



## Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Dergisi

2014 25(2)86-92

Banu ÜNVER, Uzm. Fzt.<sup>1</sup>  
Nilgün BEK, Prof. Dr.<sup>2</sup>

Geliş Tarihi: 20.05.2014 (Received)  
Kabul Tarihi: 29.07.2014 (Accepted)

### İletişim (Correspondence):

Uzm. Fzt. Banu ÜNVER  
İstanbul Gelişim Üniversitesi Meslek  
Yüksekokulu Ortopedik Protez ve Ortez  
Bölümü Avcılar/İSTANBUL,  
e-posta: banuukarahan@yahoo.com,  
Tel: 0 536 727 26 02

<sup>1</sup> İstanbul Gelişim Üniversitesi  
Meslek Yüksekokulu Ortopedik  
Protez ve Ortez Bölümü

<sup>2</sup> Hacettepe Üniversitesi, Sağlık  
Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve  
Rehabilitasyon Bölümü

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi  
Bilimsel Araştırma Projeleri  
Kordinasyon Birimi tarafından  
013D05401002 nolu proje olarak  
desteklenmiştir.

## ARAŞTIRMA MAKALESİ

### TABANLIK KULLANIMININ PLANTAR TEMAS ALANLARI VE BASINÇ DAĞILIMINA ETKİSİ

#### ÖZET

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı, ayakta aşırı pronasyonun konservatif tedavisinde kullanılan tabanlık uygulamasının plantar temas alanlarına ve basınç dağılımlarına etkilerinin incelenmesiydi.

**Yöntemler:** Çalışmaya yaş ortalaması 25.88±5.92 yıl olan, ayakta pronasyon artışı tanısı konulan, 21 kadın 6 erkek, 27 birey dahil edildi. Bireylerin demografik bilgileri kaydedilerek, Kısa Form McGill Ağrı Anketi, Naviküler Düşme Testi, Ayak Postür İndeksi, Ayak Fonksiyon İndeksi uygulandı. Ayağın plantar temas alanları ve basınç dağılımlarını saptamak için, bireyler, önce çıplak ayakla ardından ayak deformitelerine spesifik olarak üretilmiş tabanlık ile yürüyüşleri sırasında dinamik pedobarografik analiz (Rs Scan-Footscan<sup>®</sup>) ile değerlendirildi.

**Sonuçlar:** Pedobarografiyle yapılan dinamik ölçümlerde toplam temas alanları ile sağ ve sol orta ayağın temas yüzeyi yüzdelerin tabanlıkla anlamlı olarak arttığı (p<0.001), ön ve arka ayağın temas yüzeyi yüzdelerin tabanlıkla anlamlı olarak azaldığı (p<0.001), maksimum taban basınçlarının sol ayakta 2., 3. ve 4. metatars, sağ ayakta 2. ve 3. metatars bölgesinde, her iki ayakta topuk mediali ve topuk laterali bölgelerinde çıplak ayağa göre tabanlıkla azaldığı (p=0.007, p=0.001, p=0.003, p<0.001, p=0.011, p=0.001, p=0.004, p=0.002, p=0.006) bulundu. Parmaklar, 1. metatars, 5. metatars ve orta ayakta maksimum ayak taban basınçları açısından çıplak ayak ve tabanlıklılık durumu arasında anlamlı fark olmadığı bulundu (p>0.05).

**Tartışma:** Subtalar eklem proksimalinde ve distalinde patolojik değişikliklere sebep olan pronasyon artışı, ayağın yük dağılımını bozarak taban basınçlarını etkiler. Bu deformiteyi düzeltmek için kullanılan en yaygın yöntemlerden biri tabanlık uygulamasıdır. Çalışmamızın sonuçları, arka ayağın aşırı pronasyonunu önlemek için kişiye özel üretilen tabanlık uygulamasının, ayak taban basınç dağılımlarını düzeltmek ve temas yüzeyini arttırarak belli bölgelerde aşırı yüklenmeyi önlemekte etkili olduğunu vurgulamıştır.

**Anahtar kelimeler:** Ayak deformiteleri; tabanlık; pedobarografi

## RESEARCH ARTICLE

### EFFECTS OF THE INSERT TO PLANTAR CONTACT AREA AND PRESSURE DISTRIBUTION

#### ABSTRACT

**Purpose:** The purpose of this study is to investigate the effects of inserts that are used for conservative treatment of excessive foot pronation, on plantar contact areas and pressure distribution.

**Methods:** 27 subjects consisting of 6 men and 21 women, mean age 25.88±5.92, and having excessive foot pronation were included in this study. Demographic data were recorded. Short Form McGill Questionnaire, Navicular Drop Test, Foot Posture Index and Foot Function Index were performed for each subject. Subjects were evaluated with dynamic pedobarography (Rs Scan-Footscan<sup>®</sup>), first barefoot, than with specific inserts, to assess plantar contact area and pressure distribution.

**Results:** Findings from dynamic pedobarography indicated that there were significant increase at total contact area, contact area percents of midfoot, significant decrease at contact area percents of fore and rearfoot, at maximum plantar pressures on 2., 3., 4. metatars areas of left foot and on 2. and 3. metatars areas of right foot, on medial and lateral heel with insert according to barefoot (p=0.007, p=0.001, p=0.003, p<0.001, p=0.011, p=0.001, p=0.004, p=0.002, p=0.006). There were no significant difference at maximum pressures on toes, 1. and 5. metatars areas and midfoot, between barefoot and with insert conditions (p>0,05).

**Discussion:** Excessive foot pronation, causes pathologic changes on proximal and distal subtalar joint, effects plantar pressures destroying load distribution. Using insert is the most common method to correct this deformity. The results of our study emphasizes, specific inserts are effective to distribute plantar pressures and prevent excessive loading of specific areas increasing contact area.

**Key words:** Foot deformities; insole; pedobarography

## GİRİŞ

Ayakta sağlıklı bir yük dağılımı, ayağın stabilizasyon ve mobilizasyon görevini birlikte yerine getirebilmesine bağlıdır ve bunu da subtalar ve midtarsal eklem birliğinde hareketi sağlar (1). Normal bir ayakta, topuk vuruşundan taban temasına kadar olan sürede 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 kaldırıca dönüşür (2,3).

Arka ayakta aşırı pronasyon, yürüyüş periyodunda supinasyonun normal olduğu fazlarda subtalar eklem pronasyonda olması olarak tanımlanabilir. Bu durumda, subtalar eklem, taban temasının ardından pronasyonda kalmaya devam eder. Midtarsal eklem kilitlenmez, ön ayak rijit kaldırıca dönüşemez ve mobil olarak kalır. Bu değişiklik, subtalar eklem proksimalinde ve distalinde patolojik değişikliklere sebep olur (2,4-8). Ayakta anormal pronasyon, artmış esneklik, yük dağılımında bozulma, halluks valgus ve topuk dikenini gibi problemlere, bacağı, dizi, kalçayı ve beli ilgilendiren postüral bozukluklara neden olabilmektedir (5).

Arka ayakta aşırı pronasyonu önlemek için sık kullanılan konservatif yöntemler arasında medial arkı destekleyen, kas ve bağları kuvvetlendirmek için verilen egzersizler, elektrik stimülasyonu, tabanlık, kamalar, esnek ve esnek olmayan bantlama teknikleri gibi uygulamalar bulunmaktadır (2,9).

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 (2,10,11). Bunun yanında medial arkı değerlendiren yöntemlerden dinamik ve statik basınç ölçümleriyle radyografik ölçümü karşılaştıran, bu yöntemlerin ağrı ve özürlü ile ilişkisini inceleyen çalışmalar mevcuttur (12,13).

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 pedobarografik ölçüm gibi daha objektif

değerlendirme yöntemleri önem kazanmıştır (14-18). 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 basınç ölçümleri, ön ve arka ayakta maksimal basınç değerleri, ayakta toplam basınç, 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 basınç değişiklikleri, parmakların fonksiyonları gibi etmenler dinamik ölçümlerde elde edilmektedir (12,19). Bu çalışma, arka ayakta artmış ve uzamış pronasyonun konservatif tedavisinde kullanılan, soruna özel tasarlanmış tabanlık uygulamasının plantar temas alanlarında ve basınç dağılımlarında ortaya çıkardığı etkilerin incelenmesi amacıyla planlanmıştır.

## YÖNTEMLER

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, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nca ön görülen aydınlatılmış onam formunu kabul eden 27 birey ile gerçekleştirildi.

Çalışmaya 19-45 yaş arası, arka ayakta esnek artmış pronasyonu olan, sağ dominant bireyler dahil edilirken, rijid pes planus, pes kavus, halluks valgus, halluks rijidus veya kalkaneal epini olan, alt ekstremitte ile ilgili cerrahi geçirmiş, yürüyüşü etkileyecek herhangi bir ortopedik problemi, ayağı tutan sistemik bir hastalığı veya nörolojik problemi bulunan bireyler çalışma dışı bırakıldı.

Çalışma, yaşları 19-45 arasında değişen, 21 kadın 6 erkek olmak üzere 27 bireyin katılımıyla gerçekleştirildi. Çalışmaya katılan tüm bireylerin demografik bilgileri kaydedilerek bireyler ağrı, medial longitudinal ark (MLA) yüksekliği, ayak postürü ve fonksiyonel durum açılarından değerlendirildi, çıplak ayak ve tabanlık ile olmak üzere iki farklı biçimde dinamik olarak pedobarografik analize tabi tutuldu.

**Tablo 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 <sup>2</sup> )	22,59±3,72

VKİ: Vücut Kitle İndeksi

## Etik Kurul

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.

## Ağrı Değerlendirmesi

Ağrı değerlendirilmesi Kısa Form McGill (KF-McGill) Ağrı Anketi'nin Türkçe versiyonu kullanılarak yapıldı (20). 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.

## MLA Yüksekliğinin Değerlendirmesi

MLA 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

**Tablo 2.** Ağrı, Naviküler Düşme Testi, Ayak Postür İndeksi ve Ayak Fonksiyon İndeksi ölçüm sonuçları dağılımı

n=27	Yön	X±SS
<b>Ağrı</b>		
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
Ayak Postür İndeksi	Sol	9.22±1.67
	Sağ	9.29±1.65
Ayak Fonksiyon İndeksi		35.70±27.02

KF-McGill TAO: Kısa Form McGill toplam ağrı oranı  
 KF-McGill VAS: Kısa Form McGill görsel analog skalası  
 KF-McGill TAŞ: Kısa Form McGill toplam ağrı şiddeti

ayaklarında da naviküler tüberkül işaretlendi, sonra alt kenarı yerde bulunan bir kart üzerine naviküler tüberkül hizasına işaret koyuldu. Daha sonra bireyden ayağa kalkması istendi, ayağa tam ağırlık vermişken aynı kartın üzerine naviküler tüberkül hizası yeniden işaretlendi. Her iki çizgi arasındaki uzaklığın mm cinsinden ifadesi naviküler düşme miktarı olarak kaydedildi (14).

## Ayak Postür İndeksi

Ayağın postür analizi Ayak Postür İndeksi kullanılarak yapıldı. Değerlendirme esnasında kişiden ayakta gevşek pozisyonda durması istendi. 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 değerlendirilerek, bu kriterlerin her biri -2 ile +2 arasında değerler aldı. Elde edilen toplam skor kaydedildi, 0 ayağın nötral pozisyonda, pozitif değerler pronasyonda, negatif değerler ise supinasyonda olduğu şeklinde yorumlandı (18,21).

## 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 dahildir. 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, özür ve aktivite limitasyonunun daha fazla olduğu şeklinde yorumlanır (22,23).

## 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 dinamik olarak yapıldı. Dinamik ölçümler kişiler platform üzerinde normal yürüme hızında yürürken yapıldı. Her bireyin beş dinamik değerlendirme sonucunun ortancaları alındı. Dinamik değerlendirme ile her iki ayağın toplam temas alanı (cm<sup>2</sup>), ön, orta ve

**Tablo 3.** Dinamik pedobarografi ile ölçülen toplam temas alanı ile arka, orta ve ön ayağa düşen temas alanı yüzdelерinin çıplak ayak ve tabanlık uygulaması ile karşılaştırılması (Wilcoxon testi).

Temas Alanı n=27	Yön	Çıplak Ayak	Tabanlık	p	z
		X±SS	X±SS		
Toplam (cm <sup>2</sup> )	Sol	111.47±17.5	139.34±18.78	<0.001*	-4.541
	Sağ	111.55±20.64	148.13±21.75	<0.001*	-4.541
Arka ayak (%)	Sol	26.86±3.05	23.75±2.74	<0.001*	-3.975
	Sağ	30.18±3.54	25.6±2.14	<0.001*	-4.541
Orta ayak (%)	Sol	21.79±6.85	31.32±4.14	<0.001*	-4.541
	Sağ	15.85±6.37	28.07±4.4	<0.001*	-4.541
Ön ayak (%)	Sol	51.28±5.86	44.74±3.84	<0.001*	-4.001
	Sağ	54.45±3.69	46.28±3.49	<0.001*	-4.541

\*: p&lt;0,05

arka ayağa düşen temas alanı yüzdeleri, 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 (max basınç) değerleri (N/cm<sup>2</sup>) ölçüldü ve kaydedildi (12,24).

Dinamik pedobarografik değerlendirme her bireyde çıplak ayak ve tabanlıkla olmak üzere iki farklı şekilde yapıldı.

### Tabanlık Uygulaması

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 ve transvers ark takviyeleri eklenerek aynı protez ortez teknikeri tarafından yapıldı. Bireyler, her iki ayaklarına uygulanan tabanlıkla değerlendirmeye tabi tutulurken, platformda tabanlığın üzerine özel çorap giydirilerek yürütüldü.

### İstatistiksel Yöntem

İstatistiksel analizler Windows tabanlı SPSS 18.0 paket programı ile yapıldı, p değeri 0,05 olarak alındı. Yapılan ölçümlerden elde edilen değişkenler aritmetik ortalama±standart sapma olarak ifade

**Tablo 4.** Dinamik pedobarografi ile ölçülen maksimum taban basınçlarının çıplak ayak ve tabanlık uygulaması ile karşılaştırılması (Wilcoxon testi).

Max Basınç (N/cm <sup>2</sup> )	Yön	Çıplak Ayak	Tabanlık	p	z
		X±SS	X±SS		
Baş parmak	sol	3.05±3.1	2.99±2.34	0.648	-0.456
	sağ	3.42±2.94	3.12±3.16	0.946	-0.067
2-5 parmak	sol	0.13±0.54	0.35±0.55	0.209	-2.161
	sağ	0.12±0.37	0.3±0.67	0.254	-1.140
1. metatars	sol	1.66±2.82	1.91±2.75	0.548	-0.601
	sağ	2.48±3.13	1.81±2.66	0.338	-0.958
2. metatars	sol	5.49±4.63	3.48±4.51	0.007*	-2.718
	sağ	8.01±6.61	3.25±3.73	<0.001*	-3.965
3. metatars	sol	8.87±7.14	5.19±5.48	0.001*	-3.315
	sağ	10.16±9.24	5.84±6.04	0.011*	-2.553
4. metatars	sol	5.94±5.96	4.06±6.18	0.003*	-3.000
	sağ	5.74±4.76	3.87±4.11	0.053	-1.938
5. metatars	sol	1.89±2.44	1.81±4.16	0.286	-1.066
	sağ	1.85±2.37	1.22±1.99	0.385	-0.869
Orta ayak	sol	1.19±1.77	1.47±1.66	0.173	-1.364
	sağ	0.97±1.41	1.32±1.53	0.149	-1.444
Topuk mediali	sol	6.61±4.99	4.22±3.61	0.001*	-3.301
	sağ	5.9±4.34	3.78±3.78	0.004*	-2.896
Topuk laterali	sol	5.79±5.27	2.98±3.47	0.002*	-3.137
	sağ	5.68±4.74	3.21±3.76	0.006*	-2.745

\*:p&lt;0,05

edildi. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemler (Kolmogorov-Smirnov/Shapiro-Wilk testleri) kullanılarak incelendi. Çıplak ayak ve tabanlık kullanımı ile elde edilen dinamik pedobarografik analiz sonuçları bağımlı değişkenler olduğu ve normal dağılıma uygun olmadığı bulunduğu için Wilcoxon testi ile karşılaştırıldı.

## SONUÇLAR

Çalışmamız 21 kadın 6 erkek olmak üzere 27 birey ile gerçekleştirildi. Bireylerin yaşları 19-45 arasında olup yaş ortalamaları  $27.88 \pm 5.92$  yıldır.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş, boy, vücut ağırlığı ve vücut kitle indeksi (VKİ) ile ilgili değerler Tablo 1'de gösterilmektedir. Bireylerin Kısa Form McGill Anketi, Naviküler Düşme Testi, Ayak Postür İndeksi ve Ayak Fonksiyon İndeksi sonuçlarının dağılımı Tablo 2'de gösterilmektedir.

Dinamik pedobarografi ile ölçülen toplam temas alanlarının tabanlık uygulamasıyla anlamlı olarak arttığı ( $p < 0.001$ ), ön ve arka ayak temas alanı yüzdelerinin tabanlık uygulamasıyla anlamlı olarak azalırken orta ayak temas alanı yüzdelerinin tabanlık uygulamasıyla anlamlı olarak arttığı bulundu ( $p < 0.001$ ) (Tablo 3).

Sol ayakta 2., 3. ve 4. metatars bölgesinde, sağ ayakta 2. ve 3. metatars bölgesinde, sağ ve sol ayakta topuk mediali ve topuk laterali bölgelerinde çıplak ayağa göre tabanlık uygulamasının maksimum taban basınçlarını azalttığı bulundu ( $p = 0.007$ ,  $p = 0.001$ ,  $p = 0.003$ ,  $p < 0.001$ ,  $p = 0.011$ ,  $p = 0.001$ ,  $p = 0.004$ ,  $p = 0.002$ ,  $p = 0.006$ ). Her iki ayakta da 1., 2., 3., 4. ve 5. parmak, 1. ve 5. metatars ve orta ayak bölgelerinde maksimum taban basınçları açısından her iki uygulama arasında anlamlı bir fark olmadığı bulundu ( $p > 0.05$ ) (Tablo 4).

## 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 postürel bozukluklara neden olabilen bir deformitedir (5).

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 ekstremitte mekaniğini ve aşırı pronasyondan kaynaklanan semptomları olumlu yönde etkilediğini göstermiştir (25-27).

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 başlamış, o yıllardan itibaren ayak biyomekaniği, diyabetik ayak, ortopedik cerrahi, nörolojik problemler ve ortez-ayakkabı modifikasyonu ile ilgili çalışmalar yapılmıştır (19,28,29). Ayak yapısı incelerken radyografik yöntemle ölçülebilen açılar kullanan ya da bu yöntemleri pedobarografik yöntemle karşılaştıran çalışmalar bulunmakla birlikte, literatürde ayak yapısı ile ilgili değerlendirmeler en yaygın olarak pedobarografik ölçümle yapılmıştır (12,13,30-33). Radyografik ölçümlere göre pedobarografik ölçümün en önemli avantajı, ayağı, sadece statik olarak değil, yürüyüş periyodu boyunca dinamik olarak değerlendirebilmesidir (30).

Bu çalışmada dinamik olarak ölçülen toplam taban temas alanının tabanlık kullanımı ile çıplak ayağa göre anlamlı olarak arttığı bulunmuştur. Uzunca ve diğerleri pes planuslu hastalarda engelin varlığının taban temas alanındaki artış ile ilişkisi olduğu sonucuna varmışlardır (12). Arka ayak pronasyonunda artış ve arkin çökmesi, ayak mekaniğini bozarak taban temas alanının artışına sebep olabilir. Jarboe ve diğerleri, tabanlığın ayak tabanının rahatlığını sağlaması için daha geniş bir temas alanı oluşturması gerektiğini ifade etmişlerdir (34). 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 de çalışmamızın sonuçlarına benzer olarak, ortez kullanımının orta ayağın temas alanında anlamlı bir artışa neden olduğunu bulmuşlardır (35). Healy ve diğerleri 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 (36). 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.

2., 3. ve 4. metatars, topuk mediali ve topuk laterali bölgelerinde, maksimum basınçların tabanlıkla, çıplak ayağa göre azaldığı bulunmuştur. Aminian ve diğerleri, farklı ortezlerin, 2. ve 3. metatars ve topuk bölgelerinde maksimum basınçları anlamlı olarak azalttığını bulmuşlardır (37). 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 diğerleri de, ortez kullanımının 1. metatars bölgesi ile topuğun medial ve lateralinde maksimum taban basınçlarını azalttığını bulmuşlardır (36). Çalışmamızda ön ayağın 2.,3. ve 4. metatars başları ile topuk bölgesinde maksimum basınçların tabanlıkla azalması, tabanlığın ön ve arka ayaktaki aşırı yüklenmeyi önlediği biçiminde yorumlanabilir.

Bu çalışma, arka ayakta aşırı pronasyonun ve onun neden olabileceği sekonder deformitelerin, tabanlık kullanımı ile önlenileceğini göstermektedir. Tabanlık uygulamasının ayak taban basınç dağılımlarını düzeltmek ve temas yüzeyini arttırarak belli bölgelerde aşırı yüklenmeyi önlemek konusunda etkili olduğu görülmüştür. Erişkinlerde sıklıkla görülebilen ve farklı sekonder deformitelere neden olabilen ayakta pronasyon artışı, fizyoterapistlerin kişinin ayak problemine özel tasarlanmış tabanlık önermesi ile önlenmelidir.

Bu çalışmanın en önemli limitasyonu, tabanlık uygulaması ile yapılan pedobarografik ölçümlerde tabanlığın bireylerin ayaklarına çorap giydirilerek sabitlenmesidir. Bu yöntemin tabanlığın medio-lateral kaymasını önlemede yetersiz kalmış olabileceğini, ileriki çalışmaların pedobarografik parametreleri ayakkabı içine yerleştirilebilen basınç sensörlü insertler ile değerlendirebilecek bir sistemle yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

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

## KAYNAKLAR

1. Sammarco GJ, Hockenbury RT. Biomechanics of the foot and ankle. In: Nordin M, Frankel VH, editors. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2001; p. 222-5.
2. Leung AKL, Mak AFT, Evans JH. Biomechanical gait evaluation of the immediate effect of orthotic treatment for flexible flat foot. *Prosthet Orthot Int.* 1998;22(1):25-34.
3. McPoil TG, Hunt GC. Evaluation and management of foot and ankle disorders: present problems and future directions. *J Orthop Sports Phys Ther.*1995;21(6):381-8.
4. Nawoczenski DA, Saltzman CL, Cook TM. The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupliacavanagng behavior of the leg and rearfoot. *Phys Ther.* 1998;78(4):404-16.
5. Valmassy RL. Pathomechanics of lower extremity function. In: Valmassy RL editor. *Clinical biomechanics of the lower extremities.* St. Louis: Mosby, 1996; p. 59-84
6. Minkowsky I, RM. The Spine, an integral part of the lower extremity. Valmassy RL editor. *Clinical biomechanics of the lower extremities.* St. Louis: Mosby, 1996; p. 95-112.
7. Norkin CC. Posture. Levangie PK, Norkin CC, editors. *Joint structure and function.* USA: F. A. Davis Company, 2005; p. 479-516.
8. Wiewiorski M, Valderrabano V. Painful flatfoot deformity. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 2011;78(1):20-6.
9. Hadley A, Griffiths S, Griffiths L, Vicenzino B. Antipronation taping and temporary orthoses. Effects on tibial rotation position after exercise. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1997;89 (3):118-23.
10. Del Rossi G, Fiolkowski P, Beth Horodyski M, Bishop M, Trimble M. For how long do temporary techniques maintain the height of the medial longitudinal arch?. *Phys Ther Sport.* 2004;5(2):84-9.
11. Eng JJ, Pierrynowski MR. The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. *Phys Ther.* 1994;74(9):836-44.
12. Uzunca K, Taştekin N, Birtane M. Erişkin Tip. Pes planusta ağrı ve dizabilitenin radyografik ve pedobarografik parametreler ile ilişkisi. *Romatizm*, 2006;21(3):95-9.
13. Yalçın N, Esen E, Kanatlı U, Yetkin H. Evaluation of the medial longitudinal arch: a comparison between the dynamic plantar pressure measurement system and radiographic analysis. *Act Orthop Traumatol Turc.* 2010;44(3):241-5.
14. Morrison SC, Durward BR, Watt GF, Donaldson MDCA. Literature review evaluating the role of the navicular in the clinical and scientific examination of the foot. *Br J Pod.* 2004;7(4):110-114.
15. Elveru AR, Rothstein JM, Lamb RL, Riddle DL. Methods for taking subtalar joint measurements: A clinical report. *Physi Ther.*1988;68(5):678-82.
16. Gray G. Functional locomotor biomechanical examination. Toledo: OH, American Physical Rehabilitation Network; 1984.
17. Rzeghi M, Batt ME. Foot type classification: A critical review of current methods. *Gait Posture.* 2002;15(3):282-91.
18. Redmond A, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The foot posture index. *Clin Biomech.* 2006;21(1):89-98.
19. Tuna H. Ayak hastalıklarında pedobarografik değerlendirme-Derleme. *Türk Fiz Tip Rehab Derg.* 2005;51:51-54.
20. Yakut Y, Yakut E, Bayar K, Uygur F. Reliability and validity of the Turkish version short-form McGill pain questionnaire in patients with rheumatoid arthritis. *Clin Rheumatol.* 2007;26(7):1083-7.
21. Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the Foot Posture Index. *J Foot Ankle Res.* 2008;1(1):6.
22. Kavlak Y, Demirtaş RN. Yaşlı erkeklerde ayak problemlerinin ayak fonksiyonları üzerine etkisi. *Turk Geriatr. Derg.* 2010;13(3):191-6.
23. SooHoo NF, Samimi DB, Vyas RM, Botzler T. Evaluation of the validity of the Foot Function Index in measuring outcomes in patients with foot and ankle disorders. *Foot Ankle Int.* 2006;27(1):38-42.
24. Bek N, Kinikli Gİ, Callaghan MJ, Atay OA. Foot biomechanics and initial effects of infrapatellar strap on gait parameters in patients with unilateral patellofemoral pain syndrome. *Foot.* 2011; 21(3):114-8.
25. O'Sullivan K, Kennedy N, O'Neill E, Mhainin UN. The effect of low-dye taping on rearfoot motion and plantar pressure during the stance phase of gait. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008;9(1):111.

26. MacLean C, McClay Davis I, Hamill J. Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. *Clin Biomech.* 2006;21(6):623-30.
27. Nester CJ, Van Der Linden ML, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture.* 2003;17(2):180-7.
28. Orlin MN, McPoil TG. Plantar pressure assessment. *Phys Ther.* 2000;80(4):399-409.
29. Cavanagh PR, Ulbrecht JS, Zanine W, Welling RL, Leschinsky D, Van Schie CA. Method for the investigation of the effects of outsole modifications in therapeutic footwear. *Foot Ankle Int.* 1996;17(11):706-8.
30. Chen CH, Huang MH, Chen TW, Weng MC, Lee CL, Wang GJ. The correlation between selected measurements from footprint and radiograph of flatfoot. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(2):235-40.
31. Cavanagh PR, Rodgers MM. The arch index: a useful measure from footprints. *J Biomech.* 1987;20(5):547-51.
32. Menz HB. Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1998;88(3):119-29.
33. Huang CK, Kitaoka HB, An KN, Chao EY. Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot Ankle.* 1993;14(6): 353-7.
34. Jarboe NE, Quesada PM. The effects of cycling shoe stiffness on forefoot pressure. *Foot Ankle.* 2003;24(10):784-8.
35. Bousie JA, Blanch P, McPoil TG, Vicenzino B. Contoured in-shoe foot orthoses increase mid-foot plantar contact area when compared with a flat insert during cycling. *J Sci Med Sport.* 2013;16(1):60-4.
36. Healy A, Dunning DN, Chockalingam N. Effect of insole material on lower limb kinematics and plantar pressures during treadmill walking. *Prosthet Orthot Int.* 2012;36(1):53-62.
37. Aminian G, Safaeepour Z, Farhoodi M, Pezeshk AF, Saeedi H, Majddoleslam B. The effect of prefabricated and proprioceptive foot orthoses on plantar pressure distribution in patients with flexible flatfoot during walking. *Prosthet Orthot Int.* 2013;37(3):227-32.