

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

**CAD/CAM VE GELENEKSEL YÖNTEMLERLE ÜRETİLMİŞ  
İKİ FARKLI TABANLIK UYGULAMASININ, AĞRILI ESNEK  
DÜZ TABANLI BİREYLERDE AĞRI, YAŞAM KALİTESİ VE  
FİZİKSEL PERFORMANS ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Uzm. Fzt. Yasin YURT**

**Protez-Ortez ve Biyomekani Programı  
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA  
2015**

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

**CAD/CAM VE GELENEKSEL YÖNTEMLERLE ÜRETİLMİŞ  
İKİ FARKLI TABANLIK UYGULAMASININ, AĞRILI ESNEK  
DÜZ TABANLI BİREYLERDE AĞRI, YAŞAM KALİTESİ VE  
FİZİKSEL PERFORMANS ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Uzm. Fzt. Yasin YURT**

**Protez-Ortez ve Biyomekani Programı**

**DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI**

**Prof. Dr. Gül ŞENER**


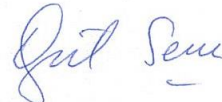



**ANKARA**

**2015**

## ONAY SAYFASI

Anabilim Dalı : Fizyoterapi ve Rehabilitasyon  
 Program : Protez-Ortez ve Biyomekani  
 Tez Başlığı : Cad/Cam ve geleneksel yöntemlerle üretilmiş iki farklı tabanlılık uygulamasının, ağırlı esnek düz tabanlı bireylerde ağrı, yaşam kalitesi ve fiziksel performans üzerindeki etkilerinin karşılaştırılması  
 Öğrenci Adı-Soyadı : Yasin YURT  
 Savunma Sınavı Tarihi : 24.02.2015

Bu çalışma jürimiz tarafından doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Fatih ERBAHÇECİ   
 Hacettepe Üniversitesi  
 Tez Danışmanı: Prof. Dr. Gül ŞENER   
 Hacettepe Üniversitesi  
 Üye: Prof. Dr. Yavuz YAKUT   
 Hacettepe Üniversitesi  
 Üye: Prof. Dr. Hülya HARUTOĞLU   
 Doğu Akdeniz Üniversitesi  
 Üye: Prof. Dr. Kezban BAYRAMLAR   
 Hasan Kalyoncu Üniversitesi

### 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

Lisans ve lisansüstü eğitim hayatım boyunca anne şevkatiyle yaklaşarak beni her çalışmamda destekleyen saygıdeğer danışman hocam Prof. Dr. Gül Şener'e bana kattığı değerlerden dolayı çok teşekkür ederim.

Sadece bir eğitmen olarak değil, kişiliğiyle de her zaman rol model olarak bana yol gösteren Prof. Dr. Yavuz Yakut hocama değerli katkılarından dolayı çok teşekkür ederim.

Doktora tez çalışmamın her aşamasında yanımda olarak, sağladığı imkanlarla desteğini her zaman hissettiren Prof. Dr. Hülya Harutoğlu hocama teşekkürü bir borç bilirim.

Alanımla ilgili bir çok beceriyi kendisinden edindiğim, öğretmekten keyif alan çok değerli hocam Prof. Dr. Fatih Erbahçeci'ye üzerimdeki emeğinden dolayı çok teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca içten yaklaşımıyla desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Mehtap Malkoç hocama çok teşekkür ederim.

Lisan ve lisansüstü eğitim ve akademik hayatım süresince sohbetle yaklaşarak, keyifli bir öğrenme ortamı sunan Prof. Dr. Fatma Uygur, Prof. Dr. Kezban Bayramlar, Prof. Dr. Nilgün Bek, Doç. Dr. Özlem Ülger ve Doç. Dr. Semra Topuz hocalarıma bana kattıklarından dolayı çok teşekkür ederim.

Hayatımın her aşamasında sıcaklığını hissettirerek zoru kolaylaştıran sevgili eşim Merve'ye ve aileme çok teşekkür ederim.

Doktora eğitimim boyunca Yurt İçi Lisansüstü Burs Programı kapsamında maddi destekte bulunan TÜBİTAK kurumuna teşekkür ederim.

## ÖZET

**Yurt Y. Cad/Cam ve geleneksel yöntemlerle üretilmiş iki farklı tabanlık uygulamasının, ağırlı esnek düz tabanlı bireylerde ağrı, yaşam kalitesi ve fiziksel performans üzerindeki etkilerinin karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez-Ortez ve Biyomekani Programı Doktora Tezi, Ankara, 2015** Amacımız Cad/Cam ve geleneksel yöntemlerle üretilen iki farklı tabanlık uygulamasının ağırlı, esnek düz tabanlı bireylerde; ağrı, yaşam kalitesi ve fiziksel performans üzerine etkilerini karşılaştırmaktı. 67 birey; Cad/Cam (n = 22), geleneksel (n = 22) ve plasebo kontrol (n = 23) şeklinde 3 gruba rastgele dağıtıldı. İlk ve iki ay sonra yapılan ikinci ölçümlerde, ayak ağrısı Görsel Analog Skalası ve Ayak Fonksiyon İndeksi ile, yaşam kalitesi ise Kısa Form-36 ile değerlendirildi. Fiziksel performans değerlendirmesi amacıyla iki aylık takip sonunda, tabanlı ve tabanlısız olarak denge, dikey sıçrama ve fizyolojik harcama indeksi ölçümleri yapıldı. Ayrıca her gruba egzersiz programı verildi ve tedavi sonrasında görsel analog skalası ile tabanlık memnuniyeti sorgulaması yapıldı. Tedavi öncesinde gruplar arası ölçümlerde fark yoktu ( $p > 0.05$ ). Her grupta tedavi sonrası ayak ağrısında anlamlı bir azalma, fiziksel yaşam kalitesinde anlamlı bir artış görüldü ( $p < 0.05$ ). Ağrı şiddetindeki azalma müdahale gruplarında anlamlı olarak daha fazlaydı ( $p < 0.05$ ). Müdahale gruplarının tedavi sonrası ağrı şiddeti ölçümleri arasında ise bir fark bulunmadı ( $p > 0.05$ ). Geleneksel yöntemin memnuniyet sonucu plaseboya göre daha yüksekti ( $p < 0.05$ ). Tabanlıkların denge, dikey sıçrama ve fizyolojik harcama indeksi ölçümlerine bir etkisi bulunmadı ( $p > 0.05$ ). Sadece plasebo grubunun dikey sıçrama değerlerinde minimal bir artış vardı. Sonuçlarımız ortez tedavisinin ağırlı esnek düz tabanlı bireylerde tedavinin önemli bir parçası olduğunu göstermektedir. Cad/Cam ve geleneksel yöntemlerin her ikisi de tedavide kullanılabilir. Konservatif tedavideki bu başarı oranı, farmakolojik ve cerrahi seçeneklerin yan etkileri göz önüne alındığında daha bir önem kazanmaktadır. İleriki çalışmalarda, düzeltici bir tabanlık ile birlikte kapsamlı bir fizyoterapi ve rehabilitasyon programının uygulanması daha etkili olabilir.

**Anahtar Kelimeler:** Düz taban, tabanlık, ağrı, yaşam kalitesi, fiziksel performans

## ABSTRACT

**Yurt Y. Comparison of two different insole types which were produced by Cad/Cam and conventional methods on pain, quality of life and physical performance in painful flexible flat foot. Hacettepe University, Institute of Health Sciences, Prosthetics Orthotics and Biomechanics Program Doktorate Thesis, Ankara, 2015.** Our aim was to compare two different type of insoles which were produced by Cad/Cam and conventional methods on pain, quality of life and physical performance in painful flexible flat foot. 67 people were randomized into three groups; Cad/Cam (n = 22), conventional (n = 22) and placebo control (n = 21). Visual Analog Scale and Foot Function Index were used to investigate foot pain and Short Form-36 for quality of life at first and after two months. Balance, vertical jump and physiological cost index measurements were used to investigate physical performance with and without insole at the end of treatment. Also insole satisfaction was investigated with Visual analog Scale and a home exercise program was given for all groups. There were no difference at any values between groups before treatment ( $p > 0.05$ ). There was significant reduction at foot pain and improvement at physical quality of life for all groups ( $p < 0.05$ ). Pain reduction was significantly higher for intervention groups ( $p < 0.05$ ). We found no difference between intervention groups at any measurements ( $p > 0.05$ ). Conventional method got higher satisfaction than placebo ( $p < 0.05$ ). We did not found any effect of insoles on balance, vertical jump and physiological cost index ( $p > 0.05$ ). Only placebo showed an improvement in vertical jump but the difference was minimal. Our results show that orthotic treatment is an important part of treatment in painful flexible flat foot. Both Cad/Cam and conventional insole types can be prescribed. When side effects of pharmacological and surgical options are taken into consideration these results of conservative therapy get more valuable. In future studies, to improve effect of treatment a comprehensive physiotherapy and rehabilitation program with a corrective insole could be more effective.

**Key Words:** Flat foot, orthotic insoles, pain, quality of life, athletic performance

## İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLOLAR DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ayak Biyomekaniği	3
2.2. Düz Taban Deformitesi	5
2.2.1. Etiyolojisi	5
2.2.2. İnsan Sağlığı Üzerine Etkisi	6
2.2.3. Konservatif Tedavisi	6
2.2.4. Esnek Düz Tabanda Ortez Tedavisi	7
3. BİREYLER VE YÖNTEM	12
3.1. Bireyler	12
3.2. Yöntem	12
3.2.1. Demografik Bilgiler	13
3.2.2. Ayak Postür Değerlendirmesi	13
3.2.3. Ağrı Değerlendirmesi	14
3.2.4. Yaşam Kalitesi Değerlendirmesi	15
3.2.5. Fiziksel Aktivite Seviyesi	15
3.2.6. Ayakkabı Alışkanlığı	15
3.2.7. Denge Değerlendirmesi	15
3.2.8. Dikey Sıçrama Ölçümü	16
3.2.9. Fizyolojik Harcama İndeksi	17
3.2.10. Tabanlık Uygulamaları	17
3.2.11. Hasta Memnuniyeti	21

3.2.12. Ev Programı	21
3.3. İstatistiksel Analiz	21
4. BULGULAR	22
4.1. Demografik Özellikler	23
4.2. Fiziksel Aktivite Seviyesi, Tabanlık Kullanım Süresi, Hasta Memnuniyeti	24
4.3. Ağrı	25
4.4. Yaşam Kalitesi	27
4.5. Fiziksel Performans	28
5. TARTIŞMA	30
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	40
7. KAYNAKLAR	42
8. EKLER	
Ek 1. Etik Kurul İzni	



## SİMGELER VE KISALTMALAR

AFİ	Ayak Fonksiyon İndeksi
API	Ayak Postür İndeksi
BKİ	Beden kütle indeksi
Cad/Cam	<i>Computer aided design / Computer aided manufacturing</i>
cm	Santimetre
dk	Dakika
EVA	Etil vinil asetat
FHİ	Fizyolojik Harcama İndeksi
IPAQ-SF	Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi-Kısa Form
MLA	Medial longitudinal ark
MTK	Medial topuk kaması
MTP	Metatarsophalangeal
m	Metre
mm	Milimetre
N	Olgu sayısı
PTTY	Posterior Tibial Tendon Yetmezliği
SD	Standart sapma
SF-36	Kısa Form-36
TA	Transvers ark
UCBL	<i>University of California Berkeley Laboratory</i>
X	Aritmetik Ortalama
VAS	Görsel Analog Skalası
%	Yüzde

## ŞEKİLLER

	Sayfa
Şekil 3.1. Subtalar açığı ölçümü	14
Şekil 3.2. Denge değerlendirilmesi	16
Şekil 3.3. Dikey sıçrama ölçümü	16
Şekil 3.4. Pedobarografik ölçüm	18
Şekil 3.5. Cad/Cam tabanlılık üretimi	18
Şekil 3.6.a,b. Geleneksel yöntem tabanlılık için ölçü alımı	19
Şekil 3.7. Cad/Cam ve geleneksel tabanlılık uygulamalarının üst kaplamasız son halleri	20
Şekil 3.8. Tabanlılık uygulamalarının son halleri	20
Şekil 4.1. Araştırmanın tasarımı	22
Şekil 4.2. Grupların tedavi öncesi ve tedavi sonrası ağrı şiddeti değerleri	27

## TABLOLAR

	Sayfa
Tablo 4.1. Gruplar arası yaş, beden kütle indeksi, ayak postür indeksi ve kalkaneal valgus açısı değerlerinin karşılaştırılması.	23
Tablo 4.2. Gruplar arası; cinsiyet, ayak ağrısı lokalizasyonu ve tedavi öncesi sıklıkla giyilen ayakkabı türlerinin karşılaştırılması.	24
Tablo 4.3. Gruplar arası fiziksel aktivite seviyesi (IPAQ-SF), tabanlık kullanım süresi ve memnuniyet seviyelerinin karşılaştırılması.	24
Tablo 4.4. Hasta memnuniyeti sonuçlarının gruplar arası ikişerli karşılaştırılması.	25
Tablo 4.5. Tedavi öncesi ve tedavi sonrası ağrı şiddeti ve Ayak Fonksiyon İndeksi (AFİ) değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması.	25
Tablo 4.6. Tedavi sonrası ayak ağrısı şiddetinin gruplar arası ikişerli karşılaştırılması.	26
Tablo 4.7. Tedavi öncesi ve tedavi sonrası ağrı şiddeti ve AFİ değerlerinin grup içi karşılaştırılması ve etki büyüklükleri.	26
Tablo 4.8. Tedavi öncesi ve tedavi sonrası SF-36 değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması.	27
Tablo 4.9. Tedavi öncesi ve tedavi sonrası SF-36 değerlerinin grup içi karşılaştırılması ve etki büyüklükleri.	28
Tablo 4.10. Ortezli ve ortezsiz durumda denge, dikey sıçrama ve FHİ ölçüm sonuçlarının gruplar arası karşılaştırılması.	29
Tablo 4.11. Ortezli ve ortezsiz durumda denge, dikey sıçrama ve FHİ ölçüm sonuçlarının grup içi karşılaştırılması ve etki büyüklükleri.	29

## 1. GİRİŞ

Esnek düz taban; ayağın, klinikte sıklıkla karşılaşılan ortopedik bir problemdir. Ayağın var olan medial longitudinal arkının (MLA), üzerine vücut ağırlığının binmesi sonucu düzleşmesi anlamına gelen esnek düz taban problemi genellikle subtalar eklemde aşırı pronasyonu ile birlikte görülür. Her iki ayakta veya sadece bir ayakta meydana gelebilen bu dizilim bozukluğu, ayağın fonksiyonunu bozarak çevre yumuşak dokularda anormal yüklenmeler meydana getirmektedir (1,2).

Posterior tibial tendon yetmezliği (PTTY), plantar fasiit, aşil tendiniti gibi çeşitli overuse sendromlarına neden olan düz taban tedavisinde sıklıkla başvurulmuş tabanlık uygulamalarının amacı ayağa normal dizilimini yeniden kazandırarak MLA'ı destekleyen yapılara binen yükleri azaltmaktır (3). Yapılan kinezyolojik çalışmalar, düzeltici tabanlık uygulamalarının subtalar pronasyonu azaltarak alt ekstremitenin kinetik ve kinematik değerlerini normaleştirdiğini göstermiştir (4,5). Takip çalışmalarından elde edilen sonuçlar, düz tabanlı bireylerde var olan semptomların tabanlık uygulaması sonrası belirgin olarak azaldığı yönündedir (6,7).

Tabanlık yapımında malzeme ve yapım teknikleri, gelişen teknolojiyle paralel olarak değişim göstermektedir (8,9). Günümüzde, piyasada bulunan hazır tabanlıkların yanı sıra hastadan ölçü alınarak hazırlanan özel yapım tabanlıklara da yansıyan bu değişim, düz taban tedavisinde önerilen ortezlerin etkinliğinin araştırılması ihtiyacını getirmiştir.

Literatürde esnek düz tabanlı bireylerde farklı tabanlık uygulamalarının uzun veya kısa dönem etkilerini araştıran çalışmalar vardır; fakat son zamanlarda kullanımı yaygınlaşan, ayak basınç ölçümüne göre Cad/Cam (*Computer aided design / Computer aided manufacturing*) üretim tabanlık uygulamasının etkinliğini araştıran bir çalışma yoktur (10). Amacımız ağırlı esnek düz tabanlı bireylerde Cad/Cam ve geleneksel yöntemlerle üretilen, hastaya özel iki farklı tabanlık uygulamasının ağrı, yaşam kalitesi ve fiziksel performans üzerindeki etkilerini karşılaştırmaktır.

### Hipotezler;

1. Hipotez: Ağrılı esnek düz tabanlı bireylerde Cad/Cam ve geleneksel yöntemlerle üretilen, hastaya özel iki farklı tabanlılık uygulaması arasında ağrı üzerine etkisi bakımından fark yoktur.

2. Hipotez: Ağrılı esnek düz tabanlı bireylerde Cad/Cam ve geleneksel yöntemlerle üretilen, hastaya özel iki farklı tabanlılık uygulaması arasında yaşam kalitesi üzerine etkisi bakımından fark yoktur.

3. Hipotez: Ağrılı esnek düz tabanlı bireylerde Cad/Cam ve geleneksel yöntemlerle üretilen, hastaya özel iki farklı tabanlılık uygulaması arasında fiziksel performans üzerine etkisi bakımından fark yoktur.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Ayak Biyomekaniği

İnsanoğlunun sahip olduğu bipedal yer değiştirebilme özelliği, ayağı; her türden zemine adapte olabilecek şekilde mobil ve üzerine binen yükleri karşılayabilecek kadar stabil bir organ haline getirmiştir (11,12). Ayağın bu iki yönlü fonksiyonu, ayakta bulunan eklemler ile kuvvetlerin kontrolünü sağlayan yumuşak dokular arasında karmaşık bir ilişkiye neden olmuştur (13-17).

Subtalar eklem, kapalı kinetik zincir içerisinde üst segmentlerden gelen rotasyonel hareketlerin distal segmentlere iletilmesinde kilit eklem konumundadır. Pelvisten başlayan internal rotasyon hareketi femur ve tibia kemiklerinde de internal rotasyona neden olarak talusu plantar fleksiyon ve adduksiyon yönünde hareket ettirir. Talusun bu hareketi subtalar ekleme pronasyon ve kalkaneal eversiyon ile sonuçlanır. Subtalar eklem ekseninin horizontal düzlemle yaptığı 41-42 derecelik açılma rotasyonel hareketlerin fizyolojik sınırlarda aktarılmasını sağlar (14,18-21). Genellikle sagittal düzlemdeki hareketleri üzerinde durulan ayak bileği ekleminin plantar fleksiyonla birlikte yaptığı adduksiyon ve dorsifleksiyonla birlikte yaptığı abduksiyon hareketlerinin, rotasyonel hareketin sönümlenmesinde subtalar ekleme yardımcı önemli bir rolü vardır (17).

Talonaviküler ve kalkanekuboid eklemler farklı iki eksene sahip olmasına rağmen birlikte hareket ettikleri için midtarsal eklem olarak, tek bir eklemmiş gibi isimlendirilir. Son zamanlarda yapılmış çalışmalar midtarsal eklem tek bir ekseni olduğunu ve bu eksenin talonaviküler eklem eksenine uyumlu olduğunu öne sürmüştür fakat bu konuda daha fazla, kanıt düzeyi yüksek çalışmaya ihtiyaç vardır (22-24). Subtalar eklem ile birlikte uyum içerisinde çalışan midtarsal eklem, arka ayak ve ön ayak arasında hareket aktarımını sağlar. Kapalı kinetik halkada, subtalar eklem pronasyonu sonucu midtarsal eklem eksenleri paralelleşerek ön ayağın daha mobil olmasını ve ayağın zemine olan adaptasyonunu sağlar. Subtalar süpinasyonda ise midtarsal eklem eksenlerinin paralelliği bozulur ve ayak, üzerine binen yükleri karşılayabilecek stabil yapısına kavuşur (25-28).

Ayak hareketlerinin kontrollü bir şekilde gerçekleşmesi ekstrinsik ve intrinsik kasların dengeli bir şekilde çalışması ile mümkündür (13). Subtalar eklem en

kuvvetli süpinatörü ve MLA'nın dinamik destekleyicisi tibialis posterior kasıdır. Tibialis anterior, fleksör digitorum longus ve fleksör hallucis longus kasları onun bu görevine yardımcı olurlar. Peroneus longus ve peroneus brevis kasları ise subtalar eklem pronasyonunda görev alırlar. Peroneus longus kası ayrıca, birinci metatarsın dinamik stabilizasyonunda görev alarak MLA'ı destekler. Ekstansör hallucis longus ve ekstansör digitorum longus kasları da subtalar eklem pronasyon hareketine yardım ederler (15,29-31). Ayak bileği plantar fleksörü olan gastrosoleus kası subtalar eklemi çaprazladığı için, eklemin aldığı pozisyona göre süpinasyon ve pronasyon hareketlerine katılır (29).

Ayağın fonksiyonel arkları olan medial longitudinal, lateral longitudinal ve transvers arkı oluşturan kemiklerin dizilimi, kilit taşı kullanılarak yapılan kemer ve köprü gibi eski mimari yapılara benzemektedir. Arklar yükseldiğinde kemiksel kitlenme sağlandığından ayak rijit bir yapıya kavuşur ve yüklerin büyük bir kısmı kemik dokular tarafından karşılanır (14). Ayak arklarının dinamik destekleyicisi olan kasların yanı sıra bağlar da statik destekleyici olarak önemli katkıda bulunurlar. Özellikle plantar fasya ve kalkaneonaviküler (spring) ligamentin, MLA'nın desteklenmesinde önemli rolleri olduğu gösterilmiştir (32-35). Metatarsophalangeal (MTP) ekstansiyon hareketi sırasında gerilerek MLA'nın yükselmesini sağlayan plantar fasyanın bu fonksiyonu çıkıkrık mekanizması olarak bilinmektedir ve itme fazı esnasında ayağın rijit bir kaldıraç haline gelmesine yardımcı olur (36).

Yürüyüş sırasındaki ayak biyomekaniği sağlıklı bir mobilizasyonun devam ettirilebilmesi için son derece önemlidir. Topuk vuruşu sırasında hafif supinasyonda olan subtalar eklem, topuk vuruşundan sonra 4-6 derecelik pronasyon hareketini gerçekleştirir (37). Tibialis posterior kasının egzentrik olarak kontrol ettiği pronasyon hareketi sonrası eksenleri paralelleşen midtarsal eklem sayesinde ön ayağın mobilitesi artar ve ayağın zemine olan adaptasyonu sağlanmış olur (25). Duruş fazının 1/3'lük son bölümünde tibialis posterior kasının konsentrik aktivitesi ile subtalar eklem supinasyon hareketi yapar, midtarsal eklem eksenlerinin paralelliği bozulur ve ön ayak daha stabil bir yapıya kavuşur (23,27,38). Peroneus longus kası, peroneus brevis ile birlikte ayak bileği stabilizasyonunu sağlarken, 1. metatars başını deprese ederek MLA'ı destekler. Ayak intrinsik kasları özellikle, vücut ağırlığının ön ayağa aktarıldığı duruş fazının ikinci yarısında aktifleşerek ön ayak stabilitesine

katkıda bulunurlar (13). İtme fazı öncesi MTP ekstansiyon hareketi ile gerilen plantar fasya da MLA'ı yükseltir ve ayak, itme fazı öncesi yüklenmeye karşı dirençli yapısına kavuşur (39).

## 2.2. Düz Taban Deformitesi

Düz taban (pes planus), genellikle subtalar eklem pronasyonu ile birlikte görülen, MLA yüksekliğinin azalması veya tamamen düzleşmesini tanımlamak için kullanılan şemsiye bir terimdir (40,41).

### 2.2.1. Etyolojisi

Etyolojisinde bir çok faktörün rol oynadığı düz taban genellikle rijit ve esnek olmak üzere iki grup altında incelenmektedir (1,42).

Rijit düz taban, ayak üzerinde ağırlığın olmadığı durumda dahi MLA kavsinin görülmedi, pasif olarak düzeltilemeyen bir deformitedir (1). Tarsal koalisyon, vertikal talus gibi nedenlerle konjenital olabileceği gibi konnektif doku hastalıkları, nörolojik hastalıklar veya artritik durumlara sekonder olarak da rijit düz taban görülebilmektedir (1,43).

Esnek düz taban ise, ayak üzerinde ağırlık olmadığında belirgin olan MLA kavsinin üzerine ağırlık bindiğinde düzleşmesidir ve pasif olarak yükseltilebilir (43). Irklara göre farklılık göstermekle birlikte popülasyonda görülme oranı yaklaşık yüzde (%) 20'dir (44) Etyolojisi üzerine literatürde tam bir fikir birliğine varılamamış olmasına rağmen; PTTY kazanılmış esnek düz tabanın en sık görülen nedenidir (2). PTTY; konnektif doku hastalıkları, artritik durumlar, travma, dolanım bozukluğu vb. patolojik durumlara sekonder oluşabileceği gibi; subtalar eklemi pronasyona zorlayan femoral anteversiyon, femur ve tibiada internal rotasyon, tibia vara, ön ayak varusu vb. postüral bozukluklara bağlı da gelişebilir (1,2). Diyebiliriz ki, PTTY düz taban için bir sebep ya da sonuç olabilir. Eğer bir hastalık ya da postüral bozukluk eşlik etmiyorsa ayağa binen yükün artması, hipermobilitate, aşıl gerginliği veya yaşlılık da MLA'nın çökmesine neden olabilir (1,43).

Her yenidoğan ayak tabanı yağ dokusu ile dolu olarak düz taban görünümündedir. Çocuğun yürümeye başlamasıyla devam eden düz taban görüntüsü fizyolojiktir ve altı yaşından itibaren MLA'nın yetişkin yapısına kavuşması beklenir.



Eğer ısrarlı bir düz taban görünümü devam ederse o artık fizyolojik olmayan bir deformite olarak isimlendirilir (1,45,46). Esnek düz tabanın, ilerleyen dönemlerde yumuşak doku ve eklemlerde meydana getirdiği inflamatuvar durumlar eğer tedavi edilmez ise kalıcı deformasyon sonucu deformite rijit hale gelebilir (43).

### **2.2.2 İnsan Sağlığı Üzerine Etkisi**

Düz taban deformitesi asemptomatik olabileceği gibi sağlık üzerinde ciddi olumsuz sonuçlar doğurabilecek kas iskelet sistemi problemlerine de yol açabilmektedir (43,47).

Ayaktaki bu dizilim bozukluğu kasların mekanik olarak dezavantajlı bir durumda çalışmasına neden olduğundan, iş yükünü arttırmaktadır (48-50). Özellikle tibialis posterior ve gastrosoleus kasları, artmış tekrarlı yüklenmelerin etkisi altında kalarak ilerleyen dönemde tendinopati bulgusu vermektedir (2,51). Artmış tekrarlı yüklenmelerin MLA'nın destekleyicisi plantar fasyada da oluşturduğu inflamatuvar reaksiyon plantar fasiit ve topuk dikenini ile sonuçlanabilmektedir (52). Patellafemoral ağrı sendromu, medial tibial stres sendromu, stres kırıkları, metatarsalji gibi ortopedik problemler ile de düz taban arasında da kuvvetli bir ilişki vardır (53-56).

Kapalı kinetik zincirde proksimal ve distal etkileri olan düz taban deformitesi adaptif olarak; dizde genu valgum, anterior pelvik tilt, lumbal lordozda artış eğilimi yaratmaktadır. Distalde ise hiper mobil olan 1. metatars nedeniyle başparmakta internal rotasyon ve abduksiyonla sonuçlanan halluks valgus deformitesinde hazırlayıcı rol oynamaktadır (57). Zincirleme bir şekilde alt ekstremité üzerinde kinetik ve kinematik değişimlere yol açan düz taban deformitesi bel bölgesine kadar çıkan mekanik ağırlara neden olabilmektedir (58).

Fiziksel performans üzerine de olumsuz etkileri olan bu dizilim bozukluğunun, özellikle enerji tüketimi, denge ve sıçrama üzerinde olumsuz etkileri olduğu düşünülse de, tam tersi görüş bildiren çalışmalar da vardır (59-62).

### **2.2.3. Konservatif Tedavisi**

Düz taban deformitesinde tedavi yaklaşımı; deformiteye neden olan faktörlerin tedavisi, deformitenin neden olduğu patolojik durumların tedavisi veya her ikisinin birden tedavi edilmesidir (63).

Semptomatik olmayan esnek düz taban deformitesi için etyoloji ve prognoz hakkında hastanın bilgilendirilmesi, gerekli egzersizlerin verilmesi, uygun ayakkabı önerisi, kilo kontrolü ve periyodik değerlendirme yeterli görülmektedir (63). Deformiteye semptomlar eşlik ettiğinde ise daha kapsamlı bir konservatif yaklaşım gerekmektedir. Başta PTTY ve plantar fasiit olmak üzere, genellikle yumuşak dokulardaki inflamatuvar reaksiyona bağlı olarak ortaya çıkan semptomların giderilmesi için problemlili dokuya yönelik yapılan uygulamalar, genel tedavi yaklaşımını oluşturur (64,65).

İnflamasyonun akut evresinde dokudaki yüklenmeyi azaltmak için aktivite modifikasyonu, ortez tedavisi, ayakkabı modifikasyonu, kilo kontrolü ve gerektiğinde immobilizasyon uygulanır (63,65,66). Genellikle kısalmış olan gastrokinemius kası için germe egzersizi verilir. Soğuk uygulama, kesikli ultrason, derin friksiyon, bantlama gibi örnekleri çoğaltılabilecek fizyoterapi uygulamaları literatürde etkileri tartışmalı olsa da kullanılabilir (64). Ayrıca akut dönemde non-steroid antiinflamatuvar kullanımının da semptomları azaltıcı rolü vardır (67). Tibialis posterior kası başta olmak üzere ayak bileği çevresi kaslarına kuvvetlendirme egzersizlerinin verilmesi için ağrı ve ödemin azalması, hastanın egzersizi tolere edebilecek hale gelmesi beklenmelidir (68,69). Çalışmalar; fizyoterapi modaliteleri, ortez ve antiinflamatuvar ilaç kullanımı ile takip edilen semptomatik olgularda başarı oranını yaklaşık % 70-90 olarak vermiştir (66,68).

Üç aylık konservatif tedaviye yanıt alınamaması durumunda subtalar eklem pronasyonunu kontrol altına almak amacıyla, hastadaki deformitenin şiddetine göre kalkaneal osteotomi, tendon transferleri, subtalar artrodez ve hatta tibiotalar artrodeze kadar uzanan cerrahi tedavi seçenekleri önerilmektedir (63,67,70).

#### **2.2.4. Esnek Düz Tabanda Ortez Tedavisi**

##### **Kullanılan Ortez Tipleri**

Düz tabanın ortotik tedavisinde deformite ve semptomların şiddetine göre farklı ortez tipleri kullanılabilir. Kullanılan ortezler hazır ürün, özel yapım veya yarı özel olabilmektedir (10,63). Genellikle silikon, etil vinil asetat (EVA) gibi

şok emici materayallerin kullanıldığı hazır tabanlıklar piyasada kolay elde edilebilir bir konumda olduğundan bir çok klinisyen tarafından sıklıkla hastalara önerilmektedir (71,72).

Düzeltilici tüm ortez uygulamalarındaki amaç subtalar eklem, pronasyon veya süpinasyonda olmadığı nötral pozisyonunu geri kazandırmaktır. 1971 yılında Root ve diğ. (73) tarafından ortaya atılıp geliştirilen bu fikir bir çok klinisyen tarafından kabul görmüş ve halen kullanılmaktadır (74-76). Son zamanlarda yapılan çalışmalar, subtalar eklemde sağlıklı bireylerde, duruş fazının çok az bir bölümünde nötralde olduğunu göstermiştir (77,78). Ayrıca düz tabanda genellikle yapılan medial topuk kaması (MTK) uygulaması sonucu subtalar eklemde çoğunlukla süpinasyonda olduğu gözlemlenmiştir (79). Alınan bu sonuçlar ayağın statik değerlendirilmesi ve ortez uygulamaları ile ilgili yaklaşık 40 yıldır kullanılan bilgileri sorgulayıcı niteliktedir (80).

Esnek düz tabanda var olan semptomların azaltılması için yapılan kişiye özel tabanlıklarda hastanın ayak ölçüsüne göre hazırlanan kalıba çoğunlukla; ön ayak medial kaması, topuk medial kaması, medial longitudinal ve transvers ark (TA) takviyelerinin farklı kombinasyonları ihtiyaca göre farklı yüksekliklerde yerleştirilerek ayak dizilimi düzeltilmeye çalışılmaktadır (7,81,82). Ayaktan ölçü alımı metrik yöntemle; ayak uzunluğu, MLA uzunluğu, topuk uzunluğu ve genişliği, TA sınırları ölçülerek yapılmaktadır. Yapılan takviyelerin yüksekliği bakımından literatürde fikir birliği olmamakla birlikte, subtalar eklem pronasyonunu kontrol eden asıl takviyenin MTK olduğu ve yüksekliğinin 4-6 milimetre (mm) arasında olabileceği belirtilmiştir (5,83-86). Bireyin ayak ölçülerine göre değişim gösterebileceği göz önünde tutularak, MLA takviyesi için yükseklik 10-15 mm, TA takviyesi için ise 4-6 mm arası takviye yapılabilmektedir (87,88). Hastanın durumuna göre hazır tabanlık üzerine yerleştirilen ilaveler ile üretilen yarı özel tabanlıklar da yapılan uygulamalar arasındadır (6).

Diğer ölçü alım yöntemleri ise, ayağın alçı sargı ile sarılması veya pedilen köpüğe bastırılması sonucu elde edilen negatif modellerin, alçı doldurularak pozitif ayak modelinin elde edilmesi yoluyla yapılmaktadır. Metrik yöntemle göre daha ayrıntılı ve kesin ölçüler veren bu yöntemlerle elde edilen pozitif modeller üzerinde

düzeltilme işlemi yapılarak veya tabanlı malzemesi pozitif modele göre şekillendirildikten sonra takviyeler eklenerek uygulama tamamlanmaktadır (83,84).

Farklı bir yöntem olarak, düşük sıcaklık altında şekillenen malzemenin direk olarak ayak üzerine uygulanması sonucunda tabanlı elde edilebilmektedir. Elde edilen tabanlı düzeltici etkisinin artırılması amacıyla ilave takviyeler eklenerek subtalar eklem pronasyonu kontrol edilmeye çalışılır (4,89).

Son zamanlarda yaygınlaşan ayak basınç analizi sistemleri ve bilgisayar tasarımı Cad/Cam tabanlı üretimi de tabanlı yapımında kullanılan diğer bir yöntemdir. Ayak tabanındaki basınç dağılımını eşitlemeyi amaçlayan bir tasarımın bilgisayar yazılımı kullanılarak hazırlandığı Cad/Cam yönteminde, hastanın ihtiyaçları doğrultusunda yazılım üzerinden yapılan ilaveler ile düzeltici bir tabanlı tasarlanabilmektedir. Yapılan tasarım bilgisayar bağlantılı model işleme makinesine aktararak, yerleştirilen hazır kalıp kısa bir süre içerisinde istenilen özelliklerdeki tabanlı haline gelmektedir (8,9,90,91).

Tabanlı yapımında kullanılan ilavelerin yüksekliği kadar kullanılan malzeme sertliğinin de büyük bir önemi vardır. Tabanlı; düzeltici etki gösterebilecek kadar sert, yükleri dağıtabilecek kadar şok emici özellikte olması gerekmektedir. Hastanın deformite şiddeti, kilosu, aktivite seviyesi vb. özellikler göz önüne alınarak, yapılacak olan tabanlı için uygun sertlikte malzeme seçimi yapılmalıdır. Çalışmalarda çoğunlukla düşük ısı termoplastik grubunda olan orta ve yüksek dansiteli poliüretan veya EVA kullanılarak yapılan uygulamalardan iyi sonuçlar alınmıştır (9,90,92).

Ayak MLA'nın tamamen çökmüş olduğu, tibialis posterior kasının fonksiyon görmediği durumlar için sıklıkla daha rijit bir uygulama olan *University of California Berkeley Laboratory*'de geliştirilen ve adını da baş harflerinden alan UCBL ortezi kullanılmaktadır. Kenarları kalkaneusu sararak metatars başlarına kadar uzanan ve MLA'ı destekleyen bu ortezin yapımında yüksek ısı rijit termoplastik kullanılmaktadır. Ölçü alınımının ayak subtalar nötral pozisyonda iken alçı sargı ile yapıldığı bu uygulama, tabanlı uygulamalarının yetersiz görüldüğü hastalarda sıklıkla kullanılmaktadır (3,93,94).

Tüm bu ortez uygulamalarının yetersiz kaldığı durumlarda bir sonraki aşama olarak eklemli ayak-ayak bileği ortezi de düz taban tedavisinde ortez yaklaşımı olarak uygulanabilmektedir (63,65).

Tedavide kullanılan ortezin etkin olabilmesi için, ne tür bir ayakkabının içine yerleştirildiğinin büyük bir önemi vardır. Ayak tabanına yerleştirilen takviyelerin istenilen etkiyi göstermesi için ayak, ayakkabı içerisinde stabil bir şekilde durmalıdır. Özellikle ayakkabının topuk çevresini saran bölümünün bükülmeyecek sertlikte olması, kalkaneal hareketin kontrollü açısından olması gereken en temel özelliktir (95). Ayağın kaymaması için, ayakkabı bağcıklı veya velkrolu olmalıdır. Ayakkabı tabanının yeterli genişlikte ve şok emici bir malzemeden yapılmış olması, kösele vb. sert materyaller kullanılmamış olması gerekir. Tüm bu özellikleri bünyesinde barındıran, yürüyüş veya basketbol amaçlı üretilmiş spor ayakkabıları veya doğa gezisi için kullanılan trekking ayakkabıları ortez ile birlikte önerilebilecek tipte ayakkabılardır (65).

### **Ortez Tedavisinin Etkinliği**

Ortez uygulamalarının etkisini araştıran çalışmaların sonuçları; ağrı, kinematik, kinetik ve fiziksel performans üzerine etkileri olarak özetlenebilir (10).

Subtalar eklem pronasyonunu kontrol etmeyi amaçlayan ortez uygulamalarının ağrı üzerine olumlu etkilerini gösteren önemli çalışmalar vardır. Hastanın ölçülerine göre yapılmış özel tabanlıkların, hazır tabanlıklara göre ağrıyı azaltmada daha etkili oldu gösterilmiştir (96,97). Mendez ve diğ. (88), mekanik bel ağrısı olan düz tabanlı hastalarda yaptıkları randomize, plasebo kontrollü, çift kör çalışmaları sonucunda; poliüretan köpüğe bastırma ile ölçü alımı yöntemiyle hazırlanan özel tabanlığın plasebo tabanlığa göre ağrıyı azaltmada etkinliğini göstermişlerdir. Shih ve diğ. (6), yumuşak bir tabanlığa yaptıkları 5 derecelik semirijit bir MTK'nın ayak ve diz ağrısını azaltmada kontrol grubuna göre başarılı olduğunu bulmuşlardır. Benzer bir çalışmada Eng ve diğ. (7), patellafemoral ağrı sendromlu bireylerde egzersiz tedavisine ek olarak 4 derecelik MTK ilaveli bir tabanlık uygulaması ile sadece egzersiz tedavisi alan gruptan daha başarılı sonuçlar elde etmişlerdir. Chao ve diğ. (98), PTTY olan hastalarda uyguladıkları UCBL ortezinin, ağrıyı azaltmada eklemli ayak-ayak bileği ortezi kadar etkili olduğu

sonucuna varmışlardır. Diğer yandan yapılan bir meta-analiz çalışmasında alt ekstremitelerde overuse sendromlarında, özel yapım veya hazır tabanlıkların kullanılmasını destekleyecek yeterli kanıt düzeyi olmadığı sonucuna varılmıştır (99).

Tabanlıkların alt ekstremitelerde kinematiği üzerine etkisi özellikle kalkaneusun frontal düzlemdaki inversiyon-eversiyon hareketleri üzerinden değerlendirilmiştir. Çalışmaların sonuçları, MTK ve MLA takviyeli tabanlıkların duruş fazında, kalkaneal eversiyon hareket hızı ve tepe açı değerini azalttığı yönündedir (84,86,100). Özellikle MTK ilavesi bu etkiyi tek başına da gösterebilmektedir (83,85). Alçı ölçü ve metrik ölçümlere göre yapılan tabanlıkların karşılaştırıldığı bir çalışmada fark bulunmaması, maliyet etkinliği düşünüldüğünde metrik ölçüm yöntemiyle yapılan tabanlığın iyi bir alternatif olabileceğini göstermiştir (84). UCBL ortezinin kinematik etkilerinin incelendiği bir çalışmada yine ortezin, duruş fazı boyunca subtalar pronasyonu azalttığı sonucuna varılmıştır (3).

Alt ekstremitelerde kinematiği üzerine yapılan çalışmalardaki bulgular, kinematik çalışmalarındaki sonuçlarla uyumlu bir şekilde, MTK ilaveli tabanlığın duruş fazında kalkaneal inversiyon momentini azalttığı yönündedir (4,5,101). Piyasada hazır olarak satılan silikon tabanlıkların ise esnek düz tabanlı bireylerde, alt ekstremitelerde kinematik ve kinetikleri üzerine herhangi bir etkisi gösterilememiştir (71).

Ortez uygulamalarının, farklı fiziksel performans ölçümleri üzerine olan etkileri de araştırmacıların çalıştığı diğer bir alandır. Rome ve diğ. (60), 5 derecelik MTK ilaveli rijit tabanlığın mediolateral denge üzerine olumlu etkisini göstermişlerdir. Benzer şekilde farklı bir çalışmada, esnek düz tabanlı bireylerde UCBL uygulamasının dengeyi arttırıcı etkisi gösterilmiştir (94). Arostoo ve diğ. (102), MLA ve MTK ilaveli hazır tabanlık ile esnek düz tabanlı amatör futbolcularda dikey sıçrama değerleri üzerine olumlu sonuçlar elde etmişlerdir. Esnek düz tabanlı bireylerde yürüyüş sırasında enerji harcamasının sağlıklı bireylerden fazla olduğu ve tabanlık uygulamasının enerji harcamasını azalttığı yönünde çalışmalar olsa da sonuçlar net değildir (59,103).

### 3. BİREYLER VE YÖNTEM

#### 3.1. Bireyler

Çalışmaya Doğu Akdeniz Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'ne, ayağın herhangi bir bölgesinde ağrı şikayeti ile başvuran, 18-45 yaşları arası, esnek düz tabanlı bireyler dahil edilmiştir.

Diğer dahil edilme kriterleri;

- Ayakta duruş sırasında, minimum 5 derece subtalar pronasyon açısına sahip olması,
- Ayak Postür İndeksi (API) ölçeğinden minimum + 6 puan almış olması,
- En az son bir aydır ağrı şikayetinin olması,
- Son 6 ay içinde ayak bölgesinden herhangi bir tedavi almamış olması.

Hariç tutulma kriterleri;

- 1 santimetre (cm)'den fazla alt ekstremite eşitsizliğinin olması,
- Alt ekstremiteye ait bir cerrahi hikayesinin olması,
- Alt ekstremitte biyomekaniğini etkileyebilecek farklı ortopedik veya nörolojik bir hastalığın olması.

Bireyler, işaretli zarf seçimi yöntemi ile rastgele 3 gruba dağıtılmıştır. Her grupta en az 10 birey olduktan sonra ağrı şiddetlerine göre homojen bir dağılım elde etmek amacıyla randomizasyon Görsel Analog Skalası değerlerine göre 50 mm altı ve üstü şeklinde iki tabakalı yapılarak gruplar arası dengesizlik oluşması engellenmiştir. Yapılan pilot çalışma sonrasında % 80 güç ve % 5 tip-1 hata ile, kontrol grubunda beklenen ortalamanın 50 mm, standart sapmasının  $\pm 20$  mm olduğu durumda 20 mm'lik farkın anlamlı olarak gösterilebilmesi için her gruba 21 bireyin alınması gerekmiştir. Çalışmaya katılan tüm bireylere aydınlatılmış onam formu imzalatılmıştır.

Araştırma; Hacettepe Üniversitesi, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 08.01.2014 tarihli ve GO 14/18 - 31 numaralı kararı ile etik kurul onayından geçmiştir.

#### 3.2. Yöntem

Çalışmaya katılan bireyler üzerinde yapılan ilk değerlendirmede; demografik bilgiler, ayak postürü, ayak ağrısı, yaşam kalitesi, fiziksel aktivite seviyesi, ayakkabı alışkanlığı sorgulanmıştır. İki ay takip sonrası ayak ağrısı, yaşam kalitesi, fiziksel

aktivite seviyesi ölçümleri tekrarlanıp, fiziksel performans değerlendirilmesi amacıyla, tabanlı ve tabanlı olarak denge, dikey sıçrama ve fizyolojik harcama indeksi ölçümleri yapılmıştır. Katılımcıların tabanlı uygulamadan duyduğu memnuniyet derecesi de sorgulanmıştır. Tabanlı uygulamasının yanında tüm gruplara egzersiz programı ve soğuk uygulama, tedavi programı içerisinde ev programı olarak verilmiştir. Katılımcılara hangi grupta yer aldığı söylenmeyerek tek yönlü körlük sağlanmıştır. Tüm değerlendirme ve tabanlı uygulamaları bu alanda 5 yıllık tecrübesi bulunan Uzm. Fzt. Yasin YURT tarafından yapılmıştır.

### **3.2.1. Demografik Bilgiler**

Tüm bireylerin ad soyad, yaş, cinsiyet, dominant taraf, boy uzunluğu, vücut ağırlığı bilgileri kayıt altına alınmıştır.

### **3.2.2. Ayak Postür Değerlendirmesi**

Bireylerin düz taban şiddetini belirlemek amacıyla API kullanılmıştır. Ölçeğe göre, statik ayakta duruş sırasında ayağın altı başlık altında puanlanması ile -12 ile +12 arasında bir toplam puan elde edilmektedir. Puanlar düştükçe MLA yüksekliği artmakta, arttıkça MLA yüksekliği azalmaktadır. Ayak postürünün belirlenmesinde geçerli bir ölçüm olan API için normal kabul edilebilecek sınır yetişkin bir ayak için + 4 olarak verilmiştir (104,105). Çalışmamıza, benzer araştırmalarda yapıldığı gibi minimum + 6 puan almış olan bireyler dahil edilmiştir (88).

Subtalar pronasyon şiddetini belirlemek amacıyla diğer bir yöntem olan subtalar eklem gonyometrik açı ölçümü, birey iki ayağına eşit ağırlık verecek şekilde, gözleriyle karşıya bakarak ayakta dururken kalkaneus ile distal 1/3 tibia uzun eksenleri arasından yapılmıştır (Şekil 3.1). Yapılmış benzer çalışmalarda gibi minimum 5<sup>0</sup> pronasyon açısı olan bireyler çalışmaya dahil edilmiştir (6).





Şekil 3.1. Subtalar açı ölçümü

### 3.2.3. Ağrı Değerlendirmesi

Görsel Analog Sakalası (VAS), ağrı şiddetinin 10 cm'lik bir çizgi üzerinde hasta tarafından işaretlenmesi ile ölçeklendirilen geçerli ve güvenilir bir yöntemdir (106). Fizyoterapi ve Rehabilitasyon alanında sıklıkla kullanılan bu ölçekte, 0'ın hiç ağrı yok, 10'un ise dayanılmaz derecede ağrı var anlamına geldiği hastaya söylenerek ağrı şiddetini çizgi üzerinde işaretlemesi istenir. Çalışmamıza katılan bireylerden son bir hafta içerisinde, aktivite sonrası ayağının herhangi bir bölgesinde oluşan maksimum ağrı şiddetini çizgi üzerinde işaretlemesi istenmiştir. Ağrının olduğu bölge de kayıt altına alınmıştır.

Ek olarak, ayak ağrısının farklı durumlardaki şiddetini, çeşitli aktivitelerdeki zorlanma miktarını ve katılım seviyesini, bu üç başlık altında 23 soru ile değerlendiren Ayak Fonksiyon İndeksi (AFİ) kullanılmıştır. Türkçe versiyon adaptasyon çalışması yapılmış, geçerli ve güvenilir bir ölçek olan AFİ (107,108), her sorunun 0-10 arasında hasta tarafından puanlanmasıyla elde edilen toplam puanın, cevap verilen soru sayısına bölümü ile 100 üzerinden puan elde edilmesi yoluyla ölçeklendirilmiştir.

### 3.2.4. Yaşam Kalitesi Değerlendirmesi

Bireylerin yaşam kalitelerini değerlendirmek amacıyla, Türkçe geçerlik ve güvenilirlik çalışması yapılmış olan Kısa Form-36 (SF-36) yaşam kalitesi değerlendirme anketi kullanılmıştır (109). SF-36 ölçeği, fiziksel fonksiyon, fiziksel rol kısıtlaması, emosyonel rol kısıtlaması, vücut ağrısı, sosyal fonksiyon, zihinsel sağlık, canlılık ve genel sağlık olmak üzere 8 alt skalada 36 soru içermektedir. Çalışmamızda, skalaların ayrı ayrı puanlanması ile elde edilen fiziksel ve zihinsel sağlık olmak üzere iki başlığa ait toplam puanlar kullanılmıştır.

### 3.2.5. Fiziksel Aktivite Seviyesi

Bireylerin fiziksel aktivite seviyelerini değerlendirmek amacıyla Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi (IPAQ) kısa formu kullanılmıştır. Türkçe geçerlik ve güvenilirlik çalışması yapılmış olan ölçek ile bireylerin son bir hafta içerisinde yaptıkları düşük, orta ve yüksek şiddetli aktivite süreleri 7 soru altında değerlendirilerek, ortalama bir enerji harcaması değeri, kkal/hafta cinsinden elde edilmiştir (110).

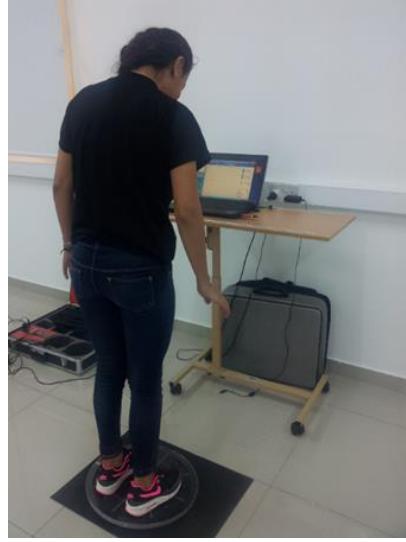
### 3.2.6. Ayakkabı Alışkanlığı

Ayak sağlığı üzerinde büyük bir önemi bulunan ayakkabı alışkanlığı, bireylere sıklıkla giydikleri ayakkabı tipleri sorularak kayıt altına alınmıştır. Bu sorgulama, tedavi öncesindeki ayakkabı alışkanlığının sonuçlara etki etmemesi amacıyla yapılmıştır. Sınıflandırma; spor ayakkabı, bot, bez/konvers, kundura, ugg bot, babet ve yüksek topuklu olarak yapılmıştır.

### 3.2.7. Denge Değerlendirmesi

Bireylerin tabanlı ve tabanlısız dinamik denge ölçümleri için özel bir denge platformu (Technobody, PK 200 WL, İtalya) kullanılmıştır (Şekil 3.2). Platform üzerinde duran birey, dizleri hafif bükük pozisyonda dengesini sağladıktan sonra teste geçilmiştir. Bilgisayar ekranından görsel geribildirim sağlanarak, yazılım içerisinde var olan denge testi uygulanmış ve % olarak bir sapma değeri elde edilmiştir. Bu değer azalması dengenin daha iyiye gittiği anlamında

yorumlanmaktadır. Motor öğrenmeyi elimine etmek için bireylerin yarısı önce tabanlıkl, diğeri yarısı önce tabanlıksız değerlendirmeye alınmıştır.



şekil 3.2. Denge değerlendirmesi

### 3.2.8. Dikey Sıçrama Ölçümü

Dikey sıçrama ölçümü, tabanlıkl ve tabanlıksız olarak özel bir mat üzerinde (Newtest Powertimer, Finlandiya) yapılmıştır (şekil 3.3). Yapılan üç ölçümün ortalaması alınarak bireyin boy uzunluğuna bölünmesi ile normalize edilmiş olan değer cm cinsinden kaydedilmiştir.



şekil 3.3. Dikey sıçrama ölçümü

### 3.2.9. Fizyolojik Harcama İndeksi

Submaksimal işi yükünde kalp atım hızı ile oksijen tüketimi arasındaki kuvvetli ilişkiye bağlı olarak geliştirilen Fizyolojik Harcama İndeksi (FHI) yürüyüş sırasında enerji tüketimini ölçen indirek bir yöntem olarak kullanılmaktadır (111). Çalışmamızda bireylere tabanlı ve tabanlıksız olarak, 30 dakika (dk) dinlenme arası ile 6 dk yürüme testi yaptırılmış, kalp hızı parmak oksimetresi (Zondan, Çin) ile ölçülmüştür. FHI, test sonrası ve test öncesi kalp hızı farkının, yürüme hızına bölünmesi ile hesaplanmış ve atım/metre cinsinden kaydedilmiştir.

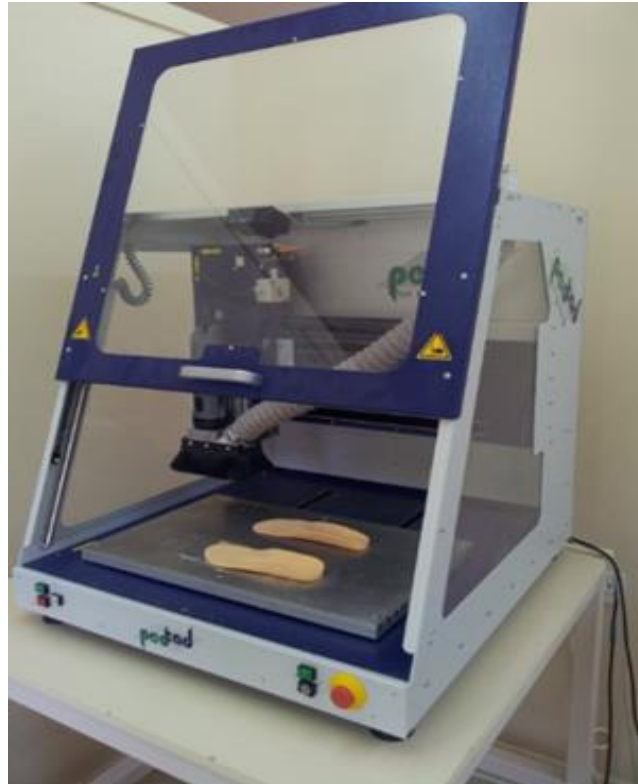
### 3.2.10. Tabanlı Uygulamaları

#### Cad/Cam Yöntemi

Bireyler 5 m'lik ahşap zemin içerisine gömülü olan sabit pedobarograf (Medilogic, platform basic; Almanya) üzerine basarak yürütülmüş ve ayak taban basınç ölçümleri alınmıştır (Şekil 3.4). Yapılan üç başarılı ölçüm arasından normal yürüyüşe en yakın olanı kayıt edilmiştir. Ayak taban basınç ölçümüne göre, modelleme programı ile geliştirilen tabanlı tasarımında MLA, TA ve MTK ilaveleri kullanılmıştır. Takviye yükseklikleri MLA için 8-12 mm, MTK için 6 mm ve TA için 4-6 mm olarak tasarıma eklenmiştir. Tamamlanan tabanlı tasarımı kayıt edildikten sonra model işleme makinesine (PadCad, Almanya) aktararak tabanlı üretimi gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.5). Tabanlı kalıplarında malzeme olarak Shore-A 35 sertlik değerinde olan EVA kullanılmıştır. İşlemesi tamamlanan tabanlı makineden çıkarıldıktan sonra üst yüzeyi Shore-A 15 sertlikteki 3 mm'lik EVA ile kaplanmıştır.



Şekil 3.4. Pedobarografik ölçüm



Şekil 3.5. Cad/Cam tabanlık üretimi

### Geleneksel Yöntem

Bireyler, MTP eklem seviyesi keçeli kalem ile işaretlendikten sonra ayağa kaldırılarak A4 boyut kağıt üzerine bastırılmış ve statik ayakta duruş sırasında ayağının sınırları, kalem dik tutularak çizilmiştir (Şekil 3.6.a,b). MLA sınırlarını belirlemek için topuk önü ve 1. MTP eklem sınırları işaretlenmiştir. Daha önceden işaretlenmiş olan MTP eklemlerin sınırı kağıt üzerinde belirmiş ve tabanlığa ilave edilecek olan takviyelerin sınırları taslak olarak kağıt üzerinde oluşturulmuştur. MLA için lateral sınır orta ayak en ölçüsünün medial 2/3'ü, TA için ön ayak en ölçüsünün orta 2/3'ü, medial topuk kaması için arka ayak en ölçüsünün medial 2/3'ü takviyelerin mediolateral sınırları olarak belirlenmiştir. Ayak ölçüsü büyüdükçe takviye yükseklikleri de artması gerektiğinden, MLA yüksekliği 8-12 mm, TA yüksekliği 4-6 mm aralıklarında uygulanmıştır. MTK ilavesi ise tüm bireyler için 6 mm olarak uygulanmıştır. Uygulamalar arası malzeme farkı oluşmaması için ilavelerde de Shore-A 35 sertlikte EVA kullanılmıştır. Zımpara yardımı ile şekillendirilen takviyeler ayakkabı boyutlarına göre kesilen 1 mm'lik polipropilen tabaka üzerine, kağıt üzerinde belirlenen sınırlara göre yerleştirilmiştir (Şekil 3.7). Üst kaplama için yine Shore-A 15 sertlikteki 3 mm'lik EVA kullanılmıştır.

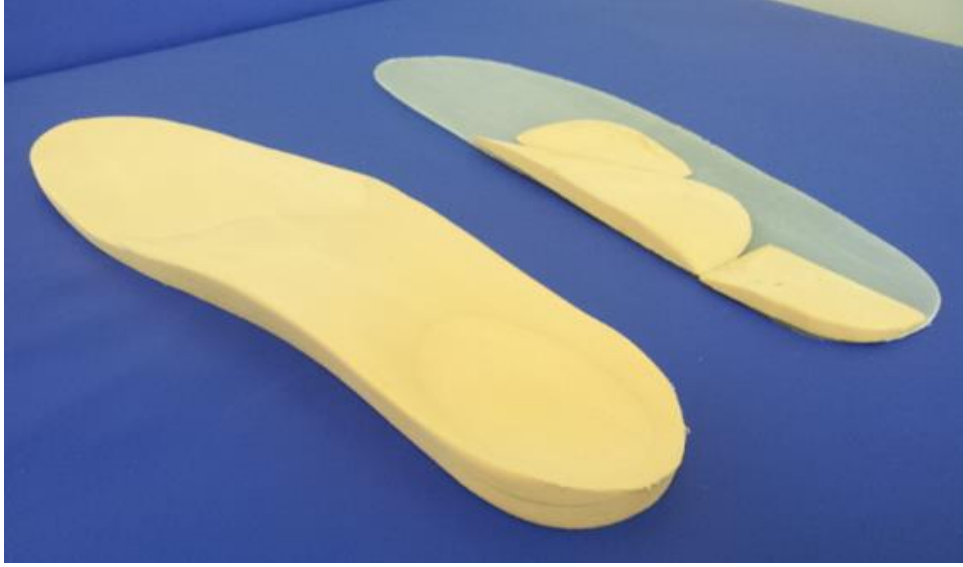


a



b

Şekil 3.6.a,b. Geleneksel yöntem tabanlık için ölçü alımı



Şekil 3.7. Cad/Cam ve geleneksel tabanlık uygulamalarının üst kaplamasız son halleri (Solda Cad/Cam, sağda geleneksel tabanlık görünmektedir.).

### **Plasebo Yöntem**

Plasebo tabanlık uygulaması için diğer tabanlık uygulamalarında üst kaplama olarak kullanılan Shore-A 15 sertlikteki 3 mm'lik EVA kullanılmıştır (Şekil 3.8).

Tüm tabanlık uygulamaları yürüyüş tipi spor ayakkabı içerisine, ayakkabının iç astarı çıkarıldıktan sonra yerleştirilmiştir. Bireylerden haftanın en az 3-4 gününde ve aktif ayakta oldukları sürelerde bu ayakkabıları giymeleri istenmiştir.



Şekil 3.8. Tabanlık uygulamalarının son halleri (Solda Cad/Cam, ortada geleneksel, sağda plasebo tabanlık uygulaması görünmektedir.).

### 3.2.11. Hasta Memnuniyeti

Tedavi sonrası tabanlık memnuniyeti VAS ile değerlendirilmiştir. Bireylerden, tabanlıktan hiç memnun değilim ile çok memnunum arasında çizilmiş 10 cm'lik çizgi üzerinden memnuniyet düzeylerini işaretlemeleri istenmiştir.

### 3.2.12. Ev Programı

Çalışmaya katılan tüm bireylere, tibialis posterior kas kuvvetlendirme için parmak ucunda yükselip alçalma egzersizi ağırlı olmadığı durumda başlanması şartıyla verilmiştir. İntrinsik kas kuvvetlendirme için ayak parmakları ile obje kavrama ve duvar kenarında bir ayak önde 15 saniye süreli gastrokinemius germe egzersizleri de verilen diğer egzersizlerdir. Tüm egzersizler günde 2 kez ve 10'ar tekrar yapılacak şekilde programlanmıştır. Ayrıca bireylerin ağrısı olan bölgeleri için 12 dk'lık soğuk uygulama, öneri olarak ev programına eklenmiştir.

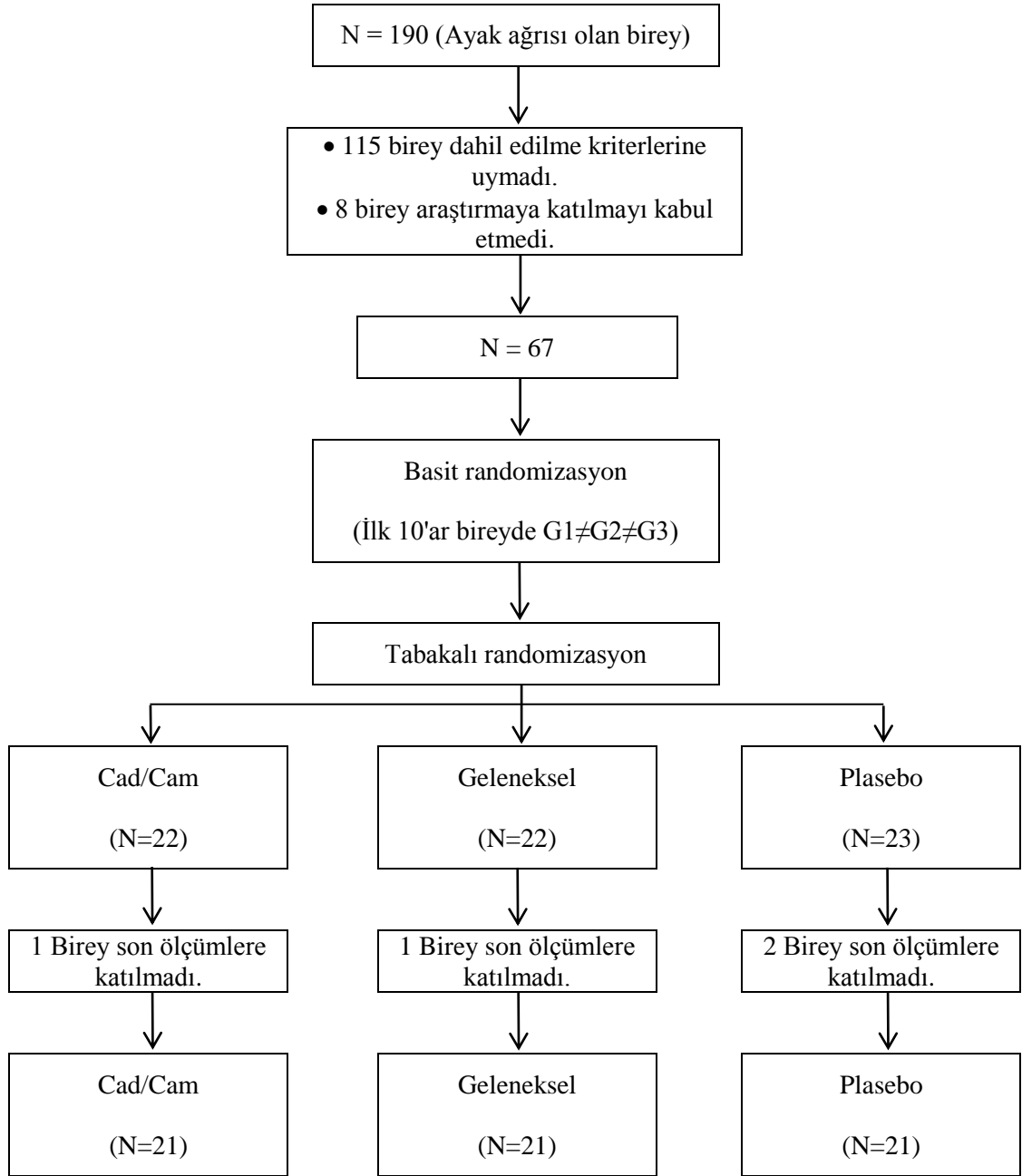
### 3.3. İstatistiksel Analiz

Tanımlayıcı analizler için sayısal ölçümle belirlenen değişkenler aritmetik ortalama ve standart sapma ( $X \pm SD$ ) şeklinde ifade edilmiş, sayısal olmayan veriler için frekans değerleri % olarak hesaplanmıştır. Gruplar arası tedavi öncesi ve sonrası, tabanlıklı ve tabanlıksız ölçüm sonuçları Kruskal-Wallis Testi ile karşılaştırılarak, anlamlı fark bulunan değişkenler için Bonferroni düzeltmeli ( $p < 0,016$ ), Mann Whitney-U Testi uygulanmıştır. Grup içi tedavi öncesi ve sonrası ölçüm sonuçları Wilcoxon Testi ile karşılaştırılmış, fark bulunan değerler için etki büyüklüğü (Cohen's *d*) hesaplanmıştır. Elde edilen etki büyüklüğü değerleri 0.2-0.5 arası küçük düzeyde, 0.5-0.8 arası orta düzeyde, 0,8 ve üzeri ise büyük düzeyde olarak değerlendirilmiştir. (112). Kategorik değişkenlerin gruplar arası karşılaştırılması için ise 2x3 Ki-kare Testi kullanılmıştır. Gözlerde yeterli sıklık oluşabilmesi için ayak ağrısı lokalizasyonu; MLA ve diğer bölgeler, ayakkabı alışkanlığı ise spor ve diğer ayakkabılar şeklinde ikiye ayrılarak istatistiksel test uygulanmıştır. Tüm istatistik test sonuçlarında anlamlılık değeri  $p < 0,05$  olarak alınmıştır.

Verilerin istatistiksel analizinde tedavi amacına yönelik analiz (*intention-to-treat*) yapılarak, iki aylık takip sonrası ölçüme katılmayan bireylerin ilk ölçüm sonuçları aynı zamanda tedavi sonrası değerleri olarak da kullanılmıştır.



#### 4. BULGULAR



Şekil 4.1. Araştırmanın tasarımı

Takip sırasında tabanlık uygulamaları üzerinde bazı revizyonların yapılmasına ihtiyaç duyulmuştur. Cad/Cam tabanlık uygulaması yapılan bireylerden iki kişinin MLA takviyesinden rahatsız olması neticesinde, takviye yüksekliği bir

miktar rahatsız olunan bölgeden azaltılmıştır. Geleneksel yöntem tabanlılık uygulaması yapılan bireylerden bir kişi TA takviyesini tolere edemediğinden takviye iptal edilmiştir. Plasebo grubunda herhangi bir komplikasyon oluşmamıştır.

#### 4.1. Demografik Özellikler

Bireylerin yaş, beden kütle indeksi, ayak postür indeksi ve kalkaneal valgus açısı değerleri bakımından gruplar arası fark yoktu ( $p > 0.05$ ), (Tablo 4.1).

**Tablo 4.1.** Gruplar arası yaş, beden kütle indeksi, ayak postür indeksi ve kalkaneal valgus açısı değerlerinin karşılaştırılması.

	<b>X ± SD</b>			<b>X<sup>2</sup></b>	<b>p</b>	
	<b>Cad/Cam (N=22)</b>	<b>Geleneksel (N=22)</b>	<b>Plasebo (N=23)</b>			
Yaş (yıl)	21.73 ± 2.89	23.05 ± 5.53	21.09 ± 1.95	2.761	0.251	
BKİ (kg/m <sup>2</sup> )	23.03 ± 3.48	24.11 ± 4.15	23.32 ± 3.28	0.948	0.622	
Ayak postür indeksi	Sağ	7.50 ± 1.73	8.59 ± 1.76	8.48 ± 2.04	4.924	0.085
	Sol	7.68 ± 1.75	8.45 ± 1.73	8.57 ± 1.95	3.519	0.172
Kalkaneal valgus açısı	Sağ	6.36 ± 1.64	6.68 ± 1.67	6.22 ± 1.67	1.698	0.428
	Sol	6.77 ± 2.18	7.73 ± 2.29	6.70 ± 2.03	3.239	0.198

Cinsiyet, ayak ağrısının lokalizasyonu ve tedavi öncesi sıklıkla giyilen ayakkabı türü yüzdeleri bakımından gruplar arası fark yoktu ( $p > 0.05$ ), (Tablo 4.2).

**Tablo 4.2.** Gruplar arası; cinsiyet, ayak ağrısı lokalizasyonu ve tedavi öncesi sıklıkla giyilen ayakkabı türlerinin karşılaştırılması.

		Cad/Cam	Geleneksel	Plasebo	Toplam	X <sup>2</sup>	p
		N / %					
Cinsiyet	Kadın	13 / 19.4	12 / 17.9	14 / 20.9	39 / 58.2	0.195	0.907
	Erkek	9 / 13.4	10 / 14.9	9 / 13.4	28 / 41.8		
Ayak ağrısı lokalizasyonu	MLA	11 / 16.4	12 / 17.9	17 / 25.4	40 / 59.7	3.035	0.219
	Diğer	11 / 16.4	10 / 14.9	6 / 9.0	27 / 40.3		
Ayakkabı türü	Spor	17 / 25.4	15 / 22.4	16 / 23.9	48 / 71.6	0.522	0.770
	Diğer	5 / 7.5	7 / 10.4	7 / 10.4	19 / 28.4		

#### 4.2. Fiziksel Aktivite Seviyesi, Tabanlık Kullanım Süresi ve Hasta Memnuniyeti

Grupların tedavi öncesi ve sonrası fiziksel aktivite seviyeleri ve tabanlık kullanım süreleri arasında fark yoktu ( $p > 0.05$ ). Hasta memnuniyeti açısından gruplar arası anlamlı fark bulundu ( $p < 0.05$ ), (Tablo 4.3). Yapılan ikişerli karşılaştırmalar sonucunda istatistiksel olarak anlamlı farkın plasebo yönetime göre geleneksel yöntem tabanlık lehine olduğu görülürken ( $p < 0,016$ ), Cad/Cam yöntemi ile diğer gruplar arasında fark bulunmadı ( $p > 0.016$ ), (Tablo 4.4).

**Tablo 4.3.** Gruplar arası fiziksel aktivite seviyesi (IPAQ-SF), tabanlık kullanım süresi ve memnuniyet seviyelerinin karşılaştırılması.

		Cad/Cam	Geleneksel	Plasebo	X <sup>2</sup>	p
		(N=21)	(N=21)	(N=21)		
X ± SD						
IPAQ-SF (kkal/hafta)	T.Ö.	3438.81 ± 3543.30	4731.27 ± 5392.45	2824.54 ± 2221.46	0.495	0.781
	T.S.	3667.70 ± 3321.21	5082.95 ± 5483.26	2482.73 ± 1784.50		
	Tabanlık kullanım süresi (gün/hafta)	3.73 ± 1.42	3.97 ± 1.51	4.21 ± 1.33		
Memnuniyet (mm)		73.29 ± 15.03	83.43 ± 13.83	63.05 ± 22.77	11.510	0.003*

\*  $p < 0.05$ , T.Ö: Tedavi öncesi, T.S: Tedavi sonrası

**Tablo 4.4.** Hasta memnuniyeti sonuçlarının gruplar arası ikişerli karşılaştırılması.

	z	p
Cad/Cam - Geleneksel	- 2.318	0.020
Cad/Cam - Plasebo	- 1.334	0.182
Geleneksel – Plasebo	- 3.172	0.002*

\* p &lt; 0.05

**4.3. Ağrı**

Tedavi öncesi ağrı şiddeti ve AFİ ölçüm sonuçlarında gruplar arası anlamlı fark yoktu (p > 0.05). Tedavi sonrası ölçüm değerleri karşılaştırıldığında ağrı şiddetinde gruplar arası anlamlı fark bulundu (p < 0.05). AFİ sonuçlarında ise gruplar arası fark yoktu (p > 0.05), (Tablo 4.5). Gruplar arası ikişerli karşılaştırmalar sonucunda tedavi sonrası ağrı şiddetindeki azalma bakımından istatistiksel olarak anlamlı farkın her iki müdahale grubu ile plasebo grup arasında olduğu görülmüştür (p < 0.016), (Tablo 4.6, Şekil 4.2).

**Tablo 4.5.** Tedavi öncesi ve tedavi sonrası ağrı şiddeti ve Ayak Fonksiyon İndeksi (AFİ) değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması.

		<b>Cad/Cam</b>	<b>Geleneksel</b>	<b>Plasebo</b>	<b>X<sup>2</sup></b>	<b>p</b>
		<b>(N=22)</b>	<b>(N=22)</b>	<b>(N=23)</b>		
		<b>X ± SD</b>				
Ağrı şiddeti (mm)	T.Ö.	59.27 ± 17.26	60.32 ± 16.82	58.48 ± 17.51	0.081	0.960
	T.S.	27.84 ± 18.41	27.05 ± 16.82	46.39 ± 20.18	13.731	0.001*
AFİ	T.Ö.	29.95 ± 14.47	37.62 ± 17.35	30.09 ± 13.34	2.965	0.227
	T.S.	21.81 ± 11.94	24.11 ± 11.70	26.50 ± 13.91	1.317	0.518

\* p &lt; 0.05, T.Ö: Tedavi öncesi, T.S: Tedavi sonrası

**Tablo 4.6.** Tedavi sonrası ayak ağrısı şiddetinin gruplar arası ikişerli karşılaştırılması.

	z	p
Cad/Cam - Geleneksel	0.399	0.690
Cad/Cam - Plasebo	2.987	0.003*
Geleneksel – Plasebo	3.351	0.001*

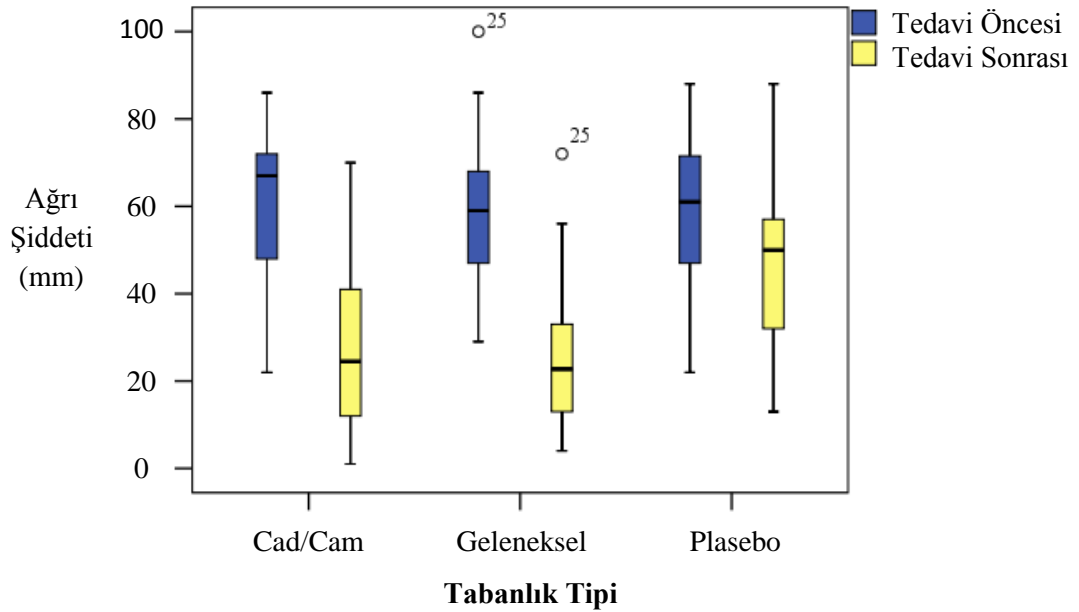
\* p < 0.05

Grup içi tedavi öncesi ve tedavi sonrası ağrı şiddeti ve AFİ ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında her üç grupta da tedavi sonrası lehinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p < 0.05), (Tablo 4.7).

**Tablo 4.7.** Tedavi öncesi ve tedavi sonrası ağrı şiddeti ve AFİ değerlerinin grup içi karşılaştırılması ve etki büyüklükleri.

		z	p	Etki Büyüklüğü
	Cad/Cam (N=22)	- 4.015	<0.001	0.660 <sup>##</sup>
Ağrı şiddeti (mm)	Geleneksel (N=22)	- 4.016	<0.001	0.703 <sup>##</sup>
	Plasebo (N=23)	- 3.588	<0.001	0.304 <sup>#</sup>
	Cad/Cam (N=22)	- 2.416	0.016*	0.293 <sup>#</sup>
AFİ	Geleneksel (N=22)	- 3.667	<0.001	0.415 <sup>#</sup>
	Plasebo (N=23)	- 2.381	0.017*	0.130

\* p < 0.05, # küçük düzeyde etki, ## orta düzeyde etki



Şekil 4.2. Grupların tedavi öncesi ve tedavi sonrası ağrı şiddeti değerleri.

#### 4.4. Yaşam Kalitesi

Tedavi öncesi ve tedavi sonrası SF-36 ölçüm sonuçları bakımından gruplar arası fark bulunmadı ( $p > 0.05$ ), (Tablo 4.8). Grup içi tedavi öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında her üç grupta da SF-36 Fiziksel puanında, tedavi sonrası lehine anlamlı olarak fark bulundu ( $p < 0.05$ ). SF-36 Zihinsel puanında ise ölçümler arası fark yoktu ( $p > 0.05$ ), (Tablo 4.9).

**Tablo 4.8.** Tedavi öncesi ve tedavi sonrası SF-36 değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması.

		Cad/Cam (N=21)	Geleneksel (N=21)	Plasebo (N=23)	X <sup>2</sup>	p
SF-36		X ± SD				
Fiziksel	T.Ö.	44.76 ± 7.24	43.49 ± 6.85	45.60 ± 7.16	2.091	0.352
	T.S.	50.14 ± 5.44	50.17 ± 6.70	47.55 ± 7.21	1.207	0.547
Zihinsel	T.Ö.	46.82 ± 10.90	48.91 ± 10.30	47.91 ± 10.14	0.302	0.860
	T.S.	46.13 ± 10.29	47.54 ± 9.05	45.65 ± 9.17	0.333	0.847

T.Ö: Tedavi öncesi, T.S: Tedavi sonrası

**Tablo 4.9.** Tedavi öncesi ve tedavi sonrası SF-36 değerlerinin grup içi karşılaştırılması ve etki büyüklükleri.

SF-36		z	p	Etki Büyüklüğü
	Cad/Cam (N=21)	- 3.323	0.001*	0.387 <sup>#</sup>
Fiziksel	Geleneksel (N=21)	- 3.734	<0.001	0.442 <sup>#</sup>
	Plasebo (N=23)	- 2.433	0.015*	0.134
	Cad/Cam (N=21)	- 0.784	0.433	
Zihinsel	Geleneksel (N=21)	- 0.825	0.409	
	Plasebo (N=23)	- 0.104	0.917	

\*  $p < 0.05$ , <sup>#</sup> küçük düzeyde etki

#### 4.5. Fiziksel Performans

Ortezli ve ortezsiz olarak yapılan denge, dikey sıçrama ve FHİ ölçüm sonuçlarında gruplar arası fark bulunmadı ( $p > 0.05$ ), (Tablo 4.10). Grup içi ortezli ve ortezsiz ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında sadece plasebo grubunun dikey sıçrama ölçümünde ortezli durum lehine istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ( $p < 0.05$ ), (Tablo 4.11).

**Tablo 4.10.** Ortezli ve ortezsiz durumda denge, dikey sıçrama ve FHİ ölçüm sonuçlarının gruplar arası karşılaştırılması.

		<b>Cad/Cam</b>	<b>Geleneksel</b>	<b>Plasebo</b>	<b>X<sup>2</sup></b>	<b>p</b>
		<b>(N=20)</b>	<b>(N=20)</b>	<b>(N=21)</b>		
		<b>X ± SD</b>				
Denge	Ortezli	2.68 ± 1.41	2.90 ± 1.72	2.71 ± 0.98	0.222	0.895
	Ortezsiz	2.85 ± 1.48	3.21 ± 1.55	2.83 ± 1.05	0.770	0.680
Dikey sıçrama (%)	Ortezli	18.89 ± 3.39	18.67 ± 3.89	18.26 ± 3.93	0.329	0.848
	Ortezsiz	18.52 ± 4.21	18.46 ± 4.06	17.39 ± 4.29	1.052	0.591
FHİ (atım/metre)	Ortezli	0.34 ± 0.12	0.31 ± 0.11	0.35 ± 0.15	0.344	0.842
	Ortezsiz	0.32 ± 0.12	0.30 ± 0.15	0.32 ± 0.12	0.065	0.968

**Tablo 4.11.** Ortezli ve ortezsiz durumda denge, dikey sıçrama ve FHİ ölçüm sonuçlarının grup içi karşılaştırılması ve etki büyüklükleri.

		<b>z</b>	<b>p</b>	<b>Etki Büyüklüğü</b>
Denge	Cad/Cam (N=20)	- 1.251	0.211	
	Geleneksel (N=20)	- 1.400	0.161	
	Plasebo (N=21)	- 0.299	0.765	
Dikey sıçrama	Cad/Cam (N=20)	- 1.500	0.134	
	Geleneksel (N=20)	- 0.900	0.368	
	Plasebo (N=21)	- 2.912	0.004*	0.105
FHİ	Cad/Cam (N=20)	- 0.709	0.478	
	Geleneksel (N=20)	- 0.283	0.777	
	Plasebo (N=21)	- 0.829	0.407	

\* p < 0.05



## 5. TARTIŞMA

Ağrılı esnek düz tabanlı bireylerde, Cad/Cam ve geleneksel yöntemlerle üretilen, hastaya özel iki farklı tabanlık uygulaması arasında ağrı, yaşam kalitesi ve fiziksel performans üzerine etkileri bakımından fark yoktur hipotezleri kabul edilmiştir. Sekiz hafta takip ettiğimiz her üç grupta da, müdahale gruplarında anlamlı olarak daha fazla olmak üzere tedavi sonrası ağrı şiddetinde azalma görülmüştür fakat plasebo grubundaki azalma klinik olarak daha düşük bir önem taşımaktadır. Plasebo grubunda oluşan bu azalma, bireylerin egzersiz ve soğuk uygulamadan oluşan ev programını düzenli uygulamalarının veya ayakkabı alışkanlıklarındaki değişimin bir sonucu olabilir.

Ağrı şiddetinin yanı sıra aktivite ve katılımın da sorgulandığı AFİ puanları, tedavi sonrası her üç grupta da anlamlı olarak düzelme göstermiştir. Gruplar arası istatistiksel farkın oluşmadığı bu değerlendirmede klinik anlamlılık, müdahale grupları için küçük düzeyde, plasebo grup için ise ihmal edilebilir düzeyde bulunmuştur.

Literatürde kişiye özel olarak üretilmiş iki farklı tabanlık uygulamasının ağrı, yaşam kalitesi ve fiziksel performans üzerine etkilerini karşılaştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır. Trotter ve Pierrynowski (97), özel yapım ve hazır tabanlıkların alt ekstremitte ağrısına olan etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarında 42 bireyi randomize olarak çapraz şekilde iki uygulama ile dört hafta takip etmişlerdir. Tam temaslı özel tabanlık uygulaması sonrası semptomlarda anlamlı azalma bulmuşlardır. Hazır tabanlık verilen grupta ise ağrı şiddeti anlamlı olarak artmıştır. Bizim çalışmamıza ait sonuçlar da göz önüne alındığında kişiye özel tabanlık uygulamasının tedavideki etkinliği öne çıkmaktadır.

Zammit ve Payne (113), tabanlık uygulaması yapılan semptomatik düz tabanlı 22 birey üzerinde yaptıkları çalışmada, dört haftalık takip sonrası ayak ağrısı şiddetinde ve ayak fonksiyonunda anlamlı pozitif değişim bulmuşlardır. Ayak ağrısı ve fonksiyonunun farklı bir ölçek ile değerlendirildiği çalışmada 18 bireye özel yapım, 4 bireye ise hazır tabanlık verildiği belirtilmiş fakat tabanlıkların özellikleri konusunda ayrıntılı bir bilgi verilmemiştir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde

müdahale gruplarında hem ağrı şiddeti hem de ayak fonksiyonu, farklı ölçekler kullanılmış olsa da pozitif yönde anlamlı bir değişim göstermiştir.

Eng ve Pierrynowski (7), minimum 6<sup>0</sup> subtalar pronasyonu bulunan patellafomoral ağrı sendromu teşhisli 20 bireyi restgele iki gruba ayırarak bir gruba ortez ve egzersiz programı, diğer gruba sadece egzersiz programı uygulamışlardır. Deformite şiddetine göre yükseklikleri değişen MTK ve medial ön ayak kaması takviyeli tabanlığın uygulandığı çalışmada bireyler sekiz hafta boyunca takip edilmişlerdir. Tedavi sonrası her iki grupta da diz ağrısında azalma bulunmuştur fakat ortezli grubun koşma, merdiven inme, merdiven çıkma ve çömelme aktiviteleri sırasında ağrı şiddetindeki azalma, sadece egzersiz verilen gruptan anlamlı olarak fazla bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da bu sonuçlara benzer şekilde ağrı şiddetindeki azalma ortez ve egzersiz verilen müdahale gruplarına göre, sadece egzersiz verilen plasebo grubunda daha düşük bulunmuştur. Çalışmalardan elde edilen sonuçlar alt ekstremitede ağrı şikayeti olan düz tabanlı bireylerde, uygun egzersiz programı ile birlikte ortez uygulamasının tedavi etkinliğini arttırdığı görüşünü desteklemektedir.

Gross ve diğ. (114), plantar fasiit teşhisli 15 bireyi, ısıtarak şekil verdikleri MLA takviyeli özel yapım tabanlık uygulaması ile iki hafta boyunca takip etmişlerdir. AFI'nin ağrı ve katılım alt başlıklarının ayrı ayrı incelendiği çalışma sonucunda ağrı şiddetinde % 34.9, katılımı ise % 27.2 düzelleme bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde AFI toplam puanında Cad/Cam grubu için % 29.4, geleneksel grup için % 35.9 oranında anlamlı düzelleme görüldü. Plasebo grup için bu düzelleme % 11.6 oranındaydı. İki çalışmaya ait benzer sonuçlar, özel yapım tabanlık uygulamasının sadece ağrı şiddeti üzerine değil, aynı zamanda aktivite ve katılım alanlarında da pozitif etkileri olduğu yönündedir. Onların çalışmasındaki 15 katılımcıdan sekizinin düz taban ve diğer yedisinin yüksek taban deformitesi olması, iki çalışma arasında yöntem açısından önemli bir farklılık oluşturmuştur.

Shih ve diğ. (6), 24 düz tabanlı koşucu üzerinde yaptıkları randomize kontrollü çalışmada, müdahale grubuna 5<sup>0</sup> MTK ilaveli basit bir tabanlık vererek bireyleri 60 dk boyunca koşu bandında koşturmuşlar ve sonrasında alt ekstremitte ağrısını kayıt altına almışlardır. Anlık ve iki hafta sonra yapılan değerlendirmede müdahale grubuna ait ağrı şiddeti değerleri ortezsiz ölçüme göre anlamlı olarak

düşük bulunmuştur. MTK ilavesi olmayan plasebo grubunun ölçüm sonuçlarında ise anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bizim çalışmamızda ise, ağrı şiddetinde müdahale gruplarına göre daha az fakat anlamlı bir azalmanın görüldüğü plasebo grubundaki değişim, bireylerin sedanter olmasından dolayı egzersiz programından fayda görmelerinden kaynaklanmış olabilir. Diğer bir yandan onların çalışmasındaki bireylerin başlangıç ağrı şiddeti değerleri bizim çalışmamızdaki bireylerden yaklaşık % 50 daha azdır. Bu durum da iki çalışma arasında, sonuçların yorumlaması bakımından farklılık yaratmaktadır.

Mendez ve diğ. (115), kronik bel ağrısı olan 51 artmış subtalar pronasyonlu birey üzerinde yaptıkları randomize kontrollü, çift kör çalışmalarında 29 bireye özel yapım, 22 bireye plasebo tabanlı uygulamışlardır. Bireye özel tabanlı yapımında, pedilen köpüğe bastırma yöntemi ile aldıkları ölçülerden elde edilen pozitif modeller üzerinde 10-15 mm yüksekliğinde MLA takviyesi olacak şekilde işlem yapmışlardır. Dört haftalık takip sonrası müdahale grubunun bel ağrısı şiddetinde % 50'ye yakın bir azalma görülürken, plasebo grupta anlamlı bir değişim gözlenmemiştir. Bizim çalışmamızda da ağrı şiddeti üzerine, müdahale grupları için benzer bir etki görülürken, plasebo grup için daha düşük bir oranda da olsa anlamlı bir azalma görülmüştür. Onların çalışmasında ortez uygulamasına ek bir tedavi belirtilmemiş olması bizim çalışmamızdaki plasebo grubunda oluşan fark için bir açıklama olabilir. İki çalışma arasındaki bu müdahale farkı ortez uygulaması ile birlikte verilen egzersizlerin tedavi etkinliğini arttırdığı görüşünü desteklemektedir.

Amer ve diğ. (116). ayak ağrısı olan 67 bireyi, ihtiyaca göre değişen özelliklerde hazır tabanlı ile dört hafta boyunca takip etmişler ve ağrı şiddetinde anlamlı bir azalma bulmuşlardır. Çalışmalarında, tedavi öncesi maksimum ağrı şiddeti ortanca ve çeyreklik değerleri VAS'na göre mm cinsinden 6.0 (4.0-7.0) iken takip sonrası 5.0 (2.0-7.0) değerlerinde bulunmuştur. Aynı ölçüm sonuçları bizim çalışmamızda Cad/Cam, geleneksel ve plasebo gruplar için sırasıyla tedavi öncesinde 6.7 (4.6-7.2), 5.9 (4.7-6.9), 6.1 (4.6-7.2) mm; tedavi sonrasında 2.4 (1.1-4.2), 2.2 (1.2-3.3) ve 5.0 (3.1-5.8) mm şeklindeydi. İki çalışmadan elde edilen veriler karşılaştırıldığında onların çalışmasındaki değişimin, bizim çalışmamızdaki plasebo grupta ortaya çıkan değişim ile benzeştiği görülmektedir. Bu durum sadece ortez veya sadece egzersiz uygulamasının tedavideki etkinliğinin, ortez ve egzersizin

birlikte kullanılmasından daha az olduğunu göstermektedir. Çalışmalarını standart bir ayak deformitesi üzerinde yapmamış olmaları, sonuçların ağırlı düz taban deformitesi için genellenmesinde engel teşkil etmektedir.

Tabanlık memnuniyetini de farklı bir ölçekle değerlendiren Amer ve diğ. bireylerin tabanlıktan duydukları memnuniyet ile tabanlığı kullanma süreleri arasında bir korelasyon bulmamışlardır. Bizim çalışmamızda bireylerin tabanlığı giyme süreleri bakımından gruplar arası fark yoktu. Grupların memnuniyet ölçümleri karşılaştırıldığında ise geleneksel yöntem tabanlık uygulaması yapılan grubun ölçüm sonucu plasebo yönteme göre anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. Cad/Cam grubu ile diğer gruplar arasında ise anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmalardan elde edilen sonuçlar tabanlık kullanım süresini etkileyen tek faktörün tabalıktan duyulan memnuniyet olmadığını göstermektedir.

Nogueron ve diğ. (117), ayak ağrısı şikayeti olan 54 artmış subtalar pronasyonlu bireye, ısıtılarak vakum altında veya direk ayak üzerinde şekillendirilen EVA üzerine, orta ayağı mediolateral olarak destekleyen bir ilave ile oluşturulmuş kişiye özel tabanlık uygulamışlardır. 90 günlük bir takip sonrasında ağrı şiddetinde % 90'a yakın oranda azalma görülmüştür. Çalışmalarında buldukları bu iyileşme oranı bizim çalışmamızdaki müdahale gruplarında yaklaşık % 50 olan orana göre oldukça yüksektir. Kontrol grubunun olmaması limitasyonları olarak gözüксе de iki çalışma arasındaki fark, onların mediolateral stabilite üzerine odaklanılarak üretilmiş tabanlık uygulamalarından kaynaklanmış olabilir.

Alvarez ve diğ. (68), evre 1 ve 2 PTTY bulunan ağırlı 47 bireyi ortalama dört ay boyunca ortez ve ayak bileğı çevresi kasları için kapsamlı bir kuvvetlendirme programı ile takip etmişlerdir. 33 bireye eklemli ayak-ayak bileğı ortezi, 14 bireye ise kalkaneusu mediolateral olarak destekleyen yarım tabanlık uygulanmıştır. Eklemli ayak-ayak bileğı ortezi verilen gruptan 24 kişi semptomlarının azalmasıyla tabanlığına geçiş yapmıştır. Çalışmadaki bireylerin ağrı şiddeti median ve çeyreklik değerleri VAS'na göre tedavi öncesi 8 (6-10) mm, tedavi sonrası 1 (0-7) mm olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızın sonuçları ile karşılaştırıldığında başlangıç ağrı şiddetinin onlarda daha yüksek olduğu, tedavi sonrası ağrı şiddetinin ise daha düşük olduğu gözlenmektedir fakat onlarda tedavi sonrası bireylerin ağrı şiddeti değerleri daha geniş bir dağılım göstermiştir. Ayrıca ileri seviye düz taban deformitesinde

kullanılması önerilen eklemli ayak-ayak bileği ortezi kullanmaları tedavi etkinliklerini arttırmış olabilir.

Barbosa ve diğ. (118), ayak ağrısı olan 60 yaş üstü osteoporotik 29 kadın üzerinde yaptıkları çalışmalarında bireyleri randomize olarak iki gruba ayırarak 14 kişiden oluşan müdahale grubuna MLA ve TA takviyeli özel yapım tabanlık uygulamışlardır. Müdahale ve kontrol grupları için VAS'na göre başlangıçta 3.43 ve 3.76 mm olan ağrı şiddeti değerleri dört haftalık takip sonrasında 1.68 ve 4.20 mm olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamıza göre düşük olan başlangıç ağrı şiddeti değerlerine rağmen geriatrik grupta tabanlık uygulaması pozitif sonuç vermiştir. Ayağın katılım üzerine etkisini farklı bir ölçekle değerlendirdikleri çalışmalarında, benzer şekilde tabanlık uygulaması sonrası anlamlı bir düzelme gözlemlenmiştir. Katılımcılara ait farklı demografik özelliklere rağmen bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamız ile uyumlu çıkmıştır.

Esterman ve Pilotto (119), Avusturalya Hava Kuvvetleri'nde çalışan askerlerden düz taban teşhisi almış ve alt ekstremitte ağrısı bulunan 42 bireyi randomize olarak iki gruba ayırmışlardır. Yirmi kişiden oluşan müdahale grubuna, ısıtarak ayak üzerinde şekillendirilen malzeme üzerine MTK, TA, MLA ve medial ön ayak kaması takviyeleri ekledikleri tabanlıkları vermişlerdir. Tabanlığın verdiği rahatsızlık neticesinde 10 kişi tabanlık kullanımını bırakmış, analizler kalan 10 kişi üzerinden yapılmıştır. Alt ekstremitte ağrısı ve yaşam kalitesi üzerine pozitif etkiler görülse de istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Müdahale grubunun % 50'sinin ortezi bırakması sonuçları etkilemiş olabileceği gibi tabanlığın bir bot içerisinde kullanılması da uygulamada önemli bir farklılık oluşturmuştur.

Powell ve diğ. (120), ayak ağrısı olan juvenil romatoid artrit teşhisli 40 çocuğu randomize olarak üç grubu ayırarak; bir gruba şok emici takviyelerin olduğu özel yapım tabanlık (n= 15), bir gruba hazır tabanlık (n =12), diğer gruba ise sadece spor ayakkabı (n = 13) vermişlerdir. Üç ay takip sonrası sadece özel yapım tabanlık verilen grupta ağrı şiddeti, AFİ ve yaşam kalitesi ölçümlerinde anlamlı pozitif gelişmeler görülmüştür.

Çalışmamızdan elde edilen yaşam kalitesi ölçümlerine göre her üç grupta da tedavi sonrasında SF-36 Fiziksel alt bölümünde anlamlı düzelme görülmüştür. Plasebo grubundaki değişimin klinik anlamlılık değeri ihmal edilebilir düzeyde

bulunmuştur. Zihinsel alt bölümde ise üç grupta da anlamlı bir değişim görülmemiştir. Farklı özellikteki örneklem özelliklerine rağmen bizim çalışmamızdaki özel yapım tabanlık uygulamalarına ait sonuçlar Powel ve diğ.'nin sonuçlarını destekler niteliktedir.

Fiziksel performans değerlendirmesi amacıyla ortezli ve ortezsiz olarak yaptığımız denge, dikey sıçrama ve FHİ ölçümlerinde anlamlı bir fark bulunamamıştır. Sadece plasebo grubun ortezli durumdaki dikey sıçrama değeri istatistiksel olarak anlamlı çıksa da, yaklaşık 1 cm olan bu farkın klinik anlamlılığı yoktur.

Tahmasebi ve diğ. (121), düz tabanlı bireylerde MLA takviyeli tabanlık ile, sabit ayakta duruş sırasında gravite merkezindeki yer değiştirme miktarı ve hızını kuvvet plağı ile ölçmüşlerdir. Sonuçta MLA takviyesinin düz tabanlı bireylerde statik ayakta durma stabilitesini arttırdığını bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise stabil olmayan bir platform ile dengenin dinamik ölçümü yapılmıştır. Sonuçlardaki farklılık MLA takviyesinin statik dengeyi arttırdığı fakat dinamik dengeyi değiştirmedeği şeklinde yorumlanabilir.

Rome ve Brown (60), artmış subtalar pronasyonlu 50 bireyi randomize olarak eşit iki gruba ayırıp bir gruba MTK ilaveli rijit tabanlık vermişlerdir. Statik postüral stabilitenin değerlendirildiği çalışmada anlık bir değişim gözlenmezken, dört hafta sonra müdahale grubunun mediolateral salınımlarında anlamlı düşüş kaydetmişlerdir. Bu çalışmanın bizim çalışmamızdan yöntem olarak ayrılan tarafı, tabanlık yapımında bizim kullandığımız Shore-A 35 sertlikteki EVA yerine onların daha sert olan Shore-A 70 değerinde EVA tercih etmeleridir. Tabanlığın daha sert bir malzemeden yapılmış olması mediolateral salınımın azalması için açıklayıcı bir neden olabilir. Diğer bir yandan bizim dinamik olarak yaptığımız denge değerlendirmesinde mediolateral ve anteroposterior olarak değil, tüm yönler dikkate alınarak tek ölçüm yapılmıştır. Bizdeki ölçüm yöntemi mediolateral yönde oluşabilecek bir gelişmeyi göstermede yetersiz kalmış olabilir.

Payehdar ve diğ. (94), 20 düz tabanlı bireyin tek ayak üstünde dengelerini; özel bir platform üzerinde ayakkabılı, UCBL ortezli ve UCBL şeklinde esnek bir ortezle üç farklı durumda değerlendirmişlerdir. Sonuçları sadece rijit UCBL uygulamasının dengeyi arttırdığı yönünde çıkmıştır. Bizim çalışmamızda da bu

çalışmadakine benzer şekilde esnek ortezlerin kullanılmış olması, tabanlık uygulamasının denge üzerine bir etkisi olmamasının nedeni olabilir.

Barbosa ve diğ. (118), 14 geriatrik bireye MLA ve TA takviyeli özel yapım tabanlık uygulamışlar ve Berg Denge Skalası ile denge değerlendirmesi yapmışlardır. Belirli bir ayak deformitesinin tanımlanmadığı çalışmalarının sonucunda, bireylerin tabanlıkları lehine denge ölçümünde anlamlı pozitif gelişme görülmüştür. Dengenin dinamik yönünün de değerlendirildiği bu çalışmanın geriatrik bireylerde yapılmış olması bizim çalışmamız ile önemli bir farklılık oluşturmaktadır. Dengenin farklı faktörlerden dolayı gerileme gösterdiği yaşlılık döneminde yapılan tabanlık uygulaması propriosepsiyon başta olmak üzere farklı sensoriyal mekanizmaları etkileyerek dengede gelişmeye neden olmuş olabilir.

Perry ve diğ. (122), 40 geriatrik bireyden 20'sine düz bir tabanlık, 20'sine duyuşal fasilitasyon amaçlı aynı malzemedeki fakat girinti çıkıntılı bir tasarım tabanlık uygulamışlardır. On iki haftalık takip sonrası fasilitasyon amaçlı tabanlığın, stabilite üzerine etkileri bakımından diğer tabanlığa göre anlamlı olarak daha etkili olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızda kullanılan tabanlıkların düzgün bir yüzeye sahip olması duyuşal stimülasyonun sınırlı kalmasına yol açarak dengede herhangi bir değişimin oluşmamasına yol açmış olabilir.

Arstoo ve diğ. (102), esnek düz tabanlı 15 bireyin MLA ve TA takviyeli hazır tabanlık ile dikey sıçramaları sırasında yer reaksiyon kuvvetini kuvvet platformu ile ölçmüşlerdir. Tabanlıkları durumunda, dikey sıçrama sırasında oluşan vertikal yer reaksiyon kuvvetinin tabanlıksız duruma göre arttığını bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise dikey sıçrama ölçümünde mesafe faktörü üzerine odaklanılmış, kinetik bir ölçüm yapılmamıştır. Çalışmamızda tabanlığın dikey sıçrama üzerine bir etkisinin gösterilememiş olması iki çalışma arasındaki ölçüm farklılığından kaynaklanmış olabilir.

Karimi ve diğ. (123), 25 düz tabanlı bireyde MLA takviyeli tabanlığın FHI üzerine etkisini ölçmüşler ve tabanlığın enerji harcamasını azalttığını bulmuşlardır. Çalışmalarının sonucunda elde ettikleri FHI değerleri tabanlıkları durumunda  $0.31 \pm 0.09$ , tabanlıksız durumda ise  $0.36 \pm 0.07$  atım/m şeklindedir. Aynı ölçüm sonuçları bizim çalışmamızda Cad/Cam, geleneksel ve plasebo grupları için sırasıyla tabanlıkları durumunda  $0.34 \pm 0.12$ ,  $0.31 \pm 0.11$  ve  $0.35 \pm 0.15$  atım/m; tabanlıksız durumda  $0.32$

$\pm 0.12$ ,  $0.30 \pm 0.15$  ve  $0.32 \pm 0.12$  atım/m şeklindeydi. Onların çalışmasındaki bireylerin, tabanlıksız FHİ değerlerinin bizim çalışmamızdakine göre yüksek olması fark çıkmasına neden olmuş olabilir. Diğer bir yandan çalışmalarına aldıkları sağlıklı kontrol grubuna ait ölçüm sonucu  $0.35 \pm 0.08$  atım/m olarak bulunmuştur. Elde ettikleri sonuçlara göre, düz tabanlı bireylerin tabanlık kullandıklarında sağlıklı bir bireyden daha az enerji harcadıkları görülmektedir. Her iki çalışmadan elde edilen veriler arasındaki uyumsuzluk enerji tüketiminin hesaplanması amacıyla yapılan FHİ ölçümünün düz tabanlı bireylerde geçerliği açısından soru işareti doğurmaktadır.

Otman ve diğ. (59), 20 düz tabanlı bireyde MLA takviyeli tabanlığın enerji harcaması üzerine etkisini metabolik analizör yardımı ile direk olarak ölçmüşlerdir. Sonuç olarak tabanlıklı durumda, bireylerin kg başına dakikada tükettikleri oksijen miktarının azaldığını bulmuşlardır. Bizim çalışmamızdaki dolaylı ölçüme göre daha hassas bir ölçüm yönteminin kullanılmış olması enerji tüketiminde buldukları farkın bizim çalışmamızda bulunamamasının nedeni olabilir.

Kelly ve diğ. (124), 12 rekreasyonel atlet üzerinde yaptıkları çalışmalarında, ısıtılarak uygulanan tabanlıkların enerji harcaması üzerine etkisini gazometrik yöntem ile ölçmüşler ve iki durum arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Katılımcılara ait herhangi bir ayak deformitesi belirtilmemesi bizim çalışmamız ile önemli bir farklılık oluşturmuştur.

Çalışmamızın sonuçları bireye özel yapılan düzeltici tabanlık uygulamalarının, ağırlı esnek düz tabanlı bireylerde tedavi etkinliğini arttırdığını ortaya koymuştur. Son zamanlarda tabanlık uygulamalarında sıklıkla kullanılan Cad/Cam yönteminde, tabanlık tasarımının yazılım üzerinden gerçekleştirilmesi ve modelin üç boyutlu yazıcı ile işlenmesi, uygulayıcıya ait oluşabilecek farklılıkları ortadan kaldırarak uygulamanın daha kesin ölçülerde ve standart olmasını sağlamaktadır. Bu avantajı, çok fazla tecrübe gerektirmeden başarılı bir uygulama yapabilmeyi olanaklı hale getirmektedir. Uygulama yapılabilmesi için gerekli ekipmanların pahalı olması ise yöntemin en önemli dezavantajıdır. Bireyin ayağından alınan metrik ölçümlere göre üretilen geleneksel yöntem tabanlık uygulaması ise daha ekonomik fakat tecrübe gerektiren bir uygulamadır. Ayrıca uygulayıcıya ait üretim farklılıkları oluşabilmektedir. Bu iki yöntem tabanlık uygulaması arasında, ağırı üzerine etkileri bakımından fark bulunmaması üretim



yapan birimlerin, bünyesindeki teknik altyapı ve tecrübeli eleman özelliklerine göre iki uygulamayı da tercih edebileceğini göstermiştir.

Geleneksel yöntem tabanlığa ait hasta memnuniyetinin Cad/Cam yöntemine göre fark yaratması çalışmamıza ait ilginç sonuçlardan biridir. Uygulayan kişiye ait faktörlerin daha çok etkisi altında olan geleneksel tabanlıkların çalışmamızda tamamı bu alanda aktif olarak çalışan ve pratik deneyimi bulunan yazar (Y.Y) tarafından gerçekleştirilmiştir. İnsan eli mi yoksa programlanmış bir makina mı sorusuna cevap, çalışmamızda hasta memnuniyeti bakımından insan eli olarak cevap bulmuştur.

Her iki tabanlı türünün de aktivite, katılım ve yaşam kalitesi değerlendirmelerinde pozitif değişimlere yol açması, ağırlı esnek düz taban tedavisinde verilen kişiye özel tabanlığın ağrı şiddetini azaltarak, bireyin sağlık durumunu çok yönlü olarak etkilediğini göstermiştir.

Düz tabanlı bireylerde düzeltici tabanlılık uygulaması fiziksel performans ölçümlerinde bir etki oluşturmamıştır. Literatürde farklı tabanlılık uygulamaları veya farklı örneklem grupları kullanılarak yapılan çalışmaların sonuçlarına göre, çalışmamızın fiziksel performans sonuçları çoğunlukla ters yönde çıkmıştır. Yapılan kinetik çalışmalar düz tabanlı bireylerde tabanlılık uygulamasının alt ekstremitte kas aktivitelerini değiştirdiğini gösterse de, bu değişimlerin performansa aktarılması daha üst düzey, hassas ölçümler gerektiriyor olabilir.

Özet olarak; bireye özel yapılan düzeltici tabanlılık uygulamaların, ağırlı esnek düz tabanlı bireylerde tedavi etkinliğini arttırmıştır. Cad/Cam ve geleneksel yöntemler arasında etkinlik olarak bir fark bulunmamıştır. Her iki yöntem de gerekli görülen esnek düz tabanlı bireylerde tercih edilebilir.

Çalışmamızda tabanlılık uygulamasının rastgele seçilmiş gruplara egzersiz ve soğuk uygulamadan oluşan ev programı ile birlikte verilmiş olması ve kontrol grubunda plasebo tabanlılık uygulanmasının kullanılması, çalışmanın güçlü yönlerini oluşturarak, sadece egzersiz ve soğuk uygulamaya göre ortezin tedavideki etkinliğini ortaya koymuştur.

## **Limitasyonlar**

Çalışmamıza ait örneklemin daha çok, genç ve düşük BKİ değerine sahip bireylerden oluşması, sonuçların tüm popülasyona genellenebilmesi için bir limitasyon oluşturmaktadır. Ayrıca tabanlıkların tek bir kişi tarafından yapılarak uygulanması çalışmada körlük oluşmasını engellemiştir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- Ağrılı esnek düz tabanlı bireylerde, Cad/Cam ve geleneksel yöntemlerle üretilen, hastaya özel iki farklı tabanlık uygulamasının, ağrı üzerine etkisi benzer bulundu.
- Ağrılı esnek düz tabanlı bireylerde, Cad/Cam ve geleneksel yöntemlerle üretilen, hastaya özel iki farklı tabanlık uygulamasının, yaşam kalitesi üzerine etkisi benzer bulundu.
- Ağrılı esnek düz tabanlı bireylerde, Cad/Cam ve geleneksel yöntemlerle üretilen, hastaya özel iki farklı tabanlık uygulamasının, fiziksel performans üzerine etkisi benzer bulundu.
- Ağrı şikayeti olan esnek düz tabanlı bireylerin tedavisinde kişiye özel düzeltici tabanlık uygulaması tedavinin etkinliğini önemli ölçüde arttırmaktadır.
- Kişiye özel yapım tabanlık uygulaması esnek düz tabanlı bireylerde ağrı şiddetini azaltarak, yaşam kalitesini olumlu yönde etkilemiştir.
- Esnek düz tabanlı bireylerde düzeltici tabanlık uygulamasının dinamik denge üzerine bir etkisi olmamıştır.
- Esnek düz tabanlı bireylerde düzeltici tabanlık uygulaması, dikey sıçrama ölçümlerinde bir değişim yaratmamıştır.
- Düzeltici tabanlık uygulaması, esnek düz tabanlı bireylerin enerji harcaması değerlerini etkilememiştir.
- Hasta memnuniyeti bakımından geleneksel yöntem tabanlık uygulaması ön plana çıkmıştır.

Sağlık harcamalarında önemli bir pay sahibi olan ayak problemlerinden biri niteliğindeki düz taban deformitesinin tedavisinde kullanılan ilaç ve cerrahi yaklaşımların birey üzerindeki yan etkileri düşünüldüğünde, konservatif tedavideki başarı oranının yüksek olması son derece önemlidir. Maliyet etkinliği de göz önüne alındığında, çalışmamızın sonuçları konservatif tedavi etkinliğini ortaya koymuştur. Konservatif tedavideki bu başarının, basılı ve görsel materyalin de sıklıkla ele aldığı bir konu olan düz taban deformitesi ve tedavi yaklaşımları hakkında yapılan tartışmalara önemli bir katkısı olacaktır.

İleriki çalışmalarda, konservatif tedavi etkinliğinin daha da artırılması amacıyla ortez ile birlikte, klinikte fizyoterapist tarafından, fizyoterapi ve rehabilitasyon yaklaşımlarının uygulandığı kapsamlı bir tedavi programını içeren randomize kontrollü müdahale çalışmalarının yapılması literatüre büyük katkı sağlayacaktır.

## 7. KAYNAKLAR

1. Donatelli, R.A. (1987) Abnormal biomechanics of the foot and ankle. *J Orthop Sports Phys Ther*, 9 (1), 11-16.
2. Walters, J.L.,Mendicino, S.S. (2014) The flexible adult flatfoot: anatomy and pathomechanics. *Clin Podiatr Med Surg*, 31 (3), 329-336.
3. Leung, A., Mak, A.,Evans, J. (1998) Biomechanical gait evaluation of the immediate effect of orthotic treatment for flexible flat foot. *Prosthetics and Orthotics International*, 22 (1), 25-34.
4. Murley, G.S., Landorf, K.B.,Menz, H.B. (2010) Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? *Clinical Biomechanics*, 25 (7), 728-736.
5. Mündermann, A., Nigg, B.M., Neil Humble, R.,Stefanyshyn, D.J. (2003) Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clinical Biomechanics*, 18 (3), 254-262.
6. Shih, Y.-F., Wen, Y.-K.,Chen, W.-Y. (2011) Application of wedged foot orthosis effectively reduces pain in runners with pronated foot: a randomized clinical study. *Clinical Rehabilitation*, 25 (10), 913-923.
7. Eng, J.J.,Pierrynowski, M.R. (1993) Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Physical Therapy*, 73 (2), 62-68.
8. Ki, S., Leung, A.,Li, A. (2008) Comparison of plantar pressure distribution patterns between foot orthoses provided by the CAD-CAM and foam impression methods. *Prosthetics and Orthotics International*, 32 (3), 356-362.
9. 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.
10. Banwell, H.A., Mackintosh, S.,Thewlis, D. (2014) Foot orthoses for adults with flexible pes planus: a systematic review. *J Foot Ankle Res*, 7 (1), 23.
11. Wang, W.J.,Crompton, R.H. (2004) Analysis of the human and ape foot during

- bipedal standing with implications for the evolution of the foot. *J Biomech*, 37 (12), 1831-1836.
12. Bramble, D.M.,Lieberman, D.E. (2004) Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*, 432 (7015), 345-352.
  13. Jones, R.L. (1941) The human foot. An experimental study of its mechanics, and the role of its muscles and ligaments in the support of the arch. *American Journal of Anatomy*, 68 (1), 1-39.
  14. Manter, J.T. (1941) Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *The Anatomical Record*, 80 (4), 397-410.
  15. Piazza, S.J. (2005) Mechanics of the subtalar joint and its function during walking. *Foot Ankle Clin*, 10 (3), 425-442,
  16. Tweed, J.L., Campbell, J.A., Thompson, R.J.,Curran, M.J. (2008) The function of the midtarsal joint: a review of the literature. *Foot (Edinb)*, 18 (2), 106-112.
  17. Jastifer, J.R.,Gustafson, P.A. (2014) The subtalar joint: Biomechanics and functional representations in the literature. *Foot (Edinb)*. 24 (4), 203-209
  18. Root, M., Weed, J., Sgarlato, T.,Bluth, D. (1966) Axis of motion of the subtalar joint. *J Am Podiatry Assoc*, 56 (4), 149-155.
  19. Close, J., Inman, V., Poor, P.,Todd, F. (1967) 15 The Function of the Subtalar Joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 50, 159-180.
  20. Isman, R.E., Inman, V.T.,Poor, P. (1969) Anthropometric studies of the human foot and ankle. *Bull Prosthet Res*, 11, 97-108.
  21. van Langelaan, E.J. (1983) A kinematical analysis of the tarsal joints. An X-ray photogrammetric study. *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, 204, 1.
  22. Nester, C.J., Findlow, A.,Bowker, P. (2001) Scientific approach to the axis of rotation at the midtarsal joint. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91 (2), 68-73.
  23. Lundberg, A.,Svensson, O. (1993) The axes of rotation of the talocalcaneal and talonavicular joints. *The Foot*, 3 (2), 65-70.

24. Tweed, J.L., Campbell, J., Thompson, R., Curran, M. (2008) The function of the midtarsal joint: a review of the literature. *The Foot*, 18 (2), 106-112.
25. Elftman, H. (1960) The transverse tarsal joint and its control. *Clinical Orthopaedics*, 16, 41.
26. Mann, R., Inman, V.T. (1964) Phasic activity of intrinsic muscles of the foot. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 46 (3), 469-481.
27. Blackwood, C.B., Yuen, T.J., Sangeorzan, B.J., Ledoux, W.R. (2005) The midtarsal joint locking mechanism. *Foot & Ankle International*, 26 (12), 1074-1080.
28. Phillips, R., Phillips, R. (1983) Quantitative analysis of the locking position of the midtarsal joint. *Journal of the American Podiatry Association*, 73 (10), 518.
29. Klein, P., Mattys, S., Rooze, M. (1996) Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: an in vitro study. *J Biomech*, 29 (1), 21-30.
30. Otis, J.C., Deland, J.T., Lee, S., Gordon, J. (2004) Peroneus brevis is a more effective evertor than peroneus longus. *Foot Ankle Int*, 25 (4), 242-246.
31. Ambagtsheer, J.B. (1978) The function of the muscles of the lower leg in relation to movements of the tarsus. *Acta Orthop Scand Suppl*, 172, 1-196.
32. Huang, C.K., Kitaoka, H.B., An, K.N., Chao, E.Y. (1993) Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot Ankle*, 14 (6), 353-357.
33. Davis, W.H., Sobel, M., DiCarlo, E.F., Torzilli, P.A., Deng, X., Geppert, M.J. ve diğeri. (1996) Gross, histological, and microvascular anatomy and biomechanical testing of the spring ligament complex. *Foot Ankle Int*, 17 (2), 95-102.
34. Daly, P.J., Kitaoka, H.B., Chao, E.Y. (1992) Plantar fasciotomy for intractable plantar fasciitis: clinical results and biomechanical evaluation. *Foot Ankle*, 13 (4), 188-195.
35. 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.
36. Hicks, J.H. (1954) The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *J Anat*, 88 (1), 25-30.
  37. Wright, D.G., Desai, S.M., Henderson, W.H. (1964) Action of the Subtalar and Ankle-Joint Complex during the Stance Phase of Walking. *J Bone Joint Surg Am*, 46, 361-382.
  38. Phillips, R.D., Phillips, R.L. (1983) Quantitative analysis of the locking position of the midtarsal joint. *J Am Podiatry Assoc*, 73 (10), 518-522.
  39. Aquino, A., Payne, C. (1999) Function of the plantar fascia. *The foot*, 9 (2), 73-78.
  40. Shibuya, N., Jupiter, D.C., Ciliberti, L.J., VanBuren, V., La Fontaine, J. (2010) Characteristics of adult flatfoot in the United States. *J Foot Ankle Surg*, 49 (4), 363-368.
  41. Esterman, A., Pilotto, L. (2005) Foot shape and its effect on functioning in Royal Australian Air Force recruits. Part 1: Prospective cohort study. *Mil Med*, 170 (7), 623-628.
  42. Luhmann, S.J., Rich, M.M., Schoenecker, P.L. (2000) Painful idiopathic rigid flatfoot in children and adolescents. *Foot Ankle Int*, 21 (1), 59-66.
  43. Thomas Haendlmayer, K., John Harris, N. (2009) (ii) Flatfoot deformity: an overview. *Orthopaedics and Trauma*, 23 (6), 395-403.
  44. Staheli, L.T., Chew, D.E., Corbett, M. (1987) The longitudinal arch. A survey of eight hundred and eighty-two feet in normal children and adults. *J Bone Joint Surg Am*, 69 (3), 426-428.
  45. Forriol, F., Pascual, J. (1990) Footprint analysis between three and seventeen years of age. *Foot Ankle*, 11 (2), 101-104.
  46. Volpon, J.B. (1994) Footprint analysis during the growth period. *J Pediatr Orthop*, 14 (1), 83-85.
  47. Michelson, J.D., Durant, D.M., McFarland, E. (2002) The injury risk associated with pes planus in athletes. *Foot Ankle Int*, 23 (7), 629-633.



48. Kim, M.K., Lee, Y.S. (2013) Kinematic analysis of the lower extremities of subjects with flat feet at different gait speeds. *J Phys Ther Sci*, 25 (5), 531-533.
49. Lee, C.R., Kim, M.K. (2014) The Effects on Muscle Activation of Flatfoot during Gait According to the Velocity on an Ascending Slope. *J Phys Ther Sci*, 26 (5), 675-677.
50. Chang, J.S., Kwon, Y.H., Kim, C.S., Ahn, S.H., Park, S.H. (2012) Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. *J Back Musculoskelet Rehabil*, 25 (1), 21-26.
51. Beeson, P. (2014) Posterior tibial tendinopathy what are the risk factors? *J Am Podiatr Med Assoc*, 104 (5), 455-467.
52. Beeson, P. (2014) Plantar fasciopathy: revisiting the risk factors. *Foot Ankle Surg*, 20 (3), 160-165.
53. Lakstein, D., Fridman, T., Ziv, Y.B., Kosashvili, Y. (2010) Prevalence of anterior knee pain and pes planus in Israel defense force recruits. *Mil Med*, 175 (11), 855-857.
54. Newman, P., Witchalls, J., Waddington, G., Adams, R. (2013) Risk factors associated with medial tibial stress syndrome in runners: a systematic review and meta-analysis. *Open Access J Sports Med*, 4, 229-241.
55. Kaufman, K.R., Brodine, S.K., Shaffer, R.A., Johnson, C.W., Cullison, T.R. (1999) The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med*, 27 (5), 585-593.
56. Greisberg, J., Sperber, L., Prince, D.E. (2012) Mobility of the first ray in various foot disorders. *Foot Ankle Int*, 33 (1), 44-49.
57. Glasoe, W.M., Nuckley, D.J., Ludewig, P.M. (2010) Hallux valgus and the first metatarsal arch segment: a theoretical biomechanical perspective. *Phys Ther*, 90 (1), 110-120.
58. Kosashvili, Y., Fridman, T., Backstein, D., Safir, O., Bar Ziv, Y. (2008) The correlation between pes planus and anterior knee or intermittent low back pain.

- Foot Ankle Int*, 29 (9), 910-913.
59. Otman, S., Basgoze, O.,Gokce-Kutsal, Y. (1988) Energy cost of walking with flat feet. *Prosthet Orthot Int*, 12 (2), 73-76.
  60. Rome, K.,Brown, C.L. (2004) Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. *Clin Rehabil*, 18 (6), 624-630.
  61. Rad, A.G.,Aghdam, E.M. (2012) The Medical Insole Effects in Kinetic Patterns of Vertical Jumping for Heading between Flatfoot Male Football Players. *Annals of Biological Research*, 13 (1), 162-169.
  62. Tudor, A., Ruzic, L., Sestan, B., Sirola, L.,Prpic, T. (2009) Flat-footedness is not a disadvantage for athletic performance in children aged 11 to 15 years. *Pediatrics*, 123 (3), e386-392.
  63. Lee, M.S., Vanore, J.V., Thomas, J.L., Catanzariti, A.R., Kogler, G., Kravitz, S.R. ve diğerleri. (2005) Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *J Foot Ankle Surg*, 44 (2), 78-113.
  64. Bowring, B.,Chockalingam, N. (2010) Conservative treatment of tibialis posterior tendon dysfunction--a review. *Foot (Edinb)*, 20 (1), 18-26.
  65. Marzano, R. (2014) Nonoperative management of adult flatfoot deformities. *Clin Podiatr Med Surg*, 31 (3), 337-347.
  66. Nielsen, M.D., Dodson, E.E., Shadrick, D.L., Catanzariti, A.R., Mendicino, R.W.,Malay, D.S. (2011) Nonoperative care for the treatment of adult-acquired flatfoot deformity. *J Foot Ankle Surg*, 50 (3), 311-314.
  67. Deland, J.T. (2008) Adult-acquired flatfoot deformity. *J Am Acad Orthop Surg*, 16 (7), 399-406.
  68. Alvarez, R.G., Marini, A., Schmitt, C.,Saltzman, C.L. (2006) Stage I and II posterior tibial tendon dysfunction treated by a structured nonoperative management protocol: an orthosis and exercise program. *Foot Ankle Int*, 27 (1), 2-8.

69. Conti, S.F. (1994) Posterior tibial tendon problems in athletes. *The Orthopedic clinics of North America*, 25 (1), 109-121.
70. Parsons, S., Naim, S., Richards, P.J., McBride, D. (2010) Correction and prevention of deformity in type II tibialis posterior dysfunction. *Clin Orthop Relat Res*, 468 (4), 1025-1032.
71. Kulcu, D.G., Yavuzer, G., Sarmer, S., Ergin, S. (2007) Immediate effects of silicone insoles on gait pattern in patients with flexible flatfoot. *Foot & Ankle International*, 28 (10), 1053-1056.
72. Kelly, A., Winson, I. (1998) Use of ready-made insoles in the treatment of lesser metatarsalgia: a prospective randomized controlled trial. *Foot & Ankle International*, 19 (4), 217-220.
73. Root, M., Orien, W., Weed, J., Hughes, R. Biomechanical examination of the foot, 1971. *Clinical Biomechanics Corporation, Los Angeles*, 116-121.
74. Root, M. (1994) Development of the functional orthosis. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 11 (2), 183-210.
75. Liu, A., Nester, C.J., Jones, R.K., Lundgren, P., Lundberg, A., Arndt, A. ve diğ erleri. (2012) Effect of an antipronation foot orthosis on ankle and subtalar kinematics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44 (12), 2384-2391.
76. Chevalier, T.L., Chockalingam, N. (2012) Effects of foot orthoses: How important is the practitioner? *Gait & Posture*, 35 (3), 383-388.
77. McPoil, T., Cornwall, M.W. (1994) Relationship between neutral subtalar joint position and pattern of rearfoot motion during walking. *Foot & Ankle International*, 15 (3), 141-145.
78. Pierrynowski, M.R., Smith, S.B. (1996) Rear foot inversion/eversion during gait relative to the subtalar joint neutral position. *Foot & Ankle International*, 17 (7), 406-412.
79. Razeghi, M., Batt, M.E. (2000) Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts. *Sports Medicine*, 29 (6), 425-438.
80. Ball, K.A., Afheldt, M.J. (2002) Evolution of foot orthotics—part 2: Research

- reshapes long-standing theory. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 25 (2), 125-134.
81. Vicenzino, B. (2004) Foot orthotics in the treatment of lower limb conditions: a musculoskeletal physiotherapy perspective. *Manual Therapy*, 9 (4), 185-196.
  82. Nigg, B.M., Stergiou, P., Cole, G., Stefanyshyn, D., Mündermann, A., Humble, N. (2003) Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35 (2), 314-319.
  83. 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.
  84. Zifchock, R.A., Davis, I. (2008) A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking. *Clinical Biomechanics*, 23 (10), 1287-1293.
  85. 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.
  86. Dixon, S.J., McNally, K. (2008) Influence of orthotic devices prescribed using pressure data on lower extremity kinematics and pressures beneath the shoe during running. *Clinical Biomechanics*, 23 (5), 593-600.
  87. de Moraes Barbosa, C., Bértolo, M.B., Neto, J.F.M., Coimbra, I.B., Davitt, M., de Paiva Magalhães, E. (2012) The effect of foot orthoses on balance, foot pain and disability in elderly women with osteoporosis: a randomized clinical trial. *Rheumatology*, 52, 515-522
  88. Castro-Méndez, A., Munuera, P.V., Albornoz-Cabello, M. (2013) The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot pronation and lower back pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Prosthetics and Orthotics International*, 37 (5), 384-390
  89. Gross, M.T., Byers, J.M., Krafft, J.L., Lackey, E.J., Melton, K.M. (2002) The impact of custom semirigid foot orthotics on pain and disability for individuals

- with plantar fasciitis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32 (4), 149-157.
90. Crabtree, P., Dhokia, V., Newman, S., Ansell, M. (2009) Manufacturing methodology for personalised symptom-specific sports insoles. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 25 (6), 972-979.
  91. Ciobanu, O. (2011) [The use of CAD/CAM and rapid fabrication technologies in prosthesis and orthotics manufacturing]. *Revista medico-chirurgicala a Societatii de Medici si Naturalisti din Iasi*, 116 (2), 642-648.
  92. Tong, J.W., Ng, E.Y. (2010) Preliminary investigation on the reduction of plantar loading pressure with different insole materials (SRP – Slow Recovery Poron<sup>®</sup>, P – Poron<sup>®</sup>, PPF – Poron<sup>®</sup> + Plastazote, firm and PPS – Poron<sup>®</sup> + Plastazote, soft). *The Foot*, 20 (1), 1-6.
  93. Imhauser, C.W., Abidi, N.A., Frankel, D.Z., Gavin, K., Siegler, S. (2002) Biomechanical evaluation of the efficacy of external stabilizers in the conservative treatment of acquired flatfoot deformity. *Foot & Ankle International*, 23 (8), 727-737.
  94. Payehdar, S., Saeedi, H., Ahmadi, A., Kamali, M., Mohammadi, M., Abdollah, V. (2014) Comparing the immediate effects of UCBL and modified foot orthoses on postural sway in people with flexible flatfoot. *Prosthetics and Orthotics International*, 1-6
  95. McPoil, T.G. (1988) Footwear. *Physical Therapy*, 68 (12), 1857-1865.
  96. Powell, M., Seid, M., Szer, I.S. (2005) Efficacy of custom foot orthotics in improving pain and functional status in children with juvenile idiopathic arthritis: a randomized trial. *The Journal of Rheumatology*, 32 (5), 943-950.
  97. Trotter, L.C., Pierrynowski, M.R. (2008) The short-term effectiveness of full-contact custom-made foot orthoses and prefabricated shoe inserts on lower-extremity musculoskeletal pain: a randomized clinical trial. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98 (5), 357-363.
  98. Chao, W., Wapner, K.L., Lee, T.H., Adams, J., Hecht, P.J. (1996) Nonoperative management of posterior tibial tendon dysfunction. *Foot & Ankle*

- International*, 17 (12), 736-741.
99. Collins, N., Bisset, L., McPoil, T., Vicenzino, B. (2007) Foot orthoses in lower limb overuse conditions: a systematic review and meta-analysis. *Foot & Ankle International*, 28 (3), 396-412.
  100. Branthwaite, H.R., Payton, C.J., Chockalingam, N. (2004) The effect of simple insoles on three-dimensional foot motion during normal walking. *Clinical Biomechanics*, 19 (9), 972-977.
  101. McMillan, A., Payne, C. (2008) Effect of foot orthoses on lower extremity kinetics during running: a systematic literature review. *J Foot Ankle Res*, 1 (1), 13.
  102. Arastoo, A.A., Aghdam, E.M., Habibi, A.H., Zahednejad, S. (2014) Kinetic factors of vertical jumping for heading a ball in flexible flatfooted amateur soccer players with and without insole adoption. *Prosthetics and Orthotics International*, 38 (3), 204-210.
  103. Karimi, M.T., Fereshtehnejad, N., Pool, F. (2013) The Impact of Foot Insole on the Energy Consumption of Flat-Footed Individuals During Walking. *Foot & Ankle Specialist*, 6 (1), 21-26.
  104. Redmond, A.C., Crosbie, J., Ouvrier, R.A. (2006) Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clinical Biomechanics*, 21 (1), 89-98.
  105. Redmond, A.C., Crane, Y.Z., Menz, H.B. (2008) Normative values for the foot posture index. *J Foot Ankle Res*, 1 (1), 6.
  106. Carlsson, A.M. (1983) Assessment of chronic pain. I. Aspects of the reliability and validity of the visual analogue scale. *Pain*, 16 (1), 87-101.
  107. Yalman, A., Ekin İlke, Ş., Eskiuyurt, N. (2014) Ayak Fonksiyon İndeksi'nin Plantar Fasiitli Hastalarda Türkçe'ye Çeviri ve Adaptasyonu. *Turkish Journal of Physical Medicine & Rehabilitation/Turkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, 60 (3).
  108. Budiman-Mak, E., Conrad, K.J., Roach, K.E. (1991) The Foot Function Index:

- a measure of foot pain and disability. *Journal of Clinical Epidemiology*, 44 (6), 561-570.
109. Kocyigit, H., Aydemir, O., Olmez, N., Memis, A. (1999) Reliability and validity of the Turkish version of Short-Form-36 (SF-36). *Turkish J Drugs Therap*, 12, 102-106.
  110. Saglam, M., Arikan, H., Savci, S., Inal-Ince, D., Bosnak-Guclu, M., Karabulut, E. ve diğ erleri. (2010) International Physical Activity Questionnaire: Reliability And Validity Of The Turkish Version 1. *Perceptual and Motor Skills*, 111 (1), 278-284.
  111. Graham, R.C., Smith, N.M., White, C.M. (2005) The reliability and validity of the physiological cost index in healthy subjects while walking on 2 different tracks. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86 (10), 2041-2046.
  112. Kotrlik, J.W.K.J.W., Williams, H.A.W.H.A. (2003) The Incorporation of Effect Size in Information Technology, Learning, Information Technology, Learning, and Performance Research and Performance Research. *Information Technology, Learning, and Performance Journal*, 21 (1), 1.
  113. Zammit, G.V., Payne, C.B. (2007) Relationship between positive clinical outcomes of foot orthotic treatment and changes in rearfoot kinematics. *J Am Podiatr Med Assoc*, 97 (3), 207-212.
  114. Gross, M.T., Byers, J.M., Krafft, J.L., Lackey, E.J., Melton, K.M. (2002) The impact of custom semirigid foot orthotics on pain and disability for individuals with plantar fasciitis. *J Orthop Sports Phys Ther*, 32 (4), 149-157.
  115. Castro-Mendez, A., Munuera, P.V., Albornoz-Cabello, M. (2013) The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot pronation and lower back pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Prosthet Orthot Int*, 37 (5), 384-390.
  116. Amer, A.O., Jarl, G.M., Hermansson, L.N. (2014) The effect of insoles on foot pain and daily activities. *Prosthet Orthot Int*, 38 (6), 474-480.
  117. Gijon-Nogueron, G., Cortes-Jeronimo, E., Cervera-Marin, J.A., Diaz-Mohedo, E., Lopezosa-Reca, E., Fernandez-Sanchez, M. ve diğ erleri. (2014) The effects

of custom-made foot orthosis using the Central Stabilizer Element on foot pain. *Prosthet Orthot Int.* 1-7

118. de Moraes Barbosa, C., Barros Bertolo, M., Marques Neto, J.F., Bellini Coimbra, I., Davitt, M., de Paiva Magalhaes, E. (2013) The effect of foot orthoses on balance, foot pain and disability in elderly women with osteoporosis: a randomized clinical trial. *Rheumatology (Oxford)*, 52 (3), 515-522.
119. Esterman, A., Pilotto, L. (2005) Foot shape and its effect on functioning in Royal Australian Air Force recruits. Part 2: Pilot, randomized, controlled trial of orthotics in recruits with flat feet. *Mil Med*, 170 (7), 629-633.
120. Powell, M., Seid, M., Szer, I.S. (2005) Efficacy of custom foot orthotics in improving pain and functional status in children with juvenile idiopathic arthritis: a randomized trial. *J Rheumatol*, 32 (5), 943-950.
121. Tahmasebi, R., Karimi, M.T., Satvati, B., Fatoye, F. (2014) Evaluation of Standing Stability in Individuals With Flatfeet. *Foot Ankle Spec.*
122. Perry, S.D., Radtke, A., McIlroy, W.E., Fernie, G.R., Maki, B.E. (2008) Efficacy and effectiveness of a balance-enhancing insole. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 63 (6), 595-602.
123. Karimi, M.T., Fereshtehnejad, N., Pool, F. (2013) The impact of foot insole on the energy consumption of flat-footed individuals during walking. *Foot Ankle Spec*, 6 (1), 21-26.
124. Kelly, L.A., Girard, O., Racinais, S. (2011) Effect of orthoses on changes in neuromuscular control and aerobic cost of a 1-h run. *Med Sci Sports Exerc*, 43 (12), 2335-2343.



## EKLER

### Ek 1. Etik Kurul İzni



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

Sayı : 16969557 -144

08 Ocak 2014

#### ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

**Toplantı Tarihi** : 08.01.2014 ÇARŞAMBA  
**Toplantı No** : 2014/01  
**Proje No** : GO 14/18 (Değerlendirme Tarihi 08.01.2014)  
**Karar No** : GO 14/18 - 31

Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğretim üyelerinden Prof.Dr.F. Gül ŞENER'in sorumlu araştırmacısı olduğu Uzm.Fzt.Yasin YURT'un tezi olan GO 14/18 kayıt numaralı ve "CAD-CAM ve Geleneksel Yöntemlerle Üretilmiş İki Farklı Tabanlı Uygulamasının, Ağrılı Esnek Düz Tabanlı Olgularda Ağrı, Fiziksel Performans ve Yaşam Kalitesi Üzerindeki Etkilerinin Karşılaştırılması" başlıklı proje önerisi araştırmının gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- |   |  |
|---|--|
| 1. Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan)     | 9 Prof. Dr. Melahat Görduysus (Üye)        |
| 2. Prof. Dr. Nüket Örnek Büken (Üye)    | 10. Prof. Dr. Cansın Saçkesen (Üye)        |
| 3. Prof. Dr. M. Yıldırım Sara (Üye)     | 11. Prof. Dr. R. Köksal Özgül (Üye)        |
| İZİNLİ                                  | 12. Prof. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye)        |
| 4. Prof. Dr. Sevda F. Müftüoğlu (Üye)   | 13 Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye)        |
| 5. Prof. Dr. Cenk Sökmenşüer (Üye)      | 14. Prof. Dr Leyla Dinç (Üye)              |
| 6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye) | 15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye) |
| 7. Prof. Dr. Songül Vaizoğlu (Üye)      | 16. Av. Meltem Onurlu (Üye)                |
| 8. Prof. Dr. Yılmaz Selim Erdal (Üye)   |  |