyona gelir, parmak kalkışı sırasında, sallanma fazına geçene dek yaklaşık 55° dorsi

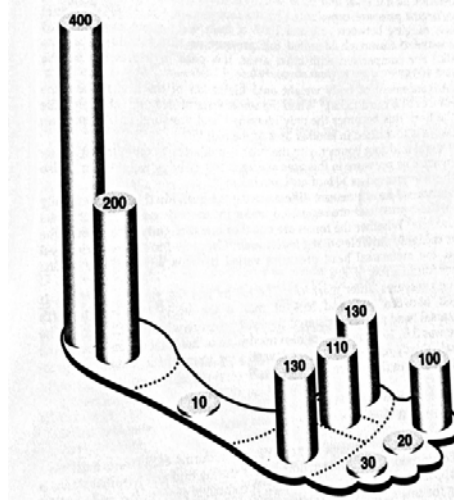
fleksiyondadır. Orta sallanmaya kadar nötralde olan parmaklar, bu fazda topuk temasına hazırlık için tekrar dorsi fleksiyona gelir (1, 10).

2.3. Ayağın Kinetiği

Kinetik, hareketi ortaya çıkaran internal ve eksternal kuvvetlerle ilgilenir. İnternal kuvvetlere kas aktivitesi, ligamentler, kas ve eklemlerin friksiyonu, eksternal kuvvetlere ise yerçekimi, atalet ve yer tepki kuvveti örnek verilebilir (7, 16).

Yürüyüşte ayakta ulaşılan tepe vertikal kuvvetler vücut ağırlığının %120'sine ulaşırken, koşma esnasında bu vücut ağırlığının %275'ine çıkar (10).

Vücut ağırlığı ayaklarla desteklenirken plantar dokularda yüklenme ortaya çıkar. Bu kompresyonun büyüklüğü yüklenen kuvvetin şiddeti arttıkça ve ayağın yer ile temas alanı azaldıkça artar. Yürümenin başında topuk vuruşu ile yüklenme topuğun posterolateralinde küçük bir alanda oluşur ve ayaktaki en büyük yüklenme bu esnada ortaya çıkar. Vücut ağırlığının %70-100'ü arasındaki bu kuvvet, 0,05 sn gibi kısa bir zaman aralığında topuğa aktarılır. Vücut ağırlığının oluşturduğu kuvvetin topuğun ortasına doğru ilerlemesi, basınçları 1/3'üne, vücut ağırlığının yaklaşık %33'üne düşürür. Taban teması fazına geçerken orta ayağın laterali yerle temas eder. Bu alanda vücut ağırlığının %10'u kadar, düşük yoğunlukta basınçlar görülür. İtme fazında metatars başlarının altındaki basınçlar birbirlerinden farklıdır. Genellikle en yüksek basınçlar ikinci ve üçüncü metatars başları altında kaydedilmiştir. Buradaki basınçların vücut ağırlığının %60-100'ü arasında olduğu kaydedilmiştir. Parmakların altındaki basınçlar ise belirgin olarak birbirinden farklıdır. Parmak kalkışı fazının hemen öncesinde en yüksek basıncın haluksun altında vücut ağırlığının %30-55'i kadar olduğu bulunmuştur. Ön ayaktaki en düşük basıncın beşinci metatars başının altında olduğu kaydedilmiştir. Bu, üçüncü metatars başı altındaki basıncın yaklaşık yarısı kadardır (Şekil 2.10) (10, 17, 18).



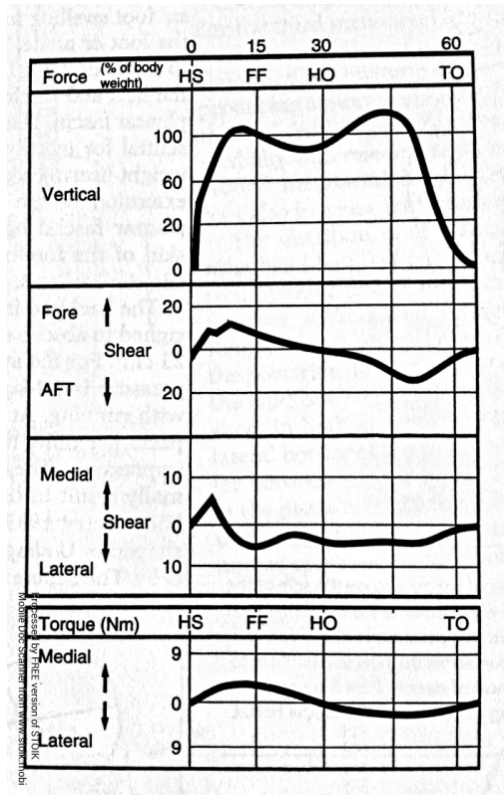
Şekil 2.10 Yürüyüş periyodu boyunca plantar dokulardaki yüklenme (10).

Tarsal eklemler arasında en fazla yükü, longitudinal arkın en yüksek bölümü, talonaviküler ve naviküloküneiform eklemler taşır. Ayağın medial bölümü, talus, naviküla, küneiformlar ve ilk üç metatars yükün daha fazlasını taşırken, lateral bölümü, kalkaneoküboid eklem ve lateral iki metatars daha az yük taşır (1). Morton'a göre (19) ayak, yüklerin birinci, beşinci metatars ve topukta taşındığı bir tripot gibidir. Morton ön ayağın yükü eşit paylaşan 6 temas noktasına (iki sesamoid ve dört küçük metatars başı) sahip olduğunu ileri sürmüştür. Daha sonraki plantar basınç çalışmalarında çıplak ayak ayakta duruşta yük dağılımının topukta %60, orta ayakta %8, ön ayakta %28 ve parmaklarda %4 olduğu bulunmuştur. Topuğun altındaki tepe basınçlar, ön ayaktaki tepe basınçlardan 2,6 kat daha büyüktür. Ön ayaktaki tepe basınçlar ikinci metatars başının altında oluşur (1).

Ayakta yapılan statik ölçümler, değişen, dinamik basınçları ölçmede yetersiz kalmıştır (20). Hutton ve diğerleri (21) yürüyüş esnasında basınç merkezinin ayak tabanı boyunca ilerleyişini incelemişlerdir. Çıplak ayak yürüyüşte basınç merkezi öncelikle topuğun ortasındadır. Sonra hızlıca orta ayağa doğru ilerler ve ön ayağa ulaşır. Ön ayak tepe basınçlarına duruş fazının %80'inci noktasında ulaşılır. Basınç merkezi ikinci metatars başının altındadır. Parmak kalkışı esnasında basınç merkezi haluksun altındadır. Metatars başları duruş fazının en az %50'sinde yer ile temastadır (1). Yapılan bir araştırmada, çıplak ayak yürüyüşte en yüksek tepe basınç ve en büyük ayak-zemin impulsu üçüncü metatars başı altında bulunmuştur (22).

Plantar basınç dağılımı ayakkabı ile değişir. Ayakkabı, topuktaki basıncı daha fazla dağıtarak pik topuk basıncını azaltır. Ayakkabı ile ön ayak yük dağılımı mediale kayar, maksimum basınç birinci ve ikinci metatars başı altındadır. Parmakların altındaki basınçlar da ayakkabı ile azalır (1).

Yürüyüş ve koşma esnasında ayak ve yer arasında pek çok kuvvet rol oynar. Bunlar vertikal kuvvet, anteroposterior, yani ön ayak ve anterior fibulotalar parçalama kuvvetleri, mediolateral parçalama kuvvetleri ve rotasyonel torklardır. Vertikal yer tepki kuvveti, topuk vuruşunu takiben iki kez tepe yapar. Birincisi topuk vuruşunu takip eder ve ikincisi de parmak kalkışının hemen öncesindedir. Anteroposterior parçalama kuvvetleri ilk olarak ayak yer ile temas ettiğinde yerde öne doğru sürtünme ile, daha sonra da itme sırasında yerde geriye doğru sürtünme ile açığa çıkar. Mediolateral kuvvetlerin çoğu lateralde oluşur çünkü, vücudun ağırlık merkezi ayakların medialindedir. Medial tork, duruş fazının başında tibia internal rotasyona ve ayak pronasyona gittiğinde ortaya çıkar. Bunu, bacağın eksternal rotasyonu ve ayağın supinasyonu ile lateral tork takip eder (Şekil 2.11) (1).



Şekil 2.11 Yürüyüş periyodu boyunca ayağı etkileyen yer tepkime kuvvetleri (1).

2.4.Arka Ayakta Aşırı Pronasyon

Ayakla ilgili hareket bozukluklarını inceleyen çalışmalar genellikle subtalar ekleme odaklanırlar. Bu durum, subtalar eklem yürüyüşün destek fazında bacakta ortaya çıkan rotasyonları ayağa aktarması ile ilgilidir (23). Normal bir ayakta, topuk vuruşundan hemen önce ön grup kasların kontraksiyonu nedeniyle subtalar eklem supinasyondadır. Topuk vuruşundan taban temasına dek, duruş fazının ilk %25'lik bölümünde subtalar eklem pronasyona gelir. Bu durum, midtarsal eklemi ve ayağın ön kısmını esnek hale getirir. Bu esnada ayak, değişik zeminlere adapte olabilecek ve çok absorbe edebilecek durumdadır. Pronasyonu takiben, taban teması ve parmak kalkışı arasında subtalar eklem bacağın eksternal rotasyonu ile birlikte supinasyona döner. Orta duruş fazında, duruş fazının yaklaşık %50-65'inci noktasında subtalar eklem nötral pozisyonundadır. Ayak, itme fazı esnasında rijit bir kaldıraca dönüşebilmek için supinasyona gitmeye devam eder (24, 25).

Arka ayakta aşırı pronasyon, yürüyüş periyodunda supinasyonun normal olduğu fazlarda subtalar eklem pronasyonda olması olarak tanımlanabilir. Pronasyonla birlikte, talusta adduksiyon ve plantar fleksiyon, kalkaneusta eversiyon meydana gelir. Bu durumda, subtalar eklem, taban temasının ardından pronasyonda kalmaya devam eder. Midtarsal eklem kilitlenmez, ön ayak rijit kaldıraca dönüşemez ve mobil olarak kalır. Bu değişiklik, subtalar eklem proksimalinde ve distalinde patolojik değişikliklere sebep olur (23, 24, 26-29).

Ayakta anormal pronasyon, aşırı ve uzamış kalkaneal eversiyon, artmış esneklik, yük dağılımında bozulma, halluks valgus ve topuk diken gibi problemler, bacağı, dizi, kalçayı ve beli ilgilendiren postural bozukluklar ile karakterizedir (26). Arka ayakta aşırı pronasyon ve medial longitudinal arkın çökmesi genellikle birlikte görülür. İtme fazında yer tepkime kuvvetinin ürettiği pronasyon momenti, subtalar eklem rotasyonu ile birlikte arkı düzleştirir. Talusun yer değişikliği naviküler kemiğin düşmesine neden olur. Plantar kalkaneonaviküler (spring) ligament gerilir, tibialis posterior kası uzar. Ayakta aşırı pronasyonu olan kişilerde, medial longitudinal arkın yapısal olarak olmadığı (rijit pes planus) durumlar hariç, ayağa ağırlık yüklenmeyen durumlarda ark mevcut iken, ağırlık yüklendiğinde ark düşer. Bu durum esnek pes planus olarak adlandırılır (24, 26, 28). Yapılan çalışmalar ayakta

aşırı pronasyonun varlığı ile plantar aponeurosisin çıkırık mekanizmasındaki bozulma arasındaki ilişkiyi göstermiştir (30).

2.4.1. Ayakta Aşırı Pronasyon Nedenleri

Arka ayakta aşırı pronasyonun en sık nedenleri;

- ligament laksitesi,
- kas zayıflığı,
- subtalar ve midtarsal eklem eksenlerinin deviasyonu,
- kısa aşıl tendonunun kompensasyonu,
- femur ve tibianın transvers düzlem deformitelerinin kompensasyonudur.

Görülen en yaygın nedenlerden biri tibialis posterior kasının yetmezliğidir. Tibialis posterior kasının kontraksiyonu, yürüyüşte gastroknemius-soleus kas kompleksinin neden olduğu eversiyonu limitler, inversiyon kuvveti ortaya çıkarır. Bu inversiyon kuvvetinin yetersizliği, duruş fazında midtarsal eklemden intrinsik kemik stabilizasyonunun azalmasına sebep olur. Peroneus brevis kasının antagonisti olan tibialis posterior kasının yetmezliği ile topuk, eversiyona gider (26, 29).

2.4.2. Aşırı Pronasyonun Vücut Biyomekaniği Üzerine Etkileri

Subtalar eklemin artmış pronasyonu, yürüşte tibianın normalden daha uzun süre internal rotasyonda kalmasına neden olur. Bu da dizlerde valgus stresi yaratır, kondromalazi patella ve ön diz ağrısı gibi rahatsızlıklara sebep olur. Parmak kalkışı boyunca devam eden pronasyon kalçayı internal rotasyona döndürür, iliopsoas kası gerilir, pelvisin öne tilti, artmış sakroiliak eklem açısında ve lumbal lordozda artış görülür. Aşıl tendonunun ve gastroknemius-soleus kaslarının kısalığı, hamstring, tensor fasya lata, erektor spina kaslarının gerginliğine ve bel ağrısına neden olabilir. Bunlarla birlikte ayakta yük dağılımında ortaya çıkan bozulma, ayağın medialinde aşırı yük birikimini, ikinci, üçüncü ve dördüncü metatars başlarına binen yükün artışı ve bunların sebep olduğu ayak ağrıları ortaya çıkarır (24-30).

2.5. Subtalar Eklem Açısal Değişikliklerini ve MLA Yüksekliğini Değerlendiren Yöntemler

1. Longitudinal Ark Açısı (Feiss Çizgisi)
2. Naviküler Yükseklik ve Naviküler Düşme Testi
3. Subtalar Açısı
4. Valgus İndeks
5. Ayak Postür İndeksi
6. Radyografik Ölçümler
7. Yürüme Analizi
8. Pedobarografik Ölçüm

2.5.1. Longitudinal Ark Açısı (Feiss Çizgisi)

Medial longitudinal ark yüksekliğini değerlendirmek, ark düşüklüğünü derecelendirmek için 1909'da bulunan bir yöntemdir. Ayakta birinci metatars başı ve medial malleolü birleştiren çizgi "feiss çizgisi" olarak tanımlanmıştır. Normal bir ayakta navikülanın tüberkülü, bu çizginin üzerinde bulunur. Değerlendirilen kişi ayakta iken yapılan ölçümde navikülanın tüberkülünün bu çizginin altında olması MLA düşüklüğü olarak yorumlanır. Tüberkülün Feiss çizgisi ile yer arasındaki mesafenin 1/3'ü kadar düşmesi 1°, 2/3'ü kadar düşmesi 2°, yere temas ediyor olması da 3° ark düşüklüğü olarak tanımlanır (4, 31, 32).

2.5.2. Naviküler Yükseklik ve Naviküler Düşme Testi

MLA yüksekliğini ve ayakta pronasyonu değerlendirmek için kullanılan testlerdir. Naviküler yükseklik, kişi ayakta, ayağına tam ağırlık verirken yer ile naviküler tüberkül arasındaki mesafe ölçülerek bulunur. Kişi otururken, ayağına ağırlık vermeden, subtalar nötral pozisyon sağlanarak ölçülen yer ve naviküler tüberkül arasındaki mesafe ile naviküler yükseklik arasındaki fark ise naviküler düşmeyi ifade eder. Naviküler düşme testi ilk kez 1982'de Brody (33) tarafından tanımlanmış, koşucuların ayaklarındaki pronasyon miktarını ölçmek için kullanılmıştır. Brody, 10mm ve altındaki naviküler düşme miktarının normal, 15mm üzerinin ise anormal olduğunu kaydetmiştir. Loudon ve diğerleri (34) ise yaptıkları

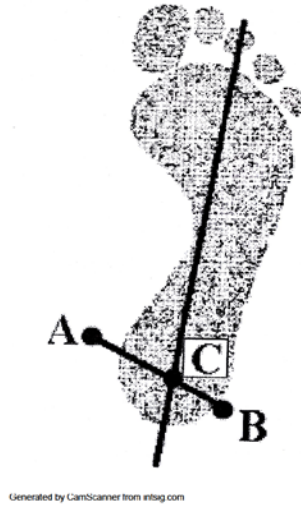
çalışmada 6-9mm arası naviküler düşme miktarının normal, 10mm ve üzerinin ise anormal olduğu sonucunu bulmuşlardır (35).

2.5.3. Subtalar Açı

Subtalar nötral pozisyon, ayağın pronasyonda ya da supinasyonda olmadığı pozisyonudur. Subtalar nötral, talus başının medialde ve lateralde aynı oranda palpe edilebildiği pozisyonudur. Bu pozisyonda hem statik pozisyonun ölçümünü yapmak, hem de subtalar eklem hareket genişliğini gonyometre ile ölçmek mümkündür (4, 36). Yürüyüş periyodunda, topuk vuruşunun hemen sonrasında ve duruş fazının %50. noktasında subtalar eklem nötral pozisyonundadır. Root ve diğerleri (37) subtalar eklem supinasyonunun, pronasyonunun iki katı olduğunu ifade etmişlerdir. Bailey ve diğerlerinin (38) sağlıklı bireylerde yaptıkları çalışmada pronasyonun, subtalar eklem toplam hareket açıklığına oranını, değerlendirdikleri kişilerde ortalama %36,2 bulmuşlardır. Bu oran, Root ve diğerlerinin ifadesine yakındır. Ancak çalışmada bulunan oranların aralığının %5 ile %71,4 arasında değişiyor olması bireysel farklılıkların bu konuda bir genelleme yapmayı güçleştirdiğini göstermektedir. Subtalar eklem hareket genişliği, kişi yüzüstü pozisyonda iken alt bacağın ve topuğun longitudinal orta hatları çizilip, ayak dorsi fleksiyondayken eklemi pasif olarak pronasyona ve supinasyona getirip son noktalarında gonyometre ile ölçülür. Pronasyon ve supinasyonun sıfır noktası, bazı araştırmacılara göre her iki hattın paralel olduğu nokta iken bazılarına göre ise subtalar nötral pozisyonudur (36, 39).

2.5.4. Valgus İndeks

Valgus indeks ayak bileği eklemine frontal düzlemdeki pozisyonu ile topuğun destek yüzey alanı arasındaki ilişkiyi inceler. Ölçüm, malleollerin birbirlerine göre pozisyonunun plantar destek yüzeyine projeksiyonunu gerektirir. Malleoller arası çizginin merkezinden topuğun ve üçüncü parmağın orta noktasına çizilen çizgiler valgus indeksi oluşturur (Şekil 2.12).



Şekil 2.12. Valgus İndeks (40).

$$VI = \frac{1}{2}AB - AC \times (100/AB)$$

İndeksin pozitif olması ayak bileğinin mediale kaydığını, negatif olması ise laterale kaydığını gösterir (40).

2.5.5. Ayak Postür İndeksi

Ayak pozisyonunu değerlendirmek için geliştirilmiş olan hızlı, kolay, geçerli bir yöntemdir. Kişi ayakta, gevşek pozisyonda iken ön ve arka ayakla ilgili 6 kriter üzerinden değerlendirme yapılır.

Arka ayakta:

- Talus başı palpasyonu
- Lateral malleol altında ve üzerindeki eğimin gözlenmesi
- Kalkaneusun inversiyon/eversiyonu

Ön ayakta ise:

- Talonaviküler eklem bölgesindeki balonlaşma
- MLA yapısı
- Ön ayağın arka ayağa göre abduksiyon/adduksiyonu değerlendirilir.

Bu kriterlerin her biri -2 ile +2 arasında puanlar almakta ve toplam skor elde edilmektedir. 0 puan ayağın nötral pozisyonda olduğunu, pozitif değerler ayakta pronasyonu negatif değerler ise supinasyonu ifade eder.

Ayak Postür İndeksi, klinikte ve araştırmalarda çeşitli amaçlar için kullanılır:

- Diyabette nöropatik ülserasyonlarda risk faktörlerini belirlemek
- Klinik araştırmalar için ayak tipini tanımlamak
- Spor yaralanmalarının risk faktörlerini araştırmak
- Yaşlılarda ayak postürünün düşmelerle ilişkisini araştırmak
- Ayak yapısında yaşla ilgili farklılıkları değerlendirmek (41, 42).

2.5.6. Radyografik Ölçümler

Ayakta radyografik yöntemle yapılan açı ölçümleri, kişi ayaktayken ve ayaklarına tam ağırlık aktardığı pozisyonda çekilen anteroposterior ve lateral grafilere üzerinden yapılır. Bu yöntemle kalkaneal eğim açısı, talokalkaneal açı, kalkaneal-birinci metatarsal açı, talohorizontal açı ve ark yüksekliği gibi ölçümler yapılabilir. kalkaneal eğim açısı, daha güvenilir olduğu için en çok kabul gören ölçümdür. Radyografik ölçüm, MLA'nın kemik yapılarının açıkça gözlenebildiği bir yöntem olduğu için klinik değerlendirmeler açısından bir geçerlilik aracı olarak kabul görmektedir (40, 43, 44).

2.5.7. Yürüme Analizi

Yürümeyi sayısal verilerle değerlendirmek ve yorumlamak için kullanılan yürüme analizi, günümüzde teknolojiadaki ilerleme ile birlikte kas iskelet sistemindeki araştırma ve klinik uygulamada tanı, tedavi planlaması ile tedavinin sonucunu ölçme ve izleme amacıyla giderek daha yaygın kullanılmaktadır. Modern yürüme analizi laboratuvarlarında kullanılan değerlendirme yöntemleri;

- Gözleme dayalı analiz ve video kaydını,
- Kinematik analizi,
- Kinetik analizi,
- Dinamik pedobarografiyi,
- Dinamik elektromyografiyi,
- Enerji tüketiminin hesaplanmasını kapsar (16, 45).

2.5.8. Pedobarografik Ölçüm

Pedobarografi, ayak tabanının farklı alanlarındaki basınçların dinamik değişikliklerinin pedobarograf kullanılarak ölçülmesidir (46). Plantar basınçların ölçümü, yürüyüş ve diğer fonksiyonel aktiviteler sırasında ağırlık taşıma ve aktarma için gerekli destek ve esnekliği birlikte sağlamak zorunda olan ayak ve ayak bileğinin fonksiyonu hakkında bilgi verir (47). Yürüme esnasında yer tepki kuvvetinin oldukça hassas bir şekilde ölçülmesini, yere temas eden ayağın dinamik ve objektif kriterler dahilinde oluşturduğu basıncın karşılaştırılmasını ve değerlendirilmesini sağlar (16).

Ayak taban basıncını ölçen en eski teknik, 1925'te kullanılmış olan statik ayak izi sistemidir. Bu teknik, mürekkepli bir mat üzerindeki kağıt üzerinde kişinin ayakta durması ile oluşmuştur (48). Daha sonra 1930'da Morton, (49) ilk dinamik metodu uzun, mürekkepli mat üzerinde kişiyi yürüterek oluşturmuştur. Ayak taban basınç ölçümleri, literatüre bakıldığında 1980'li yıllardan itibaren başlamıştır. Bu tekniğin klinik kullanımına artan ilgi biyomekanik, diyabetik ayak, ortopedik cerrahi, nörolojik problemler ve ortez-ayakkabı modifikasyonu ile ilgili çalışmalara yönelmiştir (47, 50, 51). Gelişen teknoloji ile birlikte ayak taban basınç ölçümleri, sensörleri olan bir platform, verileri toplamak için bir bilgisayar ve görüntülemek için bir monitöre sahip sistemler kullanılarak, statik ve dinamik olarak yapılmaktadır (47).

Statik pedobarografik değerlendirmede;

- N/m^2 cinsinden ayağın 6 bölgesinin (arka ayak, orta ayak, ön ayağın iç, orta, dış tarafı ve parmaklar) maksimal basınç ölçümleri,
- Ön ve arka ayaktaki maksimal basınç değerleri,
- Ayaktaki toplam basınç,
- Toplam basıncın ayağın ön ve arkasına düşen yüzdeleri,
- Toplam temas alanı,
- Toplam temas alanının ön ve arka ayağa düşen yüzdelik değerleri elde edilir.

Dinamik pedobarografik değerlendirmede ise hareket sırasında;

- Ayağın yere basan kısmının uzunluğu,
- Varus ve valgus pozisyonlarında basınç değişiklikleri,
- Parmakların pozisyonları değerlendirilebilir.

Dinamik ölçümde ayağın 6 bölgesinin maksimal basınç verileri ve taban temas alanı kaydedilir (16, 51).

2.6. Arka Ayakta Aşırı Pronasyon Durumunda Uygulanan Tedavi Yöntemleri

2.6.1. Egzersiz

Ayakta aşırı pronasyona neden olan tibialis posterior ve intrinsik ayak kasları zayıflığı ile gastroknemius-soleus kas grubunun kısalığı egzersiz ile düzeltilebilir. Bu nedenle tibialis posterior ve intrinsik ayak kaslarını kuvvetlendirmek, gastroknemius-soleus kas grubunu germe egzersizleri ile uzatmak arka ayakta aşırı pronasyonu düzeltebilecek yöntemlerdendir (52).

2.6.2. Esnek olmayan Bantlama

Esnek olmayan bantlama teknikleri plantar yüzeyle doğrudan temas eder, destek sağlar ve medial plantar yüzeye yukarı doğru bir kuvvet uygular. Bu da ayakta supinasyon momenti yaratır. Bazı araştırmacılar bantlama tekniklerinin ayakta aşırı pronasyonu tibial rotasyonu kontrol ederek azalttığını belirtmişlerdir (53, 54).

2.6.3. Esnek Bantlama

Esnek bantlama Kenzo Kase tarafından 1996'da bulunmuştur. Esnek olmayan bantlamadan farklı olarak %120-140 arasında esneyebilir ve eklemleri kısıtlamaz. Ağrıyı, kas spazmını ve ödemi azalttığı, spor yaralanmalarından koruduğu belirtilmiştir. Bunların yanında zayıf kasları kuvvetlendirir, kan dolaşımını ve lenfatik dolaşımı hızlandırır ve anormal kas gerilimini azaltır (55, 56).

2.6.4. Ortezler

Ortez, vücudun hareket eden bölümlerini desteklemek, düzeltmek, korumak, o bölgedeki deformiteleri düzeltmek ya da fonksiyonu geliştirmek için kullanılan ortopedik uygulamalar veya aparatlar olarak tanımlanır (57). Subtalar eklemden aşırı

pronasyonu düzeltmek ya da kontrol etmek için kullanılacak ortezin subtalar eklem eksenini etrafında supinasyon momentini arttırması gerekmektedir (53, 58). Kirby, (59) 1987’de subtalar eklemdaki anormal rotasyonların bacak ve alt ekstremiteler ile ilgili pek çok patolojiden sorumlu olduğunu savunmuştur. Mediale kaymış olan subtalar eklem, yer tepkime kuvvetinin eksternal pronasyon momenti yaratması ile birlikte alt ekstremitelerde pronasyon ile ilgili semptomlara kaynaklık eder (57). 1992’de Kirby ve Green (60) ayağın vücut ağırlığını taşıdığı aktivitelerde ayak tabanına etki eden yer tepkime kuvvetlerinin mekanik etkisi tarafından ortaya çıkarılan subtalar eklem momentini değiştirecek ayak ortezlerini önermişlerdir. Onların hipotezine göre ayak ortezleri pronasyonu kontrol edebilmek için subtalar eklem ekseninin lateralini etkileyen yer tepkime kuvvetini, eklem medialine etki eden ortez tepkime kuvveti ile değiştirir ve subtalar eklemda supinasyon momentini arttırır (60). 1995’te Mc Poil ve Hunt (25) “tissue stres model” terimini ortaya koymuşlardır. Ayak ortezlerinin anormal seviyedeki doku streslerini düzeltmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Bu düşünceye göre yaralanmalara neden olan anormal streslere odaklanmak deformiteleri değerlendirmekten daha önemlidir. 1996’da Fuller (61) bilgisayarlı yürüme analizi ve modelleme tekniklerinin ayak ve alt ekstremitedeki anormal yüklenmeleri belirleyip ayak ortezlerine karar vermede etkili olduğunu ileri sürmüştür. Nigg ve diğerleri (62, 63), ayak ortezlerinin aktivitelerde kas tonlamasında değişiklik yaratarak etkili olduğunu ileri sürmüşlerdir.

3. BİREYLER VE YÖNTEM

3.1. Bireyler

Bu çalışma, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü ve özel bir klinik olan Ayak Fonksiyon Merkezi'ne ayaktan gelerek öykü ve fiziksel muayene ile arka ayakta aşırı pronasyon tanısı konulan sağ dominant 30 birey ile gerçekleştirildi.

Çalışmaya dahil edilme kriterleri:

- Gönüllü olmak,
- 18-45 yaş arası olmak,
- Arka ayakta esnek artmış pronasyonu olmak.

Çalışmadan dışlanma kriterleri:

- Rijid pes planus, pes kavus,
- Halluks valgus, halluks rijitus veya kalkaneal epini olmak,
- Alt ekstremitte ile ilgili geçirilmiş cerrahi,
- Ayağı tutan sistemik bir hastalığı olmak,
- Nörolojik problemi bulunmak.

Çalışma yaşları 19-45 arasında değişen, 21 kadın 6 erkek olmak üzere 27 bireyin katılımıyla gerçekleştirildi. Çalışmaya başlangıçta 30 birey ile başlandı. Bireylerden üçü yoğunlukları nedeni ile tüm değerlendirmelere gelemediği için çalışma dışı bırakıldı. Çalışmaya katılan tüm bireyler çıplak ayak, esnek bantlama, esnek olmayan bantlama ve tabanlık ile olmak üzere dört farklı biçimde pedobarografik yöntemle statik ve dinamik olarak değerlendirildi.

Çalışma, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nca ön görülen aydınlatılmış onam formunu kabul eden bireylerde yapıldı.

Çalışmamızın yapılabilmesi için Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 27.03.2013 tarih ve GO 13/221 - 17 karar numaralı izin ve onay alındı.

3.2. Yöntem

3.2.1. Çalışmanın Planı

Bu çalışma, esnek bantlama, esnek olmayan bantlama ve tabanlık uygulamalarının arka ayakta aşırı pronasyonu olan bireylerde statik ve dinamik olarak ölçülen ayak taban basınçlarına etkilerinin incelenmesi ve karşılaştırılması amacıyla planlandı. Arka ayakta aşırı pronasyon tanısı olan 30 bireyin demografik bilgileri kaydedildikten sonra aşağıdaki değerlendirmeler yapıldı:

- Ağrı değerlendirmesi
- Medial longitudinal ark yüksekliğinin değerlendirilmesi
- Eklem hareket açıklığı değerlendirmesi
- Ayak Postür İndeksi
- Kas kuvveti değerlendirme
- Kısıklık testi
- Fonksiyonel değerlendirme

Sonrasında bireyler sıraları kura yöntemiyle randomize edilerek belirlenen çıplak ayak, esnek bantlama, esnek olmayan bantlama ve tabanlık ile olmak üzere dört farklı biçimde pedobarografik yöntemle statik ve dinamik olarak değerlendirildi. Değerlendirmeler aynı gün içerisinde, testler arasında bireylere 20 dk dinlenme süresi verilerek yapıldı.

3.2.2. Değerlendirmeler

3.2.2.1. Bireylerin Demografik Özellikleri

Çalışmaya dahil edilen bireylerin cinsiyetleri, yaşları (yıl), boy uzunlukları (m) ve vücut ağırlıkları (kg) değerlendirme formuna kaydedildi. Vücut kütle indeksi (VKİ) değerleri (kg/m^2), vücut ağırlığı boy uzunluğunun karesine bölünerek hesaplandı.

3.2.2.2. Ağrı Değerlendirmesi

Ağrı değerlendirme Kısa Form McGill (KF-McGill) Ağrı Anketi'nin Türkçe versiyonu kullanılarak yapıldı (70). Bu anket, ağrıyı tanımlamak için kullanılan 15 ayrı sözcükten oluşmaktadır. Ağrının şiddeti 0 ile 3 arasında (0=yok, 1=hafif, 2=orta, 3=şiddetli) değerlendirilir. Bununla birlikte ölçümün yapıldığı esnada hissedilen ağrı şiddeti görsel analog skalası ile 10 cm uzunluğunda longitudinal bir çizgi üzerine işaretleme yapılarak, toplam ağrı şiddeti ise 6 puanlık likert tipi ölçek (0=ağrı yok, 5=dayanılmaz ağrı) ile ölçülmektedir.

3.2.2.3. Medial Longitudinal Ark Yüksekliğinin Değerlendirmesi

Medial longitudinal ark yüksekliği naviküler düşme testi ile değerlendirildi. Naviküler düşme testi, ayakta, ayağa ağırlık verilerek ölçülen naviküler yüksekliğin, oturma pozisyonunda ayağa ağırlık verilmeden ölçülen naviküler yükseklikten çıkarılması ile elde edilen, ayaktaki pronasyon miktarını ölçmek için kullanılan testtir. Bireyler çıplak ayak bir sandalyede otururken her iki ayaklarında da naviküler tüberkül işaretlenmiş, sonra alt kenarı yerde bulunan bir kart üzerine naviküler tüberkül hizasına işaret koyulmuştur. Daha sonra bireyden ayağa kalkması istenmiş, ayağa tam ağırlık vermişken aynı kartın üzerine naviküler tüberkül hizası yeniden işaretlenmiştir. Her iki çizgi arasındaki uzaklığın mm cinsinden ifadesi naviküler düşme miktarı olarak kaydedilmiştir (35).

3.2.2.4. Eklem Hareket Açıklığı Değerlendirmesi

Subtalar ekleminde meydana gelen pronasyon ve supinasyon gonyometre ile ölçüldü. Kişi yatakta yüzüstü pozisyonda yatarken alt bacağın ve topuğun longitudinal orta hatları çizilmiş, ayakbileği dorsi fleksiyona alınıp eklem pasif olarak pronasyona ve supinasyona getirilerek çizilen hatlar arasındaki açı gonyometre ile ölçülüp kaydedilmiştir (36).

3.2.2.5. Ayak Postür İndeksi

Ayağın postür analizi Ayak Postür İndeksi kullanılarak yapılmıştır. Değerlendirme esnasında kişi ayakta gevşek pozisyonda durmuştur. Arka ayakta talus başı palpasyonu, lateral malleolün altında ve üzerindeki eğim, kalkaneusun pronasyon/supinasyonu, ön ayakta ise talonaviküler eklem bölgesindeki balonlaşma, MLA yapısı ve ön ayağın arka ayağa göre abduksiyon/adduksiyonu değerlendirilmiş, bu kriterlerin her biri -2 ile +2 arasında değerler almıştır. Elde edilen toplam skor kaydedilmiş, 0 ayağın nötral pozisyonda, pozitif değerler pronasyonda, negatif değerler ise supinasyonda olduğu şeklinde yorumlanmıştır (41, 42).

3.2.2.6. Kas Kuvveti Değerlendirmesi

Tibialis posterior, tibialis anterior, peroneus longus, peroneus brevis gastrocnemius ve soleus kasları bilateral olarak manuel kas testi ile değerlendirildi (71).

3.2.2.7. Kısıklık Testi

Gastrocnemius kasının kısıklığı kişi sırt üstü uzanırken dizi tam ekstansiyonda tespit edilip ayakbileği pasif olarak dorsi fleksiyona getirilerek ölçüldü. 90° dorsi fleksiyona getirilebilmesi kas kısıklığının olmadığı, getirilememesi ise kasta kısıklık olduğu şeklinde yorumlandı (71).

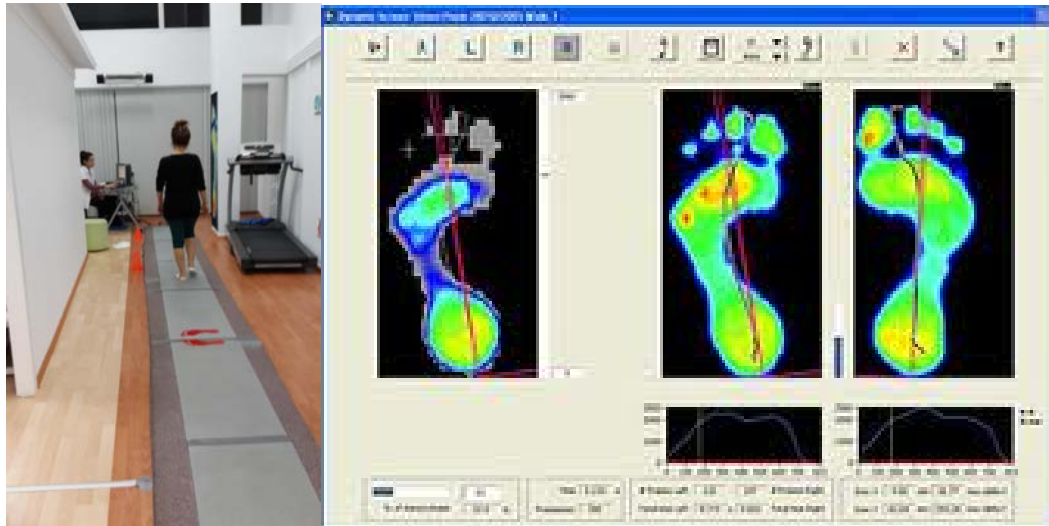
3.2.2.8. Fonksiyonel Değerlendirme

Fonksiyonel değerlendirme için Ayak Fonksiyon İndeksi (AFİ) kullanıldı. AFİ, ayak fonksiyonunu etkileyen ayak problemlerinde kullanılan 3 alt başlıkta toplanmış 23 maddeden oluşan bir ankettir. 5 madde aktivite limitasyonları alt başlığına, 9 madde ağrı şiddeti alt başlığına, 9 madde de engellilik alt başlığına dahil edilmiştir. Her bir madde görsel analog skalasına göre, 10 cm'lik horizontal bir çizgi üzerine işaretleme yapılarak değerlendirilir ve 0-100 arasında puanlama yapılır. Hesaplanırken tüm puanların ortalaması alınır. Değer 100'e yaklaştıkça ağrı, engel durumu ve aktivite limitasyonunun daha fazla olduğu şeklinde yorumlanır (72, 73).

3.2.2.9. Pedobarografik Değerlendirme

Ayak taban basınçlarını değerlendirmek için yapılan pedobarografik ölçümler, Rs Scan-Footscan® ile bir kamera, 8x1 m'lik sensörlü yürüyüş platformu, programın kayıtlı olduğu ve verilerin depolandığı bir bilgisayara sahip yürüyüş laboratuvarında statik ve dinamik olarak yapılmıştır (Şekil 3.1). Statik ölçümler kişiler ayakta gevşek pozisyonda, karşıda sabit bir noktaya bakarken yapıldı. Statik değerlendirme ile N/cm² cinsinden pik basınçlar ve her iki ayağın toplam temas alanının sağ ve sol, ön ve arka ayağa yüzdelik paylaşımı ölçüldü. Dinamik ölçümler ise kişiler platform üzerinde normal yürüme hızında yürürken yapıldı. Her bireyin beş dinamik değerlendirme sonucunun ortancaları alındı. Dinamik değerlendirme ile de her iki ayağın toplam temas alanı (cm²), ön, orta ve arka ayağa düşen temas alanı ve impuls yüzdeleri, ayak eksenı açıları, maksimum ve minimum subtalar eklem açısı değerleri, 1. parmak, 2.,3.,4. ve 5. parmak, 1.,2.,3.,4. ve 5. metatars, orta ayak, topuk mediali ve topuk laterali altındaki maksimum basınç değerleri (N/cm²) ölçüldü ve kaydedildi (43, 74).

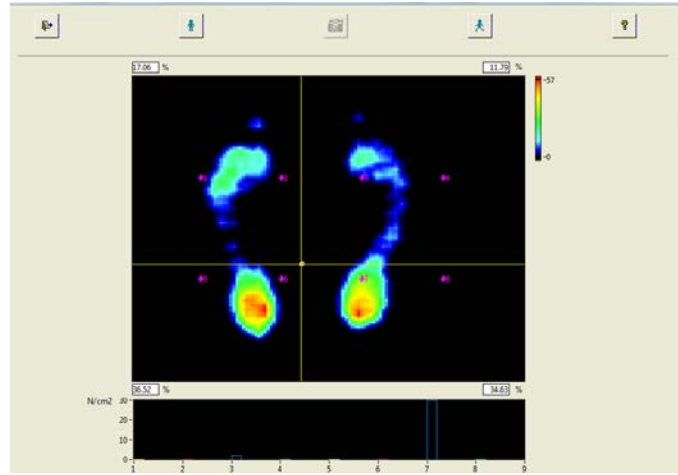
Statik ve dinamik pedobarografik değerlendirme her bireyde çıplak ayak, esnek bantlama, esnek olmayan bantlama ve tabanlıkla olmak üzere dört farklı şekilde yapıldı. Uygulamaların sırası randomize olarak belirlendi.



Şekil 3.1. Rs Scan-Footscan®, pedobarografik analiz laboratuvarı ve sistemi.

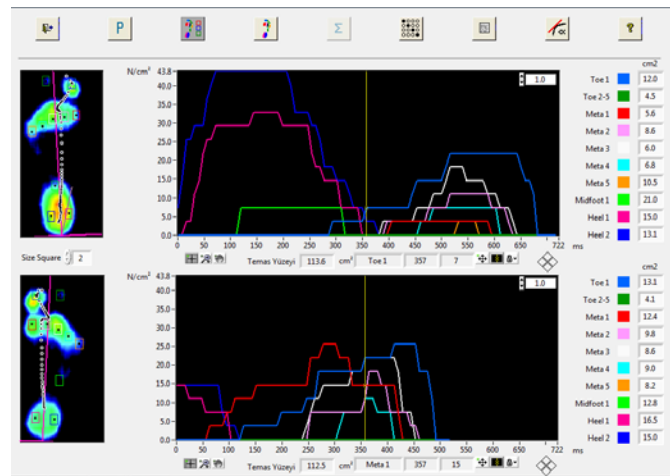
Pedobarografik Yöntemle Ölçülen Parametreler:

- **Pik Basınçlar:** Statik durumda, her iki ayak tabanından alınan en yüksek basıncı ifade etmektedir. Birimi N/cm^2 'dir.
- **Ön ve Arka Ayağa Ait Temas Alanı Yüzdeleri:** Statik durumda, sağ ve sol ön ve arka ayağa düşen temas alanı yüzdeleri ifade etmektedir.



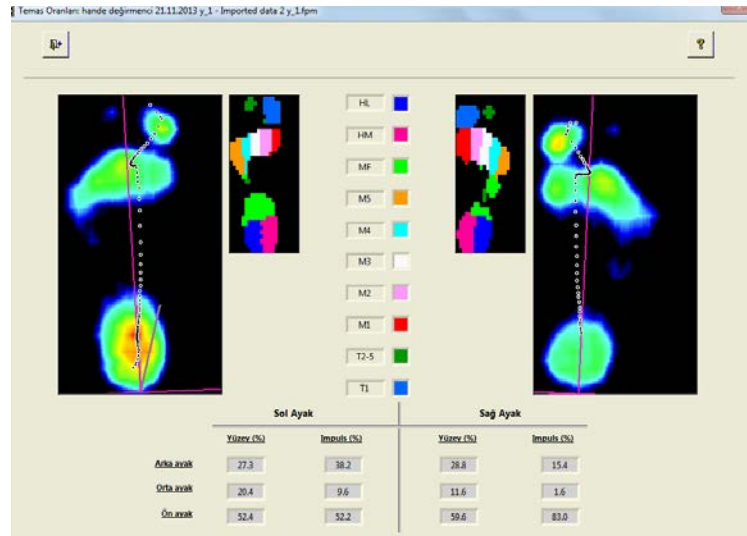
Şekil 3.2. Statik ölçümde pik basınç ile ön ve arka ayağa ait temas alanı yüzdeleri veren ekran görüntüsü.

- **Temas Alanı:** Dinamik durumda, sağ ve sol ayağın temas alanını ifade etmektedir. Birimi cm^2 'dir.



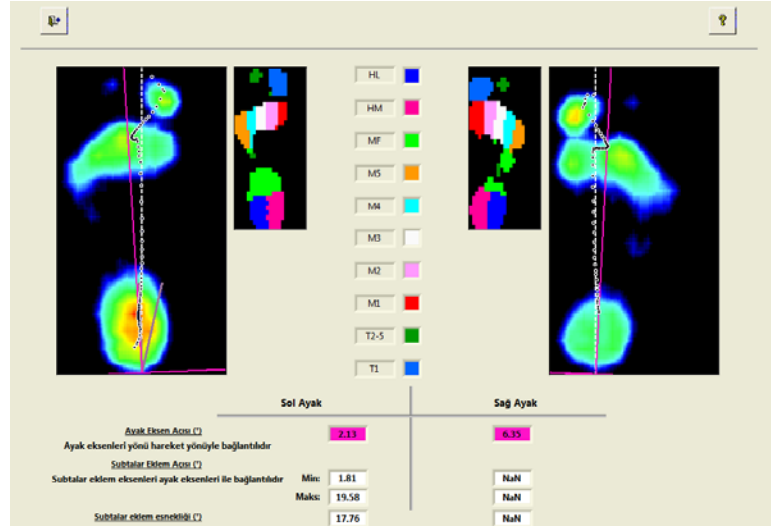
Şekil 3.3. Dinamik ölçümde toplam temas alanlarını veren ekran görüntüsü.

- **Temas Alanı Yüzdeleri:** Dinamik durumda, sağ ve sol ayağın arka, orta ve ön bölümlerine düşen yüzey alanlarının yüzde olarak ifadesidir.
- **İmpuls Yüzdeleri:** Dinamik durumda, basınç-zaman integralini ifade eden impuls değerinin sağ ve sol ayağın arka, orta ve ön bölümlerindeki yüzdelere ifadesidir.



Şekil 3.4. Dinamik ölçümde temas alanı ve impuls yüzdeleri veren ekran görüntüsü.

- **Ayak Eksen Açısı:** Ayağın anteroposterior eksenini ile sagittal eksen arasındaki açının derece cinsinden ifadesidir.
- **Subtalar Eklem Açısı Maksimum ve Minimum Değerleri:** Maksimum subtalar eklem açısı eklemde supinasyonu, minimum subtalar eklem açısı ise pronasyonu ifade etmektedir. Birimi derecedir.



Şekil 3.5. Dinamik ölçümde ayak eksen açıları ile subtalar eklem açısı maksimum ve minimum değerlerini veren ekran görüntüsü.

- **Maksimum Basınçlar:** 1. parmak, 2.,3.,4. ve 5. parmak, 1.,2.,3.,4. ve 5. metatars, orta ayak, topuk mediali ve topuk laterali olmak üzere ayağın 10 bölgesinden ölçülen maksimum taban basınç değerlerinin ifadesidir. Birimi N/cm^2 'dir.

	Başlama z.	Bitis zamanı	Temas %'si	Maks P	Maks P süresi	Yük hızı	İmpuls	Contact area	Active Contact area	İdar etek sensör value in area
	ms	ms	%	N/cm ²	ms	N/cm ² s	N/cm ²	cm ²	cm ²	N/cm ²
Sol										
Toe 1	287.5	690.0	56	4.8	547.6	0.02	1.6	12.0	12.0	29.2
Toe 2-5	7.9	714.2	98	0.0	0.0	0.00	0.0	4.5	4.5	0.0
Meta 1	397.6	618.1	31	4.7	492.0	0.07	0.7	5.6	5.6	14.6
Meta 2	358.4	657.4	41	7.4	515.8	0.07	1.2	8.6	8.6	14.6
Meta 3	372.9	671.6	42	12.4	515.8	0.10	2.1	6.0	6.0	29.2
Meta 4	437.5	634.5	27	7.1	555.5	0.18	0.9	6.8	6.8	29.2
Meta 5	509.5	593.6	12	1.5	547.6	0.05	0.1	10.5	10.5	14.6
Midfoot	32.5	695.5	50	7.1	174.6	0.11	1.7	21.0	21.0	58.5
Heel Medial	0.0	410.4	57	21.9	174.6	0.55	5.6	15.0	15.0	72.1
Heel Lateral	0.0	394.8	55	17.8	134.9	0.37	4.3	13.1	13.1	58.5
Sağ										
Toe 1	0.0	505.9	97	10.5	420.6	0.04	2.6	13.1	13.1	58.5
Toe 2-5	7.9	515.8	97	0.0	0.0	0.00	0.0	4.1	4.1	0.0
Meta 1	57.4	435.5	72	6.9	293.6	0.04	1.4	12.4	12.4	29.2
Meta 2	246.7	467.5	42	7.1	365.0	0.07	0.8	9.8	9.8	29.2
Meta 3	238.7	467.8	44	11.7	380.9	0.12	1.6	8.6	8.6	29.2
Meta 4	255.3	435.1	34	4.1	357.1	0.08	0.4	9.0	9.0	14.6
Meta 5	7.9	515.8	97	0.0	0.0	0.00	0.0	8.2	8.2	0.0
Midfoot	7.9	515.8	97	0.0	0.0	0.00	0.0	12.8	12.8	0.0
Heel Medial	0.0	140.4	27	4.4	0.0	0.01	0.4	16.5	16.5	14.6
Heel Lateral	0.0	148.5	28	7.4	0.0	0.01	0.5	15.0	15.0	14.6

Şekil 3.6. Dinamik ölçümde ayağın farklı bölgelerindeki maksimum basınç değerlerini veren ekran görüntüsü.

3.2.3. Uygulamalar

3.2.3.1. Esnek Bantlama

Esnek bantlama dört yöne esneyebilen Dynamic Tape® ile ayakta aşırı pronasyonu düzeltmek amacıyla her bireye aynı fizyoterapist tarafından uygulandı. Bandın başlangıcı bant gerilmeden ayak dorsoline tarsometatarsal hizada medialden laterale doğru yapıştırıldı. Bandın devamı bandı maksimum gererek ayak plantarından, MLA'dan geçirilip dorsalde ayak bileği hizasına, sonu ise bandı germeden bacağın proksimaline ve laterale doğru yapıştırıldı. Daha sonra ikinci bir bant ortası maksimum gerilerek ayak plantarına topuğun yarısını ve MLA'yı içine alacak şekilde, diğer iki ucu da bandı germeden malleollerin üzerine çıkacak şekilde yapıştırıldı (Şekil 3.2).



Şekil 3.7. Esnek bantlama.

3.2.3.2. Esnek Olmayan Bantlama

Esnek olmayan bantlama, Protape® ile ayakta aşırı pronasyonu düzeltmek amacıyla her bireye aynı fizyoterapist tarafından uygulandı. Ön ayakta metatarsların hizasından, ayak dorsalinden başlayarak lateralden mediale doğru, biri diğerinin yarısını kapatacak şekilde iki sarım yapıldı. Devamında topuğun medial kenarından, posteriorundan laterale doğru ve plantar yüzeyden lateralden mediale, MLA'yı destekleyerek dorsale doğru iki sarım yapıldı (Şekil 3.3) (75).



Şekil 3.8. Esnek olmayan bantlama.

3.2.3.3. Tabanlık

Tabanlıklar ayakta aşırı pronasyonu düzeltmek amacıyla her bir birey için Rs Scan-Footscan® ile yapılan statik ve dinamik pedobarografik değerlendirmeden elde edilen sonuçlara göre gerekli medial longitudinal ark, transvers ark ve medial kama takviyeleri ile aynı protez ortez teknikeri tarafından yapıldı. Tabanlıkla değerlendirme yapılırken, bireyler platformda tabanlığın üzerine çorap giydirilerek yürütüldü (Şekil 3.4).



Şekil 3.9. Tabanlıkla değerlendirme yapılırken bireylere tabanlığın üzerine çorap giydirildi.

3.3. İstatistiksel Yöntemler

İstatistiksel analizler Windows tabanlı SPSS 18.0 paket programı ile yapıldı, p değeri 0,05 olarak alındı. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemler (Kolmogorov-Smirnov/Shapiro-Wilk testleri) kullanılarak incelendi. Sağ ve sol ayaklara ait statik ve dinamik ayak taban basınç ölçümleri Wilcoxon testi kullanılarak karşılaştırıldı. Çıplak ayak, esnek olmayan bantlama, esnek bantlama ve tabanlıkla elde edilen

sonuçlar Friedman testi ile karşılaştırıldı, anlamlı fark bulunan parametrelerin ikili karşılaştırmaları $p=0,0083$ anlamlılık düzeyi alınarak Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon testi ile yapıldı.

4. BULGULAR

4.1. Bireylerin Demografik Özellikleri ile İlgili Bulgular

Çalışmamız Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü ve özel bir klinik olan Ayak Fonksiyon Merkezi'ne ayaktan gelerek öykü ve fiziksel muayene ile arka ayakta aşırı pronasyon tanısı konulan 21 kadın 6 erkek olmak üzere 27 birey ile gerçekleştirilmiştir. Bireylerin yaşları 19-45 arasında olup yaş ortalamaları $27,88 \pm 5,92$ yıldır.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş, boy, vücut ağırlığı ve vücut kütle indeksi (VKİ) ile ilgili değerler Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Bireylerin Demografik Özellikleri (n=27).

Demografik Veriler	X±SS
Yaş (yıl)	27,88±5,92
Boy (m)	1,68±0,07
Vücut Ağırlığı (kg)	63,85±10,99
VKİ (kg/m ²)	22,59±3,72

4.2. Arka Ayak Pronasyonu ile İlgili Değerlendirmelerin Sonuçlarına Ait Bulgular

Bireylerin Kısa Form McGill Anketi, Naviküler Düşme Testi, subtalar eklem (STE) hareket açıklığı ölçümü, gastroknemius kas kısalığı ölçümü, tibialis posterior, tibialis anterior, peroneus longus, peroneus brevis, gastroknemius ve soleus kas testi, Ayak Postür İndeksi ve Ayak Fonksiyon İndeksi sonuçlarının dağılımı tablo 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Ağrı, Naviküler Düşme Testi, eklem hareket açıklığı, kas kuvveti ve kısıklığı, Ayak Postür İndeksi ve Ayak Fonksiyon İndeksi ölçüm sonuçları dağılımı.

n=27	Yön	X±SS
Ağrı		
KF-McGill TAO*		8,92±8,76
KF-McGill VAS**		3,39±2,62
KF-McGill TAŞ***		0,74±0,81
Naviküler Düşme Testi	Sol	13±2,32
	Sağ	11,92±2,05
Eklem Hareket Açıklığı (°)		
Subtalar Eklem Supinasyon	Sol	18,7±4,68
	Sağ	18,92±2,78
Subtalar Eklem Pronasyon	Sol	8,62±2,11
	Sağ	9,51±1,96
Kısıklık Ölçümü		var (n%) / yok (n%)
Gastroknemius	Sol	2 (7,4) / 25 (92,6)
	Sağ	2 (7,4) / 25 (92,6)
Kas Kuvveti		Median (min-maks)
Tibialis Posterior	Sol	5 (4-5)
	Sağ	5 (4-5)
Tibialis Anterior	Sol	5
	Sağ	5
Peroneus Longus	Sol	5
	Sağ	5
Peroneus Brevis	Sol	5
	Sağ	5
Gastroknemius	Sol	5 (4-5)
	Sağ	5 (4-5)
Soleus	Sol	5 (4-5)
	Sağ	5 (4-5)
Ayak Postür İndeksi	Sol	9,22±1,67
	Sağ	9,29±1,65
Ayak Fonksiyon İndeksi		35,70±27,02

* Kısa Form McGill toplam ağrı oranı

** Kısa Form McGill toplam ağrı şiddeti

*** Kısa Form McGill görsel analog skalası

4.3. Statik ve Dinamik Ayak Taban Basınçları ile İlgili Bulgular

Tamamı sağ dominant olan bireylerin sağ ve sol ayaklarına ait statik ve dinamik ayak taban basınç ölçümleri karşılaştırılmıştır. Statik pozisyonda ön ayağın temas yüzdesi, dinamik pozisyonda arka, orta ve ön ayağın temas alanı yüzdeleri,

orta ayağın impuls yüzdesi, ayak eksen açısı ve 2. metatars bölgesindeki maksimum basınç değerleri açısından sağ ve sol ayak arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ($p<0,001$, $p=0,001$, $p=0,003$, $p=0,047$, $p=0,003$, $p=0,041$, $p=0,032$) bulunmuştur. Statik pozisyonda arka ayağın temas yüzdesi, dinamik pozisyonda toplam temas alanı, ön ve arka ayaktaki impuls yüzdeleri, subtalar eklem hareket açıklığının minimum ve maksimum değerleri, 1. parmak, 2, 3, 4 ve 5. parmak, 1., 3., 4. ve 5. metatars, orta ayak, topuk mediali ve topuk laterali altındaki maksimum basınç değerleri açısından sağ ve sol ayak arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulunmuştur ($p>0,05$) (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Bireylerin sağ ve sol ayaklarına ait statik ve dinamik ayak taban basınçlarının karşılaştırılması (Wilcoxon Testi).

	Sol (n=27)	sağ (n=27)	p	Z
	X±SS	X±SS		
Temas Yüzdesi – Ön	28,26±8,24	17,47±4,71	<0,001*	-4,3
Temas Yüzdesi – Arka	27,48±8,06	26,76±4,59	0,638	-0,47
Toplam Temas Alanı (cm²)	111,47±17,5	111,55±20,64	0,728	-0,348
Temas Alanı–Arka Ayak (%)	26,86±3,05	30,18±3,54	<0,001*	-3,82
Temas Alanı–Orta Ayak (%)	21,79±6,83	15,85±6,37	<0,001*	-4,229
Temas Alanı–Ön Ayak (%)	51,28±5,86	54,45±3,69	0,014*	-2,451
Impuls – Arka Ayak (%)	27,09±7,09	28,86±7,77	0,325	-0,985
Impuls – Orta Ayak (%)	6,45±2,38	4,41±1,84	0,001*	-3,329
Impuls – Ön Ayak (%)	65,74±8,96	66,17±8,24	0,962	-0,048
Ayak Eksen Açısı	7,02±7,27	10,17±7,47	0,041*	-2,042
STE Min	-0,17±5,21	-1,75±5,77	0,215	-1,241
STE Max	13,22±5,46	9,89±5,52	0,056	-1,913
Max Basınç T1 (N/cm²)	3,03±3,1	3,42±2,94	0,402	-0,838
Max Basınç T2345 (N/cm²)	0,13±0,54	0,12±0,37	0,672	-0,423
Max Basınç M1 (N/cm²)	1,66±2,82	2,48±3,13	0,28	-1,08
Max Basınç M2 (N/cm²)	5,49±4,63	8,01±6,61	0,032*	-2,146
Max Basınç M3 (N/cm²)	8,87±7,14	10,16±9,24	0,313	-1,009
Max Basınç M4 (N/cm²)	5,94±5,96	5,74±4,76	1	0
Max Basınç M5 (N/cm²)	1,89±2,44	1,85±2,37	0,559	-0,585
Max Basınç OA (N/cm²)	1,19±1,77	0,97±1,41	0,409	-0,826
Max Basınç TM (N/cm²)	6,61±4,99	5,9±4,34	0,694	-0,394
Max Basınç TL (N/cm²)	5,79±5,27	5,68±4,74	0,899	-0,127

*: $p<0,05$

Bireylerin statik pozisyonda bilateral ayaktaki pik basınçları, ön ve arka ayağa düşen temas yüzdeleri ve dinamik pozisyonda toplam temas alanları çıplak olarak, tabanlık, esnek bantlama ve esnek olmayan bantlama ile olmak üzere dört farklı durumda ölçülmüş, sonuçlar karşılaştırılmıştır. Pik basınçlar ve toplam temas alanları açısından dört farklı durum arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ($p<0,001$), ön ve arka ayaktaki temas yüzdeleri açısından ise dört farklı durum arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur ($p>0,05$) (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Bireylerin ayak tabanlarının pik basınçları, ön ve arka ayaklarına düşen temas yüzdeleri, ve toplam temas alanlarının çıplak ayak, tabanlık, esnek bantlama ve esnek olmayan bantlama ile karşılaştırılması (Friedman Testi).

n=27	Yön	Çıplak	Esnek Olmayan Bant	Esnek Bant	Tabanlık		
		X±SS	X±SS	X±SS	X±SS	p	ki ²
Pik Basınç (N/cm²)		44,4±6,42	45,25±7,83	44,18±8,53	37,92±6,4	<0,001*	20,256
Temas Yüzdesi – Ön	sol	28,26±8,24	26,92±7,74	27±7,2	29,14±5,93	0,117	5,889
	sağ	17,47±4,71	17,99±7,2	15,28±4,68	18,58±4,59	0,145	5,4
Temas Yüzdesi – Arka	sol	27,48±8,06	28,67±7,72	29,76±7,23	25,15±5,8	0,078	6,822
	sağ	26,76±4,59	26,77±5,73	27,94±6,35	27,12±4,76	0,695	1,444
Toplam Temas Alanı (cm²)	sol	111,47±17,5	112±18,38	110,29±17,9	139,34±18,78	<0,001*	48,911
	sağ	111,55±20,64	116,39±18,79	113,76±18,15	148,13±21,75	<0,001*	48,66

*: $p<0,05$

Pik basınçlar ve toplam temas alanları arasındaki farkın hangi uygulamalardan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan analizde, tabanlık uygulamasıyla pik basınçların anlamlı olarak azaldığı ($p<0,001$) ve toplam temas alanlarının anlamlı olarak arttığı ($p<0,001$); toplam temas alanının esnek olmayan bant uygulamasıyla çıplak ayağa göre anlamlı olarak arttığı, diğer durumlar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur ($p>0,0083$) (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Pik basınçlar ve toplam temas alanlarının dört farklı durumdaki sonuçlarının ikili karşılaştırmaları (Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon testi).

N=27	Yön	Çıplak – Esnek Olmayan Bant	Çıplak – Esnek Bant	Çıplak – Tabanlık	Esnek Olmayan Bant – Esnek Bant	Esnek Olmayan Bant – Tabanlık	Esnek Bant- Tabanlık
		p/Z	p/Z	p/Z	p/Z	p/Z	p/Z
Pik Basınç		0,592/ -0,536	0,5/ -0,674	<0,001*/ -3,495	0,184/ -1,329	<0,001*/ -3,812	0,001*/ -3,282
Toplam Temas Alanı	sol	0,923/ -0,096	0,478/ -0,709	<0,001*/ -4,541	0,449/ -0,757	<0,001*/ -4,541	<0,001*/ -4,541
	sağ	0,008*/ -2,643	0,131/ -1,512	<0,001*/ -4,541	0,195/ -1,296	<0,001*/ -4,517	<0,001*/ -4,517

*: p<0,0083

Arka, orta ve ön ayağa düşen temas alanı ve impuls yüzdeleri dört farklı durumda karşılaştırılmış, sağ ve sol ayakta arka, orta ve ön ayağın temas alanı yüzdeleri, orta ayağın impuls yüzdeleri ve sol ayakta ön ayağın impuls yüzdeleri açısından dört farklı durum arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ($p<0,001$, $p=0,022$), sağ ve sol arka ayakta impuls yüzdeleri ve sağ ön ayakta impuls yüzdeleri açısından dört farklı durum arasında anlamlı fark olmadığı ($p>0,05$) bulunmuştur (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Arka, orta ve ön ayağa düşen temas alanı ve impuls yüzdelerinin dört farklı durumda karşılaştırılması (Friedman testi).

N=27	Yön	Çıplak	Esnek Olmayan Bant	Esnek Bant	Tabanlık	p	ki ²
		X±SS	X±SS	X±SS	X±SS		
Temas Alanı – Arka Ayak (%)	sol	26,86±3,05	26,45±2,54	27,64±2,36	23,75±2,74	<0,001*	33,290
	sağ	30,18±3,54	29,15±2,64	29,85±3,16	25,6±2,14	<0,001*	44,740
Temas Alanı – Orta Ayak (%)	sol	21,79±6,83	21,97±6,83	22,16±5,48	31,32±4,14	<0,001*	46,422
	sağ	15,85±6,37	17,14±5,02	17,52±5,92	28,07±4,4	<0,001*	48,480
Temas Alanı – Ön Ayak (%)	sol	51,28±5,86	51±5,5	50,78±4,03	44,74±3,84	<0,001*	32,822
	sağ	54,45±3,69	54,02±3,87	52,65±4,05	46,28±3,49	<0,001*	44,467
Impuls – Arka Ayak (%)	sol	27,09±7,09	26,51±6,58	27,03±4,51	27,01±8,61	0,823	0,911
	sağ	28,86±7,77	28,32±6,13	27,04±6,65	25,13±8,07	0,322	3,491
Impuls – Orta Ayak (%)	sol	6,45±2,38	6,51±2,58	6,54±2,71	10,15±3,71	<0,001*	20,117
	sağ	4,41±1,84	4,82±2,09	4,85±2,53	9,91±3,21	<0,001*	47,045
Impuls – Ön Ayak (%)	sol	65,74±8,96	66,2±7,87	66,44±5,86	62,52±6,94	0,022*	9,58
	sağ	66,17±8,24	66,98±6,2	67,55±8,65	65,15±8,72	0,279	3,844

*: p<0,05

Sağ ve sol arka, orta ve ön ayağın temas alanı yüzdeleri, sağ ve sol orta ayağın impuls yüzdeleri ve sol ön ayağın impuls yüzdeleri arasındaki farkın hangi uygulamalardan kaynaklandığını tespit etmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Sağ ve sol orta ayağın temas alanı yüzdeleri ve impuls yüzdelerinin tabanlıkla diğer durumlara göre anlamlı olarak arttığı (p<0,001, p=0,001), ön ve arka ayağın temas alanı yüzdelerinin tabanlıkla diğer durumlara göre anlamlı olarak azaldığı (p<0,001), sağ ön ayakta temas alanı yüzdelerinin çıplak ayağa göre esnek bant uygulamasıyla anlamlı olarak azaldığı (p=0,006), sol ön ayakta impuls yüzdelerinin esnek bant uygulamasına göre tabanlıkla anlamlı olarak azaldığı (p=0,004) bulunmuştur. Sağ ve sol arka, orta ve ön ayağın temas alanı yüzdelerinde, orta ayağın impuls yüzdelerinde ve sol ön ayağın impuls yüzdeleri açısından diğer uygulamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur (p>0,0083) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Arka, orta ve ön ayaktaki temas alanı ve impuls yüzdelerinin dört farklı durumdaki sonuçlarının ikili karşılaştırmaları (Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon testi).

n=27	Yön	Çıplak - Esnek Olmayan Bant	Çıplak - Esnek Bant	Çıplak - Tabanlık	Esnek Olmayan Bant - Esnek Bant	Esnek Olmayan Bant - Tabanlık	Esnek Bant - Tabanlık
		p/Z	p/Z	p/Z	p/Z	p/Z	p/Z
Temas Alanı - Arka Ayak (%)	sol	0,729/ -0,264	0,124/ -1,538	<0,001*/ -3,975	0,054/ -1,923	<0,001*/ -4,157	<0,001*/ -4,289
	sağ	0,234/ -1,19	0,354/ -0,918	<0,001*/ -4,541	0,301/ -1,033	<0,001*/ -4,193	<0,001*/ -4,517
Temas Alanı - Orta Ayak (%)	sol	0,99/ -0,012	0,764/ -0,3	<0,001*/ -4,541	0,819/ -0,228	<0,001*/ -4,481	<0,001*/ -4,541
	sağ	0,11/ -1,598	0,047/ -1,982	<0,001*/ -4,541	0,722/ -0,356	<0,001*/ -4,541	<0,001*/ -4,517
Temas Alanı - Ön Ayak (%)	sol	0,572/ -0,565	0,296/ 1,045	<0,001*/ -4,001	0,746/ -0,324	<0,001*/ -3,949	<0,001*/ -4,433
	sağ	0,719/ -0,36	0,006*/ -2,728	<0,001*/ -4,517	0,029/ -2,187	<0,001*/ -4,433	<0,001*/ -4,325
Impuls - Orta Ayak (%)	sol	0,764/ -0,3	0,677/ -0,412	<0,001*/ -3,628	0,549/ -0,617	0,001*/ -3,412	0,001*/ -3,416
	sağ	0,443/ -0,768	0,542/ -0,61	<0,001*/ -4,542	1/ 0	<0,001*/ -4,543	<0,001*/ -4,445
Impuls - Ön Ayak (%)	sol	0,77/ -0,292	0,501/ -0,673	0,09/ -1,694	0,71/ -0,372	0,107/ -1,61	0,004*/ -2,919

*: p<0.0083

Ayak eksen açıları ile subtalar eklem minimum ve maksimum açıları dört farklı durumda karşılaştırılmış, sol ayakta maksimum subtalar eklem açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu (p=0,018), sağ ve sol ayak eksen açıları, minimum subtalar eklem açıları ve sağ ayakta maksimum subtalar eklem açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulunmuştur (p>0,05) (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Ayak eksen açıları ile subtalar eklem minimum ve maksimum açılarının dört farklı durumda karşılaştırılması (Friedman testi).

	n	Yön	Çıplak X±SS	Esnek Olmayan Bant X±SS	Esnek Bant X±SS	Tabanlılık X±SS	p	ki ²
Ayak Eksen Açısı	27	sol	7,02±7,27	7,12±7,22	6,69±6,94	7,31±7,33	0,24	4,204
		sağ	10,17±7,47	11,13±7,76	11,66±7,02	11,1±7,76	0,568	2,022
STE Min	14	sol	-0,17±5,21	-3,27±4,38	-0,71±7,19	2,33±14,89	0,392	3
	13	sağ	-1,75±5,77	-0,47±6,63	-0,65±6,76	-1,52±14,14	0,927	0,231
STE Max	14	sol	13,22±5,46	8,26±3,81	13,04±6,29	22,6±15,46	0,018*	10,029
	13	sağ	9,89±5,52	11,58±6,24	11,56±6,54	19,32±18,94	0,595	1,892

*: p<0,05

Sol ayaktaki maksimum subtalar eklem açıları arasındaki farkın hangi uygulamalardan kaynaklandığını tespit etmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Subtalar eklem maksimum açılarının esnek olmayan bant uygulaması ile, çıplak ayak ve tabanlılık durumuna göre anlamlı olarak azaldığı (p=0,004, p=0,008), diğer uygulamalar arasında bu parametre açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulunmuştur (p>0,0083) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. Maksimum subtalar eklem açılarının dört farklı durumdaki sonuçlarının ikili karşılaştırması (Bonferroni düzeltilmeli Wilcoxon testi).

n=14	Yön	Çıplak -Esnek Olmayan Bant	Çıplak - Esnek Bant	Çıplak - Tabanlılık	Esnek Olmayan Bant- Esnek Bant	Esnek Olmayan Bant - Tabanlılık	Esnek Bant- Tabanlılık
		p/Z	p/Z	p/Z	p/Z	p/Z	p/Z
STE Max	sol	0,004*/-2,896	0,845/-0,196	0,056/-1,915	0,011/-2,548	0,008*/-2,668	0,033/-2,135

*: p<0,0083

Ayağın 1. parmak, 2-5. parmaklar, 1., 2., 3., 4. ve 5. metatars, orta ayak, topuk mediali ve topuk laterali olmak üzere 10 farklı bölgesine ait maksimum taban basınçları dört farklı durumda ölçülmüş, sonuçlar karşılaştırılmıştır. Sağ ve sol ayakta 2. metatars, orta ayak, topuk mediali ve topuk laterali bölgelerinde, sol ayakta

3. ve 4. metatars bölgelerine ait maksimum taban basınçları açısından dört farklı durum arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ($p=0,026$, $p<0,001$, $p=0,02$, $p=0,033$, $p<0,001$, $p=0,002$, $p=0,003$) bulunmuştur. Sağ ve sol ayakta 1. parmak, 2-5. parmaklar, 1. metatars, ve 5. metatars, sağ ayakta 3. ve 4. metatars bölgelerine ait maksimum ayak taban basınçları açısından dört farklı durum arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulunmuştur ($p>0,05$) (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. Ayağın 10 farklı bölgesine ait maksimum taban basınçlarının dört farklı durumda karşılaştırılması (Friedman testi).

	Yön	Çıplak	Esnek Olmayan Bant	Esnek Bant	Tabanlılık	p	ki ²
n=27		X±SS	X±SS	X±SS	X±SS		
Max Basınç T1 (N/cm ²)	sol	3,03±3,1	3,27±3,08	3,68±3,18	2,99±2,34	0,538	2,169
	sağ	3,42±2,94	4,6±4,05	3,28±2,95	3,12±3,16	0,173	4,98
Max Basınç T2345 (N/cm ²)	sol	0,13±0,54	0,65±2,16	0,34±0,67	0,35±0,55	0,209	4,542
	sağ	0,12±0,37	0,18±0,41	0,55±1,41	0,3±0,67	0,54	2,162
Max Basınç M1 (N/cm ²)	sol	1,66±2,82	1,54±2,49	1,51±2,08	1,91±2,75	0,988	0,132
	sağ	2,48±3,13	2,54±2,84	1,69±2,55	1,81±2,66	0,318	3,518
Max Basınç M2 (N/cm ²)	sol	5,49±4,63	4,92±4,37	4,81±4,93	3,48±4,51	0,026*	9,23
	sağ	8,01±6,61	5,93±4,87	6,71±6,31	3,25±3,73	<0,001*	30,82
Max Basınç M3 (N/cm ²)	sol	8,87±7,14	7,79±6,04	8,46±9,49	5,19±5,48	0,001*	15,408
	sağ	10,16±9,24	8,4±6,63	9,99±8,18	5,84±6,04	0,062	7,335
Max Basınç M4 (N/cm ²)	sol	5,94±5,96	6,07±5,66	5,34±5,58	4,06±6,18	0,002*	15,321
	sağ	5,74±4,76	5,4±4,94	5,33±4,51	3,87±4,11	0,701	1,419
Max Basınç M5 (N/cm ²)	sol	1,89±2,44	3,25±5,02	2,1±2,71	1,81±4,16	0,109	6,063
	sağ	1,85±2,37	1,79±2,35	1,27±1,94	1,22±1,99	0,734	1,28
Max Basınç OA (N/cm ²)	sol	1,19±1,77	2,1±2,44	2,27±2,48	1,47±1,66	0,02*	9,824
	sağ	0,97±1,41	1±1,38	1,02±1,59	1,32±1,53	0,033*	8,744
Max Basınç TM (N/cm ²)	sol	6,61±4,99	6,1±4,59	7,15±4,9	4,22±3,61	<0,001*	24,794
	sağ	5,9±4,34	5,93±4,38	6,31±4,47	3,78±3,78	<0,001*	20,897
Max Basınç TL (N/cm ²)	sol	5,79±5,27	5,51±4,41	6,05±4,65	2,98±3,47	0,002*	15,058
	sağ	5,68±4,74	5,48±4,37	4,79±3,38	3,21±3,76	0,003*	14,165

*: $p<0,05$

Ayağın 2., 3., 4. metatars, orta ayak, topuk mediali ve topuk laterali bölgelerine ait maksimum taban basınçları açısından dört farklı durum arasındaki farkın hangi uygulamalardan kaynaklandığını tespit etmek için ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Sol ayakta 2., 3. ve 4. metatars bölgesinde çıplak ayağa göre tabanlığın maksimum taban basınçlarını azalttığı ($p=0,007$, $p=0,001$, $p=0,003$), sağ ayakta 2. metatars bölgesinde diğer uygulamalara göre tabanlık uygulamasının maksimum taban basınçlarını azalttığı ($p<0,001$, $p=0,002$), sol ayakta orta ayak bölgesinde çıplak ayağa göre esnek bant uygulamasının maksimum taban basınçlarını arttırdığı ($p=0,005$), sağ ve sol ayakta topuk mediali ve topuk laterali bölgelerinde diğer uygulamalara göre tabanlık uygulamasının maksimum taban basınçlarını azalttığı bulunmuştur ($p<0,0083$) (Tablo 4.11).

Tablo 4.11. Ayağın 10 farklı bölgesine ait maksimum taban basınçlarının dört farklı durumdaki ölçüm sonuçlarının ikili karşılaştırmaları (Bonferroni düzeltilmeli Wilcoxon testi).

	Yön	Çıplak-Esnek Olmayan Bant	Çıplak-Esnek Bant	Çıplak-Tabanlık	Esnek Olmayan Bant-Esnek Bant	Esnek Olmayan Bant-Tabanlık	Esnek Bant-Tabanlık
n=27		p/Z	p/Z	p/Z	p/Z	p/Z	p/Z
Max Basınç M2 (N/cm ²)	sol	0,233/ -1,194	0,446/ -0,762	0,007*/ -2,718	0,342/ -0,95	0,077/ -1,766	0,031/ -2,153
	sağ	0,031/ -2,151	0,225/ -1,213	<0,001*/ -3,965	0,629/ -0,483	<0,001*/ -3,557	0,002*/ -3,162
Max Basınç M3 (N/cm ²)	sol	0,486/ -0,697	0,151/ -1,436	0,001*/ -3,315	0,334/ -0,965	0,019/ -2,343	0,049/ -1,969
Max Basınç M4 (N/cm ²)	sol	0,929/ -0,089	0,1/ -1,643	0,003*/ -3	0,536/ -0,619	0,014/ -2,449	0,104/ -1,626
Max Basınç OA (N/cm ²)	sol	0,027/ -2,206	0,005*/ -2,815	0,173/ -1,364	0,605/ -0,517	0,357/ -0,921	0,103/ -1,629
	sağ	0,426/ -0,796	0,507/ -0,664	0,149/ -1,444	0,92/ -0,101	0,426/ -0,796	0,1/ -1,644
Max Basınç TM (N/cm ²)	sol	0,574/ -0,563	0,404/ -0,834	0,001*/ -3,301	0,014/ -2,452	0,004*/ -2,853	<0,001*/ -3,87
	sağ	0,619/ -0,498	0,326/ -0,982	0,004*/ -2,896	0,286/ -1,067	0,001*/ -3,184	0,001*/ -3,404
Max Basınç TL (N/cm ²)	sol	0,554/ -0,592	0,585/ -0,546	0,002*/ -3,137	0,83/ -0,215	<0,001*/ -3,647	<0,001*/ -3,593
	sağ	0,819/ -0,229	0,247/ -1,158	0,006*/ -2,745	0,637/ -0,472	0,004*/ -2,893	0,004*/ -2,848

*: $p<0,0083$

5. TARTIŞMA

Arka ayakta aşırı pronasyon, erişkinlerde sıklıkla rastlanabilen, artmış esneklik, yük dağılımında bozulma, halluks valgus ve topuk dikenli gibi problemlere, bacağı, dizi, kalçayı ve beli ilgilendiren postüral bozukluklara neden olabilen bir deformitedir (26). Subotnick (76) toplumun %60'ının normal medial longitudinal ark (MLA) yapısına sahipken, %20'sinin yüksek MLA yapısına, %20'sinin ise ayakta aşırı pronasyon ile birlikte görülen düşük MLA yapısına sahip olduğunu belirtmiştir. Nigg (63) ise koşu yapan insanların bir yılda %37-56'sının yaralanma geçirdiğini, bunun başlıca nedenlerinden birinin de ayakta aşırı pronasyon olduğunu tespit edildiğini bildirmiştir. Normal bir yürüyüş periyodunda, topuk vuruşundan taban temasına kadar subtalar eklem pronasyonda iken, taban teması ve parmak kalkışı arasında supinasyona gelir, midtarsal eklem kilitlenir, bununla birlikte ayak, itme fazını gerçekleştirebilmek için rijit bir kaldırıma dönüşür. Ancak, arka ayakta aşırı pronasyonu olan kişilerde, ayak, taban teması ve itme fazı arasında pronasyonda kalmaya devam eder, midtarsal eklem kilitlenmez ve ön ayak mobil olarak kalır. Pronasyonla birlikte, talusta adduksiyon ve plantar fleksiyon, kalkaneusta eversiyon meydana gelir (23, 24, 26-29).

Arka ayakta aşırı pronasyonu önlemek için cerrahi yöntemler mevcut olmakla birlikte genellikle tercih edilmemektedir. Westberry ve diğerleri (77) esnek düz taban deformitesine sahip çocuklarla yaptıkları çalışmanın sonucunda, cerrahi düzeltmenin, ayakta basınç merkezinin değişmesi nedeniyle yüklenmenin bozulmadığı ve fonksiyonel hedeflerin belirsiz olduğu durumlarda önerilmemesi, bununla birlikte cerrahi ile plantar fleksörlerin uzatılması sonucu oluşabilecek kas zayıflığına dikkat edilmesi gerektiğini savunmuşlardır. Daha çok tercih edilen konservatif tedaviler arasında medial longitudinal arkı destekleyen kas ve bağları kuvvetlendirmek ve arka ayakta aşırı pronasyon ile kısalan kasları germek için verilen egzersizler, elektrik stimülasyonu, tabanlık, kama, çeşitli esnek ve esnek olmayan bantlamalar gibi uygulamalar bulunmaktadır (24, 54, 67, 78). Basmajian ve Deluca (79), kas aktivitesinin, ayağın ağırlık taşıdığı statik pozisyonda değil, itme fazında olduğu gibi bir stres uygulanması durumunda gerçekleştiğini, bu nedenle kuvvetlendirme egzersizlerinin amacının sadece ligament laksitesinden kaynaklanan yaralanmaları önlemek olabileceğini, ancak plantar fleksörlerin kısalığı durumunda daha çok germe

egzersizlerinin tercih edilmesi gerektiğini savunmuşlardır (24). Vicenzino ve diğerleri (78) yaptıkları çalışmada esnek olmayan bantlamanın naviküler yüksekliğe olumlu etkisi olduğunu, ancak bu etkinin egzersiz sonrasında azaldığını, O'Sullivan ve diğerleri (67) ise çalışmalarının sonucunda esnek olmayan bantlamanın ayak taban basınçlarına olumlu etkisi olduğunu bulmuşlardır. Arka ayakta aşırı pronasyonda ortez kullanımının etkilerini inceleyen pek çok çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmaların bir bölümü, farklı ortezlerin arka ayak pronasyonuna etkilerinin sınırlı olduğunu gösterirken, bir bölümü de ortez kullanımının alt ekstremit mekaniğini ve aşırı pronasyondan kaynaklanan semptomları olumlu yönde etkilediğini göstermiştir (63, 80, 81).

Arka ayak pronasyonunu değerlendirmek için manuel olarak uygulanabilen ve kolay kullanılabilen yöntemler olmakla birlikte, son yıllarda ilerleyen teknoloji ile birlikte statik ve dinamik pedobarografik ölçüm yöntemi önem kazanmıştır. Ayak taban basınç ölçümleri, literatüre bakıldığında 1980'li yıllardan itibaren başlamıştır, biyomekanik, diyabetik ayak, ortopedik cerrahi, nörolojik problemler ve ortez-ayakkabı modifikasyonu ile ilgili çalışmalar yapılmıştır (47, 50, 51). Ayak yapısı incelerken radyografik yöntemle ölçülebilen açıları kullanan ya da bu yöntemleri pedobarografik yöntemle karşılaştıran çalışmalar bulunmakla birlikte, en yaygın olarak kullanılan pedobarografik ölçümdür (43, 44, 65, 82-84). Radyografik ölçümlere göre pedobarografik ölçümün en önemli avantajı, ayağı, sadece statik olarak değil, yürüyüş periyodu boyunca dinamik olarak değerlendirebilmesidir (44).

Arka ayakta aşırı pronasyon, her yaşta görülebilecek en yaygın deformitelerden biridir (85). Literatüre bakıldığında çocuklarda, erişkinlerde ve yaşlı popülasyonda arka ayakta aşırı pronasyon ya da bu deformiteyle birlikte görülen problemler ile ilgili çalışmalara rastlamak mümkündür (43, 77, 86). Bu çalışmaya, 19-45 yaş arası erişkin bireyler dahil edilmiştir. Erişkinlerde görülen arka ayakta aşırı pronasyon, genellikle pediatrik ayak probleminin ilerlemesi ile ortaya çıkmakla birlikte tibialis posterior kasının yaralanması ya da zayıflığı, nöromusküler nedenler, artritler gibi durumların sonucunda da görülebilir (87). Ayakta aşırı pronasyonu olan bireylerin genellikle herhangi bir şikayetleri olmamasına rağmen, yürüme ve ayakta durma ile beraber ayak ve bacak ağrıları, yorgunluk, güçsüzlük şikayetleri olabilir (43). Spor yapan bireylerde buna benzer şikayetler artabilir, normal ayak yapısına

sahip olan bireylere göre daha sık yaralanabilirler (63). Arka ayak pronasyonu ile ilgili çalışmaların önemli bir bölümünün erişkinlerde yapılması, bu popülasyonun çalışan, aktif bireylerden oluşması ile ilgili olabilir.

Arka ayakta aşırı pronasyon, her iki cinsiyette de sıklıkla görülebilen bir deformitedir. Dunn ve arkadaşları (86), yaşlı popülasyonda yaptıkları çalışmalarında düz tabanlık görülme oranında kadın ve erkek bireylerde anlamlı bir fark olmadığını bulmuşlardır. Buna karşılık, Holmes ve diğerleri, (88) ayakta aşırı pronasyonun nedenlerinden biri olan tibialis posterior yetmezliğinin görülme sıklığının kadınlarda erkeklerden üç kat fazla olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamıza dahil edilen 27 bireyin 21'inin kadın, 6'sının erkek olması bu bilgilerle örtüşmektedir.

Vücut kütle indeksi (VKİ) yüksek olan bireylerde ayakta aşırı pronasyon görülme sıklığının fazla olduğu pek çok çalışma ile gösterilmiştir (88-91). Pfeiffer ve diğerlerinin (92) 3-6 yaş arası 835 çocukla; Sachithanhandam ve Joseph'in (91) 1846 erişkin bireyle yaptıkları çalışmalar da benzer sonuçlara ulaşmıştır. Bu sonuçlar, vücut ağırlığının artışı ile birlikte orta ayağa ve medial longitudinal arkı destekleyen yapılara binen yükün artışı ile açıklanabilir. Bizim çalışmamızda bireylerin VKİ ortalaması $22,59 \pm 3,72 \text{ kg/m}^2$ 'dir. Bu ortalamanın literatürdeki çalışmalara ait VKİ ortalamalarıyla uyuşmuyor olması, bizim çalışmamıza dahil edilen birey sayısının epidemiyolojik çalışmalarda olduğu gibi yüksek olmaması ile açıklanabilir.

Çalışmamızda, ayak pronasyonunu değerlendirmek için kullanılan yöntemlerden biri, naviküler düşme testidir (NDT). Literatürde ayak yapısını değerlendirirken sıklıkla kullanılan bir test olan NDT'nin geçerlilik ve güvenilirliği ile ilgili çalışmaların sonuçları değişiklik göstermektedir. Vauhnik ve diğerleri (93) NDT'nin gözlemci içi güvenilirliğinin ortadan iyiye doğru değiştiğini bulurken, Picciano ve diğerleri (94) gözlemci içi güvenilirliğinin zayıftan ortaya doğru değiştiğini, gözlemciler arası güvenilirliğin zayıf olduğunu; Sell ve diğerleri (95) ise gözlemciler arası ve gözlemci içi güvenilirliğin iyi olduğunu bulmuşlardır. Hanninghan-Downs ve diğerleri (96) radyolojik değerlendirme ve NDT sonuçlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında aralarında orta - kuvvetli arası korelasyon bulmuşlardır. Deng ve diğerleri ise (97) naviküler düşme testi ile navikülanın yürüyüş esnasındaki hareketini karşılaştırdıkları çalışmalarında NDT'nin orta düzeyde gözlemciler arası ve gözlemci içi güvenilirliğe sahip olduğunu, navikülanın

dinamik hareketi ile NDT arasında korelasyon olmadığını bulmuşlardır. Literatürdeki sonuçların gösterdiği farklılığa rağmen, NDT'nin uygulama kolaylığı ve geçerli bir yöntem olması nedeni ile ayak pronasyonu değerlendirmesinde klinikte kullanılabilecek en uygun teknik olduğu söylenebilir (83).

Subtalar eklem (STE) hareketi ölçümü, ayak muayenesi, ortez seçimi ve tedavi yaklaşımlarının değerlendirmesinde önemlidir (98). STE hareketinin pasif ölçümünün güvenilirliğini değerlendiren farklı çalışmalar mevcuttur. Elveru ve diğerleri (99) ve Diamond ve diğerleri (100) STE hareket açıklığı ölçümünün gözlemci içi güvenilirliğinin yüksek olduğunu bulmuşlardır. Root ve diğerleri (37) subtalar eklem supinasyonunun, pronasyonunun iki katı olduğunu ifade etmişlerdir. Bailey ve diğerlerinin (38) sağlıklı bireylerde yaptıkları çalışmada pronasyonun, subtalar eklem toplam hareket açıklığına oranını, değerlendirdikleri kişilerde ortalama %36,2 bulmuşlardır. Bu oran, Root ve diğerlerinin ifadesine yakındır. Ancak çalışmada bulunan oranların aralığının %5 ile %71,4 arasında değişiyor olması bireysel farklılıkların bu konuda bir genelleme yapmayı güçleştirdiğini göstermektedir. Çalışmamızda, bireylerin ölçülen supinasyon miktarı sol ayaklarında ortalama $18,7 \pm 4,68$ derece iken, sağ ayaklarında ortalama $18,92 \pm 2,78$ derece,; pronasyon miktarları ise sol ayaklarında ortalama $8,62 \pm 2,11$ derece, sağ ayaklarında ortalama $9,51 \pm 1,96$ derece bulunmuştur. Bu bulgular, Root ve diğerlerinin ifadeleri doğrultusunda değerlendirildiğinde, bireylerin subtalar eklem hareketinin normale yakın olduğunu göstermektedir. Bu durum, bireylerin arka ayaklarında görülen aşırı pronasyonun esnek olması, ayağa ağırlık verilmeyen pozisyonda görülmemesi ile açıklanabilir.

Çalışmamızda ayak postürünün değerlendirilmesinde Ayak Postür İndeksi kullanılmıştır. Ayak postürünü değerlendirmek için, laboratuvarlı yürüme analizi gibi objektif ve dinamik değerlendirmeler altın standart olarak kabul edilse de, bu yöntemlerin pahalı ve klinik kullanımının zor olması nedeniyle daha kolay ve hızlı uygulanabilen, geçerli yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Ayak Postür İndeksi, farklı düzlem ve anatomik segmentlerde ayak postürünü değerlendiren geçerli bir yöntem olduğu için sıklıkla kullanılmaktadır (42). Literatürde diyabetik ayakta nöropatik ülserasyonların risk faktörlerini inceleyen, ayak yapısı ve spor yaralanmalarının risk faktörlerini karşılaştıran, yaşlılarda düşme sıklığı ile ayak postürünün ilişkisini

araştıran ve ayak yapısında yaşla ilgili görülen farklılıkları değerlendiren çalışmalarda Ayak Postür İndeksi kullanılmıştır (41, 101-106). Ayak Postür İndeksi'nin toplam skorunda 0 puan ayağın nötral pozisyonda olduğunu, pozitif değerler ayakta pronasyonu negatif değerler ise supinasyonu ifade eder (42). Bizim çalışmamızda, olgulara eksternal destekler öncesi uyguladığımız Ayak Postür İndeksi ortalama skorları, sol ayaklarında $9,22 \pm 1,67$, sağ ayaklarında ise $9,29 \pm 1,65$ olarak bulunmuştur. Bu değerler, olgularımızın arka ayak postürlerinin valgus yönünde olduğuna ve her iki ayakları arasındaki pronasyon miktarı arasında fark olmadığına işaret etmektedir.

Arka ayakta aşırı pronasyonun en sık nedenlerinden biri tibialis posterior kasının yetmezliğidir. Bu duruma gastroknemius kasının ve peroneal kasların kısalığı eşlik edebilir (26, 29). Çalışmamızda tibialis posterior, tibialis anterior, peroneus longus, peroneus brevis, gastroknemius ve soleus kaslarının kuvvetleri ve gastroknemius kas kısalığı manuel olarak değerlendirilmiştir. Değerlendirilen tüm kaslarda ortalama kas kuvvetleri 4 ve üzeri olarak bulunmuştur. Bireylerin %92,6'sında gastroknemius kas kısalığının olmadığı bulunmuştur. Arka ayak postürlerinde pronasyon tespit edilmiş olgularımızda, gastro grubunun kısa olarak saptanmaması, pes planus deformitelerinin henüz rijitleşmemiş olmasının göstergesi olarak kabul edilebilir. Kas kuvveti bulgularının yüksek ölçülmesinin ise, çalışmaya dahil edilen bireylerin herhangi bir alt ekstremitte yaralanması geçirmemiş, sağlıklı kişilerden oluşması ve kas kuvvetlerinin subjektif bir yöntem olan manuel yöntemle ölçülmesinden kaynaklanabileceği düşünülmüştür.

Çalışmamızda fonksiyonel değerlendirme, Ayak Fonksiyon İndeksi kullanılarak yapılmıştır. Ayak Fonksiyon İndeksi, ayağa özel bir değerlendirme ölçeği olduğu ve yapılan farklı çalışmalarda geçerliliği yüksek bulunduğu için hemen tüm ayak problemlerinde kullanılabilecek bir testtir (72, 73). Çalışmamızda Ayak Fonksiyon İndeksi skorlarının ortalaması $35,70 \pm 27,02$ mm olarak bulunmuştur. Bu skor, 0 en iyi, 210 en kötü olacak şekilde bir aralıkta değerlendirildiğinde bireylerin fonksiyonel durumunun genel anlamda iyi olduğunu söylemek mümkündür. Uzunca ve diğerleri (43) pes planuslu 30 birey ile yaptıkları çalışmada statik ayak taban basınçları ile Ayak Fonksiyon İndeksi skoru arasında bir ilişki bulamazken, dinamik taban basınçları ile Ayak Fonksiyon İndeksi skorunun ilişkili olduğunu

saptamışlardır. Bu sonuç, erişkin tip pes planusun klinik olarak ciddi şikayetlere yol açmaması, hastaların yürüme dışında fazla ağrılarının olmaması ile açıklanmıştır. Bu durumun, bizim çalışmamızdaki Ayak Fonksiyon İndeksi skorlarının düşük olmasını da açıklayabileceği düşünülmüştür.

Ayağı statik ve dinamik olarak değerlendirebilen, objektif bir yöntem olan pedobarografik ölçüm, son dönemde ayak değerlendirmesinde öne çıkmıştır (65). Arka ayak pronasyonu ile ilgili literatürde pedobarografik ölçüm yönteminin bulunduğu bir çok çalışma bulunmaktadır (43, 65, 67, 68, 69). Bu çalışmaların bir bölümü arka ayak pronasyonunu pedobarografik yöntemle değerlendirmiş (107), bir bölümü pedobarografik ölçüm sonuçlarını başka değerlendirme sonuçlarıyla karşılaştırmış (43, 65), bir bölümü de değişik tedavi yaklaşımlarının etkilerini pedobarografik olarak incelemiştir (67, 69, 77). Uzunca ve diğerleri (43), erişkin tip pes planusta ağrı ve engel durumunun radyografik ve pedobarografik parametrelerle ilişkisini araştırdıkları çalışmalarında pedobarografik ölçümle elde edilen statik parametrelerden ön ve arka ayaktaki pik basınçları, ön ve arka ayak basınç yüzdelerini, toplam temas alanını, toplam alanın ön ve arka ayağa düşen yüzdelik paylaşımı, dinamik parametrelerden ise arka ayak, orta ayak, ön ayağın iç, orta, yan tarafı ve parmaklardaki en yüksek basınç değerlerini kullanmışlardır. O'Sullivan ve diğerleri (67) esnek olmayan bantlamanın arka ayak hareketine etkisini inceledikleri çalışmada dinamik pedobarografik ölçümle elde edilen ön, orta ve arka ayağın medial ve lateral kısımları olmak üzere 6 bölgedeki pik basınçları kullanmışlardır. Aminian ve diğerleri (69) ise farklı ortez yaklaşımlarının esnek pes planusta basınç dağılımlarına etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, arka ve orta ayağın medial ve laterali, ön ayağın, 1. metatars, 2. ve 3. metatars, 4. ve 5. metatars bölgeleri olmak üzere 7 bölgesindeki pik basınçları, maksimum kuvvetleri ve temas alanlarını kullanmışlardır. Bunlarla birlikte dinamik olarak ölçülebilen ayağın farklı anatomik bölgelerinin temas yüzeyi zamanları ve ayak tabanının basınç değişim merkezi parametrelerini kullanan çalışmalar bulunmaktadır (77, 107). Bizim çalışmamızda statik değerlendirme ile N/cm² cinsinden pik basınçlar ve her iki ayağın toplam temas alanının sağ ve sol, ön ve arka ayağa yüzdelik paylaşımı ölçüldü. Dinamik değerlendirme ile de her iki ayağın toplam temas alanı, ön, orta ve arka ayağa düşen temas alanı ve impuls yüzdeleri, ayak eksen açılarını, maksimum ve minimum

subtalar eklem açısı değerleri, 1. parmak, 2.,3.,4. ve 5. parmak, 1.,2.,3.,4. ve 5. metatars, orta ayak, topuk mediali ve topuk laterali altındaki maksimum basınç değerleri ölçüldü. Kullanılan bu parametrelerin literatürle benzerlik göstermesi, çalışma sonuçlarımızın literatür bilgileriyle karşılaştırılmasına olanak vermesi ve literatüre katkı sağlayabilir nitelik taşıması açısından önemlidir.

Arka ayakta aşırı pronasyonun erişkinlerde genellikle bilateral olduğu düşünülmektedir ancak unilateral olarak görüldüğü durumlarla ilgili çalışmalar mevcuttur (43, 108). Arka ayak pronasyonunu pedobarografik yöntemle inceleyen çalışmaların bazıları bireylerin her iki ayağına ait verileri kullanırken (43, 107), bazıları da yalnızca dominant ekstremiteye ait verileri kullanmıştır (67, 69, 109). Aminian ve diğerleri (69) sağ ve sol ayaktaki temas alanları, pik basınçlar ve maksimum kuvvetleri karşılaştırmış ve her iki ayak arasında anlamlı fark olmadığını bulmuşlardır. Tuna ve diğerleri (110) ise ergenlik dönemindeki sağlıklı çocuklarda yaptıkları çalışmalarında sağ ve sol ayak statik basınç ölçümleri arasında fark olmadığını, kızlarda sağ ayağın ortasının basınç değerlerinin sol ayağa göre yüksek olduğunu, erkeklerde ise sağ ve sol ayaklar arasında basınç değerleri açısından anlamlı fark olmadığını bulmuşlardır. Pauk ve diğerleri (107) ise çocuklarda farklı ayak deformitelerinde ayak taban basınçlarını inceledikleri çalışmalarında sağlıklı grupta sağ ve sol ayakta ayak taban basınçları açısından anlamlı fark olmadığını bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda statik pozisyonda ön ayağın temas yüzdesinin sol ayakta sağ ayağa göre anlamlı olarak yüksek olduğu, dinamik durumda ise arka ve ön ayakta temas yüzeyi yüzdesinin ve arka ayak açılarının sağ ayakta sol ayağa göre yüksek, orta ayakta temas yüzeyi ve impuls yüzdesinin ise sol ayakta sağ ayağa göre yüksek olduğu bulunmuştur. Bu sonuçlar bireylerin dominant olmayan ekstremitelerine statik pozisyonda daha fazla ağırlık verdiklerini düşündürmektedir. Dinamik durumda temas yüzeyi yüzdesinin sol ayakta arka ve ön ayak açısından düşük, orta ayakta ise yüksek olması ile arka ayak açılarının sağ ayakta sola göre yüksek olması bireylerin sol ayaklarında ortalama olarak arka ayak pronasyonunun daha şiddetli olduğunu düşündürmüş, naviküler düşme testi sonuçlarına bakıldığında sol ayaktaki sonuçların sağ ayağa göre yüksek bulunmuş olmasının bu düşüncüyü desteklediği görülmüştür. Çalışmamızda subtalar eklem açısının minimum ve maksimum değerleri, 1. parmak, 2., 3., 4. ve 5. parmak, 1., 3., 4. ve 5. metatars, orta

ayak, topuk mediali ve topuk laterali altındaki maksimum basınç değerleri açısından sağ ve sol ayak arasında anlamlı fark olmaması, sonucun literatürle uyum gösterdiğine işaret etmektedir.

Çalışmamızda, statik pozisyonda ayak tabanlarındaki pik basınçlar ölçülmüş, çıplak ayak, esnek olmayan bantlama, esnek bantlama ve tabanlık uygulamaları pik basınçlar açısından karşılaştırıldığında, pik basınçların tabanlık uygulamasıyla anlamlı olarak azaldığı, diğer uygulamalar arasında ise anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur. Literatürde statik pozisyonundaki pik basınçlara farklı eksternal desteklerin etkisini araştıran çalışmalara rastlanamamıştır. Çalışmamız bu yönüyle literatüre katkı sağlamaktadır. O’Sullivan ve diğerleri (67) arka ayakta aşırı pronasyonu olan bireylerle yaptıkları çalışmalarında esnek olmayan bantlamanın dinamik pozisyonda ayağın farklı bölgelerindeki pik basınçları olumlu yönde değiştirdiğini, Aminian ve diğerleri (69) de farklı ortez yaklaşımlarının esnek düztabanlı bireylerde dinamik pozisyonda ayağın farklı bölgelerindeki pik basınçları olumlu yönde değiştirdiğini bulmuşlardır. Bizim çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar, hastanın problemine özel tasarlanmış tabanlık kullanımının ayakta ağrıya ve deformitelere neden olabilecek pik basınçların azaltılması konusunda, kullanılan tüm bantlama uygulamalarından daha fazla etkili olduğunu göstermektedir.

Çalışmamızda statik pozisyonda ön ve arka ayağa düşen temas alanı yüzdeleri açısından, çıplak ayak, esnek olmayan bantlama, esnek bantlama ve tabanlık arasında anlamlı fark olmadığı bulunmuştur. Literatürde ayağın farklı bölgelerinin temas alanı yüzdelerini statik olarak ölçen ve farklı eksternal desteklerin bunlara etkilerini karşılaştıran bir çalışmaya rastlanamamıştır. Bununla birlikte temas alanı yüzdelerini dinamik pozisyonda değerlendiren çalışmalar mevcuttur. Aminian ve diğerleri (69), farklı ortez yaklaşımlarıyla ayağın farklı alanlarındaki temas alanı yüzdelerinin anlamlı olarak değişmediğini bulurlarken, Healy ve diğerleri (68) tabanlık kullanımının halluks ve orta ayakta temas alanını anlamlı olarak arttırdığını bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz, statik pozisyonda ön ve arka ayağın temas alanı yüzdelerinin farklı eksternal desteklerle değişmemesi, uygulanan desteklerin temas alanlarına etkisinin statik duruştan daha çok, dinamik durumlarda ortaya çıkması ile açıklanabilir.

Bu çalışmada dinamik olarak ölçülen toplam taban temas alanının tabanlık kullanımı ile çıplak ayak ve bantlama uygulamalarına göre anlamlı olarak arttığı, diğer durumlar arasında bu parametre açısından anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur. Nakhaee ve diğerleri (109) çalışmalarında normal, düşük ve yüksek medial longitudinal arka sahip bireylerin tabanlarının toplam temas alanlarını incelemiş, düşük arka sahip olanların temas alanlarının daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Uzunca ve diğerleri ise (43) pes planuslu hastalarda engelin varlığının taban temas alanındaki artış ile ilişkisi olduğu sonucuna varmışlardır. Arka ayak pronasyonunda artış ve arka çökmesi, ayak mekaniğini bozarak taban temas alanının artışına sebep olabilir. Çalışmamızda her iki bantlama uygulamasının taban temas alanında bir fark yaratmaması, bu uygulamaların ayak mekaniğini düzeltici etkisinin vücut ağırlığının yüklenmesiyle birlikte azalmasından kaynaklanabileceği gibi, çalışmamızda kısa dönem sonuçların kaydedilmesine de bağlı olabilir. Jarboe ve diğerleri (111), tabanlığın ayak tabanının rahatlığını sağlaması için daha geniş bir temas alanı oluşturması gerektiğini ifade etmişlerdir. Bu ifadeden yola çıkılarak, bizim çalışmamızda tabanlıkla yapılan değerlendirmede taban temas alanının anlamlı olarak arttığı bulgusu, tabanlığın yere ve ayak tabanına daha geniş bir alanda temas ederek ayağa binen yükleri daha doğru dağıtabildiğini düşündürmüştür.

Çalışmamızda orta ayağın temas alanı yüzdelerinin tabanlıkla anlamlı olarak arttığı, ön ve arka ayağın temas alanı yüzdelerinin ise tabanlıkla anlamlı olarak azaldığı bulunmuştur. Bousie ve diğerleri (66) ortez kullanımının orta ayağın temas alanında anlamlı bir artışa neden olduğunu bulmuşlardır. Healy ve diğerleri (68) tabanlık kullanımının orta ayakta temas alanını anlamlı olarak arttırdığını bulmuşlar ve bunun, tabanlıkla yükün daha fazla bir alana dağıtılarak rahat taşındığı biçiminde yorumlanabileceğini ifade etmişlerdir. Tabanlığın medial longitudinal ark desteğinin ayakla temasının, ayakta pronasyon artışını engelleyerek ark yapılarına binen yükü azalttığı düşünülmüştür ve bu sonuç hem literatürü, hem de bizim sonuçlarımızı destekleyici niteliktedir. Çalışmamızda orta ve arka ayak temas alanı yüzdelerinin çıplak ayağa göre bantlama uygulamalarıyla değişmediği, esnek ve esnek olmayan bantlama arasında bu parametreler açısından fark olmadığı, buna rağmen ön ayakta temas alanı yüzdelerinin çıplak ayağa göre esnek bant uygulamasıyla anlamlı olarak azaldığı bulunmuştur. Çalışmamızın hipotez konusu olan bu durum, esnek

bantlamanın arka ayaktaki pronasyonu azaltarak 1. ve 2. metatars başına binen aşırı yükü de azalttığını göstermektedir.

Bu çalışmada orta ayağın impuls yüzdelerinin tabanlıkla, diğer durumlara göre anlamlı olarak arttığı bulunmuştur. Bek ve diğerleri (74) Patellofemoral Ağrı Sendromu olan bireylerde dizlik kullanımının ayak taban basınçlarına etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, ön, orta ve arka ayakta impuls yüzdelerinin dizlik kullanımı ile değişmediğini bulmuşlardır. Ayakta pronasyon artışının, ayak tabanındaki dinamik yüklenmeyi değiştiriyor olması, impuls yüzdelerini de etkilediğini düşündürmektedir. Bizim çalışmamızda orta ayaktaki impuls yüzdesinin tabanlıkla artışı, tabanlık kullanımının orta ayaktaki pik basınçların zamanla noktasal değişimini düzelttiğine işaret etmektedir.

Değerlendirilen parametrelerden ayak eksen açısının çıplak ayak, esnek olmayan bantlama, esnek bantlama ve tabanlık uygulamaları arasında anlamlı olarak değişmediği görülmüştür. Arka ayaktaki aşırı pronasyon, yürüyüş periyodu boyunca bacakta internal rotasyon momentine neden olur (24). Bu nedenle, ayak eksen açısı daralır. Ayakta aşırı pronasyonu olan bireylerde bu yürüyüş paterni zamanla yerleşebilir. Çalışmamızda kullandığımız eksternal desteklerin ayak açısında bir değişiklik yaratmamış olmasının nedeni, yerleşmiş olan bu paternin anlık olarak değişmemiş olması olarak açıklanabilir.

Pronasyonu ifade eden subtalar eklem açısı minimum değerleri, çıplak ayak ve uyguladığımız eksternal destekler arasında değişmemiştir. Leung ve diğerleri (24) ortez kullanımının yürüyüşte subtalar eklemden maksimum pronasyonu azalttığını bulmuşlardır. Johanson ve diğerleri (112) de farklı tabanlıkların arka ayak pronasyonuna etkilerini inceledikleri çalışmalarında, tabanlıkların maksimum arka ayak pronasyonunu azalttığını bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda supinasyonu ifade eden subtalar eklem açısı maksimum değerleri, esnek olmayan bantlama ile çıplak ayak ve tabanlıkları duruma göre azalmıştır. O'Sullivan ve diğerleri (67) esnek olmayan bantlamanın yürüyüşte maksimum pronasyonu ve supinasyonu azalttığını bulmuşlar, supinasyonun azalmasının nedenini esnek olmayan bantlamanın sadece aşırı pronasyonu önlemeyi değil, aynı zamanda genel olarak arka ayak mobilizasyonunu azaltmayı da sağlamasıyla açıklamışlardır. Bizim çalışmamızda da

esnek olmayan bantlama ile subtalar eklemden supinasyonun azaldığı bulgusu, bu sonuçlar ile uyumludur.

Bu çalışmada, ayağın 1. parmak, 2-5. parmaklar, 1., 2., 3., 4. ve 5. metatars, orta ayak, topuk mediali ve topuk laterali olmak üzere 10 farklı bölgesine ait maksimum taban basınçları çıplak ayak ve üç farklı eksternal destekle ölçülmüş sonuçlar karşılaştırılmıştır. 2., 3. ve 4. metatars, topuk mediali ve topuk laterali bölgelerinde, maksimum basınçların tabanlıkla, diğer durumlara göre azaldığı bulunmuştur. Aminian ve diğerleri (69), farklı ortezlerin, 2. ve 3. metatars ve topuk bölgelerinde maksimum basınçları anlamlı olarak azalttığını bulmuşlardır. Aynı çalışmada topuk bölgesindeki maksimum basıncın tabanlıkla azalması, MLA desteğinin topuk bölgesine binen yükü orta ayağa doğru transfer etmesi, 2. ve 3. metatars bölgesindeki maksimum basıncın azalması ise tabanlığın ayağı supinasyona doğru döndürmesi ile açıklanmıştır. Farklı tabanlıkların ayak taban basınçlarına etkisini inceleyen Healy ve diğerlerinin (68) çalışması da 1. metatars bölgesinde ve topuğun medial ve lateralinde ortez kullanımının ile maksimum basınçların azaldığını bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda, orta ayak bölgesinde çıplak ayağa göre esnek bant uygulamasının maksimum taban basınçlarını arttırdığı bulunmuştur. O'Sullivan ve diğerleri de (67), çalışma sonuçlarımıza benzer biçimde, esnek olmayan bantlamanın orta ayak lateralinde maksimum basınçları anlamlı olarak arttırdığını, ön ayak medialinde ise anlamlı olarak azalttığını bulmuştur. Çalışmamızda ön ayak medialinde ve topuk bölgesinde maksimum basınçların tabanlıkla azalması, ayakta pronasyon artışının önlenmediği biçiminde yorumlanabilir. Orta ayakta maksimum basınçların esnek bant ile artması ise arka ayakta aşırı pronasyonla birlikte MLA'nın çökerek orta ayağın lateralinde taşınması gereken yükün topuğa ve ön ayağın medialine doğru kaymasının esnek bant kullanımı ile azaldığı anlamına gelebilir.

Bu çalışma, arka ayakta aşırı pronasyonun ve onun neden olabileceği sekonder deformitelerin, eksternal desteklerin kullanımı ile önlenebileceğini göstermektedir. Pedobarografik yöntemle incelediğimiz parametreler açısından tabanlık kullanımının bantlamalara göre daha etkili olduğu anlaşılmıştır. Son zamanlarda oldukça yaygın kullanılan esnek ve esnek olmayan bantlamaların arka ayak pronasyonunda incelediğimiz parametrelerin büyük bir bölümünde anlamlı olarak fark yaratmadığı bulgusu, bantlama uygulamalarının vücut ağırlığına karşı

yeterli destek sağlayamamasından kaynaklanıyor olabilir. Tabanlık kullanımı, ayak tabanının desteklenmesi ve arka ayağın kontrol edilmesi açısından daha etkili bulunmuştur. Bulduğumuz sonuçların klinik uygulamalara ve ileriki çalışmalara yol gösterici olacağını düşünmekteyiz.

LİMİTASYONLAR

- Çalışmamızda pedobarografik ölçüm laboratuvarında bireyler tabanlık ile değerlendirilirken tabanlık, bireylerin ayaklarına çorap giydirilerek sabitlenmiştir. Bu yöntemin tabanlığın medio-lateral kaymasını önlemede yetersiz kalmış olabileceğini, ileriki çalışmaların tabanlıklılı pedobarografik parametreleri ayakkabı kullanımı ile değerlendirilebilecek bir sistemle yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.
- Arka ayak pronasyonuna farklı eksternal desteklerin etkileri, anlık olarak incelenmiştir. Uygulanan eksternal desteklerin uzun dönem etkilerinin incelenmemiş olması, bu çalışmanın limitasyonu olarak belirtilebilir. Bu eksternal desteklerin uzun dönemdeki etkilerinin incelenmesi ve karşılaştırılması için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR

- Çalışmanın sonucunda, statik ve dinamik ayak taban basınçları açısından sağ ve sol ekstremité arasında fark olmadığı, ön ve arka ayak temas yüzeyi yüzdelerinin ve ayak açısının sol ekstremitéte düşük, orta ayak temas yüzeyi yüzdelerinin ise yüksek olduğu, bunun da NDT sonuçlarıyla birlikte düşünüldüğünde bireylerin sol ayaklarında arka ayak pronasyonunun sağ ayaklarına göre daha yüksek olduğu görülmüştür.
- Tabanlık uygulaması, statik pozisyondaki pik basınçları anlamlı olarak düşürürken, toplam temas alanını da arttırmıştır. Çıplak ayak ve bantlamalar arasında fark olmamıştır.
- Dinamik temas alanı yüzdeleri, tabanlıkla diğer durumlara göre orta ayakta artarken, ön ve arka ayakta azalmıştır. Tabanlığın medial longitudinal ark desteği, arka ayakta pronasyon artışını engelleyerek, ark yapılarına binen yükü azaltmıştır.
- Ön ayakta temas alanı yüzdeleri, çıplak ayağa göre esnek bant uygulamasıyla anlamlı olarak azalmıştır. Esnek bantlama, arka ayaktaki pronasyonu azaltarak 1. ve 2. metatars başına binen aşırı yükü de azaltmıştır.
- Ön ve arka ayak impuls yüzdeleri uygulamalar arasında değişmezken, orta ayak impuls yüzdeleri tabanlıkla diğer durumlara göre artmıştır.
- Uygulanan eksternal desteklerden hiçbiri ayak eksen açılarını değiştirmemiştir.
- Subtalar ekleminde maksimum supinasyon, esnek olmayan bantlamayla diğer durumlara göre azalmıştır.
- Ön ayak medialinde ve topuk bölgesinde maksimum basınçlar diğer durumlara göre tabanlıkla azalırken, orta ayak bölgesinde maksimum basınçlar, esnek bant uygulamasıyla çıplak ayağa göre artmıştır.
- Erişkinlerde sıklıkla görülebilen ve farklı sekonder deformitelere neden olabilen ayakta pronasyon artışı, fizyoterapistlerin kişinin ayak problemine özel tasarlanmış tabanlık önermesi ile önlenmelidir.
- Bantlama uygulamalarının, vücut ağırlığına karşı yeterince destek sağlayamadığı görülmüştür. Fizyoterapistler, ayak tabanını daha iyi

desteklediği ve arka ayağı daha iyi kontrol edebildiği için arka ayak pronasyonunun daha şiddetli ya da rijit olduğu durumlarda hastanın problemine özel tasarlanmış tabanlık kullanımını önermelidir.

- Farklı eksternal desteklerin uzun dönemdeki etkilerini incelemek için daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Sammarco, G. J., Hockenbury, R. T. (2001). Biomechanics of the Foot and Ankle. M. Nordin, V. H. Frankel (Ed.). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System* (3 bs., c. 9, s. 222-225). USA: Lippincott Williams & Wilkins.
2. Mueller, M. J. (2005). The Ankle and Foot Complex. P. K. Levangie, C. C. Norkin (Ed.). *Joint Structure and Function* (4 bs., c. 12, s. 437-477). USA: F. A. Davis Company.
3. Wernick J., Volpe, G. R. (1996). Lower Extremity Function and Normal Mechanics. R. L. Valmassy (Ed.). *Clinical Biomechanics of the Lower Extremities* (1 bs., c. 1, s. 1-57). St. Louis: Mosby.
4. Uygur, S. F. (1992). *Ayak Deformite ve Ortezleri* (c. 1, s. 11-30). Ankara: Hacettepe Üniversitesi.
5. Jenkins, D. B. (2002). *Functional Anatomy of the Limbs and Back* (8 bs., c. 20 s. 353-377). USA: Saunders.
6. Güler, C. H. (2000). Yürüyüş Analizi: Temel Kavramlar ve Uygulamalar. M. Beyazova, Y Gökçe Kutsal (Ed.). *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Cilt 1* (s. 401-426). Ankara: Güneş Kitabevi.
7. Rodgers, M. M. (1988). Dynamic Biomechanics of the Normal Foot and Ankle During Walking and Running. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 68 (12), 9.
8. Wright, D. G., Desai, S. M., Henderson, W. H. (1964). Action of the Subtalar and Ankle-Joint Complex During the Stance Phase of Walking. *Bone Joint Surgery*, 46(2), 361-464
9. Michelson, J. D. (1998). Foot and Ankle Biomechanics. M. S. Mizel, R. A. Miller, M. W. Scioli (Ed.). *Foot and Ankle 2* (s. 1-10): American Academy of Orthopaedic Surgeons
10. Perry, J. (1992). Gait Analysis Normal and Pathological Function (c. 4, s. 51-87). USA: SLACK

11. Stauffer, R. N., Chao, E. Y., Brewster, R. C. (1977). Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clinical orthopaedics and related research*, 127, 189-196.
12. Murray, M. P., Drought, A. B., Kory, R. C. (1964). Walking patterns of normal men. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 46(2), 335-360.
13. Manter, J. T. (1941). Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *The Anatomical Record*, 80 (4), 14.
14. Ouzounian, T. J., Shereff, M. J. (1989). In vitro determination of midfoot motion. *Foot & Ankle International*, 10(3), 140-146.
15. Ahn, T. K., Kitaoka, H. B., Luo, Z. P., An, K. N. (1997). Kinematics and contact characteristics of the first metatarsophalangeal joint. *Foot & Ankle International*, 18(3), 170-174.
16. Kanatlı, U., Yetkin, H., Songür, M., Öztürk, A., Bölükbaşı, A. (2006) Yürüme Analizinin Ortopedik Uygulamaları. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 5 (1,2), 7.
17. Hutton, W. C., Dhanendran, M. (1979). A study of the distribution of load under the normal foot during walking. *International orthopaedics*, 3(2), 153-157.
18. Collis, W. J., Jayson, M. I. (1972). Measurement of pedal pressures. An illustration of a method. *Annals of the rheumatic diseases*, 31(3), 215.
19. Morton, D. J. (1964). *The human foot: its evolution, physiology, and functional disorders*. Hafner Pub. Co.
20. Cavanagh, P. R., Morag, E., Boulton, A. J. M., Young, M. J., Deffner, K. T., Pammer, S. E. (1997). The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *Journal of Biomechanics*, 30(3), 243-250.
21. Hutton, W. C., Scott, J. R. R., Stokes, I. A. F. (1973). The Mechanics of the Foot. L. Klenerman (Ed.). *The Foot and Its Disorders* (s. 41). Oxford: Blackwell Scientific Publications
22. Soames, R. W. (1985). Foot Pressure Patterns During Gait. *Journal of Biomedical Engineering*, 7 (2), 7.

23. Nawoczenski, D. A., Saltzman, C. L., Cook, T. M. (1998) The Effect of Foot Structure on the Three-Dimensional Kinematic Coupling Behavior of the Leg and Rearfoot. *Physical Therapy*, 78 (4), 13.
24. Leung, A. K. L., Mak, A. F. T., Evans, J. H. (1998). Biomechanical gait evaluation of the immediate effect of orthotic treatment for flexible flat foot. *Prosthetics and orthotics international*, 22(1), 25-34.
25. McPoil, T. G., Hunt, G. C. (1995). Evaluation and management of foot and ankle disorders: present problems and future directions. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 21, 381-381.
26. Valmassy, R. L. (1996). Pathomechanics of Lower Extremity Function. R. L. Valmassy (Ed.). *Clinical Biomechanics of the Lower Extremities* (s. 59-84). St. Louis: Mosby
27. Minkowsky I., R. M., (1996). The Spine, An Integral Part of the Lower Extremity. R. L. Valmassy (Ed.). *Clinical Biomechanics of the Lower Extremities* (s. 95-112). St. Louis: Mosby
28. Norkin, C. C. (2005). Posture. P. K. Levangie, C. C. Norkin (Ed.). *Joint Structure and Function* (s. 479-516). USA: F. A. Davis Company
29. Wiewiorski, M., Valderrabano, V. (2011). Painful Flatfoot Deformity. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechosl.*, 78, 7.
30. Aquino, A., Payne, C. (2001). Function of the Windlass Mechanism in Excessively Pronated Feet. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91 (5), 6.
31. Nilsson, M. K., Friis, R., Michaelsen, M. S., Jakobsen, P. A., Nielsen, R. O. (2012) Classification of the Height and Flexibility of the Medial Longitudinal Arch of the Foot. *Journal of Foot and Ankle Research*, 5 (3), 9.
32. Feiss, H. O. (1909) A Simple Method of Estimating the Common Variations and Deformities of the Foot. *The American Journal of the Medical Sciences*, 138.
33. Brody, D. M. (1982) Techniques in the Evaluation and Treatment of the Injured Runner *Orthopedic Clinics of North America*, 13 (3), 18.

34. Loudon, J. K., Jenkins, W., Loudon, K. L. (1996). The Relationship Between Static Posture and ACL Injury in Female Athletes. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 24 (2), 7.
35. Morrison, S. C., Durward, B. R., Watt, G. F., Donaldson M. D. C. (2004) A Literature Review Evaluating the Role of the Navicular in the Clinical and Scientific Examination of the Foot. *British Journal of Podiatry*, 7 (4), 5.
36. Elveru, A. R., Rothstein, J. M., Lamb R. L., Riddle, D. L. (1988). Methods for Taking Subtalar Joint Measurements: A Clinical Report. *Journal of American Physical Therapy Association*, 68, 5.
37. Root, M. L., Weed, J. M. (1971). Biomechanical Examination of the Foot (c. 1). Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation.
38. Bailey, D. S., Perillo J. T., Foreman, M. (1984) Subtalar joint neutral: A study using Tomography. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 74, 6.
39. Gray, G. (1984). Functional Locomotor Biomechanical Examination. Toledo: American Physical Rehabilitation Network.
40. Razeghi, M., Batt, M. E. (2002). Foot Type Classification: a Critical Review of Current Methods. *Gait and Posture*, 15 (3), 10.
41. Redmond, A. C., Crane, Y. Z., Menz, H. B. (2008). Normative Values for the Foot Posture Index. *Journal of Foot and Ankle Research*, 1 (1).
42. Redmond, A. Crosbie J., , Ouvrier, R. A. (2006) Development and Validation of a Novel Rating System for Scoring Standing Foot Posture: The Foot Posture Index. *Clinical Biomechanics*, 21 (1), 10.
43. Uzunca, K., Taştekin N., Birtane, M. (2006) Erişkin Tip Pes Planusta Ağrı ve Dizabilitenin Radyografik ve Pedobarografik Parametreler ile İlişkisi. *Romatizma*, 21, 5.
44. Chen, C. H., Huang, M. H., Chen, T. W., Weng, M. C., Lee, C. L., Wang, G. J. (2006) The Correlation Between Selected Measurements From Footprint and Radiograph of Flatfoot. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87, 6.

45. Özaras, N., Yalçın, S. (2002) Normal Yürüme ve Yürüme Analizi-Derleme. *Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, 48 (3).
46. Pinho, R. R., Tavares, J. M. R. (2004). Dynamic pedobarography transitional objects by Lagrange's equation with FEM, modal matching and optimization techniques. *Image Analysis and Recognition* (s. 92-99)
47. Orlin, M. N., McPoil, T. G. (2000) Plantar pressure assessment. *Physical Therapy*, 80 (4), 399-409.
48. Elftman, H. (1934) A cinematic study of the distribution of pressure in the human foot. *The Anatomical Record*, 59 (4), 481-491.
49. Morton, D. J. (1930) Structural factors in static disorders of the foot. *The American Journal of Surgery*, 9 (2), 315-328.
50. Cavanagh, P. R., Ulbrecht, J. S., Zanine, W., Welling, R. L., Leschinsky, D., van Schie, C. (1996) A method for the investigation of the effects of outsole modifications in therapeutic footwear. *Foot & ankle international*, 17 (11), 706-708.
51. Tuna, H. (2005) Ayak Hastalıklarında Pedobarografik Değerlendirme-Derleme *Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, 51, 4.
52. Franco, A.H. (1987) Pes Cavus and Pes Planus Analyses and Treatment. *Physical Therapy*, 67 (5), 688-694.
53. Del Rossi, G., Fiolkowski, P., Beth Horodyski, M., Bishop, M., Trimble, M. (2004) For how long do temporary techniques maintain the height of the medial longitudinal arch? *Physical Therapy in Sport*, 5 (2), 84-89.
54. Hadley, A., Griffiths, S., Griffiths, L., Vicenzino, B. (1997) Antipronation taping and temporary orthoses. Effects on tibial rotation position after exercise. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89, 118-123.
55. Fu, T. C., Wong, A. M. K., Pei, Y. C., Wu, K. P., Chou, S. W., Lin, Y. C. (2008) Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes—a pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11 (2), 198-201.

56. Kase, K., Tatsuyuki, H., Tomoko, O. (1996) Development of Kinesio tape. *Kinesio taping perfect manual*. Kinesio Taping Association, 117-118.
57. Kirby, K. A. (2010). Evolution of foot orthoses in sports. *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (s. 19-35): Springer
58. Cheung, J. T. M., Zhang, M. (2005) A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 353-358.
59. Kirby, K. A. (1987) Methods for determination of positional variations in the subtalar joint axis. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 77 (5), 228.
60. Kirby, K. A., Green, D. R. (1992). Evaluation and Nonoperative Management of Pes Valgus. S. DeValentine (Ed.). *Foot and Ankle Disorders in Children* (s. 295-327). New York: Churchill-Livingstone
61. Fuller, E. A. (1996). Computerized gait evaluation. R. L. Valmassy (Ed.). *Clinical Biomechanics of the Lower Extremities* (s. 179–205). St. Louis: Mosby
62. Nigg, B. M., Nurse, M. A., Stefanyshyn, D. J. (1999) Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31, S421-S428.
63. Nigg, B. M. (2001) The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 11 (1), 2-9.
64. Eng J. J., Pierrynowski M. R. (1994) The Effect of Soft Foot Orthotics on Three-dimensional Lower-Limb Kinematics During Walking and Running. *Physical Therapy*, 74:836-844.
65. Yalçın N., Esen E., Kanatlı U., Yetkin H. (2010). Evaluation of the medial longitudinal arch: a comparison between the dynamic plantar pressure measurement system and radiographic analysis. *Acta Orthopaedica Traumatologica Turcica*, 44(3):241-245.
66. Bousie, J. A., Blanch, P., McPoil, T. G., Vicenzino, B. (2013). Contoured in-shoe foot orthoses increase mid-foot plantar contact area when compared with a

- flat insert during cycling. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(1), 60-64.
67. O'Sullivan, K., Kennedy, N., O'Neill, E., Mhainin, U. N. (2008). The effect of low-dye taping on rearfoot motion and plantar pressure during the stance phase of gait. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9(1), 111.
 68. Healy, A., Dunning, D. N., Chockalingam, N. (2012). Effect of insole material on lower limb kinematics and plantar pressures during treadmill walking. *Prosthetics and Orthotics International*, 36(1), 53-62.
 69. Aminian, G., Safaeepour, Z., Farhoodi, M., Pezeshk, A. F., Saeedi, H., Majddoleslam, B. (2013). The effect of prefabricated and proprioceptive foot orthoses on plantar pressure distribution in patients with flexible flatfoot during walking. *Prosthetics and Orthotics International*, 37(3), 227-232.
 70. Yakut, Y., Yakut, E., Bayar, K., Uygur, F. (2007). Reliability and validity of the Turkish version short-form McGill pain questionnaire in patients with rheumatoid arthritis. *Clinical Rheumatology*, 26(7), 1083-1087.
 71. Otman, S., Köse, N. (2008). *Tedavi Hareketlerinde Temal Değerlendirme Prensipleri*. Yücel Ofset Matbaacılık, s. 36-43, 147-151.
 72. Kavlak Y., Demirtaş R. N. (2010). Yaşlı erkeklerde ayak problemlerinin ayak fonksiyonları üzerine etkisi. *Turkish Journal of Geriatrics*, 13 (3) 191-196
 73. SooHoo, N. F., Samimi, D. B., Vyas, R. M., Botzler, T. (2006). Evaluation of the validity of the Foot Function Index in measuring outcomes in patients with foot and ankle disorders. *Foot & Ankle International*, 27(1), 38-42.
 74. Bek, N., Kinikli, G. İ., Callaghan, M. J., Atay, O. A. (2011). Foot biomechanics and initial effects of infrapatellar strap on gait parameters in patients with unilateral patellofemoral pain syndrome. *The Foot*, 21(3), 114-118.
 75. Hughes A. (2012). Ayak (B. Özgül Çev.). R. McDonald (Ed.). *Bantlama Teknikleri* (c. 5 s. 41-63). Pelikan Yayıncılık.
 76. Subotnick, S. I. (1985). The biomechanics of running: implications for the prevention of foot injuries. *Sports Medicine* 2:144-53

77. Westberry, D. E., Davids, J. R., Anderson, J. P., Pugh, L. I., Davis, R. B., Hardin, J. W. (2013). The operative correction of symptomatic flat foot deformities in children. *Bone Joint Journal*, 95-B:706–13.
78. Vicenzino, B., Feilding, J., Howard, R., Moore, R., Smith, S. (1997). An investigation of the anti-pronation effect of two taping methods after application and exercise. *Gait & Posture*, 5(1), 1-5.
79. Basmajian, J. V., De Luca, C. J. (1985). Muscles alive. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, 278, 126.
80. MacLean, C., McClay Davis, I., Hamill, J. (2006). Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. *Clinical Biomechanics*, 21(6), 623-630.
81. Nester, C. J., Van Der Linden, M. L., Bowker, P. (2003). Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait & Posture*, 17(2), 180-187.
82. Cavanagh, P. R., Rodgers, M. M. (1987). The arch index: a useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*, 20(5), 547-551.
83. Menz, H. B. (1998). Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 88(3), 119-129.
84. Huang, C. K., Kitaoka, H. B., An, K. N., Chao, E. Y. (1993). Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot & Ankle International*, 14(6), 353-357.
85. Lee, M. S., Vanore, J. V., Thomas, J. L., Catanzariti, A. R., Kogler, G., Kravitz, S. R. ve diğ. (2005). Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 44(2), 78-113.
86. Dunn, J. E., Link, C. L., Felson, D. T., Crincoli, M. G., Keysor, J. J., McKinlay, J. B. (2004). Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults. *American Journal of Epidemiology*, 159(5), 491-498.

87. Pomeroy, G. C., Pike, R. H., Beals, T. C., Manoli, A. (1999). Current Concepts Review-Acquired Flatfoot in Adults Due to Dysfunction of the Posterior Tibial Tendon. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 81(8), 1173-82.
88. Holmes, G. B., Mann, R. A. (1992). Possible epidemiological factors associated with rupture of the posterior tibial tendon. *Foot & Ankle International*, 13(2), 70-79.
89. Dowling, A. M., Steele, J. R., Baur, L. A. (2001). Does obesity influence foot structure and plantar pressure patterns in prepubescent children?. *International Journal of Obesity*, 25(6), 845-852.
90. Bordin, D., De Giorgi, G., Mazzocco, G., Rigon, F. (2001). Flat and cavus foot, indexes of obesity and overweight in a population of primary-school children. *Minerva Pediatrica*, 53(1), 7.
91. Sachithanandam V, Joseph B. (1995). The influence of footwear on the prevalence of flat foot: a survey of 1846 skeletally mature persons. *Journal of Bone Joint Surgery*, 77 :254– 257
92. Pfeiffer, M., Kotz, R., Ledl, T., Hauser, G., Sluga, M. (2006). Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics*, 118(2), 634-639.
93. Vauhnik, R., Turk, Z., Piliš, I. A., Mičetić-Turk, D. (2006). Intra-rater reliability of using the navicular drop test for measuring foot pronation. *Hrvatski Sportskomedicinski Vjesnik*, 21(1), 8-11.
94. Picciano, A. M., Rowlands, M. S., Worrell, T. (1993). Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 18(4), 553-558.
95. Sell, K. E., Verity, T. M., Worrell, T. W., Pease, B. J., Wigglesworth, J. (1994). Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19(3), 162.
96. Hannigan-Downs, K., Harter, R., Smith, G. (2000). Radiographic Validation and Reliability of Selected Clinical Measures of Pronation. *Journal of Athletic Training*, 35, 12-30.

97. Deng, J., Joseph, R., Wong, C. K. (2010). Reliability and validity of the sit-to-stand navicular drop test: do static measures of navicular height relate to the dynamic navicular motion during gait. *Journal of Student Physical Therapy Research*, 2, 21-28.
98. Ogilvie, S. W., Rendall, G. C., Abboud, R. J. (1997). Reliability of open kinetic chain subtalar joint measurement. *The Foot*, 7(3), 128-134.
99. Elveru, R., Rothstein J. M., Lamb R. L. (1988). Goniometric reliability in clinical setting. *Physical Therapy*, 68: 672-678.
100. Diamond, J. E., Mueller M. J., Delitto A., Sincore D. (1989) Reliability of diabetic foot evaluation. *Physical Therapy*, 69: 797-801.
101. Nubé, V. L., Molyneaux, L., Yue, D. K. (2006). Biomechanical risk factors associated with neuropathic ulceration of the hallux in people with diabetes mellitus. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 96(3), 189-197.
102. Yates, B., White, S. (2004). The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(3), 772-780.
103. Burns, J., Keenan, A. M., Redmond, A. (2005). Foot type and overuse injury in triathletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 95(3), 235-241.
104. Cain, L. E., Nicholson, L. L., Adams, R. D., Burns, J. (2007). Foot morphology and foot/ankle injury in indoor football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10(5), 311-319.
105. Menz, H. B., Morris, M. E., Lord, S. R. (2006). Foot and ankle risk factors for falls in older people: a prospective study. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 61(8), 866-870.
106. Scott G., Menz H. B., Newcombe L. (2007) Age-related differences in foot structure and function. *Gait Posture*, 26:68-75.

107. Pauk, J., Daunoraviciene, K., Ihnatouski, M., Griskevicius, J., Raso, J. V. (2010). Analysis of the plantar pressure distribution in children with foot deformities. *Acta Bioeng Biomechanics*, 12(1), 29-34.
108. Henceroth, W. D., Deyerle, W. M. (1982). The acquired unilateral flatfoot in the adult: some causative factors. *Foot & Ankle International*, 2(5), 304-308.
109. Nakhaee, Z., Rahimi, A., Abaee, M., Rezasoltani, A., Kalantari, K. K. (2008). The relationship between the height of the medial longitudinal arch (MLA) and the ankle and knee injuries in professional runners. *The Foot*, 18(2), 84-90.
110. Tuna, H., Yıldız, M., Çeltik, C., Kokino, S. (2004). Static and dynamic plantar pressure measurements in adolescents. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica* 38(3), 200-205.
111. Jarboe, N. E., Quesada, P. M. (2003). The effects of cycling shoe stiffness on forefoot pressure. *Foot & Ankle International*, 24(10), 784-788.
112. Johanson, M. A., Donatelli, R., Wooden, M. J., Andrew, P. D., Cummings, G. S. (1994). Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. *Physical Therapy*, 74(2), 149-158.

EKLER

Ek 1. Etik Kurulu



HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

06100 Sıhhiye-Ankara
 Telefon: 0 (312) 305 1082 - Faks: 0 (312) 310 0580
 E-posta: goetik@hacettepe.edu.tr

1.4 Mayıs 2013

Sayı: 16969557 -531

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 24.04.2013 ÇARŞAMBA
Toplantı No : 2013/08
Proje No : GO 13/221 (Değerlendirme Tarihi (27.03.2013))
Karar No : GO 13/221 - 17

Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğretim üyelerinden Prof.Dr.Nilgün BEK'in sorumlu araştırmacı olduğu Fzt.Banu KARAHAN'ın tezi olan GO 13/221 kayıt numaralı ve "Farklı Eksternal Desteklerin Arka Ayak Pronasyonuna Etkilerinin Pedobarografik Yöntemle İncelenmesi" başlıklı proje önerisi Kurulumuzda değerlendirilmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- | | |
|---|--|
| 1. Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan) | 9 Prof. Dr. Melahat Görduysus (Üye) |
| 2. Prof. Dr. Nüket Örnek Buken (Üye) | 10. Prof. Dr. Cansın Saçkesen (Üye) |
| 3. Prof. Dr. M. Yıldırım Sara (Üye) | 11. Doç. Dr. R. Köksal Özgül (Üye) |
| 4. Prof. Dr. Sevdâ F. Müftuoğlu (Üye) | 12. Doç. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye) |
| 5. Prof. Dr. Cenk Sökmensüer (Üye) | GÖREVLİ
13 Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye) |
| 6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye) | 14. Doç. Dr. Leyla Dinç (Üye) |
| 7. Prof. Dr. Songül Vaizoglu (Üye) | 14. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye) |
| 8. Prof. Dr. Yılmaz Selim Erdal (Üye) | GÖREVLİ
15. Av. Meltem Onurlu (Üye) |

Ek 2. Değerlendirme Formları**DEĞERLENDİRME FORMU****Tarih:****Ad Soyad :****Cinsiyet :****Telefon :****Yaş :****Boy :****Kilo :****VKI :****Özgeçmiş :****Hikaye :****Naviküler Düşme Testi:****Ağırlıklı naviküler yükseklik:****Ağırlıksız naviküler yükseklik:****Subtalar Eklem Açısı Ölçümü****İnversiyon :****Eversiyon :****Ağırlıklı :****Ağırlıksız :**

Ayak Postür İndeksi

Talus başının palpasyonu:

Supra/ infra malleolar eğimin gözlemlenmesi:

Kalkaneusun frontal düzlemdeki pozisyonu (inversiyon/ eversiyonu):

Talo-naviküler eklemin medial katlantıları (bulging):

Medial arkın gözlemlenmesi:

Ön ayağın arka ayağa göre adduksiyon/ abduksiyonu:

Toplam:

Kas Kuvveti

Tibialis Posterior :

Tibialis Anterior :

Gastroknemius :

Kısalık Testi

Gastroknemius :

Short-Form McGill Pain Questionnaire

Hasta Adı, Soyadı:

Tarih:

	YOK	HAFİF	ORTA	ŞİDDETLİ
Zonklama	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
Şimşek Çarpar Gibi	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
Bıçak Şaplanır Gibi	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
Keskin	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
Kramp Tarzında	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
Kemirici	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
Sıcak-Yanıcı	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
Sancı Verici	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
Ezici	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
Hassaslaştırıcı	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
Yarıcı, Parçalayıcı	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
Yoran, Takatsız Bırakan	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
Hasta Edici	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
Korkutucu	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____
Cezalandırıcı-Zalimce	0) _____	1) _____	2) _____	3) _____

Ağrı

Yok

Dayanılmaz
Derecede
Ağrı

Şu Anki Ağrınız:

0	Ağrı Yok	_____
1	Hafif	_____
2	Rahatsız Edici	_____
3	Sıkıntı Verici	_____
4	Berbat	_____
5	Dayanılmaz	_____

AYAK FONKSİYON ENDEKSİ

Adı Soyadı :

Olgu No :

1- Aşağıdaki durumlarda hissettiğiniz ağrının şiddetini alttaki çizgide işaretleyiniz. 0 hiç ağrı yok durumunu, 10 ise dayanılmaz ağrıyı ifade etmektedir.

- 1(A)- En kötü olduğu zaman
0 ————— 10
- 2(A)- Sabahları
0 ————— 10
- 3(A)-Yalınayak yürürken
0 ————— 10
- 4(A)-Yalınayak ayakta dururken
0 ————— 10
- 5(A)-Ayakkabı ile yürürken
0 ————— 10
- 6(A)-Ayakkabı ile ayakta dururken
0 ————— 10
- 7(A)-Ortezle yürürken
0 ————— 10
- 8(A)- Ortezle ayakta dururken
0 ————— 10
- 9(A)-Gün sonunda
0 ————— 10

2- Aşağıdaki durumlarda hissettiğiniz zorlamanın şiddetini alttaki çizgide işaretleyiniz. 0 hiç zorlanmadığınız durumu, 10 ise hareketi yapamayacak kadar zorlandığınız durumu ifade etmektedir.

- 1(Z)-Ev içinde yürürken
0 ————— 10
- 2(Z)-Ev dışında yürürken
0 ————— 10
- 3(Z)-500 metre yürürken
0 ————— 10
- 4(Z)-Merdiven çıkarken
0 ————— 10
- 5(Z)-Merdiven inerken
0 ————— 10
- 6(Z)-Ayak burnunda dururken
0 ————— 10
- 7(Z)-Sandalyeden kalkarken
0 ————— 10

8(Z)-Yokuş yukarı yürürken

0-----10

9(Z)-Hızlı yürürken

0-----10

3- Aşağıdaki ifadelerin sizin için ne kadar geçerli olduğunu alttaki çizgide işaretleyiniz. 0 durumun size hiç uymadığını, 10 ise ifadenin sizin durumunuzu tam olarak açıkladığını göstermektedir.

1(D)-Ayaklarımdaki sorun nedeniyle bütün günü evde geçiriyorum

0-----10

2(D)- Ayaklarımdaki sorun nedeniyle bütün günü yatarak geçiriyorum

0-----10

3(D)- Ayaklarımdaki sorun nedeniyle aktivitelerim limitleniyor

0-----10