

T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI



**PES PLANUSLU HASTALARDA KİŞİYE ÖZEL TASARLAMIS
3D BASKILI TABANLIKLARIN FİZİKSEL AKTİVİTE DÜZEYİ,
DENGE VE FONKSİYONEL PERFORMANS ÜZERİNE ETKİSİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ENES ÖZTÜRK

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Ramazan KURUL

BOLU, OCAK - 2023

KABUL VE ONAY SAYFASI

Enes ÖZTÜRK tarafından hazırlanan “**PES PLANUSLU HASTALARDA KİŞİYE ÖZEL TASARLANMIŞ 3D BASKILI TABANLIKLARIN FİZİKSEL AKTİVİTE DÜZEYİ, DENGE VE FONKSİYONEL PERFORMANS ÜZERİNE ETKİSİ**” adlı tez çalışması jürimiz tarafından Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans olarak oy birliği kabul edilmiştir. 13/01/2023

Jüri Üyeleri

İmza

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Ramazan KURUL
Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi

.....

Üye
Prof. Dr. Kezban BAYRAMLAR
Hasan Kalyoncu Üniversitesi

.....

Üye
Doç. Dr. Nuriye ÖZENGİN
Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi

.....

Üye
Doç. Dr. Tamer ÇANKAYA
Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi

.....

Üye
Dr. Öğr. Üyesi Ertuğrul DEMİRDEL
Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi

.....

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Onayı

Prof. Dr. İbrahim KÜRTÜL

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu bildirir,

aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Teze ilişkin 7/02/2023 tarihinde Turnitin adlı intihal tespit programından enstitü müdürlüğünce belirlenen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan benzerlik raporuna göre, tezin benzerlik oranı %13 olarak tespit edilmiştir.

Bu çalışma için Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan 2021/245 sayısı ile etik izin alınmıştır.

ENES ÖZTÜRK

ÖZET

PES PLANUSLU HASTALARDA KİŞİYE ÖZEL TASARLANMIŞ 3D BASKILI TABANLIKLARIN FİZİKSEL AKTİVİTE DÜZEYİ, DENGE VE FONKSİYONEL PERFORMANS ÜZERİNE ETKİSİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ENES ÖZTÜRK

BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI

(TEZ DANIŞMANI: DR. ÖĞR. ÜYESİ RAMAZAN KURUL)

BOLU, OCAK - 2023

XIV + 120

Bu çalışmanın amacı pes planuslu hastalarda, kişiye özel olarak tasarlanmış tabanlıkların fiziksel aktivite düzeyi, denge ve fonksiyonel performansları üzerindeki etkilerini incelemektir.

38 hasta randomize şekilde deney (n=20) ve kontrol (n=18) olmak üzere 2 gruba ayrıldı. Deney grubuna medial longitudinal ark desteği, ayak medial kaması, medial topuk kaması ve transvers ark desteği hastaların ihtiyaçlarına göre tabanlıklarına verildi. Kontrol grubuna ise placebo tabanlık verildi. İlk ve sekiz hafta sonra yapılan değerlendirmelerle, inversiyon ve eversiyon yönde normal eklem hareket açıklığı, dorsifleksiyon + inversiyon, plantar fleksiyon ve eversiyon hareketlerinin kas kuvveti, flamingo denge testi ve Y-banace testi, uzun atlama testi, 10 metre yürüme testi, mekik koşu testi, topuk yükseltme testi ve İPAQ anketi uygulandı. Tüm değerlendirmeler araştırma ekibi dışından bir fizyoterapist tarafından yapılarak çalışma çift taraflı körlendi.

Deney ve kontrol grubundaki katılımcılarda tabanlık kullanımı sonrası plantar fleksiyon ve eversiyon yönündeki kas kuvvetleri arttığı görüldü ($p<0,05$). Her iki grupta da statik dengede iyileşme görülmeydi ($p>0,05$) ancak her iki grubun dinamik dengelerinde iyileşmeler oldu ($p<0,05$). Her iki grupta yürüyüş hızları arttı ($p<0,05$). Her iki grubun patlayıcı güçlerinde anlamlı fark oluşmadı ($p>0,05$). Kontrol grubunda mekik koşu testi anlamlı şekilde gelişti ($p<0,05$) ancak deney grubunda değişim görülmeydi ($p>0,05$). Topuk yükseltme testinde her iki grupta gelişme görüldü ($p<0,05$). Fiziksel aktivite düzeylerinde kontrol grubunda anlamlı bir gelişme görülürken ($p<0,05$), deney grubunda fiziksel aktivite düzeyi ortalaması azaldı ($p>0,05$).

Sonuçlarımız tabanlık kullanımının birçok parametrede etkili olduğunu ancak tabanlık tasarımı için uygun bir reçetelendirme olması gerektiğini göstermiştir. Bu konuda yapılacak geniş çaplı araştırmalara ihtiyaç vardır.

ANAHTAR KELİMELE: Pes planus, Tabanlık, Denge, Fiziksel Aktivite, Fonksiyonel Performans

ABSTRACT

THE EFFECT OF CUSTOMIZED 3D INSOLES ON PHYSICAL ACTIVITY LEVEL, BALANCE AND FUNCTIONAL PERFORMANCE IN PES PLANUS PATIENTS

MSC THESIS

ENES ÖZTÜRK

BOLU ABANT İZZET BAYSAL UNIVERSITY

INSTITUTE OF GRADUATE STUDIES

PHYSICAL THERAPY AND REHABILITATION DEPARTMENT

(SUPERVISOR: ASSIST. PROF.DR. RAMAZAN KURUL

BOLU, JANUARY 2023

XIV+ 120

The aim of this study is to examine the effects of insoles on physical activity level, balance and functional performance that specially designed for patients with pes planus.

38 individuals were randomly divided into 2 groups as experimental (n=20) and control (n=18). Medial longitudinal arch support, medial foot wedge, medial heel wedge and transverse arch support were given to the insoles of the experimental group according to each individual's needs. Placebo insoles was given to the control group. With the evaluations made after first and eight-week, normal joint range of motion in inversion and eversion directions, dorsiflexion + inversion, plantar flexion and eversion movements' muscle strength were measured, flamingo balance test and Y-balance test, long jump test, 10 meters walking test, heel raise test and IPAQ questionnaire were applied. All evaluations were made by a physiotherapist non part of research team, so the study was double-blinded.

It was observed that the muscle strength in the side of plantar flexion and eversion was increased after using of insoles in the each of experimental and control groups ($p<0.05$). There was no healing in static balance in both of groups ($p>0.05$) but there was significant improvement in dynamic balances of both groups ($p<0.05$). Gait speeds healed in both groups ($p<0.05$). There was no significant difference in explosive power of both groups ($p>0.05$). Shuttle run test healed significantly in the control group ($p<0.05$), but no significant heal was observed in the experimental group ($p>0.05$). Significant improvements were observed in both groups in the heel raise test ($p<0.05$). While a significant improvement was observed in the physical activity levels of control group ($p<0.05$), the physical activity level decreased in the experimental group ($p>0.05$).

Our results showed that the use of insoles is effective in many parameters, but it should be an appropriate prescription for insoles design. Large-scale studies and researches are needed on this subject.

KEYWORDS: Pes planus, Insoles, Balance, Physical Activity, Functional Performance

İÇİNDEKİLER

Sayfa

KABUL VE ONAY SAYFASI	iii
ETİK BEYAN.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ŞEKİL LİSTESİ.....	ix
TABLO LİSTESİ	x
FOTOĞRAF LİSTESİ.....	xii
KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ	xiii
TEŞEKKÜR.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1 Ayak Anatomisi.....	5
2.1.1 Ayak ve ayak eklemleri	5
2.2 Ayağın Arkları	9
2.2.1 Medial Longitudinal Ark (MLA)	9
2.2.2 Lateral Longitudinal Ark (LLA).....	10
2.2.3 Transvers Ark (TA)	10
2.3 Kaslar	10
2.3.1 Ekstrinsik Kaslar.....	10
2.3.2 İntrinstik Kaslar	12
2.4 Yürüyüş Biyomekaniği	12
2.4.1 Çıkırık Mekanizması	13
2.4.2 Yürüme Döngüsü.....	13
2.4.3 Eklem Kinematığı.....	14
2.5 Pes Planus	16
2.5.1 Görülme Sıklığı	17
2.5.2 Pes Planusun Patomekaniği	17
2.5.3 Pes Planusun Değerlendirilmesi	18
2.5.4 Pes Planus Tedavisi	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1 Katılımcılar	26
3.2 Yöntem	27
3.2.1 Demografik Bilgiler.....	27
3.2.2 Ayak Postür İndeksi.....	28
3.2.3 Subtalar Açısı	28
3.2.4 Tabanlılık Yapım Süreci	29
3.2.5 Eklem Hareket Açıklığı	32

3.2.6 Kas Kuvveti Ölçümü	32
3.2.7 Denge Değerlendirmeleri	33
3.2.8 Fonksiyonel Performans Değerlendirme Testleri.....	34
3.2.9 Uluslararası Fiziksel Aktivite Ölçeği (İPAQ)	36
3.2.10 İstatiksel Analiz.....	37
4. BULGULAR	38
5. TARTIŞMA	72
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	90
7. KAYNAKLAR.....	92
8. EKLER.....	110



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 4.1. Akış diyagramı.....	39
--------------------------------	----



TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1. Tabanlık kullanımının etkileri.....	23
Tablo 4.1 Katılımcıların yaş ve vücut kitle indeksleri bilgileri.....	40
Tablo 4.2 Katılımcıların ayak postür indeksi ve subtalar açılarının bilgileri...	40
Tablo 4.3 Katılımcıların cinsiyetlerinin gruplara göre dağılımı.....	41
Tablo 4.4 Deney grubunun normal eklem hareketi açıklıkları değerlerinin karşılaştırılması	41
Tablo 4.5 Kontrol grubunun normal eklem hareketi açıklıkları değerlerinin karşılaştırılması	42
Tablo 4.6 Normal eklem hareketi açıklıkları değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması	42
Tablo 4.7 Deney grubunun 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin kas kuvveti değerlerinin karşılaştırılması	43
Tablo 4.8 Kontrol grubunun 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin kas kuvveti değerlerinin karşılaştırılması	43
Tablo 4.9 Kas kuvveti değerlerinin 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması	44
Tablo 4.10 Deney grubunda 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin kas kuvveti değerlerinin karşılaştırılması	45
Tablo 4.11 Kontrol grubunda 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin kas kuvveti değerlerinin karşılaştırılması	45
Tablo 4.12 Kas kuvveti değerlerinin 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması	46
Tablo 4.13 Deney grubunda 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin kas kuvveti değerlerinin karşılaştırılması	47
Tablo 4.14 Kontrol grubunda 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin kas kuvveti değerlerinin karşılaştırılması	48
Tablo 4.15 Kas kuvveti değerlerinin 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması	49
Tablo 4.16 Hastaların dominant taraf eversiyon değerleri için tekrarlanan ölçümlerde varyans analizi.....	50
Tablo 4.17 Deney grubunun 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin denge değerlerinin karşılaştırılması	51
Tablo 4.18 Kontrol grubunun 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin denge değerlerinin karşılaştırılması	52
Tablo 4.19 Denge değerlerinin 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması	53
Tablo 4.20 Deney grubunda 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin denge değerlerinin karşılaştırılması	54
Tablo 4.21 Kontrol grubunda 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin denge değerlerinin karşılaştırılması	55
Tablo 4.22 Denge değerlerinin 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması	56
Tablo 4.23 Deney grubunda 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin denge değerlerinin karşılaştırılması	58

Tablo 4.24 Kontrol 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin denge değerlerinin karşılaştırılması	59
Tablo 4.25 Denge değerlerinin 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması	60
Tablo 4.26 Deney grubunun 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin fonksiyonel performans değerlerinin karşılaştırılması	63
Tablo 4.27 Kontrol grubunun 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin fonksiyonel performans değerlerinin karşılaştırılması	63
Tablo 4.28 Fonksiyonel performans değerlerinin 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması	64
Tablo 4.29 Deney grubunda 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin fonksiyonel performans değerlerinin karşılaştırılması	65
Tablo 4.30 Kontrol grubunda 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin fonksiyonel performans değerlerinin karşılaştırılması	65
Tablo 4.31 Fonksiyonel performans değerlerinin 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması	66
Tablo 4.32 Deney grubunda 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin fonksiyonel performans değerlerinin karşılaştırılması	67
Tablo 4.33 Kontrol grubunda 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin fonksiyonel performans değerlerinin karşılaştırılması	67
Tablo 4.34 Fonksiyonel performans değerlerinin 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması	68
Tablo 4.35 Hastaların 10 metre yürüme testi değerleri için tekrarlanan ölçümlerde varyans analizi	69
Tablo 4.36 Hastaların topuk yükseltme testi nondominant taraf değerleri için tekrarlanan ölçümlerde varyans analizi	70
Tablo 4.37 Deney grubunun MET değerlerinin karşılaştırılması	70
Tablo 4.38 Kontrol grubunun MET değerlerinin karşılaştırılması	70
Tablo 4.39 MET değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması	71

FOTOĞRAF LİSTESİ

Sayfa

Fotoğraf 3.1 Statik analiz sonuçları örneği	29
Fotoğraf 3.2 Dinamik analiz sonuçları örneği	29
Fotoğraf 3.3 Deney grubu tabanlık çizim örneği	30
Fotoğraf 3.4 Tabanlık örneği	31
Fotoğraf 3.5 Kas kuvveti ölçümü.....	33
Fotoğraf 3.6 Flamingo denge testi	34
Fotoğraf 3.8 Topuk yükseltme testi	36

KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ

3D	: 3 boyutlu
AAFD	: Adult Acquired Flatfoot Deformity
AP	: Anterior-Posterior
API	: Ayak Postür İndeksi
ATFL	: Anterior Talofibular Ligament
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CM	: Santimetre
CNC	: Computer Numerical Control
EVA	: Etil Vinil Asetat
IPAQ	: İnternational Physical Activity Questionnaire
KFL	: Kalkaneofibular Ligament
LLA	: Lateral Longitudinal Ark
MLA	: Medial Longitudinal Ark
MR	: Manyetik Rezonans
MTF	: Metatarsofalangeal
PTFL	: Posterior Talofibular Ligament
TA	: Transvers Ark
VKİ	: Vücut Kitle İndeksi
YBT-LQ	: Y-Balance Test Lower Quart

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın planlanmasında ve yürütülmesinde bana her türlü desteği veren, her soruma sabırla cevap veren çok değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Ramazan KURUL’a teşekkür ederim.

Başta bölüm başkanımız Doç. Dr. Nuriye ÖZENGİN olmak üzere, yüksek lisans eğitimim boyunca değerli bilgilerini bizimle paylaşan, üzerimde emeği olan tüm değerli hocalarıma teşekkür ederim.

Bu çalışmanın yapılmasına olanak sağlayan, tabanlılık yapımında kullanılan tüm malzemelerin tedarikini sağlayan ve bana bu imkanları veren sevgili abim Fzt. Erkut AKIN’a teşekkür ederim.

Çalışmadaki tüm değerlendirmeleri yapan, çalışmanın çift kör olmasına olanak veren sevgili arkadaşım Fzt. Ahmet Kaan ÇAKIR’a teşekkür ederim.

Çalışmamda beni destekleyip yol gösteren, her aklıma takılan soruya sabırla cevap veren, çalışmaya katılan kişilere ulaşmamda büyük emeği olan, hocam Arş. Gör. Sevim Beyza ÖLMEZ’e teşekkür ederim.

Çalışmaya katılacak kişilere ulaşmamda yardımcı olan tüm arkadaşlarıma ve çalışmaya katılan tüm katılımcılara teşekkür ederim.

Son olarak beni yüksek lisans yapmam için beni cesaretlendiren, her konuda kendimi rol model aldığım canım babam ve her zaman desteğini üzerimde hissettiğim canım anneme sonsuz teşekkür ederim.

1. GİRİŞ

Ayak, insan vücudunun yükünü taşıyan en önemli organlardan biridir ve insan vücuduna uygulanan yer reaksiyon kuvvetlerine şok absorbsiyon görevi görür (1). Ayak aynı zamanda, yürüyüş sırasında itici güçleri aktarabilmesi için nispeten sert fakat aynı zamanda şok absorbsiyon görevini yerine getirebilecek kadar da esnek olmalıdır. Ayak bu görevlerini eklemleri, ligamentleri ve kasları arasındaki sağlıklı ilişki ile yerine getirebilir.

Ayağın bu yapıları arasındaki bu sağlıklı ilişki bozulduğu zaman bazı deformiteler ortaya çıkar. Bunlardan bir tanesi olan pes planus veya düztaban, genellikle subtalar eklem pronasyonu ile beraber görülen düşük medial longitudinal arkı tarif etmektedir. Bu deformitenin plantar fasya dejenerasyonu, tibialis posterior tendonunun dejenerasyonu, spring ligament esnekliği gibi birçok sebebi vardır (2–8). Pes planusu oluşturan sebepler sonucunda subtalar ekleminde aşırı pronasyon oluşur. Bu durum ön ayakta aşırı abduksiyon ve ayakta valgus postürü görüntüsü ortaya çıkarır (9–11). Pes planuslu hastalarda yapılan bir çalışmada ırklara göre farklılıklar görülmekle birlikte popülasyondaki görülme oranı yaklaşık %20'dir (12).

Pes planusun gerçek patomekaniği tartışma konusudur. Son zamanlarda yapılan çalışmalara kadar bu bozukluk, tibialis posterior kası veya tendonunun işlev kaybıyla ilişkilendirilmiştir (13,14). Ancak son dönemde yürütülen araştırmalar, tibialis posterior tendonunun izole rüptürünün düz taban deformitesini tek başına meydana getirmediğini gösterilmiştir (5,15–17). Yapılan kadavra çalışmalarına göre görsel dizilim değişikliklerine sebep olacak bir düztaban için çoklu bağ dejenerasyonu gerekmektedir (18–21). Bu bağlar içerisinde önemli olanı spring ligamentidir. Spring ligament kesildiğinde tibialis posterior tendonu, düztabanlık deformitesini engelleyebilmek için gerekli desteği sağlayamadığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (22,23). Bu sonuçlar doğrultusunda spring ligament ve plantar aponeurosis medial longitudinal ark'ın (MLA) yapısını koruyan iki ana yapıdır.

Pes planus deformitesine sahip hastalarda, ayağın medialine binen yük artmaktadır (24). Bunun sonucunda arka ayağın aşırı valgus deformitesi görülür. Orta ayak, talus başının ortaya çıkmasıyla transvers tarsal eklemden kayar. Aşıl tendonun çekiş açısı, subtalar eklemine lateral hale gelir ve eversiyona doğru gidiş görülür. Medialdeki progresif gerilmesi arka ayaktaki valgus deformitesini daha da belirginleştirir. Bu deformitelerin üzerine aşıl kontraktürü de eklenebilir ve bunun sonucunda ekin deformitesi oluşabilir. Ayağın pronasyonu ile beraber, tibia da mediale doğru bir rotasyon oluşur. Bu rotasyon dizi büker ve valgusa doğru zorlar. Dizdeki valgus pozisyonu, kalçayı adduksiyona ve mediale gelmesine sebep olur. Kalçadaki adduksiyon, kalça eklemi fleksiyona ve pelvisi de rotasyona doğru zorlar. Alt ekstremitelerde ve vertebralara binen yük ve şiddet değişimi gözlemlenir (25). Bu biyomekanik bozukluklar dışında, ayakta plantar fasit, stres kırıkları, aşıl tendiniti, patellefemoral ağrı gibi ek rahatsızlıklar da pes planusa eşlik edebilir (26–28). Pes planuslu kişiler aynı zamanda yürüyüş sırasında; duruş fazının son yarısında, itme fazına ayağı sert bir kaldıraç kolu ile transfer etmekte zorluk çeker. Böyle bir durumda, itme fazında oluşan kuvvetler, ayak abduksiyondayken ayağın lateraline aktarılır (29).

Pes planus için konservatif ve cerrahi tedaviler, deformiteye neden olan faktörlerin ortadan kaldırılması veya deformitenin neden olduğu semptomları hafifletmek veya ortadan kaldırmak için uygulanır. Konservatif tedaviler içerisinde, etkinliği daha önce kanıtlanmış, seri alçı uygulamaları, aktivite modifikasyonu, kilo verme, ayakkabı modifikasyonu, bantlama, ayak-ayak bileği ortezi, tabanlık bulunmaktadır (27,30–32).

Pes planus tedavisinde kullanılan tabanlıkların ayağı destekleyerek sağlıklı ayak mekaniğini sağlayabileceği, günlük aktivitelerin ve sportif aktivitelerinin ağrısız bir şekilde gerçekleştirilmesine olanak sağlayabileceği ve ayrıca yaralanma riskinin azaltılmasına yardımcı olabileceği düşünülmektedir (33). Bundan dolayı pes planus tedavisinde, konservatif tedavinin bir parçası olarak çeşitli tabanlık türleri kullanılmaktadır (34). Bunlardan biri olan prefabrike tabanlıklar; silikon veya termoplastik malzemelerden yapılır, ayak numarasına (uzunluğuna) göre üretilir ve kolayca bulunabilir. Standart üretimdir ve tabanlıklar arasında fark yoktur. Diğer bir tabanlık türü olan yarı özel tabanlıklarda ise ayağın bazı basit ölçümleri alınıp, prefabrik tabanlıkların üzerinde yapılan basit modifikasyonlarla

hastanın ayağına uygun hale getirilmesiyle üretilir. Özel yapım tabanlıklar ise alçı döküm, köpük baskı, 3D tarayıcı gibi yöntemlerin yardımıyla ayağın ölçüsü veya modellemesinin alınmasıyla üretilen tabanlıklardır. Özel yapım tabanlıklarda hastanın ayağının detaylı analizi alınıp, analize göre tasarlanan ve 3D yazıcılar gibi baskı yöntemleriyle üretilir (35–39).

Bu farklı tabanlık türlerinin kullanılmasına rağmen, hangi tabanlık türünün tedavide daha etkin olduğu ve semptomları hafifletmede daha iyi olduğu belli değildir (40). Özel yapım tabanlıkların daha üstün olduğunu gösteren bazı çalışmalar bulunmaktadır (31,32). En son yayınlanan bir sistemik incelemeye göre 3D yöntemiyle kişiye özel üretilen tabanlıkların, konforu ve yürüyüş fonksiyonunu olumlu yönde etkilediği, yürüyüş biyomekaniğini de olumlu yönde etkileyebileceği ileri sürülmüştür (41). Başka bir çalışmaya göre, medial kamalı tabanlıkların, pes planuslu hastalarda iyileşme için uygun bir tedavi olduğu gösterilmiştir (42). Ayrıca tabanlıkların tibiofemoral açığı iyileştirebildiği, postüral kontrol mekanizmalarını geliştirebileceği ve yaşam kalitesini düşüren düşme oranını azaltabileceği, diz osteoartritin ilerlemesinin yavaşlatılabileceği ve bel ağrıları olan kişilerde önerilebileceğini gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (41,43–46).

Tüm bu çalışmaların aksine literatürde bir fikir birliği yoktur (47–49). Nitekim 2021 yılında yayınlanan bir sistemik analizde, ayak ortezlerinin pes planuslu hastalar üzerinde olumlu etkileri konusunda kesin bir sonuca varılamamıştır. Bunun, farklı reçetelendirme, çeşitli ayak ortezlerinin varlığı, ayak ortezlerinin kullanım süresi gibi çeşitli başlıklardaki bilgi yetersizliğinden kaynaklandığı ileri sürülmüştür (50).

Literatürde tabanlık kullanımının pes planuslu hastalarda etkisi sıklıkla incelenmiş olmakla birlikte, kişiye özel tabanlıkların pes planus tedavisindeki etkinliğini inceleyen çalışma sayısı oldukça azdır. Aynı şekilde literatürde herhangi bir destek verilmeyen plasebo tabanlıklarla katılımcıların körlendiği çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. Bu çalışmada pes planuslu hastalarda, her hastaya özel olarak tasarlanmış ve 3D aracılığıyla basılmış tabanlıkların hastalardaki fiziksel aktivite düzeyleri, denge ve fonksiyonel performansları üzerindeki etkilerini araştırmak amaçlanmıştır.

Çalışmanın hipotezleri şu şekilde sıralanabilir:

1. H1: Pes planuslu hastalarda kişiye özel tabanlık kullanımı fonksiyonel performansı değiştirir.
2. H1: Pes planuslu hastalarda kişiye özel tabanlık kullanımı statik dengeyi değiştirir.
3. H1: Pes planuslu hastalarda kişiye özel tabanlık kullanımı dinamik dengeyi değiştirir.
4. H1: Pes planuslu hastalarda kişiye özel tabanlık kullanımı kas kuvvetini değiştirir.
5. H1: Pes planuslu hastalarda kişiye özel tabanlık kullanımı fiziksel aktivite düzeyini değiştirir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Ayak Anatomisi

Ayak, yürüme ve koşma sırasında, şok absorbisyonuna yetecek kadar esnek olması ve ayak ile zemin arasında ilişkilere uyum göstermesi gerekmektedir. Aynı zamanda yürüyüşün itme fazı sırasında itici güçleri aktarması için nispeten sert yapıda da olması gerekmektedir. Ayağın eklemleri, ligamentleri ve kasları arasındaki sağlıklı bir ilişki sayesinde ayağın hem şok absorbisyonu hem de gerekli rijidite sağlanır (51).

Ayakta anatomik olarak 26 kemik ve 55 eklem bulunur. Fonksiyonel olarak arka ayak-ayak bileği, orta ayak ve ön ayaktan oluşur. Bu yapıları oluşturan kemikler;

Arka ayak- ayak bileği: tibia, fibula talus ve kalkaneus

Orta ayak: navikula, küboid ve küneiformlar

Ön ayak: metatarsaller ve falankslardır.

2.1.1 Ayak ve ayak eklemleri

2.1.1.1 Ayak Bileği eklemi

Ayak bileği terimi, tibia, fibula ve talus tarafından oluşturulmuş olan talokrural eklemi ifade eder. Bu eklem; talusun, tibianın distal ucu ve her iki malleolle oluşturulan dikdörtgen şeklindeki boşluğa yerleşmesi ile oluşur. Bu eklem sınırlayıcı yapısı sayesinde eklem doğal stabilitesine katkı sağlanmış olur (52,53).

Talokrural eklem çevresinde, eklemi stabilize etme yeteneği çok yüksek oranda artıran mekanoreseptörlere (Ruffini sonu ve serbest sinir sonlanmaları) sahip ligamentlerle çevrilidir (54). Eklemi medialden destekleyen ligamentler, üçgen şeklinden dolayı deltoid ligament olarak adlandırılır. Bu ligamentin birincil fonksiyonu, ayak bileğinin medial kısmını güçlendirmek ve talokrural, subtalar, talonavikular eklemlerde oluşan aşırı eversiyonu sınırlamaktır (53,55,56). Deltoid ligamentin kuvvetli bir bağ olması ve aşırı eversiyona karşı bir kemik bloğu oluşturan lateral malleol varlığı sebebiyle ligamentin hasarlanması nadiren görülür

(57,58). Ayak bileğini lateralden destekleyen ligamentleri ise anterior talofibular ligament (ATFL), posterior talofibular ligament (PTFL) ve kalkaneofibular ligament (KFL) oluşturur. Bu ligamentler ayağın aşırı inversiyonuna karşı direnç oluşturur. Tüm ayak bileği yaralanmalarının %80'inde bir veya birden fazla lateral kolleteral ligament hasarı eşlik eder (56,59). Anterior talofibular ligament en sık yaralanan ligamenttir (60). ATFL yaralanması aşırı inversiyonun, plantar fleksiyon ile birleştiğinde meydana gelir. KFL ise talokrural eklem dorsi fleksiyonda ve subtalar eklemde oluşan inversiyonun kombine hareketine direnir (61). Ayağın dorsi fleksiyon ve plantar fleksiyon hareketi boyunca ATFL ve KFL inversiyona direnç uygular (61). PTFL ise tam dorsi fleksiyon sırasında aşırı abduksiyonunu sınırlar ve talusun eklem içinde stabilizasyonuna yardımcı olur (62,63).

Talokrural eklem rotasyon eksenini, talus ve her iki malleol boyunca lateralden mediale gelirken superior ve anteriora doğru eğim göstermektedir (64). Bu eğim sonucunda rotasyon eksenini frontal düzlemde yaklaşık 10 derece, horizontal düzlemde ise yaklaşık 6 derece sapma oluşur. Bu sapmalar sonucunda ise dorsi fleksiyona abduksiyon ve eversiyon, plantar fleksiyona ise adduksiyon ve inversiyon eşlik eder (65). Bunun sonucu olarak da talokrural eklem pronasyon ve supinasyon hareketini ortaya çıkarır. Talokrural eklem rotasyon eksenindeki sapma minimal düzeyde olduğu için pronasyon ve supinasyon hareketlerinin ana bileşenleri baskın bir şekilde dorsi fleksiyon ve plantar fleksiyondur (66,67). Bu durumda talokrural eklem dorsi fleksiyonu yaklaşık olarak 15-25 derece, plantar fleksiyonu ise yaklaşık 40-55 derece arasında ölçülür. Ancak farklı kaynaklarda daha farklı değerler de görülmektedir (65,68,69).

2.1.1.2 Subtalar Eklem

Subtalar eklem, adından da anlaşılacağı üzere, talusun altından seyredererek kalkaneusun superioru ile eklem yüzeyi oluşturur. Talusun konkav posterior faseti, kalkaneusun konveks posterior faseti üzerine oturur ve bu birbirine kenetli yapı, ligamentler ve kas aktivitesi yardımıyla sıkı bir şekilde tutulurlar.

Subtalar eklemi destekleyen birincil ligamentler; KFL, Deltoid ligamentin tibiokalkaneal lifleri, interosseöz (talokalkaneal) ve servikal ligamentlerdir. KFL, subtalar eklemde oluşabilecek aşırı inversiyona direnç uygular. Deltoid ligamentin tibiokalkaneal lifleri ise eklemde oluşabilecek aşırı eversiyonu kısıtlar. İnterosseöz

(talokalkaneal) ve servikal ligamentler, talusu kalkaneusa bağlar. Bu ligamentler eklem en büyük kas dışı desteği sağlayan yapılardır. Aynı zamanda bu yapılar özellikle inversiyon olmak üzere tüm hareketlerin uç noktalarına direnç uygular (70–72).

Subtalar eklem rotasyon eksenini tipik olarak lateral-posterior yönde topuğu delen bir hat şeklindedir (73–75). Eklem rotasyon eksenini horizontal düzlemle 42 derece, sagittal düzlemle 16 derece açılma yapar (74). Bu açılma sonucunda oluşan eksen eğimi de dikkate alındığında pronasyon ve supinasyonun üç ana bileşeninin sadece inversiyon/eversiyon ve abduksiyon/adduksiyon şeklindeki iki bileşeni açık şekilde görülebilmektedir. Bu sebeple subtalar pronasyon, eversiyon ve abduksiyon ile; subtalar eversiyon ise inversiyon ve adduksiyon ile oluşur (76). Grimston ve ark. tarafından yapılan çalışmada subtalar eklemdeki inversiyon açısı 22,6 derece; eversiyon açısı ise 12,5 derece olarak gösterilmiştir (69).

2.1.1.3 Transvers Tarsal Eklem

Midtarsal veya Chopart eklemi olarak da isimlendirilir. Bu eklem anatomik olarak talonavikular eklem ve kalkaneoküboid eklem olmak üzere iki ayrı eklem oluşur. Bu eklemlerin görevi arka ayağı ön ayağa bağlamaktır.

2.1.1.4 Talonavikular Eklem

Top-soket tarzı bir eklem benzerliğindedir. Bu eklem tipi benzerliği sayesinde de ayağın medial kısmına hareketlilik kazandırır. Bu hareketlilik arka ayak ve orta ayağın arasında inversiyon/eversiyonu ve fleksiyon/ekstansiyonu şeklinde görülür.

Talus başını doğrudan destekleyen, talonavikular eklem yapısal zeminini ve medial duvarını oluşturan plantar kalkaneonavikular ligament (yay ligament) bulunur (77). Bu ligamentteki bir deformasyon veya laksite pes planusa katkıda bulunabilir (5,78). Bu ligamente ek olarak talonaviküler eklem, dorsal talonavikular ligament kapsülü, çatalı ligament ve deltoid ligamentin tibionavikular lifleri tarafından desteklenir.

2.1.1.5 Kalkaneoküboid Eklem

Kalkaneusun distal yüzeyi ile küboid proksimal yüzeyi arasında oluşan bu eklem, transvers tarsal eklem lateral komponentidir. Kalkaneoküboid eklem, talonavikular eklem göre daha az harekete izin verir. Kalkaneoküboid eklem, dorsal kalkaneoküboid ligament kapsülü, çatallı ligament ve uzun ve kısa plantar ligamentler tarafından güçlendirilir.

Transvers tarsal eklem, her birinin kendi kinematik parametreleri olan iki ayrı rotasyon eksenine sahiptir. Bu durum eklem ve orta ayağın ve dolaylı olarak ön ayağın birçok farklı duruma uyum sağlamasını sağlar (74). Bu iki eksenli yapıya rağmen transvers tarsal eklem, etrafındaki eklemlerin hareketi olmaksızın (özellikle subtalar eklem) nadiren hareket eder. Subtalar eklem, arka ayağın pozisyonunu kontrol etmekle beraber distaldeki eklemlerin de stabilitesini kontrol etmektedir. Subtalar eklemdeki tam supinasyon, transvers tarsal eklemi longitudinal düzlemde bükerek orta ayağın genel esnekliğini azaltır, rijiditesini artırır. Bunun aksine subtalar eklemdeki tam pronasyon, ayağın medial ve lateral taraflarını geriye bükerek neredeyse paralel bir konuma getirerek orta ayağın esnekliğini artırır.

2.1.1.6 Distal İntertarsal Eklemler

Distal intertarsal eklemler, orta ayaktaki bir eklem kompleksidir. Kuneonavikular eklem, Küboideonavikular eklem ve İnterküneiform ve kuneoküboid eklem kompleksi tarafından oluşturulur. Bu eklemlerin görevi orta ayakta meydana gelen pronasyon/supinasyon hareketinde transvers tarsal eklemlere yardım etmek ve transvers arkı da oluşturarak orta ayaktaki stabilizasyonu sağlamaktır. Bu eklemdeki hareketler çok küçüktür ve klinik olarak ölçülmemiştir.

2.1.1.7 Tarsometatarsal Eklemler

Tarsometatarsal eklemler, beş metatarsal kemiğin proksimal eklem yüzü ile üç kuneiform ve küboid kemik arasında oluşur. Grup halinde bu eklemler orta ayağı ön ayaktan ayıran yapıdır. İkinci ve üçüncü tarsometatarsal eklemler hem kuvvetli ligamentlerle çevrili olması hem de ikinci metatarsın kama şeklindeki yerleşimi sebebiyle mobilitesi en az olan eklemlerdir (79). Bu iki eklem bütün ayakta stabilizasyona yardımcı olur. Bu stabilizasyon, yürüyüşte önayağın dinamik itme fazı için hazırlanmasında ayrıca önem kazanır. Tarsometatarsal eklemlerin genel

mobilitésinin en fazla olduğu eklemlerin başında birinci tarsometatarsal eklem gelir. Bu eklemi dördüncü ve beşinci tarsometatarsal eklemler takip eder (80,81).

2.1.1.8 Metatarsofalangeal Eklemler

Metatarsofalangeal eklemler, metatars kemiklerinin konveks yüzleri ile her bir proksimal falanksın konkav yüzleri arasında meydana gelen eklemlerdir. Birer çift kolleteral ligamentler ile eklem kapsülü desteklenir, dayanıklılığı artırılır. Bu eklemde hareket sagittal düzlemde ve mediolateral ekseninde fleksiyon/ekstansiyon; horizontal düzlemde ve vertikal ekseninde abduksiyon/adduksiyon şeklinde meydana gelir. Abduksiyon/adduksiyon sırasında ikinci parmak referans görevi görür.

2.1.1.9 İnterfalangeal Eklemler

Proksimal interfalangeal eklemler ve distal interfalangeal eklemler bulunmaktadır. Başparmakta sadece tek bir interfalangeal eklem bulunmaktadır. Eklemler proksimal falanksların konveks başları ve distal falanksların konkav başları arasında oluşur. Kollateral ligamentleri bulunur ancak küçüktür. İnterfalangeal eklemlerde sadece fleksiyon/ekstansiyon görülür.

2.2 Ayağın Arkları

Ayağın arklarının, ayağın çeşitli zeminlere uyum sağlamasına izin vermek, kapalı kinetik zincir aktiviteleri sırasında ayağa uygulanan kuvvetleri emmek, vücut için ağırlık taşıyan bir yüzey ve destek tabanı sağlamak gibi çok önemli görevleri vardır (82). Ayağın tek bir adım içerisinde esnek bir yapıdan rijit bir yapıya dönüşme yeteneğini ayağın üç arkının kemik yapısına, ligament-fasya desteğine ve dinamik kas kontraksiyonu sağlamaktadır. Kapalı kinetik hareketlerde vücut ağırlığı üç ark yardımıyla arkada talus ve kalkaneus tuberisitasları boyunca önde ise metatars başlarına ve parmaklara dağıtılır (83). Medial longitudinal ark, bu arklar içerisinde en uzun ve en yüksek olanıdır. Transvers ark (TA) ise midtarsal ve tarsometatarsal alanlarda ağırlık taşımayan bir iç bükeydir.

2.2.1 Medial Longitudinal Ark (MLA)

MLA, ayağın primer olarak yük taşıyan ve şoku absorbe eden yapısıdır (3). Bu arkı oluşturan yapılar; kalkaneus, talus, navikula, kuneiform kemikler ve medialdeki üç metatarsal kemiktir. Bu yapıların yanı sıra plantar yağ yastıkçıkları,

başparmağın altındaki sesamoid kemikler ve superfasiyal plantar fasya da MLA'yı destekleyerek ayağa gelen şokları absorbe etmesine yardımcı olmaktadır. Kaslar haricinde bu arkın şeklinin korunmasından sorumlu temel yapılar ise plantar fasya, spring ligamenti ve birinci tarsometatarsal ligamenttir. Özellikle plantar fasya MLA'ya primer pasif desteği veren yapıdır (19,84). Ayağın hem intrinstik kasları hem de bacağın posteriorundaki ekstinsik kaslar ayak arklarındaki yük taşımaya önemli destek sağlarlar (85,86). Bu kaslar kapalı kinetik zincir hareketlerinde kasılarak arkları sıkarak daha rijit hale getirirler. Tibialis posterior ve peroneus longus kasları longitudinal ark ve transvers ark üzerinde büyük etkiye sahiptir (85). Fleksör hallucis longus ve abductor hallucis de MLA'yı destekler (87).

2.2.2 Lateral Longitudinal Ark (LLA)

Kalkaneusun posterolateralinden başlayan LLA, kuboid ve lateraldeki iki metatarsla oluşturulur. Kilit taşı kuboiddir. MLA'dan yüksek olduğu durumlarda değerlendirme için kullanılır (88,89). Peroneal kaslar için dinamik askı yapısıdır.

2.2.3 Transvers Ark (TA)

Transvers arkı oluşturan yapılar, talusun başı, navikula, kalkaneusun anterioru ve kuboiddir. Bu kemikler TA'nın en yüksek noktasını oluşturan yapılardır. Üç transvers arktan söz edilebilir; metatars başlarının oluşturduğu anterior transvers ark, üç kuneiform ve kuboid kemiğin oluşturduğu mid transvers ark ve kuboid ve navikulanın oluşturduğu posterior transvers ark (81,90,91). Bu arklar orta ayağın transvers stabilitesinden sorumludur. Vücut ağırlığı ile transvers ark hafifçe çöker ve yükün beş metatarsa bölüştürülmesini sağlar. Transvers arkı tibialis posterior, fibularis longus gibi ekstrinsik kaslar ve adduktor hallucis gibi de intristik kaslar destekler. Arkın kilit taşı kuneiform kemiktir (92).

2.3 Kaslar

2.3.1 Ekstrinsik Kaslar

Pretibial kaslar veya dorsifleksör kaslar olarak adlandırılan kaslar; tibialis anterior, extansör digitorum longus, extansör hallucis longustur. Bu kasların tendonları ayak bileğinin anteriorundan geçtiği için dorsi fleksiyon yaptırırlar. Tibialis anterior aynı zamanda subtalar eklemin hareket ekseninin hemen medialinden de geçtiği için subtalar eklemden imversiyon hareketine de yardımcı olur. Aynı zamanda talonavikular eklemden de inversiyon ve adduksiyon meydana

getirir. Extansör hallucis ise hem ayak bileğine dorsi fleksiyon hem de başparmağa ekstansiyon yaptırır.

Fibularis longus ve fibularis brevis kaslarından oluşan lateral grup kasları ayak bileği ekleminin esas evertörleridir. Bu iki kas ayak bileği lateralindeki aktif stabilizasyondan sorumludur. Bu kaslardaki azalmış aktivite, kronik ayak bileği instabilitesi için risk faktörü oluşturmaktadır (93).

Bacağın posteriorundaki kaslar yüzeysel ve derin olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Yüzeysel grupta gastrocnemius, soleus ve plantaris bulunurken, derin grupta ise tibialis posterior, fleksör digitorum longus ve fleksör hallucis longus bulunmaktadır. Gastrocnemius ve soleus kasları aşıl tendonunu oluşturarak kalkaneusa yapışır. Soleus kası, gastrocnemius kasına göre iki kat daha fazla kesit alanına sahiptir (94). Derin gruptaki tibialis posteriorun en belirgin yapışma yeri naviculanın tüberkülüdür. Ağ şeklindeki yapışma yeri sayesinde spring ligamenti ve MLA'yı kuvvetli bir kinetik askı gibi destekler (95). Bu desteğin kaybolması da pes planusa yol açar (96). Fibularis longus ve fibularis brevis kasları hariç talokural eklemden plantar fleksiyona sebep olan tüm kaslar aynı zamanda subtalar eklemden veya transvers tarsal eklemden de supinasyona destek olur. Bunun sebebi ise bacağın posteriordaki kaslarının subtalar ekleme göre olan pozisyonlarıdır (97). Ayağın esas supinatörleri ise tibialis posterior, fleksör hallucis longus ve fleksör digitorum longustur. Ancak en fazla supinasyon torkunu tibialis posterior üretir (97-99). Tibialis posterior kası bütün duruş fazı boyunca aktif olduğu için ve duruş fazı boyunca pronasyona direnç göstermesi sebebiyle yürüyüş için çok önemlidir (98,100,101). Yürüyüşte topuk vuruşundan sonra tibialis posterior eksantirik kasılarak arka ayağın pronasyona gidişini azaltır ve MLA yüksekliğinin kontrollü bir şekilde azalmasını sağlar (95). Bu sayede ayak şok absorpsiyonu sağlanır.

Talokrural eklemden plantar fleksiyonu sağlayan asıl kaslar ise gastrocnemius ve soleustur. Bunun sebebi ise uzun moment kolları ve kasların geniş kesit alanlarıdır (97,102). Sağlıklı bir yürüyüş için itme fazında, gastrocnemius ve soleus kaslarının maksimal plantar fleksiyon torklarının yaklaşık %70'ine ihtiyaç vardır (103).

2.3.2 İnrinstik Kaslar

İnrinstik kaslar, başlama ve sonlanma noktaları ayak içinde olan kaslara verilen isimdir. Dört katman halinde bulunurlar. Birinci katmanda; fleksör digitorum brevis, abduktor hallucis ve abduktor digiti minimi bulunur. İkinci katmanda; quadratus plantae ve lumbrikal kaslar bulunmaktadır. Üçüncü katmana; adductor hallucis, fleksör hallucis brevis ve fleksör digiti minimi yerleşmiştir. Son olarak dördüncü katmanda ise; plantarda üç, dorsalde dört tane olmak üzere toplam 7 interossei kaslar bulunmaktadır. Ayağın intrinstik kasları, elde olduğu gibi ince motor aktivitelerde kullanılamaz. Bunun yerine MLA'nın bütünlüğüne ve ayakta dengenin sağlanması ve korunmasında fayda sağlamaktadırlar (104,105). Ayrıca itme fazı sırasında ayağa ve longitudinal arka dinamik bir stabilite sağlamakla görevlidir (81).

2.4 Yürüyüş Biyomekaniği

Yürüyüş veya bir diğer adıyla ambulasyon, bireyin hareket etme ihtiyacına hizmet eden ve bu sebeple günlük hayatta sıkça yapılan bir faaliyettir. Sağlıklı bir yürümede, yorulmanın en aza indirilmesi için verimli olmalı ve bununla beraber düşmeleri ve düşmeye bağlı oluşabilecek yaralanmaları önlemek için dengeli ve güvenli olmalıdır (106).

Ayakta duruş sırasında genel olarak topuk ve metatars başları arasında yük %50-%50 olarak dağılır (107). Bazı kaynaklarda ise bu topuklarda %60 metatars başlarında ise %40 olarak gösterilmiştir (82,108). Metatars başlarında ise yük, üçüncü metatarsta en fazla, beşinci metatarsta ise en az olacak şekilde dağılmıştır (109). Bununla birlikte ayaktaki yük dağılımları kişiden kişiye ciddi oranda değişkenlik göstermektedir (110,111). Bunun sebebinin yaş, cinsiyet, VKİ'nin, ayak tipinin, yürüyüş hızının ve başka birçok sebebin plantar basınç dağılımını etkilediği bildirilmiştir (112).

Yürüyüş sırasında topuk ve birinci metatars, ayağın yerle temas etmesi ve ayağın yerden uzaklaşması için itme kuvvetine karşı olan yer reaksiyon kuvveti sebebiyle en fazla kuvvetle karşılaşan yapılardır. Bu kuvvetin miktarı yürüyüş hızına bağlıdır; hız arttıkça kuvvetin miktarı artar (113,114). Bu yüklenmelere karşı topukta yağ yastıkçıkları, baş parmakta ise fasya ve diğer yumuşak dokular tarafından korunma sağlanır (115,116).

Yürüyüş sırasında sallanma fazına geçişte, topuk kalkışında ayağın rijit bir kaldırıca dönüşmesinde çıkırık mekanizmasının önemi büyüktür. Böylece etkili bir itme fazı gerçekleşmiş olur (117).

2.4.1 Çıkırık Mekanizması

Yürüme, koşma, zıplama, parmak ucunda yükselme gibi aktivitelerde MLA'ya binen yükler artar. Bu yüklere karşı arkın ihtiyaç duyduğu desteği sağlamak için kas kasılmaları ve çıkırık mekanizması adında bir mekanik olay gerçekleşir. Metakarpafalangeal eklemler hiperekstansiyona geldiğinde plantar fasya metakarpafalangeal eklemleri sararken gerginleşir. Metatarsal kemik, tarsal kemikler ve topuk birbirine yaklaşır ve bu da arkın yükselmesine ve ayağın rijit bir hale gelmesine sebep olur (118). Ekstrinsik kaslar ve intristik kaslar da plantar fasyaya aktif bir kuvvet eklemek için eş zamanlı olarak kasılırlar ve daha yüksek bir ark oluştururlar. Arkları destekleyen bu kas kontraksiyonu duruş fazında ayağın yere temas etmesinden kısa bir süre sonra başlar, itme fazında metakarpafalangeal eklem hiperekstansiyondayken devam eder ve ayak parmakları yerden ayrılana kadar sürer (119). Bu çıkırık mekanizması pasif olarak da gözlemlenebilir. Birinci metakarpafalangeal eklem pasif olarak hiperekstansiyona getirildiğinde, plantar fasya gerginleşir, arklar sertleşir ve longitudinal arkın içbükeyliğindeki artış gözlemlenebilir. Bununlar beraber plantar fasyadaki gerginlik de kolayca palpe edilebilir.

2.4.2 Yürüme Döngüsü

Yürüme döngüsü sırasında gerçekleşen olayları tanımlamakta kolaylık sağlaması için yürüyüş fazlara ayrılmıştır. Topuğun yer ile teması yürüme döngüsünün başlangıcı (%0) olarak kabul edilir. Aynı ayakta yapılan sonraki topuk teması ise döngünün sonu olarak (%100) olarak kabul edilir. Tam bir yürüme döngüsü, basma fazı ile sallanma fazı olarak iki ana aşamaya ayrılır. Basma fazı topuk vuruşundan aynı ayağın parmak kalkışına kadar olan ve yürüyüş döngüsünün %60'ını kapsayan kısımdır. Sallanma fazı ise parmak kalkışından aynı ayağın bir sonraki topuk vuruşuna kadar olan ve yürüyüş döngüsünün %40'ını kapsayan kısımdır. Yetişkin bir bireyde normal bir yürüme döngüsü 1 saniye sürer ve 1,4 metre uzunluğundadır (94,120). Yürüyüş sırasında iki defa her iki ayağın da yerde olduğu çift destek periyodu vardır. Bu periyodun yürüme döngüsündeki payı,

yürüyüş hızı arttıkça azalır ve koşu sırasında her iki ayak da zemine temas etmediği zamanlarda tamamen ortadan kalkar (51).

2.4.2.1 Duruş ve Sallanma Fazının Alt Fazları

Basma fazının beş alt fazı bulunmaktadır; topuk teması, taban teması, basma fazı ortası, topuk kalkışı ve parmak kalkışı. Topuk kalkışı ile parmak kalkışı boyunca, itme fazı olarak adlandırılan ayak bileği plantar fleksiyonu görülmektedir (51).

Salınım fazında ise erken salınım, orta salınım ve geç salınım olmak üzere üç alt başlıkta incelenebilmektedir. Bu terminolojiler dışında yürüyüş döngüsünü fazlara ayıran alternatif başka terminolojiler de bulunmaktadır (121).

2.4.3 Eklem Kinematığı

Yürüme sırasında gerçekleşen açısal rotasyonların bir sonucu olarak vücut öne doğru yer değiştirir. Bu açısal rotasyonlar genel olarak sagittal planda gerçekleşir. Daha az oranda da frontal ve transvers planda da gerçekleşir. Yürüyüşün eklem kinematığında kişiden kişiye ve cinsiyete göre farklılıklar olabilir. Örneğin kadınlarda frontal planda gövde ve baş hareketleri daha stabil iken, pelvis rotasyonları ve kalça abduksiyon/adduksiyon hareketleri artmıştır ve transvers planda ise basma fazının ilk başlarında kalça internal rotasyonları ve sallanma fazında pelvis, gövde ve kol rotasyonları daha artmış olarak yürümektedirler (122).

Pelvis sagittal düzlemde yürüyüş döngüsü boyunca anterior ve posterior pelvik tilt yapar. Bu hareket 2 ile 4 derece kadardır ancak yürüyüş hızı arttıkça pelvik tilt de adım uzunluğunu artırmak için artar (123). Frontal düzlemde ise basma fazındaki bacakta femur üzerine pelvis adduksiyon/abduksiyonu yaklaşık 10-15 derece olacak şekilde görülür. Basma fazındaki ağırlık aktarımı sırasında karşı tarafaki iliak krista biraz alçalır; bu durum ağırlık aktarılan tarafta kalça adduksiyonu olarak yansır (124). Transvers düzlemde pelvis yürüme döngüsü boyunca yaklaşık olarak 3-4 derece iki yönde rotasyon yapar. Bu rotasyon miktarı yürüme hızı arttıkça daha yüksek değerlere ulaşır (125).

Kalça eklemi sagittal düzlemde, topuk temasında yaklaşık olarak 30 derece fleksiyondadır. Vücut öne ilerledikçe bu açı azalır ve parmak kalkışı anında

yaklaşık 10 derecelik maksimal ekstansiyon açısına ulaşır. Genel olarak normal bir yürüme için 30 derece fleksiyon ve 10 derecelik ekstansiyon açısı gereklidir (126,127).

Diz eklemi yürüyüş sırasında sagittal düzlemdeki hareketi iki kere fleksiyona gelmesi ile oluşur. İlk fleksiyonu topuk temasından hemen sonra 5 dereceden 15-20 dereceye kadar olacak şekilde yapılır. Bu hafif fleksiyon quadriceps kasının eksentrik kasılması ile kontrol edilerek şok emilimi ve vücut ağırlığının aşamalı olarak alt ekstremiteye aktarımın yardımcı olur. Daha sonra diz orta duruş fazında ağırlık taşımadaki gerekli kas eforunu en aza indirebilmek için ekstansiyona doğru gelir. İkinci fleksiyon ise salınım fazında bacak boyunu kısaltmak için yapılır. Orta salınım fazında bu fleksiyon açısı 60-65 dereceye kadar çıkar (51,94,121).

Ayak bileği yürüyüş döngüsü boyunca sagittal düzlemde iki defa plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon yapar. İlk topuk temasında ayak 0 ile 5 derece aralığında plantar fleksiyondadır. Daha sonra ayağın plantar yüzünün yer ile teması için bir miktar plantar fleksiyon görülür. Bundan sonra tibia sabit ayak üzerinde orta duruş fazına doğru ilerler ve yaklaşık 10 derece dorsifleksiyona kadar gelir. Topuk yerden yükselirken ikinci plantar fleksiyon 15-20 dereceye kadar ulaşır. Salınım fazında ise ayak bileği tekrardan dorsifleksiyona doğru getirilerek nötr pozisyona gelir. Böylece ayak parmakları ile zemin arasında bulunan aralığın artışı sağlanır (127,128).

Yürüyüş sırasına subtalar ekleminde inversiyon ve eversiyon hareketleri oluşur. Topuk teması sırasında subtalar eklem yaklaşık 2-3 derecelik inversiyona gelir. Topuk temasından sonra kalkaneus eversiyona doğru gelir ve basma fazının ortasına kadar bu eversiyonu devam ettirir. Burada yaklaşık olarak 5 derecelik maksimum eversiyonuna ulaşır (129). Basma fazının ortasından sonra ayak yeniden inversiyona doğru yönelir ve kalkaneus 6 derecelik inversiyona ulaşana kadar devam eder (130).

Midtarsal eklem, ayağın geri kalanı gibi ambulasyonun tüm aşamalarında subtalar ekleminin hareketlerini takip eder. Midtarsal eklem ambulasyon boyunca 11 ile 15 derece arasında toplam harekete sahiptir (66). Topuk temasından hemen sonra midtarsal eklem yer reaksiyon kuvvetini emmek ve tüm ayağın yerle temasını

sağlamak için düzleşir. Orta duruştayken ise ark midtarsal ve subtalar eklemlerin inversiyon hareketleri ile yükselir.

Birinci tarsometatarsal eklem, yürüyüş sırasında MLA'nın esneklik ve stabilitesine yardımcı olmak için plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon hareketleri yapar (126,131).

Birinci metatarsofalangeal (MTF) eklem ise yürüyüş için çok önemlidir. Topuk teması sırasında MTF nötr veya hafif ekstansiyon konumundadır. Topuk temasından topuk kalkışına kadar nötr pozisyonda kalır. Topuk kalkışı ile parmak kalkışı hemen öncesinde 45 derecelik bir ekstansiyon yapar (132). Erken salınımında fleksiyona doğru gelir ve nötr pozisyonuna geri döner. MTF eklemindeki ağrı veya hareket kısıtlılığı, yürüme üzerinde ciddi etkilere sahip olabilir.

2.5 Pes Planus

Düztaban veya pes planus, genellikle subtalar eklem pronosyanuyla beraber görülen ve kronik olarak anormal derecede alçak veya düşük medial longitudinal arkı tarif etmektedir. Bu durum plantar fasya dejenerasyonu, spring ligament ve tibialis posterior tendonuyla birlikte ortaya çıkan orta ayak veya ön ayağın proksimalindeki gevşeklikler, travma, nöropati, nöromuskuler hastalık, inflamuvur artrit gibi sayısız nedeni vardır (2,4–7,14,15,84,133). Bu sebeplerden tibialis posterior tendon dejenerasyonu en sık rastlanılanıdır (134). Ancak son zamanlarda anormalliğin tibialis posterior ile sınırlı kalmamasından dolayı yetişkin edinilmiş düz taban deformitesi (adult acquired flatfoot deformity (AAFD)) olarak adlandırılmaya başlanmıştır (135,136). Pes planusu oluşturan sebepler sonucunda subtalar eklemden aşırı bir pronasyon oluşur. Bu da arka ayakta abartılı bir valgus postürü görüntüsü ortaya çıkartır ve ön ayak da aşırı abduksiyondadır (9–11).

Pes planus rijit ve esnek olmak üzere iki gruba ayrılır. Rijit pes planusda ayağa ağırlık verilmediği takdirde bile ark düşüklüğü görülür. Sıklıkla konjenitaldir ve kemik veya eklem malformasyonlarına sekonder olarak gelişir. Esnek pes planus, düz tabanın daha sık görülen şeklidir. MLA üzerindeki yük ortadan kaldırıldığında ark normal görülür. Fakat MLA üzerine yük bindiğinde ark aşırı derecede düşer. Genellikle lokal destekleyici bağ dokuların gevşekliği, arkı destekleyen yapılarda zayıflık ile ilişkilidir (81,96,137).

2.5.1 Görülme Sıklığı

Daha önce de bahsedildiği gibi pes planusun birçok sebebi olabilir. Pes planus ve pes kavuslu hastalarda yapılan bir çalışmada ırklara göre farklılıklar görülmekle beraber popülasyondaki görülme oranı yaklaşık olarak %20'dir (12). Bu oran dışında 2-6 yaş aralığında yapılan bir çalışmada bu oran %21-57 arasında olduğu ve ilkökul çağına doğru gidildiğinde azalarak %13.4 ve %27.6 ya düştüğü gösterilmiştir (138). Diyabet hastalığı olan 230 kişi üzerinde yapılan bir başka çalışmaya göre %37 oranında pes planus prevalansı görülmektedir (139,140). Ülkemizde 2018 yılında yapılan bir çalışmada ise askeri muayene amacıyla gelen 18-22 yaş aralığındaki 5000 kişilik erkek popülasyon üzerinde yapılan çalışmada pes planus prevalansı %5.26 olarak bulunmuştur. Buna ek olarak kilo ile pes planus arasında anlamlı bir ilişki de bulunmuştur (141). Yine ülkemizde 2008 yılında, 78,941 asker üzerinde yapılan bir başka çalışmada askerlerin %17'sinde pes planus bulunmuştur (142).

2.5.2 Pes Planusun Patomekaniği

Pes planusun gerçek patomekaniği tartışma konusudur. Tarihsel olarak bu bozukluk tibialis posterior kası veya tendonunun işlev kaybıyla ilişkilendirilmiştir (13,14,143). Ancak son zamanlarda yapılan birçok çalışmada tibialis posterior tendonunun izole rüptürüyle düztaban defornitesinin meydana gelmediğini göstermiştir (5,15–17). Kadavra çalışmalarına göre görsel dizilim değişikliklerine sebep olacak bir düztaban için çoklu bağlar kesilmesi gerekmektedir (18–21). Bu bağlar içerisinde spring ligament kompleksi en kritiğidir.

Jennings ve Christensen'nin yaptığı bir çalışmada, 5 kadavra örneğinde spring ligamenti keserek tibialis posterior tendonuna aksial yüklenmesini sağladılar (22). Spring ligament kesildiğinde tibialis posterior tendonu, düztabanlılık defornitesini engelleyebilmek için gerekli desteği gösteremediğini ve önemli bir dizilim değişikliği meydana geldiğini bildirmişlerdir. Analiz bilgisayar modellemesi yapılarak, düztabanlılıktaki anahtar yumuşak dokuların stresini ölçen başka bir çalışmada bu sonuçları desteklemektedir (23). Bu sonuçlara göre spring ligament ve plantar aponeurosis MLA'nın bütünlüğünü koruyan iki ana yapıdır. Tibialis posterior tendonu ikincil bir rol oynamaktadır. Ayrıca spring ligament talonaviküler ve subtalar eklemdaki hareketi kontrol etmekte birincil rol oynamakta olduğu gösterilmiştir.

Pes planus sonucunda ayağın medial kısmına binen yük artmaktadır (24). Bunun sonucunda arka ayağın aşırı valgus deviasyonu görülür. Orta ayak, talus başının ortaya çıkmasıyla transvers tarsal eklemden kaçırılır. Aşıl tendonunun çekiş açısı, subtalar eklem eksenine lateral hale gelir ve eversiyona doğru bir gidiş görülür. Medialdeki yumuşak dokuların progresif gerilmesi arka ayaktaki valgus deformitesini daha da belirginleştirir. Aşıl kontraktürü de bu tabloya eklenebilir ve ekin deformitesi ortaya çıkabilir. Ayak pronasyonda ağırlık taşıyor ise vücudun geri kalanı da buna tepki vermektedir. Ayağın pronasyonu ile beraber tibia mediale doğru döner. Bu durum dizi bükme ve valgus pozisyonuna zorlar. Dizin bu bükülmüş pozisyonu kalçayı adduksiyona ve mediale gelmesine sebep olur. Bu da kalçada bükülmeye sebep olur. Alt ekstremitelerde ve vertebrada binen yük ve şiddet değişimi görülmüş olur (25). Bunlar dışında ayakta plantar fasiit, stres kırıkları, aşıl tendiniti, patellafemoral ağrı gibi ek rahatsızlıklar görülebilir (26–28,144). Pes planuslu hastalar duruş fazının son yarısında, itme fazında ayağı sert bir kaldıraç kolu ile transfer etmekte zorluk çekerler. Böyle bir durumda, itme fazında oluşan kuvvetleri, ayak abduksiyondayken ayağın lateraline aktarılır (29). Böyle bir pozisyon birinci parmak üzerinde aşırı kuvvetler üretir ve zamanla bunyon veya halluks valgus oluşur.

Pes planus deformitesine yol açan spring ligament yırtılmasının ilk neyin sebep olduğu bilinmemektedir. Uzun süredir devam eden teoriye göre midtarsal eklem kilidini açan subtalar eklem pronasyonu ile ilişkilendirilmiştir (133). Subtalar eklem ile orta ayak eklemleri boyunca artan sagittal düzlem hareketleri birçok çalışmada da gösterilmiştir (145). Bu artmış orta ayak boyunca esnekliğin, MLA'nın statik destekleyici yapılarına, özellikle de spring ligamente tekrarlayan yük bindirdiği düşünülmektedir (146,147).

2.5.3 Pes Planusun Değerlendirilmesi

2.5.3.1 Klinik Değerlendirme

Pes planusun değerlendirmesinde ilk başta hasta öyküsü alınır. Daha sonra fizik muayenesi yapılır ve ağrı sorgulanır. Ağrının harekete nasıl tepki verdiğine bakılmalıdır (148). Kapsamlı öykü ve fizik muayene çok önemlidir. İlk ağrı, ayakta durmaya bağlı olarak artan ve tibialis posterior tendonu boyunca seyreden bir ağrı şeklinde olarak tanımlanır. Hastalık şiddeti arttıkça istirahat de ağrı gelişir (149).

Ayrıca pes planus sonrası hassasiyet, sertlik, antalgik yürüyüş ve çabuk yorulma gelişebileceği için sorgulanmalıdır (134). Çocuklarda pes planus tanısı konmadan önce yaş sorgulanmalıdır. Çocuklarda, ayağına ağırlık verdikçe ark gelişimi gerçekleşeceği için 5-6 yaşına kadar fizyolojik bir pes planus görülmektedir (150).

Fizik muayene yapılırken hastanın ayakları incelenmelidir. Arka ayak valgusu ve ön ayak abduksiyonu mevcut olabilir (133). Değerlendirme yapılırken artritik koşullarda ark çökmesi görülürken, arka ayak diziliminin korunduğu unutulmamalıdır. Pes planusun fleksibilitesinin anlaşılabilmesi için geçerli bir yöntem olan ve basitçe uygulanabilen Jack'in parmak kaldırma testi uygulanır. Oturma pozisyonunda baş parmak değerlendirici tarafından hiperekstansiyona (dorsifleksiyona) getirilir. Bu hareket sonrası ark oluşuyorsa test pozitif sayılır ve esnek pes planus denir (150).

Herhangi bir şişkinlik veya hassasiyeti belirleyebilmek için tibialis posterior seyri boyunca palpasyon yapılır. DeOiro ve arkadaşlarının yapmış olduğu posttibial ödem işareti, tendon patolojisi belirlemede %88 duyarlılığa ve %100 özgünlüğe sahip olduğunu göstermişlerdir (151).

Ayak bileği ve arka ayakla ilgili kasların da değerlendirilmesi gerekmektedir. Ayak bileği hareket açıklığı özellikle dorsifleksiyon ve gastro-soleus kas kompleksine bakılır. Ayak-ayak bileği patolojisiyle ilişkili izole gastroknemius kası kontraktürünü belirlemek ve diz ekstansiyonda sonra da fleksiyonda ayak bileği dorsifleksiyonuna bakılarak gastroknemius kas gerginliği ile aşıl tendon kontraktürünü ayırmak için Silfverskiold testi yapılabilir (152,153). Topuğun nötr pozisyona getirerek ön ayağın pozisyonu değerlendirilir.

Tibialis posterior kasının gücünü değerlendirmek için topuk yükseltme testleri yapılır. Tendon disfonksiyonu arka ayağı çevirememesi veya testi hiç yapamaması olarak kendini gösterir. Testi yapabilen hastalarda ise ağrı olabilir (154).

Ayağın yük altındayken çökme miktarı navikular çökme testi olarak adlandırılan bir test ile değerlendirilir. Ayaktayken vücut ağırlığı talusu aşağıya doğru iterek MLA'nın çökmesine sebep olur. Bu çökme miktarı, ayağa yük verilmediği zaman ve ayağa yük verildiği zaman, navikuler tüberosit ile yer

mesafesi ölçülerek bulunur. Bu çökme miktarı ortalama olarak 7 milimetredir (155).

Medial longitudinal ark yüksekliğini değerlendirmek için ve sınıflandırmak için “feiss çizgisi” metodu da kullanılabilir. Birinci metatars başı ile medial malleolü birleştiren çizgi feiss çizgisi adı verilir. Navikulanın tüberkülünün bu çizginin altında olması MLA düşüklüğünü gösterir. Navikulanın tüberkülü, feiss çizgisi ile yer arasındaki mesafenin ilk 1/3’lük diliminde ise 1. derece, 2/3’lük diliminde ise 2. derece, yer ile temas ediyorsa 3. derece ark düşüklüğü denilebilir (156,157).

Son olarak ayağın yürüyüş sırasındaki pronasyonu ve orta hat ile yaptığı acılaşmanın gözlemlenebilmesi için hasta düz bir zeminde yürütülür.

2.5.3.2 Radyolojik Değerlendirme

MLA’nın değerlendirilmesinde kullanılan pek çok yöntem olmasına karşın, ne uluslararası kabul görmüş bir ölçüm metodu ne de MLA’nın “normal” denilebilecek bir yükseklik aralığı konusunda bir fikir birliği yoktur. MLA değerlendirmesi ve pes planus değerlendirilmesinde görüntüleme yöntemleri olarak direkt radyografi, bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans (MR), ultrason ve tendoskopik görüntüleme kullanılabilir. Direkt radyografiden anterior-posterior (AP) ve lateral görüntüler kullanılır (158–162).

2.5.3.3 Pedobarografik Değerlendirme

Pedobarografi, ayağın plantar yüzeyinin farklı bölgelerindeki basınç basınç değişikliklerini pedobarograf kullanılarak ölçülüp kaydedilmesidir (163). Yürüme sırasında yer tepki kuvvetlerini, ayağın plantar yüzeyinin oluşturduğu basıncın ölçülmesini ve uygun bilgisayar destekli yazılımlar yardımıyla karşılaştırılmasını sağlar ve değerlendirmeye yardımcı olur (164).

Ayak plantar basınç ölçümü ilk olarak, mürekkepli bir yüzey üzerindeki kâğıt üzerine kişinin statik duruşuyla yapılmıştır (165). Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte bu yöntem de değişime uğramış ve plantar basınç ölçümü, sensörlü bir platform ve verileri monitöre aktaran, statik ve dinamik verileri kaydeden bilgisayar yazılımlarıyla yapılmaya başlanılmıştır (166).

Pedobarografik analiz ayağın yürüme sırasındaki fonksiyonunu değerlendirmek için kullanılabilir (167). Statik değerlendirme ile ayağın ön/arka bölümlerindeki yüklenme, dominant ve nondominant taraf ayaklardaki yüklenme, toplam temas alanı, ayak açısı, ağırlık merkezi gibi veriler elde edilebilir (168). Dinamik değerlendirme ile bu verilere ek olarak adım uzunluğu, kadans, ortalama ve maksimal basınç verileri de elde edilebilir (169,170).

2.5.4 Pes Planus Tedavisi

Pes planusta konservatif ve cerrahi tedaviler, deformiteye neden olan faktörlerin ortadan kaldırılması veya deformitenin neden olduğu semptomları hafifletmek veya ortadan kaldırmak için uygulanır. Konservatif tedaviler içerisinde; aktivite modifikasyonu, germe egzersizleri, seri alçı uygulamaları, kilo verme, ağrı ve inflamasyon için ilaç kullanımı, ayakkabı modifikasyonları, bantlama, tabanlık, ayak ayak bileği ortezleri bulunmaktadır (30–32).

Cerrahi tedavi olarak ise sinovtektomi, tibialis posterior rekonstrüksiyonu, subtalar eklem artroeresisi, aşıl tendon uzatması, fleksör digitorum longus kası transferi, peroneal tendonların uzatılması gibi cerrahiler uygulanabilir (171–173).

2.5.4.1 Pes Planusta Ortez ve Tabanlık Tedavisi

Pes planus tedavisinde kullanılan tabanlıkların, ayağı destekleyerek sağlıklı ayak mekaniğinin sağlanabileceği, günlük aktivitelerin ve sporların ağrısız bir şekilde gerçekleştirilmesine olanak sağlayabileceği ve ayrıca yaralanma riskinin azaltılmasına yardımcı olabileceği düşünülmektedir (33). Hunter ve ark. (174) ayak ortezini, kas-iskelet deformitelerinin neden olduğu stresler ve şok verememenin neden olduğu stresler de dahil olmak üzere “ayağa veya kinetik zincirin diğer kısımlarına gelen patolojik stresleri azaltmak veya ortadan kaldırmak için bir kişinin ayakkabısına yerleştirilen bir cihaz” olarak tanımlamaktadır. Ayak ortezleri ve tabanlıkların doğru iskelet sistemi dizilimi sağlamak amacıyla spor uygulamaları için de sıklıkla reçete edilmektedir. Böylelikle yanlış biyomekani nedeniyle oluşan aşırı kullanım yaralanmalarının önüne geçilmeye çalışılır (175). Buna ek olarak Owings ve ark. (176), hem ayak şekli hem de basınç verilerine dayalı olarak özelleştirilmiş ortezler reçete edilerek ve üretilerek yüksek basınç alanlarındaki basıncı azalmasının sağlandığını göstermiştir.

2.5.4.2 Kullanılan Ortez ve Tabanlık Çeşitleri

Pes planus tedavisinde, konserve tedavinin bir parçası olarak farklı tabanlık türleri kullanılmaktadır (34). Tabanlık türleri genel olarak prefabrik, yarı özel (kişiselleştirilmiş) ve özel yapım (özel kalıplanmış) tabanlıklar olarak üç başlıkta toplanabilir. Prefabrike tabanlıklar, kolayca bulunabilen, ayak uzunluğuna (ayak numarasına) göre değişen ölçülerde olan ve silikon veya termoplastik gibi farklı malzemelerden yapılan standart tabanlıklardır. Tipik olarak hiçbir kişiselleştirme olmaksızın genel ark desteği veya bazı ayak bölgelerine yastıklama sağlar (175). Tabanlıklar arasında fark yoktur. Yarı özel veya özel yapım tabanlıklar ise alçı döküm, köpük baskı, 3D tarayıcı gibi yöntemler yardımıyla ayağın ölçüsünü alarak yapılan tabanlıklardır (35–37). Yarı özel tabanlıklarda ayağın bazı basit ölçümleri alınıp, prefabrik tabanlığın üzerinde yapılan modifikasyonlarla hastanın ayağına uygun hale getirilmesiyle üretilir. Genellikle metatarsal ped eklenmesi veya bacak kısalığının giderilmesi gibi modüler tasarım yoluyla üretilir (38,39,175). Özel yapım tabanlıklarda ise hastanın ayağının detaylı analizi alınıp, analize göre tasarlanan ve 3D yazıcılar gibi baskı yöntemleriyle üretilen tabanlıklardır. Genellikle en uygun ortezlerdir ve en iyi sonuçları verir (175).

Farklı tabanlık türlerinin kullanımına rağmen hangi tabanlık türünün tedavide daha etkin olduğu, semptomların hafiflemesinde daha iyi olduğu belli değildir (40). Özel yapım tabanlıkların üstün olduğunu gösteren bazı çalışmalar olsa da (31,32) bir fikir birliği bulunmamaktadır (47–49).

2.4.5.2.1 Kullanılan Malzemeler

Piyasada, bu tür basit düz tabanlık ve özelleştirilmiş tabanlık üretimi için kullanılan çok sayıda malzeme bulunmaktadır. Bu konuda 2020 yılında yapılan bir sistematik derlemeye göre bazı ortez malzemeleri yürüme sırasında plantar basınçları azaltabildiği gösterilmiştir. Bu derlemeye dahil edilen beş çalışmadan sağlanan sınırlı kanıtlara dayanarak, yaygın olarak kullanılan bazı ortez malzemeleri yürüme sırasında plantar basınçları azaltabilir. Poliüretan (PORON®), polietilen (Plastazote®) ve etil vinil asetatın (EVA) plantar basınçlarda en büyük düşüşleri sağladığı bulunmuştur (177).

Ayak ortez malzemeleri de dikkate alınmalıdır. EVA, poron ve polipropilen gibi yarı sert malzemeler sert olanlardan daha iyi olabilir (178,179). Sert malzemeler, salıverme sendromunu şiddetlendirebilir. Yarı sert tabanlık, sert olanlardan farklı olarak hiç pronasyon olmaması yerine normal ayak pronasyonu için yükleri absorbe edebilen yapay ayak kemerleri görevi görür (180). Tabanlıkların yarı sertliği, ayak ortezlerinin çökmüş bir ayağın ağrısını azaltabilmesinin nedeniyledir. Longitudinal ark boyunca eşit olarak zorlanan dağılım, medial basıncın gerilimini serbest bırakabilir (178). Bu nedenle ayak ortezleri günlük yaşam aktiviteleri sırasında ağrıyı azaltabilir ve düztabanlık bağları için rahatlık sağlayabilir. EVA köpükler, çok yönlüdür ve çeşitli yoğunluklarda üretilir ve bu nedenle hem darbe azaltma hem de konfor sağlamak için idealdir (175,181).

Tarama ve değerlendirme yöntemlerinden üretilen ve bilgisayar yardımıyla modellenen tabanlıklar doğrudan CNC (Computer Numerical Control) işleme, kişiselleştirilmiş ürünlerin hızlı bir şekilde üretilmesini sağlayarak, döküm işleme ve enjeksiyon kalıplama gibi uzun işlemlere olan ihtiyacı ortadan kaldırır (175).

2.4.5.3 Tabanlık Kullanımının Etkinliği

Tabanlıklar daha güvenli yürümeyi sağlama potansiyeline sahiptir. Bu durumu bir tablo ile özetlemek gerekirse (182–189);

Tablo 2.1. Tabanlık kullanımının etkileri

Kullanılan malzemenin özelliği	Şok absorban Basıncın dağıtılması Enerji verimliliği
Ayak bileği kontrolü	Şok absorban Ağırlık merkezi Enerji verimliliği
Diğer	Afferent geri bildirimin artması ile denge Reaksiyon hızı

Tabanlık kullanımını ağrıyı azalttığı, konforu arttırdığı, performansı iyileştirdiği ve fonksiyonu ve yaşam kalitesini artırdığı yapılan çalışmalar ile gösterilmiştir (190,191). Kişiye özel yapılan tabanlıkların, standart prefabrike tabanlıklardan daha faydalı olduğu görüşünü paylaşan birçok çalışmada vardır. (31,32,191,192).

2021 yılında yayınlanan ve yetişkinlerde düztaban tedavisinde en yaygın olarak kullanılan invaziv tedavileri inceleyen bir meta analize göre hem aktif müdahale olan ayak ortezi ve egzersizin hem de pasif müdahale olan ayak ortezi ve germenin ağrıyı önemli ölçüde azalttığı ancak navikular düşüşü etkilemediği gösterilmiştir (193).

2013 yılında yapılan bir sistematik analize dahil edilen ve PEDro ölçeğine göre en az 3/10 puan alan 12 çalışmaya göre tabanlık kullanımının postür denge ve postür kontrolünü desteklediği gösterilmiştir (194). Yapılan bazı çalışmalara göre postural tabanlıklar, düzeltme reflekslerini simüle ettiği, ayaklardaki kas propriyosepsiyonunu etkilediği ve yükselen propriyoseptif zincirlerin aktivasyonunu değiştirdiği bulunmuştur (194,195).

Yürüyüş sırasında erken yükleme fazında şok emiliminden sorumlu ayak bileği hareketleri dorsifleksiyon ve eversiyon kombinasyonu (pronasyon)'dur (196–199). İnsan yürüyüşünde çarpma enerjisinin tepkisi yalnızca %60-70'ini yükleme tepkisi olarak geri alabilir. Geri kalan kısmı titreşim, ses veya ısı enerjisi olarak kaybolur (200,201). Yapılan bir çalışmada, tabanlıklar elastik özellikte ve şok emilimi ile çarpma anında mekanik enerjinin depolanmasından yararlanarak enerjinin geri kazanılmasını ve itme fazı için gerekli enerjiyi daha aza indirerek daha verimli yürümeyi sağlayabileceği söylenmiştir (44).

Semptomatik pes planuslu 80 hastanın katıldığı bir çalışmada, hastalara özelleştirilmiş 3 boyutlu (3D) baskılı tabanlıklar ve prefabrik tabanlıklar verilmiştir. 8 haftanın sonunda yapılan ölçümlerde 3D baskılı tabanlık kullanan hastaların metatarslarındaki yükün azaldığı ve prefabrike tabanlıklara göre daha iyi performans ve konfor sağladığı gösterilmiştir (192).

Konu ile ilgili ve 227 çalışmanın incelendiği bir başka sistematik analize göre, tabanlık kullanımının ağrı, fonksiyon ve yaşam kalitesinde etkili olduğu

söylenmiştir fakat bu tabanlıkların reçetelendirilmesi için bir standart olmadığı bildirilmiştir (190).

Toplam 34 pes planus hastasının katıldığı ve 1 yıllık takibin yapıldığı bir başka çalışmada ise hastalara kişiye özgü tabanlıklar yapılmıştır. Bu çalışmaya göre ayağa etki eden kuvvetleri normalleştirdiği ve fiziksel performans parametrelerinde iyileşme gösterdiği bulunmuştur (185).

Tek taraflı lateral kamalı tabanlık kullanarak duruş ve yürüyüş asimetrisinin incelendiği bir başka çalışmada ise, lateral kamalı tabanlıklarla 20 dakikalık yürüyüşten sonra kısa süre içerisinde vücut ağırlık merkezinin ve yer reaksiyon kuvvetinin moment kolunda yer değiştirmesi nedeniyle dizdeki adduksiyon torkunu da azalttığı görülmüştür (202).

Esnek düztabanlığı olan 52 çocukta yapılan bir çalışmada, 12 hafta tabanlık kullanımının ağrı, fiziksel sağlık, merdiven çıkma süresi, fiziksel işlev, transfer ve temel hareketlilik ölçümlerinde önemli ölçüde düzelmeler görülmüştür (203).

Çalışmamızda, literatürde benzerine rastlamadığımız, pes planuslu hastalara kişiye özel tasarlanmış tabanlıkların denge parametrelerine, fonksiyonel performansa ve fiziksel aktivite düzeylerine etkilerini görmek amaçlanmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarıyla, kişiye özel tasarlanmış tabanlıklar ve placebo tabanlıkların karşılaştırılması ile fizyoterapistlerin tabanlık kullanımından ne gibi faydalar bekleyebileceğini öngörebilmelerine yardımcı olabilir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Pes planuslu hastalarda kişiye özel tasarlanmış 3D baskılı tabanlıkların fiziksel aktivite düzeyi, denge ve fonksiyonel performans üzerine etkilerini belirlemek amacıyla planladığımız bu araştırma için 29/11/2021 tarih ve 2021/245 karar numarası ile Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan izin alındı (Ek-1).

3.1 Katılımcılar

Çalışmaya, Ankara'da bulunan Fizyotermal AŞ. kliniğine başvuran 18-45 yaş arasındaki pes planuslu gönüllü katılımcılar katıldı. Çalışmaya katılmak isteyen her katılımcıya yapılacak çalışma hakkında sözlü ve yazılı bildirim yapıldı ve her katılımcıdan çalışmaya katılmak istediklerine dair sözlü ve yazılı onay alındı (Ek-2).

Katılımcıların Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri;

- Ayakta duruş sırasında, minimum 5 derece subtalar pronasyon açısına sahip olmak,
- Ayak Postür İndeksi (API) ölçeğinden minimum + 6 puan almış olmak
- 18-45 yaş arasında olmak
- Son 6 ay içerisinde ayak bölgesinden herhangi bir tedavi almamış olmak
- Çift taraflı pes planusa sahip olmak

Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri;

- Gönüllülüğün sona ermesi
- Alt ekstremiteye ait bir cerrahi hikayesinin olması
- Aktif sporcu olmak
- Hamilelik ya da malignite teşhisi olmak
- Fiziksel aktiviteyi kısıtlayacak ağır nörolojik tutulum, immobilité, inkooperasyon gibi bir disfonksiyonu olmak
- 1 santimetre (cm)'den fazla alt ekstremité eşitsizliğine sahip olmak
- Alt ekstremité biyomekaniğini etkileyebilecek farklı ortopedik bir hastalığa sahip olmak

- Pes planus için farklı bir tedavi alıyor olmak

3.2 Yöntem

Çalışmaya uygun olan katılımcılara uygulanan değerlendirmeler Ek-3'te sunulan değerlendirme formunda verildi. Çalışma Fizyotermal AŞ. Kliniğine başvuran 45 pes planuslu hasta ile görüşüldü. Görüşme gerçekleştirilen hastalardan dördü dahil etme kriterlerini karşılamadığı için, biri ise bacak boy eşitsizliği nedeni ile çalışmaya dahil edilmedi. Hastalar kliniğe başvuru sıralarına göre bir müdahale bir kontrol grubu olacak şekilde randomize edildi. Kontrol grubundaki bir hastaya ulaşamadığı için ve yine kontrol grubundan bir hasta kendi isteği ile çalışmadan ayrılmak istemesi sebebi ile çalışmadan çıkarıldı.

Çalışmaya katılan hastaların ilk değerlendirmelerinde; demografik bilgiler, ayak postür indeksi, subtalar açıları ve bacak boy uzunluğu sorgulandı. Esnek pes planusa sahip olup olmadıklarına bakıldı. Esnek pes planuslu hastalar çalışmaya dahil edildi. Bu veriler elde edildikten sonra her katılımcı bir pedobarografik yürüyüş analizi cihazında dinamik yürüyüş analizleri ve statik analizleri alındı. Yapılacak olan tabanlığı ne tür ayakkabılarda kullanacağını belirlenmesi için her katılımcının ayakkabı alışkanlığı sorgulandı.

Tabanlık yapımı sonrası katılımcılar tekrar çağrılıp normal eklem hareketleri, kas kuvveti, denge değerlendirmeleri, fonksiyonel performans testleri ve fiziksel aktivite düzeyinin belirlenmesi için İPAQ anketi yapıldı. Kas kuvveti, denge değerlendirmeleri ve fonksiyonel performans testleri tabanlıklılı ve tabanlıksız olmak üzere iki kere yapıldı. Aynı değerlendirmeler her katılımcı için 8 hafta sonra tekrarlandı. Bu değerlendirmeler, çıplak ayak ve ayakkabı giyilmesi arasında doğabilecek farklılıkları engellemek için katılımcıların ayakkabıları giyinikken yapılmıştır.

Çalışmada katılımcılara hangi grupta oldukları söylenmeyerek rastgele 2 gruba ayrılmış ve değerlendirmeleri yapılan hastanın hangi grupta olduğunu bilmeyen bir fizyoterapistin değerlendirmeleri yapmasıyla çalışma çift taraflı körlendi.

3.2.1 Demografik Bilgiler

Bütün katılımcıların ad soyad, yaş, boy, vücut ağırlığı, bacak boy uzunluğu, dominant taraf, ayakkabı alışkanlığı, sigara kullanımı, tıbbi özgeçmişleri yüz yüze görüşme yöntemiyle kaydedildi.

3.2.2 Ayak Postür İndeksi

Katılımcıların ayak postürlerini değerlendirmek için Ayak Postür İndeksi kullanıldı. Banwell ve ark. (2018) yayınladıkları çocuklarda esnek pes planusun nasıl ölçüldüğünü ve bu ölçümlerin geçerlilik güvenilirliklerini inceledikleri bir sistemik incelemede toplam 27 makale ve 15301 çocuk etmişlerdir. Pes planus için 40 tanım ve 20 ayak postür ölçümü kullanılan bu çalışmada API güvenilir olarak gösterilmiştir (204). Bu test katılımcılara ilk geldikleri görüşmelerde bir kere uygulanmıştır. Test sonucu +6 puan ve üzerindeki katılımcılar çalışmaya dahil edilmiştir.

Hastaların pes planus şiddetini belirlemek amacıyla kullanılan API, ayağın çoklu planda değerlendirmesini sağlayan ve ayağın dizilim bozuklukları hakkında bilgi veren pratik bir metottur (205). Geçerlilik ve güvenilirlik çalışması 2006 yılında Redmond ve ark. tarafından yapılmıştır (206). Aynı zamanda radyolojik ölçümlerle de yüksek oranda korele bulunmuştur (207). API puanı -12 ile 12 arasında bir tam sayıdır. Her başlık -2 ile +2 arasında puanlanır. Puanlar düştükçe MLA yüksekliği artmakta, puanlar arttıkça MLA yüksekliği azalmaktadır. Redmond ve ark. göre normlar değerler 0 ile +5 arası olduğunu söylemiştir (207,208). Çalışmamızda bu norm değerleri dikkate alarak her iki ayağın da en az +6 puan almış hastaları kabul edildi.

3.2.3 Subtalar Açısı

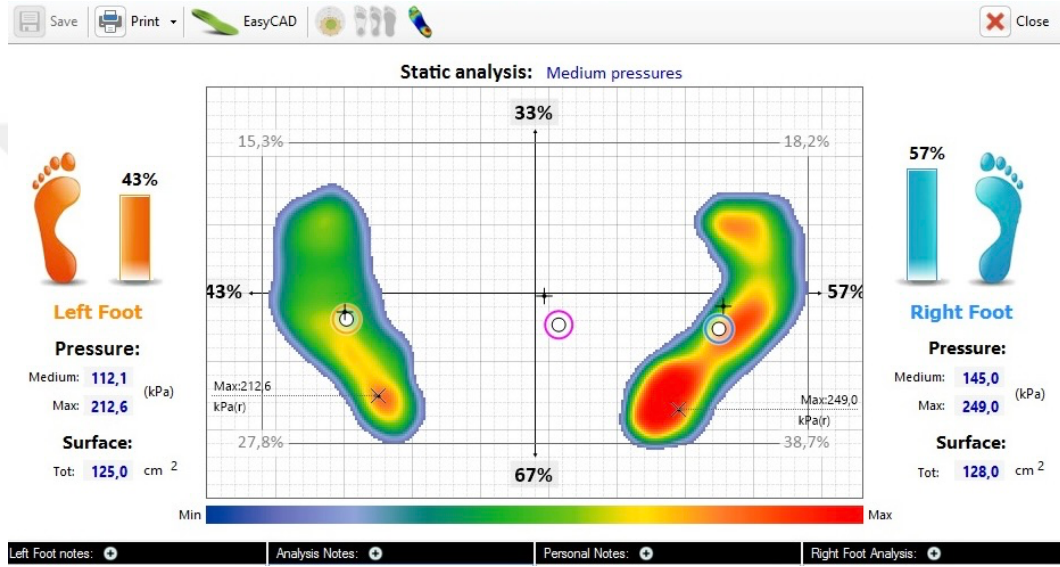
Subtalar açısı, arka ayağın rotasyonda olup olmadığını anlamak için subtalar eklemin hareket açıklığını gonyometre yardımıyla ölçülebilir. Subtalar eklemin gonyometrik ölçümü ile subtalar pronasyon şiddeti belirlendi. Bu test de katılımcılara ilk geldikleri görüşmelerde bir kere uygulandı.

Katılımcılar her iki ayağına eşit ağırlık verip ayakta karşıya bakarken kalkaneus ve distal 1/3 tibianın uzun eksenini arasındaki açı ölçüldü. Ayağın ne pronasyonda ne de supinasyonda olmadığı pozisyona ise subtalar nötral pozisyon adı verilir (209). MLA yüksekliğinin azalmasıyla birlikte subtalar ekleminde topukta pronasyon (valgus) pozisyonu görülebilir. Bu pronasyon derecesinin 0° ve 4° arasındaki valgus normal, 5° üzeri valgus ise pes planus ile ilişkilendirilebilir (210). Çalışmamızda en az 5° valgus yönünde subtalar açısı sahip olan kişileri çalışmaya dahil edilmiştir.

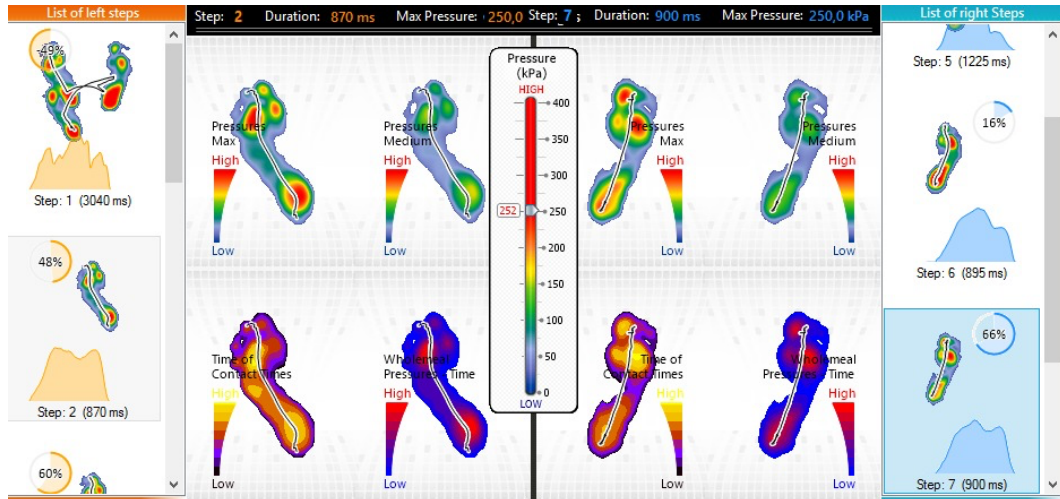
3.2.4 Tabanlık Yapım Süreci

3.2.4.1 Yürüyüş Analizinin Alınması ve Tabanlığın Bilgisayar Ortamında Çizilmesi

Tüm katılımcılar sabit bir pedobarografik yürüyüş analizi cihazı (Postural Electronic Baropodpmetr Multi Sensor, İtalya) üzerinde yürütülerek ayak basınç ölçümleri alındı. Yapılan 3 başarılı adım içerisinde normal yürüyüşe en uygun sağ ve sol adımlar seçilip kaydedildi. Aynı platform üzerinde, katılımcılardan dik bir şekilde karşıya bakarak sabit durmaları istenerek statik analizleri alındı.



Fotoğraf 3.1 Statik analiz sonuçları örneği

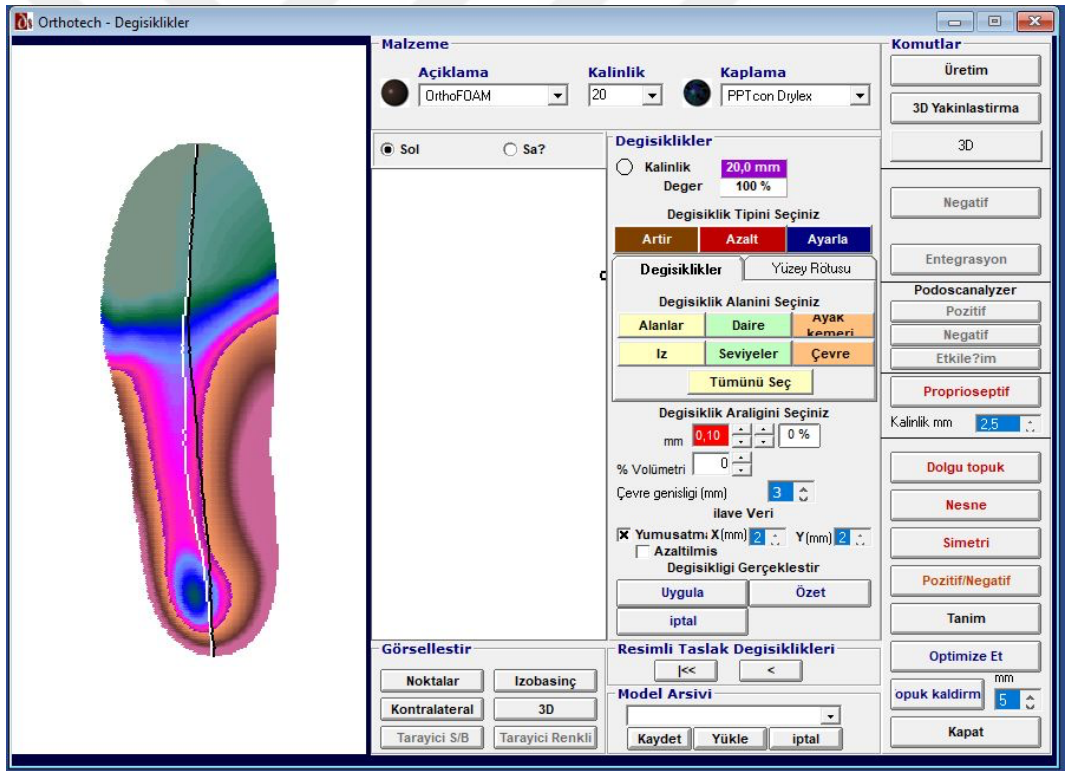


Fotoğraf 3.2 Dinamik analiz sonuçları örneği

Yürüyüş analiz cihazından elde edilen bu veriler dahilinde medial longitudinal ark desteği, ön ayak medial kaması, medial topuk kaması ve gerek

görülmesi halinde transvers ark desteği şeklinde bilgisayar ortamında Milletrix Applicazione MFC programıyla tabanlıkların çizimi yapıldı. Tüm çizimler araştırmacı fizyoterapist tarafından yapıldı.

Müdahale grubunun tabanlıklarının çizimi yapılırken MLA yüksekliği her katılımcının ayakta dururken navikula yüksekliğine göre belirlendi. Her bir tabanlık için verilen ön ayak medial kama, medial topuk kaması ve transvers ark takviyesi her katılımcının kendi analizine göre belirlendi. Ön ayak medial kaması 3-6 mm, medial topuk kaması 1-3 mm ve transvers ark takviyesi 6-8 mm arasında verilerek modellenmesi yapıldı. Deney grubundaki tabanlıkların toplam ortalama yükseklikleri 18.9 mm olarak hesaplandı. Kontrol grubuna ise aynı çizim programında, sadece 2 mm MLA desteği verilerek modellendi. Kontrol grubunun tabanlık yüksekliği toplam 8.5 mm oldu.



Fotoğraf 3.3 Deney grubu tabanlık çizim örneği

Tabanlık tasarlama sürecinde literatürde belirlenmiş bir reçetenin olmaması sebebiyle çalışmamızda değerlendircilerden kaynaklanabilecek farklılıkları engellemek amacıyla tüm tabanlık tasarlama süreci ve üretim aşamaları yazar tarafından yapıldı. Tabanlık üretiminin, tabanlık tasarımının bilgisayar yazılımı üzerinden gerçekleştirilmesi ve ortaya çıkan modelin 3D yazıcı ile üretilmesiyle

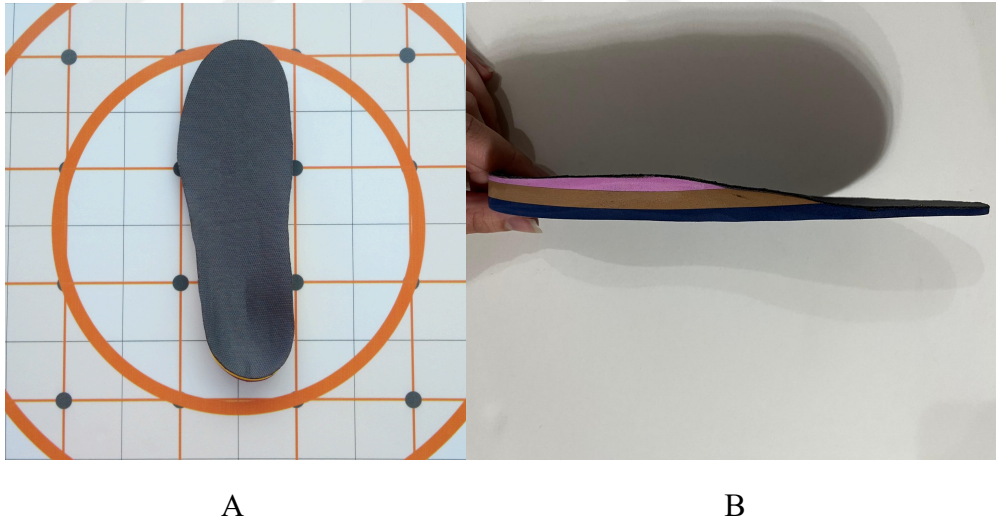
uygulayıcıya ait değişikliklerin ortadan kalkmasını ve uygulamanın daha kesin ölçülerle olmasını sağlamıştır (211).

3.2.4.2 Tabanlığın Üretilmesi

Tasarlanma süreci biten tabanlık, tasarımı kaydedildikten sonra model işleme makinesi Computer Numerical Control (CNC) makinasına (CNC router, İtalya) aktarılarak tabanlık üretimi gerçekleştirildi.

Tabanlığın sertliğinden kaynaklanacak etkileri engellemek amacıyla, etkinliği daha önce kanıtlanmış olan orta sertlikte (shore 50) etil vinil asetat (EVA) kullanıldı. Tasarlama süreci, üretim aşaması ve kullanılan malzemelerle tabanlıklar arası bir standardizasyon sağlanmış ve bu aşamalarda doğacak olan farklılıklar dışlamak amaçlanmıştır.

Üretilen tabanlıklar katılımcının ayakkabısına uyum sağlaması için freze makinası ile düzeltmeleri yapıldı. İşlenmesi biten tabanlıklara üst kaplaması için 1mm kalınlığında kumaş kullanıldı.



Fotoğraf 3.4 Tabanlık örneği

Üretimi yapılan tabanlıklar katılımcıların çalışmaya katılacakları ayakkabılara yerleştirildi. Çalışmamızda, katılımcılar spor ayakkabı, klasik ayakkabı ve bot ile katıldılar. Menant ve ark. yapmış oldukları çalışmada ayakkabının taşıdığı özelliklerin, adım genişliği, çift destek süresi, yürüyüş stabilitesini etkileyebileceğini göstermişlerdir (212).

Katılımcılardan tabanlıkları günde en az 2 saat olmak üzere her ayakkabı giydikleri zaman kullanmaları istendi.

3.2.5 Eklem Hareket Açıklığı

Katılımcıların ayak bileği hareket açıklıklarını ölçmek için ayak bileği inversiyon/eversiyon açıları gonyometre yardımıyla ölçüldü. Katılımcı sedyede sırt üstü yatarken ayak sedyenin dışında serbest bırakıldı. Gonyometre, malleoller arasında ayak bileği orta noktasının anterior yüzü pivot olacak şekilde yerleştirildi. Gonyometrenin sabit kolu tibia hattında, hareketli kolu ise 2. metatarsalin orta noktasını takip edecek şekilde tutuldu. Ölçümler, inversiyon için ön ayağın plantar fleksiyona, içe ve adduksiyona getirilip ayağın medial yüzü supinasyona pasif olarak itilmesiyle; eversiyon için ise aynı pozisyonda dorsi fleksiyonla birlikte dışa çevrilirken ön ayağın pronasyona doğru döndürülerek yapıldı. Sonuçlar derece olarak kaydedildi.

3.2.6 Kas Kuvveti Ölçümü

Çalışmaya katılacak olan katılımcıların, tabanlıkla beraber kas kuvvetinde bir değişiklik olup olmadığını görmek için ayak dorsifleksiyon + inversiyonu, ayak plantar fleksiyonu ve ayak eversiyonu hareketlerine kas kuvveti testleri yapıldı. Ölçümler için el dinamometresi kullanıldı (JTech Commander PowerTrack II Manuel Kas Testi Dinamometresi, ABD). El dinamometresi sabit tutulup, cihaza karşı kuvvet uygulamaları istendi. Her bir hareket için 3 kere ölçüm alındı, en yüksek değer pound cinsinden kaydedildi.

Ayak dorsifleksiyon + inversiyonu için, katılımcı sedyede ayaklarını sarkıtmış şekilde yatarken, ayağın içe ve yukarıya doğru çekilmesi istendi. Fizyoterapist aksi yönde 1. metatars başından kuvvet uygulandı.

Ayak plantar fleksiyonu, katılımcı sedyede ayaklarını boşlukta kalacak şekilde yatarken, katılımcıdan ayağını pedala basar gibi itmesi istendi. Fizyoterapist aksi yönde 2.-3. metatars başlarından kuvvet uyguladı.

Ayak eversiyonu, katılımcının test edilecek ayağının medial kenarı sedye üzerinde olacak şekilde yan yatırıldı. Katılımcıdan ayağını yukarı ve dışa doğru kaldırılması istendi. Fizyoterapist 5. metatars lateralinden harekete aksi yönde direnç uyguladı.



Fotoğraf 3.5 Kas kuvveti ölçümü

3.2.7 Denge Değerlendirmeleri

Katılımcılara uygulanacak testlerin nasıl yapılacağı hakkında bilgi verildi ve isterlerse bir tekrar deneme yapabilecekleri söylendi.

3.2.7.1 Flamingo Denge Testi

Katılımcıların statik dengelerini ölçmek için Flamingo denge testi gözler açık/ gözler kapalı olacak uygulandı. Her bir katılımcıdan test edilmeyen taraf ayak bileğini test edilen taraftaki bacağın dizinin arkasına koymaları istendi ve tek ayak üzerinde 1 dakika durmaları istendi. Bu süre zarfında vücut salınımlarının sayısı kaydedildi. Bir dakikalık süreyi tamamlayamayan katılımcıların da olması sebebiyle, test sırasında tek ayak üzerinde kalınan süre de kronometre yardımıyla ölçülüp kaydedildi.



Fotoğraf 3.6 Flamingo denge testi

3.2.7.2 Y-Balance Test

Katılımcıların dinamik dengelerini ölçmek için güvenilirliği daha önce kanıtlanmış Y-Balance Test Lower Quart (YBT-LQ) kullanıldı (213). Bu test için anterior yönde bir çizgi şeklindeki ahşap bir çubuğun yerleştirilmesi ve bu çizgiden 135 derecelik açılarda hizalı, postriomedial ve postriolateral olacak şekilde 2 farklı ahşap çubukla elde edilen ahşap bir platformla ölçüldü.

Katılımcılardan, tüm yönlerin kesiştiği orta noktadaki platformda tek ayak üzerinde dururken diğer ayaklarıyla her bir çubuk üzerinde bulunan tahta bir bloğu itmeleri istendi. Her yöne doğru 3'er ölçüm yapıldı. En uzak mesafe inç olarak kaydedildi.

3.2.8 Fonksiyonel Performans Değerlendirme Testleri

3.2.8.1 Durarak Uzun Atlama Testi

Katılımcıların patlayıcı güçlerini değerlendirmek için, güvenilirliği daha önce kanıtlanmış ve dikey sıçrama testi ile korelasyonu olan durarak uzun atlama testi kullanıldı (214). Bu test yapılırken, katılımcının ayaklarının değmeden koyabileceği çıkış çizgisinden çift ayak ile atlayabilecekleri en uzun mesafeye

atlamaları istendi. Her katılımcı 3 tekrar yaptı. Ölçümler mezura yardımıyla yapıldı. En yüksek değer santimetre cinsinden kaydedildi.

3.2.8.2 10 Metre Yürüme Testi

Tabanlık uygulamasının katılımcıların kısa süreli yürüyüş hızlarını nasıl etkilediğini görebilmek için 10 metre yürüme testi uygulandı. Katılımcılardan daha önceden işaretlenmiş 10 metrelik mesafeyi normal yürüyüş hızlarında yürümeleri istendi. Sonuçlar kronometre yardımıyla ölçülerek saniye olarak kaydedildi.

3.2.8.3 Mekik Koşu Testi

Katılımcıların çevikliğini değerlendirmek için mekik koşu testi uygulandı. 7 metre arayla çizilen 2 çizgi çizildi. Katılımcıdan başlangıç çizgisinin arkasından, başla komutuyla mümkün olan en hızlı şekilde koşması istendi. Katılımcı bitiş çizgisine geldiğinde geri dönüp başlangıç çizgisine dönmüş ve başlangıç çizgisine ikinci defa geldiği süre kronometre yardımıyla ölçülerek saniye olarak kaydedildi.

3.2.8.4 Topuk Yükseltme Testi

Katılımcıların, topuk yükseltme testi ile tibialis posterior kasının ön ayak zeminde stabil olarak tutunurken arka ayaktaki inversiyonu sürdürmesini sağlaması test edildi. Güvenilirliği kanıtlanmış bu testte katılımcılardan, tek ayak üzerinde ve diz extansiyonda iken ön ayak inversiyondayken yorulana kadar parmak ucunda yükselerek topuklarının yerden kaldırmaları istendi. Tekrar sayısı kaydedildi (215,216).



Fotoğraf 3.7 Topuk yükseltme testi

3.2.9 Uluslararası Fiziksel Aktivite Ölçeği (İPAQ)

Katılımcıların fiziksel aktivite düzeylerini ölçmek ve tabanlıkla beraber değişim gösterip göstermediğini ölçmek için IPAQ Kısa Form kullanıldı. Türkçe geçerlilik ve güvenilirlik çalışması Öztürk (2005) tarafından yapılan bu 7 soruluk ankette, bireylerin son bir hafta içinde yaptıkları farklı düzeylerdeki fiziksel aktivite düzeyleri MET cinsinden hesaplanıp, kaydedilmiştir (217,218).

Oturma: 1.5 MET

Yürüme: 3.3 MET

Orta Şiddetli Fiziksel Aktivite: 4.0 MET

Şiddetli Fiziksel Aktivite: 8.0 MET

Yürüme MET-dk/hafta = 3.3 X yürüme dakikası X yürüme gün sayısı

Orta şiddetli MET-dk/hafta = 4.0 X orta şiddetli aktivite dakikası X orta şiddetli aktivite yapılan gün sayısı

Şiddetli MET-dk/hafta = 8.0 X şiddetli aktivite dakikası X şiddetli aktivite yapılan gün sayısı

Toplam, MET-dk/hafta = (yürüme + orta şiddetli+ şiddetli) MET-dk/hafta

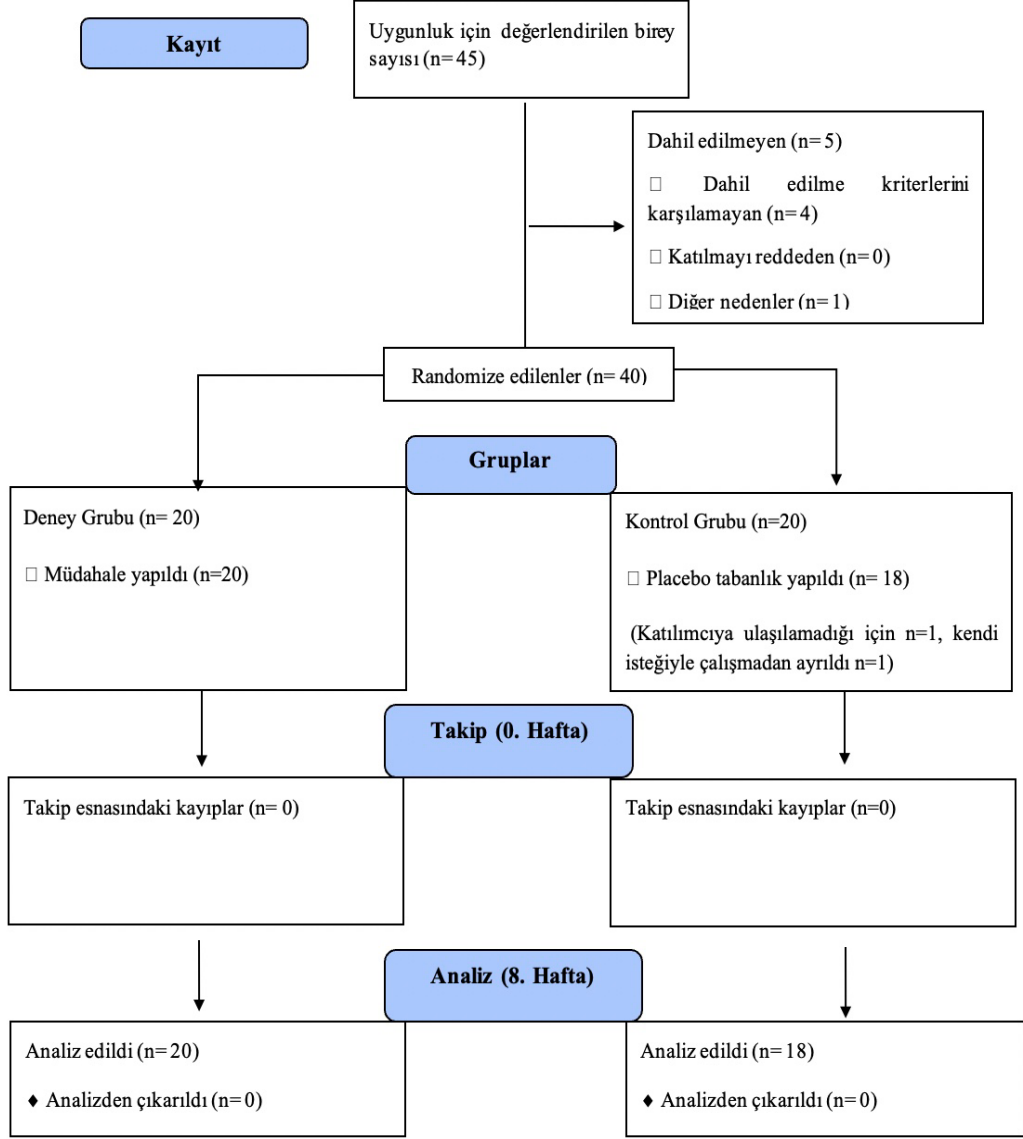
3.2.10 İstatiksel Analiz

Araştırmada kullanılacak istatistiksel analizler SPSS v26.0 programı kullanılarak yapıldı. Tanımlayıcı istatistiklerin sorgulanmasında sayısal değerler için; ortalama, standart sapma ve ortanca kullanıldı. Elde edilen verilerin normal dağılımı için Shapiro- Wilk testi uygulandı. Elde edilen tüm değerlendirme sonuçları uygun istatistiksel yöntem kullanılarak analiz edildi. Güven aralığı %95 ve $p < 0,05$ olarak kabul edildi. Hem deney hem de kontrol grubunun kendi içlerindeki karşılaştırılmaları için Paired-Samples T Test uygulandı. Gruplar arası karşılaştırma için Independent-Samples T Test uygulandı. Cinsiyet dağılımları için Ki Kare testi uygulandı. Yapılan ölçümlerin zaman içerisinde gruplara göre değişimini incelemek için tekrarlayan ölçülerde çift yönlü varyans analizi, zamanların karşılaştırılması için post hoc Benferroni Test uygulandı.

4. BULGULAR

Pes planuslu hastalarda kişiye özel tasarlanmış 3D baskılı tabanlıkların fiziksel aktivite düzeyi, denge ve fonksiyonel performans üzerine etkilerini belirlemek amacıyla planladığımız bu çalışmada 18-45 yaş arasında toplam 38 (deney n=20, kontrol n=18) gönüllü kişinin değerlendirmeleri yapılarak gerçekleştirildi. Katılımcıların cinsiyet, yaş, vücut kitle endeksi, ayak postür indeksi ve subtalar açıları değerlendirilmiştir. Katılımcıların yaş ve vücut kitle endeksleri arasında gruplar arası anlamlı fark yoktur ($p > 0.05$) (Tablo 4.1). Ancak ayak postür indeksi ve subtalar açı skorlarında gruplar arası anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 4.2).

Katılımcıların kliniğe geliş sırasına göre randomize edildiği bu araştırmada, deney grubunda bulunan 20 katılımcıya (10 kadın, 10 erkek); ön ayak medial kaması, topuk medial kaması ve gerek görülmesi halinde transvers ark desteği bulunan kişiye özel tabanlık yapılmıştır. Kontrol grubunda bulunan 18 katılımcıya ise (13 kadın, 5 erkek) placebo tabanlık yapılmıştır (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Akış diyagramı

Katılımcıların değerlendirilen tüm parametreler arasında bağımsız iki grubun verilerinin normal dağılımına Shapiro Wilk testi ile bakıldı. Tüm parametrelerin normal dağılım gösterildiği bulundu.

Bu çalışmada grupların API skoru değerleri dikkate alınarak incelendiğinde etki büyüklüğü 0,88 olarak bulunmuş ve post-hoc güç analizine göre çalışmanın gücünün %86 olarak tespit edilmiştir.

Tablolarda, 0. haftanın tabanlıksız değerlendirmesi “1. Ölçüm”, tabanlıklılı değerlendirmesi “2. Ölçüm”; 8. Haftanın tabanlıksız değerlendirmesi “3. Ölçüm”, tabanlıklılı değerlendirmesi “4. Ölçüm” olarak verilmiştir.

Tablo 4.1 Katılımcıların yaş ve vücut kitle indeksleri bilgileri

	Deney (n=20)	Kontrol (n=18)	t	df	p
	X±SS	X±SS			
Yaş (yıl)	24±4,24	23,66±5,74	0,205	36	0,839
Vücut Kitle indeksi (kg/m ²)	23,55±4,68	22,76±3,31	0,595	36	0,556

Paired samples t test, p>0,0

4.1 Demografik Özellikler

Katılımcıların APİ değerleri ve subtalar açıları analiz edilmiştir. İki grup arasında tüm parametrelerde anlamlı fark bulunmuştur (p<0,05) (Tablo 4.2).

Tablo 4.2 Katılımcıların ayak postür indeksi ve subtalar açılarının bilgileri

	Deney (n=20)			Kontrol (n=18)			Z	p
	X±SS	Min-Maks	Ortanca	X±S	Min-Maks	Ortanca		
APİ DT	10,35±1,3	8-12	10	9,11±1,49	7-12	8,5	0,568	0,01
APİ NDT	10,7±1,08	9-12	11	9,11±1,18	7-11	9	0,00	0,00
Subtalar Açı DT	10,5±1,87	7-13	11	9±1,78	6-13	9	0,391	0,016
Subtalar Açı NDT	10,4±1,95	7-15	10	8,88±2,47	6-14	8,5	1,518	0,043

Paired samples t test, p<0,05, DT: dominant taraf, NDT: nondominant taraf, APİ: Ayak Postür İndeksi

Araştırmaya katılan deney grubundaki hastaların 10'u (%50) kadın, 10'u (%50) erkektir. Kontrol grubundaki katılımcıların ise 13'ü (%72,23) kadın, 5'i (%27,77) erkektir. Her iki grup arasında anlamlı fark yoktur ($p>0,05$) (Tablo 4.3).

Tablo 4.3 Katılımcıların cinsiyetlerinin gruplara göre dağılımı

		Çalışma (n=20)		Kontrol (n=18)		χ^2	p
		n	%	n	%		
Cinsiyet	Kadın	10	50	13	72,23	1,958	0,198
	Erkek	10	50	5	27,77		

χ^2 : kıkare testi, $p>0,05$

4.2 Normal Eklem Hareketi

Deney grubunda hiçbir parametrede iki değerlendirme arasında anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.4). Kontrol grubunda ise sadece nondominant tarafın eversiyon hareketinde anlamlı bir fark görülmüştür ($p<0,05$). Diğer hiçbir parametrede anlamlı fark görülmemiştir (Tablo 4.5).

Tablo 4.4 Deney grubunun normal eklem hareketi açıklıkları değerlerinin karşılaştırılması

Deney		0.Hafta	8.Hafta	t	p	d*
		X $\pm$ SS	X $\pm$ SS			
İNV	Dominant	37 $\pm$ 5,61	37,5 $\pm$ 10,8	0,189	0,855	0,05
	Nondominat	36,5 $\pm$ 6,87	37,25 $\pm$ 8,12	0,33	0,745	0,09
EVE	Dominant	23,35 $\pm$ 7,92	24 $\pm$ 9,45	0,3	0,768	0,07
	Nondominat	31,15 $\pm$ 5,44	35,25 $\pm$ 7,17	1,852	0,08	0,64

Paired samples t test, $p>0,05$ İNV: inversiyon, EVE: eversiyon, d: cohen d

Tablo 4.5 Kontrol grubunun normal eklem hareketi açıklıkları değerlerinin karşılaştırılması

Kontrol		0.Hafta	8.Hafta			
		X ± SS	X ± SS	t	p	d*
İNV	Dominant	41,55±10,32	40,72±8,7	-0,234	0,818	0,08
	Nondominat	38,72±10,96	41,88±8,61	0,982	0,34	0,32
EVE	Dominant	23,11±7,31	25±5,92	1,046	0,31	0,28
	Nondominat	29,44±8,16	34,77±6,89	2,686	0,016	0,7

Paired samples t test, p<0,05 İNV: inversiyon, EVE: eversiyon, d: cohen d

Kontrol grubunda anlamlı çıkan nondominant tarafın eversiyon hareketinin gruplar arası analizi yapıldı. İki grup arasında anlamlı fark görülmedi (p>0,05) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6 Normal eklem hareketi açıklıkları değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması

	Deney (n=20)	Kontrol (n=18)			
	X±SS	X±SS	t	p	CI
EVE (NDT)	4,1±9,89	5,33±8,42	-0,411	0,683	-7,315 – 4,849

Independent samples t test, p>0,05, İNV: inversiyon, EVE: eversiyon

4.3 Kas Kuvveti

Tabanlığın kas kuvvetine anlık etkilerinin belirlenebilmesi için tüm verilere Paired Samples Test ile tabanlıklılı ve tabanlıksız değerleri analiz edildi. Deney grubunda eversiyon hareketinin dominant ve nondominant tarflarında ve plantar fleksiyonun dominant ve nondominant taraflarında anlamlı fark görülmüştür (p<0,05). Dorsifleksiyon ve inversiyon yönünde dominant ve nondominant taraflarda anlamlı fark görülmemiştir (p>0,05) (Tablo 4.7). Kontrol grubunda ise dorsifleksiyon ve inversiyon yönde dominant tarafta anlamlı fark görülmemiştir (p>0,05). Diğer tüm parametrelerde anlamlı fark görülmüştür (p<0,05) (Tablo 4.8).

Tablo 4.7 Deney grubunun 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin kas kuvveti değerlerinin karşılaştırılması

Deney		Tabanlıksız	Tabanlıklı	t	p	d*
		X ± SS	X ± SS			
DF+ İNV (lbs)	Dominant	30,62±5,08	31,72±4,76	2,051	0,054	0,22
	Nondominat	29,35±4,11	30,05±4,59	1,356	0,191	0,16
EVE (lbs)	Dominant	27,07±5,89	29,05±6,58	2,244	0,025	0,31
	Nondominat	24,95±5,93	28,65±5,91	6,383	<0,001	0,62
PF (lbs)	Dominant	28,5±4,17	31,57±4,99	3,591	0,002	0,66
	Nondominat	28,6±4,38	30,95±4,16	3,433	0,003	0,55

Paired samples t test, p<0,05, DF: dorsifleksiyon, İNV: inversiyon, EVE: eversiyon, PF: plantar fleksiyon, d: cohen d

Tablo 4.8 Kontrol grubunun 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin kas kuvveti değerlerinin karşılaştırılması

Kontrol		Tabanlıksız	Tabanlıklı	t	p	d*
		X ± SS	X ± SS			
DF + İNV (lbs)	Dominant	29,88±6,92	31,16±5,9	1,862	0,08	0,19
	Nondominat	27,13±5,57	29,63±6,69	3,696	0,002	0,4
EV (lbs)	Dominant	26,13±3,49	29,55±4,44	4,429	<0,001	0,85
	Nondominat	25,47±3,38	27,66±4,33	3,837	0,001	0,56
PF (lbs)	Dominant	29,77±4,75	33,25±5,69	4,798	0,000	0,66
	Nondominat	30,44±3,75	32,75±4,82	3,254	0,005	0,53

Paired samples t test, p<0,05, DF: dorsifleksiyon, İNV: inversiyon, EVE: eversiyon, PF: plantar fleksiyon, d: cohen d

Tabanlığın, kas kuvvetine anlık etkisinin gruplar arasındaki farklılıklarına Independent Samples Test ile bakıldı. Sadece dominant olmayan taraf dorsi fleksiyon ve inversiyon yöndeki kuvvetinde anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). Diğer parametreler için gruplar arasında anlamlı bir fark görülmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9 Kas kuvveti değerlerinin 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması

	Deney (n=20)	Kontrol (n=18)			
	X±SS	X±SS	t	p	CI
DF + İNV (DT)	1,1±2,39	1,27±2,91	0,206	0,838	-1,925 – 1,57
DF+ İNV (NDT)	0,7±2,30	2,5±2,86	2,140	0,039	-3,505--0,094
EV (DT)	1,97±3,61	3,41±3,27	1,283	0,208	-3,721 – 0,837
EV (NDT)	3,7±2,59	2,19±2,42	1,842	0,074	-0,151 – 3,162
PF (DT)	3,07±3,82	3,47±3,07	0,350	0,728	-2,697 – 1,903
PF (NDT)	2,35±3,06	2,3±3	0,45	0,964	-1,955 – 2,044

Independent samples t test, $p<0,05$, DF: dorsifleksiyon, İNV: inversiyon, EVE: eversiyon, PF: plantar fleksiyon, DT: dominant taraf, NDT: nondominant taraf

Tabanlıkların kas kuvveti parametreleri üzerindeki uzun süreli etkilerinin belirlenebilmesi için, tabanlıksız olarak toplanan veriler ve bu verilerin 8 hafta sonraki değerleri ile analiz edilmiştir. Deney grubunda eversiyon kuvvetin dominant tarafındaki kuvvet artışı anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Deney grubundaki geriye kalan tüm parametrelerdeki artış anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.10). Kontrol grubunda ise eversiyon kas kuvvetinin hem dominant taraf hem de dominant olmayan tarafındaki ve dorsifleksiyon ve inversiyon yöndeki hareketin nondominant taraftaki kas kuvvet artışı anlamlı bulunmuştur ($p<0,005$). Ancak dorsi fleksiyon ve inversiyon hareketinin dominant

tarafındaki ve plantar fleksiyon kas kuvvetlerinin hem dominant taraf hem de dominant olmayan taraftaki artışlar anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.11).

Tablo 4.10 Deney grubunda 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin kas kuvveti değerlerinin karşılaştırılması

Deney		0.Hafta	8.Hafta	t	p
		X ± SS	X ± SS		
DF + İNV (lbs)	Dominant	30,62±5,08	31,77±5,83	1,036	0,313
	Nondominat	29,35±4,11	29,62±4,83	0,277	0,785
EV (lbs)	Dominant	27,07±5,89	27,47±4,92	0,49	0,63
	Nondominat	24,95±5,93	27,55±4,26	2,546	0,02
PF (lbs)	Dominant	28,5±4,17	30,47±4,84	2,461	0,024
	Nondominat	28,6±4,38	31,02±3,1	2,351	0,03

Paired samples t test, $p<0,05$, DF: dorsifleksiyon, İNV: inversiyon, EVE: eversiyon, PF: plantar fleksiyon

Tablo 4.11 Kontrol grubunda 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin kas kuvveti değerlerinin karşılaştırılması

Kontrol		0.Hafta	8.Hafta	t	p
		X ± SD			
DF + İNV (lbs)	Dominant	29,88±6,92	29,52±4,44	-0,287	0,777
	Nondominat	27,13±5,57	30,36±3,46	3,475	0,003
EVE (lbs)	Dominant	26,13±3,49	29,5±5,34	3,606	0,002
	Nondominat	25,47±3,38	28,41±5,09	2,403	0,028
PF (lbs)	Dominant	29,77±4,75	31,61±5,08	1,656	0,116
	Nondominat	30,44±3,75	31,36±3,29	1,113	0,273

Paired samples t test, $p<0,05$, DF: dorsifleksiyon, İNV: inversiyon, EVE: eversiyon, PF: plantar fleksiyon

Tabanlıkların kas kuvveti parametreleri üzerindeki uzun süreli etkilerinin belirlenebilmesi için, tabanlıksız olarak toplanan verilerin analizi sonucu anlamlı çıkan parametrelerin gruplar arası karşılaştırılması yapılmıştır. Nondominant taraf dorsifleksiyon ve inversiyon yönde ve dominant taraf eversiyon yönde gruplar arası anlamlı fark görülmüştür ($p<0,05$). Geriye kalan tüm parametrelerde anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.12).

Tablo 4.12 Kas kuvveti değerlerinin 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması

	Deney (n=20)	Kontrol (n=18)			
	X±SS	X±SS	t	p	CI
DF + İNV (DT)	1,15±4,96	-0,36±5,33	0,904	0,372	-1,878 – 4,9
DF+ İNV (NDT)	0,27±4,44	3,22±3,93	-2,154	0,038	-5,721 – -0,172
EV (DT)	0,4±3,65	3,36±3,95	-2,4	0,022	-5,463 – -0,458
EV (NDT)	2,6±4,56	2,94±5,19	-0,217	0,829	-3,556 – 2,868
PF (DT)	1,97±3,58	1,83±4,69	0,105	0,907	-2,592 – 2,875
PF (NDT)	2,42±4,61	0,91±3,43	1,133	0,265	-1,191 – 4,207

Independent samples t test, DF: dorsifleksiyon, İNV: inversiyon, EVE: eversiyon, PF: plantar fleksiyon, DT: dominant taraf, NDT: nondominant taraf

Tabanlıkların kas kuvveti parametreleri üzerindeki uzun süreli etkilerinin belirlenebilmesi için tabanlıklı olarak toplanan verilerin 8 hafta sonraki değerleri ile analiz edilmiştir. Katılımcıların ilk tabanlılığı taktıkları yapılan değerlendirme ile 8 hafta sonra yapılan tabanlıklı değerlendirmelerinde deney grubunda kas kuvvetinin hiçbir parametresinde anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.13). Kontrol grubunda ise dorsifleksiyon ve inversiyon hareketinin dominant tarafında ve eversiyon hareketinin dominant taraftaki kas kuvvetinde anlamlı artış

görülmüştür ($p<0.05$). Kontrol grubundaki diğer parametrelerde anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.14).

Tablo 4.13 Deney grubunda 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin kas kuvveti değerlerinin karşılaştırılması

Deney		0.Hafta	8.Hafta		
		X ± SD		t	p
DF+ İNV (lbs)	Dominant	31,72±4,76	31,85±4,86	0,119	0,907
	Nondominat	30,05±4,59	31,07±4,23	1,142	0,268
EVE (lbs)	Dominant	29,05±6,58	28,62±4,76	-0,383	0,706
	Nondominat	28,65±5,91	27,92±4,39	-0,729	0,475
PF (lbs)	Dominant	31,57±4,99	32,17±3,97	0,665	0,514
	Nondominat	30,95±4,16	31,92±3,27	1,353	0,192

Paired samples t test, $p>0,05$, DF: dorsifleksiyon, İNV: inversiyon, EVE: eversiyon, PF: plantar fleksiyon

Tablo 4.14 Kontrol grubunda 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin kas kuvveti değerlerinin karşılaştırılması

Kontrol		0.Hafta	8.Hafta		
		X ± SD		t	p
DF + İNV (lbs)	Dominant	31,16±5,9	32,97±5,07	2,394	0,028
	Nondominat	29,63±6,69	31,58±4,60,119	1,964	0,066
EV (lbs)	Dominant	29,55±4,44	31,91±3,82	2,438	0,026
	Nondominat	27,66±4,33	29,36±4,84	1,31	0,207
PF (lbs)	Dominant	33,25±5,69	33,11±5,67	-0,146	0,886
	Nondominat	32,75±4,82	33,02±4,61	0,31	0,76

Paired samples t test, p<0,05, DF: dorsifleksiyon, İNV: inversiyon, EVE: eversiyon, PF: plantar fleksiyon

Tabanlıkların kas kuvveti parametreleri üzerindeki uzun süreli etkilerinin belirlenebilmesi için, tabanlıkları olarak toplanan verilerin analizi sonucu anlamlı çıkan dominant taraf dorsifleksiyon ve inversiyon hareketi ve dominant taraf eversiyon hareketinin gruplar arası karşılaştırılması yapılmıştır. Her iki parametrede de anlamlı fark görülmemiştir (p>0,05) (Tablo 4.15).

Tablo 4.15 Kas kuvveti değerlerinin 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması

	Deney (n=20)	Kontrol (n=18)			
	X±SS	X±SS	t	p	CI
DF + İNV	0,12±4,7	1,8±3,19	-1,272	0,211	-4,359 – 0,998
(DT)					
EV (DT)	-0,42±4,96	2,36±4,1	-1,872	0,069	-5,804 – 0,232

İndependent samples t test, $p>0,05$, DF: dorsifleksiyon, İNV: inversiyon, EVE: eversiyon, PF: plantar fleksiyon, DT: dominant taraf, NDT: nondominant taraf

Hastaların dominant taraf dorsifleksiyon sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 12.52; p<0,001]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 0.118; p=0.949]$ olarak hesaplandı.

Hastaların nondominant taraf dorsifleksiyon sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 13.134; p=0,001]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 0.664; p=0.421]$ olarak hesaplandı.

Hastaların dominant taraf eversiyon sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 12.245; p<0,001]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 4.263; p=0.007]$ olarak hesaplandı (Tablo 4.16).

Tablo 4.16 Hastaların dominant taraf eversiyon değerleri için tekrarlanan ölçümlerde varyans analizi

Zaman (I)	Zaman (J)	Main Difference (I-J)	p
1	2	-2.696	<0.001
	3	-1.881	0.026
	4	-3.664	<0.001
2	3	0.815	1
	4	-0.968	1
3	4	-1.783	0.02

Post hoc Benforroni test, $p < 0.05$

Hastaların nondominant taraf eversiyon sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F(1,38) = 10.922; p = 0.002]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F(1,38) = 0.562; p = 0.458]$ olarak hesaplandı.

Hastaların dominant taraf plantar fleksiyon sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F(1,38) = 16.874; p < 0.001]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F(1,38) = 0.123; p = 0.727]$ olarak hesaplandı.

Hastaların nondominant taraf plantar fleksiyon sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F(1,38) = 13.134; p = 0.001]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F(1,38) = 0.664; p = 0.421]$ olarak hesaplandı.

4.4 Denge

Tabanlığın denge parametrelerine anlık etkisini görebilmek için katılımcılara, ilk değerlendirme günü tabanlıksız ve tabanlığı taktıktan sonra elde edilen veriler analiz edildi. Analiz sonuçlarına göre deney grubunda, flamingo denge testinin hiçbir parametresinde anlamlı bir artış bulunmamıştır ($p > 0.05$). YBT’de ise nondominant tarafta anterior yönde anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0.05$). YBT’in diğer tüm parametrelerinde anlamlı bir fark belirlenmiştir ($p < 0.05$) (Tablo 4.17). Kontrol grubuna bakıldığında flamingo denge testinin hiçbir parametresinde

anlamli fark bulunmamıştır ($p>0,05$). YBT’de dominant anterior yönde dominant tarafta ve posteriomedial yönde nondominant tarafta anlamli fark bulunmamıştır ($p>0,05$). YBT’nin diğ er tüm parametrelerinde anlamli bir değışim görölmüştür ($p<0,05$) (Tablo 4.18).

Tablo 4.17 Deney grubunun 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin denge değerlerinin karşılaştırılması

Deney		Tabanlıksız	Tabanlıklı	t	p	d*
		X ± SS	X ± SS			
Flamingo GA Sal.	Dominant	22,95±10,63	19,8±11,12	-2,055	0,054	0,28
	Nondominat	21,95±11,27	20,15±10,24	-1,363	0,189	0,16
Flamingo GA Süre (sn)	Dominant	54,55±11,36	54,8±12,8	0,078	0,939	0,02
	Nondominat	54,35±10,42	54,70±14,32	0,136	0,893	0,02
Flamingo GK Sal.	Dominant	9,95±6,58	10,6±6,9	0,717	0,482	0,09
	Nondominat	13,75±9,61	10,25±5,02	-1,843	0,081	0,45
Flamingo GK Süre (sn)	Dominant	13,2±9,52	17,55±15,32	1,901	0,73	0,34
	Nondominat	16±11,73	13,45±9,43	-1,026	0,318	0,23
YBT Ant. (İnç)	Dominant	32,62±7,09	36,1±8,1	4,326	<0,001	0,45
	Nondominat	32,52±8,09	34,95±8,22	1,743	0,098	0,29
YBT PM (İnç)	Dominant	36,27±7,24	39,02±6,56	4,352	<0,001	0,39
	Nondominat	36,15±7,41	39,05±7,19	3,426	0,003	0,39
YBT PL (İnç)	Dominant	37,32±7,27	39,97±6,7	4,224	<0,001	0,37
	Nondominat	37,8±6,67	39,92±6,74	2,404	<0,001	0,31

Paired samples t test, $p<0,05$, GA: gözeler açık, GK: gözler kapalı, Sal: salınım, sn: saniye, YBT: Y-balance test, Ant: anterior, PM: posteriomedial, PL: posteriolateral, d: cohen d

Tablo 4.18 Kontrol grubunun 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin denge değerlerinin karşılaştırılması

Kontrol		Tabanlıksız	Tabanlıklılı	t	p	d*
		X ± SS	X ± SS			
Flamingo GA Sal.	Dominant	20,05±9,72	18,5±9,74	-1,17	0,258	0,15
	Nondominat	20,55±9,98	18,66±8,67	-1,777	0,093	0,2
Flamingo GA Süre (sn)	Dominant	57,61±7,99	58,27±6,37	0,972	0,345	0,09
	Nondominat	59,22±3,29	59,77±0,94	1,0	0,331	0,22
Flamingo GK Sal.	Dominant	14,33±17,21	13,5±13,17	-0,527	0,605	0,05
	Nondominat	15,11±12,46	14,16±12,54	-0,865	0,399	0,07
Flamingo GK Süre (sn)	Dominant	18,44±18,44	22,05±18,73	0,771	0,451	0,19
	Nondominat	19,38±15,19	20,61±17,17	0,549	0,59	0,07
YBT Ant. (İnç)	Dominant	32,44±6,19	33,8±7,92	1,765	0,095	0,19
	Nondominat	32,8±8,37	36,36±8,02	3,292	0,004	0,43
YBT PM (İnç)	Dominant	32,75 ±5,17	35,22±6,91	4,363	<0,001	0,4
	Nondominat	33,55±7,27	35±7,6	1,8	0,09	0,19
YBT PL (İnç)	Dominant	34,41±6,38	36,27±7,08	2,414	0,027	0,27
	Nondominat	34,58±6,71	36,86±7,49	2,487	0,24	0,32

Paired samples t test, p<0,05, GA: gözeler açık, GK: gözler kapalı, Sal: salınım, sn: saniye, YBT: Y-balance test, Ant: anterior, PM: posteriomedial, PL: posteriolateral, d: cohen d

Tabanlılığın dengeye anlık etkisinde anlamlı çıkan parametrelerin gruplar arası karşılaştırılması yapılmıştır. Hiçbir parametrede anlamlı bir fark bulunamamıştır (p>0,05) (Tablo 4.19).

Tablo 4.19 Denge değerlerinin 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması

	Deney (n=20)	Kontrol (n=18)			
	X±SS	X±SS	t	p	CI
YBT Ant. (DT)	3,47±3,59	1,36±3,27	1,889	0,67	-0,155 – 4,383
YBT Ant. (NDT)	2,42±6,22	3,55±4,58	-0,632	0,532	-4,76 – 2,499
YBT PM (DT)	2,75±2,82	2,47±2,4	0,324	0,747	-1,458 – 2,014
YBT PM (NDT)	2,9±3,78	1,44±3,4	1,241	0,223	-0,923 – 3,834
YBT PL (DT)	2,65±2,8	1,86±3,27	0,8	0,429	-1,21 – 2,788
YBT PL (NDT)	2,12±3,95	2,27±3,88	-0,12	0,905	-2,736 – 2,431

Independent samples t test, $p>0,05$ YBT: Y-balance test, Ant: anterior, PM: posteriomedial, PL: posteriolateral, DT: dominant taraf, NDT: nondominant taraf

Tabanlıkların, denge parametreleri üzerindeki uzun süreli etkilerinin belirlenebilmesi için, tabanlıksız olarak toplanan veriler ve bu verilerin 8 hafta sonraki değerleri ile analiz edilmiştir. Deney grubunda katılımcıların YBT'in tüm parametrelerinde ve gözler açık şekilde yapılan flamingo denge testinde hem dominant hem de nondominant tarafta salınım sayısı anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Flamingo denge testinin gözler kapalı şekilde elde edilen salınım ve toplam süresinde ve flamingo denge testinin gözler açık şekilde yapıldığında elde edilen sürede anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.20). Kontrol grubunda ise, gözler açık şekilde yapılan flamingo denge testinde hem dominant hem de nondominant tarafta salınım sayısında, gözler kapalı şekilde yapılan flamingo denge testinde nondominant taraftaki salınım sayısında anlamlı fark görülmüştür ($p<0,05$). YBT'de anterior yönde nondominant tarafında,

posteriomedial yönde dominant tarafta, posteriolateral yönde nondominant tarafta anlamlı fark görülmüştür ($p<0,05$). Geriye kalan tüm parametrelerde anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.21).

Tablo 4.20 Deney grubunda 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin denge değerlerinin karşılaştırılması

Deney		0.Hafta	8.Hafta	t	p
		X $\pm$ SS	X $\pm$ SS		
Flamingo GA Sal.	Dominant	22,95 $\pm$ 10,63	13,7 $\pm$ 4,68	-5,549	<0,001
	Nondominat	21,95 $\pm$ 11,27	15,1 $\pm$ 6,76	-2,877	0,01
Flamingo GA Süre (sn)	Dominant	54,55 $\pm$ 11,36	52,4 $\pm$ 12,52	-0,816	0,425
	Nondominat	54,35 $\pm$ 10,42	52,7 $\pm$ 13,74	-0,532	0,601
Flamingo GK Sal.	Dominant	9,95 $\pm$ 6,58	10,5 $\pm$ 8,53	0,396	0,697
	Nondominat	13,75 $\pm$ 9,61	9 $\pm$ 4,66	-2,169	0,43
Flamingo GK Süre (sn)	Dominant	13,2 $\pm$ 9,52	16,3 $\pm$ 12,72	1,286	0,214
	Nondominat	16 $\pm$ 11,73	15,05 $\pm$ 9,69	-0,302	0,766
YBT Ant. (İnç)	Dominant	32,62 $\pm$ 7,09	36,4 $\pm$ 9,32	3,141	0,005
	Nondominat	32,52 $\pm$ 8,09	36,75 $\pm$ 8,92	3,648	0,002
YBT PM (İnç)	Dominant	36,27 $\pm$ 7,24	38,22 $\pm$ 7,75	2,177	0,042
	Nondominat	36,15 $\pm$ 7,41	39,95 $\pm$ 7,85	3,794	0,001
YBT PL (İnç)	Dominant	37,32 $\pm$ 7,27	40,27 $\pm$ 7,24	3,843	0,001
	Nondominat	37,8 $\pm$ 6,67	40,42 $\pm$ 7,67	2,644	0,016

Paired samples t test, $p<0,05$, GA: gözeler açık, GK: gözler kapalı, Sal: salınım, sn: saniye, YBT: Y-balance test, Ant: anterior, PM: posteriomedial, PL: posteriolateral

Tablo 4.21 Kontrol grubunda 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin denge değerlerinin karşılaştırılması

Kontrol		0.Hafta	8.Hafta		
		X ± SS	X ± SS	t	p
Flamingo GA Sal.	Dominant	20,05±9,72	13,44±5,17	-3,434	0,003
	Nondominat	20,55±9,98	14,5±5,6	-2,935	0,009
Flamingo GA Süre (sn)	Dominant	57,61±7,99	59,11±3,77	0,7	0,493
	Nondominat	59,22±3,29	58,33±6,36	-0,538	0,598
Flamingo GK Sal.	Dominant	14,33±17,21	12±10,07	-0,988	0,337
	Nondominat	15,11±12,46	11,11±9,68	-2,254	0,038
Flamingo GK Süre (sn)	Dominant	18,44±18,44	20,88±18,24	0,542	0,595
	Nondominat	19,38±15,19	22,55±16,71	0,734	0,473
YBT Ant. (İnç)	Dominant	32,44±6,19	34,05±9,11	1,691	0,109
	Nondominat	32,8±8,37	35,5±9,19	2,242	0,039
YBT PM (İnç)	Dominant	32,75 ±5,17	35,77±6,67	4,343	0,00
	Nondominat	33,55±7,27	34,8±7,63	1,465	0,161
YBT PL (İnç)	Dominant	34,41±6,38	36,16±6,56	1,67	0,113
	Nondominat	34,58±6,71	37±6,2	3,749	0,002

Paired samples t test, p<0,05, GA: gözeler açık, GK: gözler kapalı, Sal: salınım, sn: saniye, YBT: Y-balance test, Ant: anterior, PM: posteriomedial, PL: posteriolateral

Tabanlıkların denge parametreleri üzerindeki uzun süreli etkilerinin belirlenebilmesi için, tabanlıksız olarak toplanan verilerin analizi sonucu anlamlı çıkan parametrelerin gruplar arası karşılaştırılması yapılmıştır. Hiçbir parametrede anlamlı fark görülmemiştir (p>0,05) (Tablo 4.22)

Tablo 4.22 Denge değerlerinin 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması

	Deney (n=20)	Kontrol (n=18)			
	X±SS	X±SS	t	p	CI
Flamingo					
GA Sal. (DT)	-9,25±7,45	-6,61±8,16	1,041	0,305	-7,778 – 2,5
Flamingo					
GA Sal. (NDT)	-6,85±10,64	-6,05±8,75	0,25	0,804	-7,251 – 5,662
Flamingo					
GK Sal. (NDT)	-4,75±9,79	-4±7,53	0,262	0,794	-6,546 – 5,046
YBT Ant. (DT)	3,77±5,37	1,61±4,04	1,39	0,173	-0,993 – 5,321
YBT Ant. (NDT)	4,22±5,17	2,69±5,09	0,916	0,366	-1,857 – 4,918
YBT PM (DT)	1,95±4	3,02±2,95	-0,934	0,356	-3,416 – 1,261
YBT PM (NDT)	3,8±4,47	1,25±3,61	1,916	0,063	-0,148 – 5,248
YBT PL (DT)	2,95±3,43	1,75±4,44	0,936	0,355	-1,398 – 3,798
YBT PL (NDT)	2,62±4,43	2,41±2,73	0,172	0,865	-2,251 – 2,667

İndependent samples t test, $p>0,05$ GA: gözeler açık, GK: gözler kapalı, Sal: salınım, YBT: Y-balance test, Ant: anterior, PM: posteriomedial, PL: posteriolateral, DT: dominant taraf, NDT: nondominant taraf

Tabanlıkların denge parametreleri üzerindeki uzun süreli etkilerinin belirlenebilmesi için tabanlıkları olarak toplanan verilerin 8 hafta sonraki değerleri ile analiz edilmiştir. Deney grubunda flamingo denge testinin gözler açık şekilde dominant ve nondominant taraflarındaki salınım sayılarında, flamingo denge testinde gözler kapalı şekilde nondominant taraftaki kalış süresinde anlamlı bir fark görülmüştür ($p<0,05$). YBT’de ise anterior yönde nondominant tarafta ve posteriolateral yönde dominant tarafta anlamlı fark görülmüştür ($p<0,05$) geriye kalan tüm parametrelerde anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.23). Kontrol grubunda ise flamingo denge testinin gözler açık şekilde dominant ve nondominant taraflarındaki salınım sayılarında anlamlı fark görülmüştür ($p<0,05$). Kontrol grubunun YBT’sinde ise anterior, posteriolateral ve postriomedial yönlerin dominant taraflarında anlamlı farklar görülmüştür. ($p<0,05$). Diğer tüm parametrelerde anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.24).

Tablo 4.23 Deney grubunda 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin denge değerlerinin karşılaştırılması

Deney		0.Hafta	8.Hafta	t	p
		X ± SS	X ± SS		
Flamingo	Dominant	19,8±11,12	13±4,51	-2,788	0,012
GA Sal.	Nondominat	20,15±10,24	13,45±4,13	-3,339	0,003
Flamingo	Dominant	54,8±12,8	53,15±12,9	-0,404	0,691
GA Süre	Nondominat	54,7±14,32	53,05±13,81	-0,76	0,457
(sn)					
Flamingo	Dominant	10,6±6,9	9,9±6,53	-0,479	0,638
GK Sal.	Nondominat	10,25±5,02	14,15±9,7	1,756	0,095
Flamingo	Dominant	17,55±15,32	15,35±13,23	-0,673	0,509
GK Süre	Nondominat	13,45±9,43	25,15±19,05	2,827	0,011
(sn)					
YBT Ant.	Dominant	36,1±8,1	37,35±9,18	1,261	0,222
(İnç)	Nondominat	34,95±8,22	38,1±9,08	2,847	0,01
YBT PM	Dominant	39,02±6,56	39,35±7,87	0,435	0,668
(İnç)	Nondominat	39,05±7,19	40,25±7,86	1,735	0,099
YBT PL	Dominant	39,97±6,7	41,35±6,79	3,149	0,005
(İnç)	Nondominat	39,92±6,74	41,12±7,61	1,854	0,079

Paired samples t test, p<0,05, GA: gözeler açık, GK: gözler kapalı, Sal: salınım, sn: saniye, YBT: Y-balance test, Ant: anterior, PM: posteriomedial, PL: posteriolateral

Tablo 4.24 Kontrol 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin denge değerlerinin karşılaştırılması

Kontrol		0.Hafta	8.Hafta	t	p
		X ± SS	X ± SS		
Flamingo	Dominant	18,5±9,74	12,33±5,87	-3,417	0,003
GA Sal.	Nondominat	18,66±8,67	10,83±5,04	-4,855	<0,001
Flamingo	Dominant	58,27±6,37	59,05±4	0,457	0,654
GA Süre	Nondominat	59,77±0,94	57,94±8,72	-0,881	0,39
(sn)					
Flamingo	Dominant	13,5±13,17	13,05±9,71	-0,23	0,821
GK Sal.	Nondominat	14,16±12,54	11,83±7,62	-0,907	0,377
Flamingo	Dominant	22,05±18,73	24,88±18,3	1,368	0,189
GK Süre	Nondominat	20,61±17,17	26,94±19,41	1,47	0,16
(sn)					
YBT Ant.	Dominant	33,8±7,92	36,05±8,06	3,444	0,003
(İnç)	Nondominat	36,36±8,02	36,41±8,26	0,082	0,936
YBT PM	Dominant	35,22±6,91	37,36±6,71	2,284	0,036
(İnç)	Nondominat	35±7,6	35,94±7,32	1,095	0,289
YBT PL	Dominant	36,27±7,08	37,86±7,05	2,383	0,029
(İnç)	Nondominat	36,86±7,49	38±6,31	1,334	0,2

Paired samples t test, p<0,05, GA: gözeler açık, GK: gözler kapalı, Sal: salınım, sn: saniye, YBT: Y-balance test, Ant: anterior, PM: posteriomedial, PL: posteriolateral

Tabanlıkların denge parametreleri üzerindeki uzun süreli etkilerinin belirlenebilmesi için, tabanlıkları olarak toplanan verilerin analizi sonucu anlamlı çıkan parametrelerin gruplar arası karşılaştırılması yapılmıştır. Yalnızca YBT'in anterior yönünde deney grubu lehine anlamlı fark görülmüştür (p<0,05). Diğer tüm parametrelerde anlamlı fark görülmemiştir (p>0,05) (Tablo 4.25).

Tablo 4.25 Denge değerlerinin 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması

	Deney (n=20)	Kontrol (n=18)			
	X±SS	X±SS	t	p	CI
Flamingo					
GA Sal. (DT)	-6,8±10,9	-6,16±7,65	0,205	0,839	-6,901 – 5,634
Flamingo					
GA Sal. (NDT)	-6,7±8,97	-7,83±6,84	-0,434	0,667	-4,163 – 6,43
Flamingo					
GK Süre (sn) (NDT)	11,7±18,51	6,33±18,28	0,898	0,375	-6,759 – 17,492
YBT Ant. (DT)	1,25±4,43	2,25±2,77	-0,823	0,416	-3,465 – 1,465
YBT Ant. (NDT)	3,15±4,94	0,05±2,87	2,322	0,026	0,392 – 5,796
YBT PM (DT)	0,32±3,33	2,13±3,97	-1,529	0,135	-4,22 – 0,592
YBT PL (DT)	1,37±1,95	1,58±2,81	-0,267	0,791	-0,208 – 0,78

İndependent samples t test, $p < 0,05$ GA: gözeler açık, GK: gözler kapalı, Sal: salınım, sn: saniye, YBT: Y-balance test, Ant: anterior, PM: posteriomedial, PL: posteriolateral, DT: dominant taraf, NDT: nondominant taraf

Hastaların flamingo denge testinde gözler açık dominant taraf salınım sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 30.688; p < 0,001]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 0.445; p = 0.509]$ olarak hesaplandı.

Hastaların flamingo denge testinde gözler açık nondominant taraf salınım sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre

zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 32.840; p<0,001]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 0.062; p=0.804]$ olarak hesaplandı.

Hastaların flamingo denge testinde gözler açık dominant taraf süre sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 0.973; p=0,009]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 65.584; p=0.437]$ olarak hesaplandı.

Hastaların flamingo denge testinde gözler açık nondominant taraf süre sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 0.802; p=0,376]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 0.002; p=0.961]$ olarak hesaplandı.

Hastaların flamingo denge testinde gözler kapalı dominant taraf salınım sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 0.277; p=0,602]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 0.23; p=0.635]$ olarak hesaplandı.

Hastaların flamingo denge testinde gözler kapalı nondominant taraf salınım sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 1.17; p=0,287]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 1.152; p=0.29]$ olarak hesaplandı.

Hastaların flamingo denge testinde gözler kapalı dominant taraf süre sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 1.767; p=0,192]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 0.544; p=0.466]$ olarak hesaplandı.

Hastaların flamingo denge testinde gözler kapalı nondominant taraf süre sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 8.275; p=0,007]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 0.57; p=0.813]$ olarak hesaplandı.

Hastaların Y-Balance testinde anterior yönde dominant taraf sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 25.662; p<0,001]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 0.452; p=0.506]$ olarak hesaplandı.

Hastaların Y-Balance testinde anterior yönde nondominant taraf sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 27.551; p<0,001]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 2.482; p=0.124]$ olarak hesaplandı.

Hastaların Y-Balance testinde posteriomedial yönde dominant taraf sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 26.439; p<0,001]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 1.807; p=0.187]$ olarak hesaplandı.

Hastaların Y-Balance testinde posteriomedial yönde nondominant taraf sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 20.167; p<0,001]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 1.922; p=0.174]$ olarak hesaplandı.

Hastaların Y-Balance testinde posteriolateral yönde dominant taraf sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 38.292; p<0,001]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 0.348; p=0.559]$ olarak hesaplandı.

Hastaların Y-Balance testinde posteriolateral yönde nondominant taraf sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde $[F (1,38) = 22.401; p<0,001]$ ve grup x zaman etkileşiminde $[F (1,38) = 0.001; p=0.985]$ olarak hesaplandı.

4.5 Fonksiyonel Performans

Tabanlıkların, düz tabanlı kişilerde fonksiyonel performansı etkilediğini veya etkilemediğini belirleyebilmek için her katılımcıya uzun atlama testi, 10 metre yürüme testi, mekik koşu testi ve topuk yükseltme testi uygulandı. Tabanlığın fonksiyonel performans parametrelerine anlık etkisini görebilmek için katılımcılara, ilk değerlendirme günü tabanlıksız ve tabanlığı taktıktan sonra elde edilen veriler analiz edildi. Deney grubunda 10 metre yürüme testi ve topuk yükseltme testinin dominant ve nondominant taraflarında anlamlı farklılıklar görülmüştür ($p<0,05$). Geriye kalan tüm parametrelerde anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.26). Kontrol grubunda ise 10 metre yürüme testi ve topuk

yükseltme testinin dominant tarafında anlamlı farklılıklar görülmüştür ($p<0,05$). Geriye kalan tüm parametrelerde anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.27).

Tablo 4.26 Deney grubunun 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin fonksiyonel performans değerlerinin karşılaştırılması

Deney		Tabanlıksız	Tabanlıklı	t	p	d*
		X $\pm$ SS	X $\pm$ SS			
Uzun						
Atlama		128 $\pm$ 34,45	130,9 $\pm$ 31,82	1,208	0,242	0.08
10 Metre						
Yürüme		8,01 $\pm$ 0,88	6,95 $\pm$ 0,78	-8,083	<0,001	1.27
Mekik Koşu		12,42 $\pm$ 1,68	12,34 $\pm$ 1,5	-0,472	0,642	0.05
Topuk	Dominant	31,3 $\pm$ 14,08	35,5 $\pm$ 15,86	2,641	0,016	0.28
Yükseltme	Nondominat	30,7 $\pm$ 13,78	35,65 $\pm$ 18,84	2,356	0,029	0.29

Paired samples t test, $p<0,05$, d: cohen d

Tablo 4.27 Kontrol grubunun 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin fonksiyonel performans değerlerinin karşılaştırılması

Kontrol		Tabanlıksız	Tabanlıklı	t	p	d*
		X $\pm$ SS	X $\pm$ SS			
Uzun						
Atlama		129,22 $\pm$ 30,44	132,05 $\pm$ 30,61	1,087	0,292	0.09
10 Metre						
Yürüme		7,7 $\pm$ 0,66	7,09 $\pm$ 0,75	-7,573	<0,001	0.86
Mekik						
Koşu		12,49 $\pm$ 1,37	12,44 $\pm$ 1,42	-0,28	0,783	0.03
Topuk	Dominant	31,33 $\pm$ 15,92	39,05 $\pm$ 21,37	3,093	0,007	0.4
Yükseltme	Nondominat	33,38 $\pm$ 13,93	34,77 $\pm$ 15,89	0,823	0,422	0.09

Paired samples t test, $p<0,05$, d: cohen d

Tabanlığın fonksiyonel performansa anlık etkisinde anlamlı çıkan parametrelere gruplar arası karşılaştırılması yapılmıştır. 10 metre yürüme testinde gruplar arasında deney grubu lehine anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Diğer parametrelerde anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.28).

Tablo 4.28 Fonksiyonel performans değerlerinin 1. ölçüm ve 2. ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması

	Deney (n=20)	Kontrol (n=18)	t	p	CI
	X±SS	X±SS			
10 Metre Yürüme	1,05±0,58	0,61±0,34	-2,871	0,007	-0,754 - -0,127
TYT Dominant	4,2±7,11	7,72±10,59	1,214	0,232	-9,404 - 2,359
TYT Nondominant	4,95±9,39	1,38±7,16	1,303	0,201	-1,983 - 9,105

Independent samples t test, $p<0,05$, TYT: topuk yükseltme testi

Tabanlıkların, fonksiyonel performans parametreleri üzerindeki uzun süreli etkilerinin belirlenebilmesi için, tabanlıksız olarak toplanan veriler ve bu verilerin 8 hafta sonraki değerleri ile analiz edilmiştir. Deney grubunda sadece 10 metre yürüme testinde anlamlı fark görülmüştür ($p<0,05$). Diğer parametrelerde anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.29). Kontrol grubunda ise 10 metre yürüme testi, mekik koşu testi ve topuk yükseltme testinin dominant ve nondominant taraflarında anlamlı farklılıklar görülmüştür ($p<0,05$). Diğer parametrelerde anlamlı fark görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.30).

Tablo 4.29 Deney grubunda 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin fonksiyonel performans değerlerinin karşılaştırılması

Deney		0.Hafta	8.Hafta		
		X ± SS	X ± SS	t	p
Uzun		128±34,45	125,9±33,12	-0,625	0,539
Atlama					
10 Metre		8,01±0,88	7,26±0,86	-4,065	0,001
Yürüme					
Mekik		12,42±1,68	12,47±1,37	-0,288	0,777
Koşu					
Topuk	Dominant	31,3±14,08	33,85±12,47	1,277	0,217
Yükseltme	Nondominat	30,7±13,78	32,75±13,97	1,12	0,277

Paired samples t test, p<0,05

Tablo 4.30 Kontrol grubunda 1. ölçüm ve 3. ölçümlerinin fonksiyonel performans değerlerinin karşılaştırılması

Kontrol		0.Hafta	8.Hafta		
		X ± SS	X ± SS	t	p
Uzun		129,22±30,44	127±29,04	-0,659	0,519
Atlama					
10 Metre		7,7±0,66	7,17±0,62	-3,791	0,001
Yürüme					
Mekik		12,49±1,37	12,06±1,39	-2,713	0,015
Koşu					
Topuk	Dominant	31,33±15,92	39,61±19,12	3,251	0,005
Yükseltme	Nondominat	33,38±13,93	39,94±20,36	3,146	0,006

Paired samples t test, p<0,05

Tabanlıkların fonksiyonel performans parametreleri üzerindeki uzun süreli etkilerinin belirlenebilmesi için, tabanlıksız olarak toplanan verilerin analizi sonucu

anlamli çıkan parametrelerin gruplar arası karşılaştırılması yapılmıştır. Yalnızca mekik koşu testinde anlamli fark görülmüştür ($p<0,05$). Diğer tüm parametrelerde anlamli fark görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.31).

Tablo 4.31 Fonksiyonel performans değerlerinin 1. lm ve 3. lmlerinin gruplar arası karşılaştırılması

	Deney (n=20)	Kontrol (n=18)	t	p	CI
	X $\pm$ SS	X $\pm$ SS			
10 Metre Yürüme	-0,74 $\pm$ 0,82	-0,53 $\pm$ 0,6	0,898	0,375	-0,69 – 0,266
Mekik Koşu	0,04 $\pm$ 0,73	-0,42 $\pm$ 0,66	- 2,075	0,045	0,01 – 0,934
TYT Dominant	2,55 $\pm$ 8,92	8,27 $\pm$ 10,8	-1,788	0,082	- 12,22 – 0,767
TYT Nondominant	2,05 $\pm$ 8,18	6,55 $\pm$ 8,83	- 1,631	0,112	- 10,10 – 1,095

Independent samples t test, $p<0,05$, TYT: topuk yükseltme testi

Tabanlıkların fonksiyonel performans parametreleri üzerindeki uzun süreli etkilerinin belirlenebilmesi için tabanlıklı olarak toplanan verilerin 8 hafta sonraki değerleri ile analiz edilmiştir. Deney grubunda hiçbir parametrede anlamli farklılık görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.32). Kontrol grubunda ise 10 metre yürüme testi, mekik koşu testi ve topuk yükseltme testinin dominant ve nondominant taraflarında anlamli farklılıklar görülmüştür ($p<0,05$). Uzun atlama testinde anlamli fark görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.33).

Tablo 4.32 Deney grubunda 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin fonksiyonel performans değerlerinin karşılaştırılması

Deney		0.Hafta	8.Hafta	t	p
		X ± SS	X ± SS		
Uzun					
Atlama		130,9±31,82	126,85±33,79	-1,52	0,145
10 Metre					
Yürüme		6,95±0,78	6,8±0,8	-1,081	0,293
Mekik					
Koşu		12,34±1,5	12,37±1,3	0,145	0,886
Topuk	Dominant	35,5±15,86	38,75±16,23	1,907	0,072
Yükseltme	Nondominat	35,65±18,84	38,9±19,18	1,954	0,66

Paired samples t test, p>0,05

Tablo 4.33 Kontrol grubunda 2. ölçüm ve 4. ölçümlerinin fonksiyonel performans değerlerinin karşılaştırılması

Kontrol		0.Hafta	8.Hafta	t	p
		X ± SS	X ± SS		
Uzun					
Atlama		132,05±30,61	131,66±32,09	-0,218	0,83
10 Metre					
Yürüme		7,09±0,75	6,91±0,88	-3,791	0,001
Mekik					
Koşu		12,44±1,42	11,94±1,33	-2,713	0,023
Topuk	Dominant	39,05±21,37	47,16±29,52	2,822	0,012
Yükseltme	Nondominat	34,77±15,89	40,05±16,8	2,646	0,017

Paired samples t test, p<0,05

Tabanlıkların fonksiyonel performans parametreleri üzerindeki uzun süreli etkilerinin belirlenebilmesi için, tabanlıklı olarak toplanan verilerin analizi sonucu

anlamli çıkan parametrelerin gruplar arası karşılaştırılması yapılmıştır. Hiçbir parametrede anlamli fark görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.34).

Tablo 4.34 Fonksiyonel performans değerlerinin 2. lm ve 4. lmlerinin gruplar arası karşılaştırılması

	Deney (n=20)	Kontrol (n=18)	t	p	CI
	X $\pm$ SS	X $\pm$ SS			
10 Metre Yürüme	-0,15 $\pm$ 0,64	-0,18 $\pm$ 0,56	-0,139	0,891	-0,374 – 0,429
Mekik Koşu	0,03 $\pm$ 0,94	-0,5 $\pm$ 0,85	-1,824	0,077	-0,059 – 1,129
TYT Dominant	3,25 $\pm$ 7,62	8,11 $\pm$ 12,19	-1,49	0,145	- 11,479 – 1,756
TYT Nondominant	3,25 $\pm$ 7,44	5,27 $\pm$ 8,46	-0,786	0,437	-7,259 – 3,203

İndependent samples t test, $p<0,05$, TYT: topuk yükseltme testi

Hastaların uzun atlama testi sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde [$F(1,38) = 0.134$; $p=0,737$] ve grup x zaman etkileşiminde [$F(1,38) = 0.524$; $p=0.474$] olarak hesaplandı.

Hastaların 10 metre yürüme testi sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde [$F(1,38) = 63.945$; $p<0,001$] ve grup x zaman etkileşiminde [$F(1,38) = 2.053$; **$p=0.021$**] olarak hesaplandı (Tablo 4.35).

Tablo 4.35 Hastaların 10 metre yürüme testi değerleri için tekrarlanan ölçümlerde varyans analizi

Zaman (I)	Zaman (J)	Main Difference (I-J)	p
1	2	0.834	<0.001
	3	0.642	0.313
	4	1.005	0.739
2	3	-0.192	0.523
	4	0.171	0.559
3	4	0.363	0.001

Post hoc Benforroni test, $p<0.05$

Hastaların mekik koşu testi sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde [$F(1,38) = 4.996$; $p=0.032$] ve grup x zaman etkileşiminde [$F(1,38) = 4.789$; $p=0.208$] olarak hesaplandı.

Hastaların topuk yükseltme testi dominant taraf sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde [$F(1,38) = 13.798$; $p<0.001$] ve grup x zaman etkileşiminde [$F(1,38) = 1.917$; $p=0.131$] olarak hesaplandı.

Hastaların topuk yükseltme testi nondominant taraf sonuçları için uygulanan tekrarlanan ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre zaman içindeki değişiminde [$F(1,38) = 9.671$; $p<0.001$] ve grup x zaman etkileşiminde [$F(1,38) = 3.014$; **$p=0.033$**] olarak hesaplandı (Tablo 4.36).

Tablo 4.36 Hastaların topuk yükseltme testi nondominant taraf değerleri için tekrarlanan ölçümlerde varyans analizi

Zaman (I)	Zaman (J)	Main Difference (I-J)	p
1	2	-3.169	0.157
	3	-4.303	0.022
	4	-7.433	0.001
2	3	-1.133	1
	4	-4.264	0.013
3	4	-3.131	0.156

Post hoc Benforroni test, $p < 0.05$

4.6 Fiziksel Aktivite

Tabanlıkların, çalışmaya katılan katılımcıların fiziksel aktivite düzeyini etkilediğini veya etkilemediğinin belirlenmesi için katılımcılar 0. Hafta ve 8. Hafta geldiklerinde İPAQ anketini doldurdular. Deney grubunda MET değerlerinde anlamlı bir fark görülmezken ($p > 0,05$), kontrol grubunda anlamlı fark görülmüştür ($p < 0,05$) (Tablo 4.37, Tablo 4.38).

Tablo 4.37 Deney grubunun MET değerlerinin karşılaştırılması

Deney	0.Hafta	8.Hafta	t	p	d*
	X ± SS	X ± SS			
MET	2785,32±2419,4	2450,72±1811,32	-0,705	0,489	0.15

Paired samples t test, $p > 0,05$, d: cohen d

Tablo 4.38 Kontrol grubunun MET değerlerinin karşılaştırılması

Kontrol	0.Hafta	8.Hafta	t	p	d*
	X ± SS	X ± SS			
MET	2150,33±2036,8	3010±2449,6	2,637	0,17	0.38

Paired samples t test, $p < 0,05$, d: cohen d

Tabanlığın fiziksel aktivite düzeyine etkisinin gruplar arası karşılaştırılması yapılmıştır. Gruplar arasında met değerlerinde anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$) (Tablo 4.39).

Tablo 4.39 MET değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması

	Deney (n=20)	Kontrol (n=18)	t	p	CI
	X±SS	X±SS			
MET	-334,6±2123,04	859,66±1282,87	2,029	0,05	-2387,95- -0,57

Independent samples t test, $p<0,05$

5. TARTIŞMA

Pes planuslu hastalarda kişiye özel tasarlanmış 3D baskılı tabanlıkların fiziksel aktivite düzeyi, denge ve fonksiyonel performans üzerine etkilerini belirlemek amacıyla planladığımız bu çalışmada deney ve kontrol grubu olarak ayırdığımız her bir katılımcının normal eklem hareketi, ayak bileği kas kuvveti, statik denge ve dinamik dengeleri, fiziksel performansları ve fiziksel aktivite düzeyleri incelendi. Deney grubunda kas kuvvetinde, statik ve dinamik dengelerinde, fonksiyonel performans testlerinde anlamlı farklılıklar görülmüştür. Kontrol grubunda ise eversiyon hareketinin normal eklem hareket açıklığında, kas kuvvetinde, statik ve dinamik dengelerinde, fonksiyonel performans testlerinde ve fiziksel aktivite düzeylerinde anlamlı farklılıklar görülmüştür.

Çalışmamız 18-45 yaş aralığındaki katılımcılarla yapılmıştır. Çalışmamızda toplam 23 kadın ve 15 erkek katılımcı ile gerçekleştirilmiştir. Katılımcı sayılarımıza göre pes planus kadınlarda erkeklerden daha sık görülmektedir. Literatürde yapılan çalışmalara bakıldığında benzer çalışmalarda kadın hastaların daha fazla olduğu görülmektedir (219–221). Çalışmamızdaki bu durum literatür ile uyumludur.

Pes planus, medial longitudinal arkın çökmesi ve ayak eversiyonunun azalması ile oluşan çok yönlü düzlemde meydana gelen bir deformitedir. Ayakta meydana gelen bu deformiteler sebebiyle vücudun diğer segmentlerinin de etkilendiği ve postüral bozukluklara sebep olduğu görülmektedir (222,223).

Andreasen ve ark. 2013 yılında yayınlanan, pes planusun konservatif tedavi yöntemlerinden olan tabanlık kullanımı ve egzersiz tedavisinin karşılaştırıldığı çalışmada; ayakta aşırı pronasyon ve ayak ağrısı olan 80 kişinin katıldığı bir çalışmada katılımcılar, standart müdahale, tabanlık, egzersiz ve tabanlık + egzersiz olmak üzere 4 gruba ayrılmıştır. 12 haftalık takibin sonra çalışmanın sonucunda tabanlık ve egzersiz grupları arasında kesin bir fark olmadığı ve hiçbir tedavi yönteminin üstün olmadığı belirtilmiştir (224). Bu çalışmada tabanlık kullanımının ağrı ve ayak postürü üzerine etkisi gösterilmiş olsa da diğer pek çok parametre üzerine etkisi üzerine bir yorum belirtilmemiştir. Çalışmamızda ise tabanlık kullanımının kas kuvveti, denge, fiziksel performans parametreleri üzerindeki etkilerini araştırdık. Çalışmamızda, literatürdeki diğer çalışmalardan farklı olarak

tabanlık tedavisinin etkinliği üzerinde durulmuştur. Çalışmamızda, Andreasen ve ark. çalışmasında olduğu gibi, tabanlık kullanımının pes planuslu hastalar üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir. Çalışmamızda, bu çalışmadan farklı olarak kas kuvveti, denge, fiziksel performansları üzerine etkileri için detaylandırılmıştır. Sonuçlarımız, kişiye özel tasarlanmış tabanlık kullanımının hastaların günlük yaşamlarını etkileyen parametreler üzerindeki etkilerini gözlemlememize olanak vermiştir.

Tabanlıklar; prefabrike, yarı özel ve özel yapım olmak üzere 3 gruba ayrılabilir. Bu üç grup arasında hangi grubun daha etkili olduğu ile ilgili tartışma söz konusudur. Caravaggi ve ark. çelik burunlu güvelik ayakkabısı giyen 17 işçi ile yaptığı randomize kontrollü çalışmada, tabanlıklar işçilere prefabrike tabanlık, kişiye özel tabanlık ve standart ayakkabı astarı olarak uygulanmıştır. Sadece kişiye özel tabanlık grubunda plantar basınç dağılımında olumlu etki görölmüştür (225). Wrobel ve ark. ayak ağrısı olan 77 katılımcıyı; kişiye özel tabanlık, prefabrike tabanlık ve düz astar olarak uygulanmak üzere üç gruba randomize olarak ayırmıştır. Kişiyeye özel tabanlık yapılan gruptaki fark SF-36 yaşam kalitesi değerlendirme anketinde anlamlı olarak bulunmuştur (226). Bu çalışmaların ışığında bizim çalışmamızda kişiye özel tabanlıkların ne kadar etkili olduğunun belirlenebilmesi için her katılımcıya özel tabanlık tasarladık.

Çalışmamızda kişiye özel tabanlıklar yürüyüş analizi, tabanlık tasarımı ve tabanlık üretimi bilgisayar destekli programlar kullanılarak yapılmıştır. Böylece ayağın altından bir keçeli kalemle çizilip veya ayak altının mürekkep ile boyanıp boş beyaz bir kâğıda bastırılarak alınan analiz sonucu, daha önce hazır haldeki kama desteklerinin zımpara veya freze makinası yardımıyla şekillendirildiği geleneksel tarzda yapılan tabanlıklara göre daha standart bir tedavi metodu oluşturulmak amaçlanmıştır. Geleneksel tarzda yapılan tabanlıklarda, tabanlığı üreten kişilerden doğacak farklılıkların olması muhtemeldir. Çalışmamızda tabanlık tasarımlarının bilgisayar ortamında yapılmasıyla kişilerden doğacak farklılıkların önüne geçmeye çalıştık.

Bir başka önemli nokta ise tabanlık yapımında kullanılan farklı malzemeler, tasarımlar, sertlik seviyesi, dokular, temas alanları ve hatta tabanlık reçetesini uygulayan kişilerin tabanlıkların etkinliklerini değiştirebilmesidir (227–229). Pes

planusta kişiye özel ayak ortezerlerinin ağrıyı azalması ve ayak fonksiyonları iyileştirilmesinin olumlu etkilerini bildiren çalışmalar vardır (31,32). Ancak bu tabanlıkların kullanılan malzeme, tasarım veya üretimlerinde fikir birliği yoktur (47). 2022 yılında yayınlanan bir sistemik derlemede, 3D yazıcı kullanılarak üretilen kişileştirilmiş tabanlıkların pes planuslu insanlar üzerindeki etkisini araştırmayı amaçlamıştır. Bu sistemik derlemede incelen çalışmalardan elde edilen kanıtlar genel olarak zayıf olmasına rağmen, 3D baskı teknolojisini kullanan tabanlıkların bir takip döneminde ağrı ve ayak fonksiyonunu olumlu yönde etkileyebileceğine dair temel bir bulgu olduğu söylenmiştir. Ayrıca 3D baskılı tabanlık giymenin prefabrik tabanlıklardan potansiyel olarak daha faydalı olduğunu gösteren güçlü bir kanıt bulunamadığı söylenmiştir. Bununla birlikte 3D baskılı tabanlıkların kullanımının nispeten yeni olduğu ve özellikle tolerans ve güvenilirliğin anlaşılması için bu tabanlıkların performansın uzun vadeli incelenmesine ihtiyaç olduğu vurgulanmıştır (230). Çalışmamızda kişiye özel tabanlıkların hem anlık etkilerini hem de 8 hafta sonraki uzun süreli etkilerini belirleyebilmek için bu çalışmayı tasarladık. Çalışmamızda hem deney grubunda hem de kontrol grubunda iyileşmeler görölmüştür. Çalışmamızın sonucunda deney grubunda oluşan iyileşmelerin, taban duyusundan alınan afferent girdinin artması ve ayak biyomekaniğinde oluşan daha doğru dizilimin sonucu olduğunu düşünöyoruz. Kontrol grubunda oluşan iyileşmelerin, tabanlık kullanımın psikolojik etkisi ve artan fiziksel aktivite düzeyi sebebiyle olabileceğini düşünöyoruz. Aynı zamanda tabanlık yapımında kullanılan malzemenin, yer reaksiyon kuvvetlerini emmesi ve enerji depolanmasına yardımcı olabileceği için her iki grupta da iyileşmeler sağlamış olabilir. Kontrol grubunda görölen bu iyileşmenin sebeplerini belirleyebilmek için daha geniş katılımlı başka çalışmalara ihtiyaç vardır.

Çalışmamızda katılımcıların ayak postürünün değerlendirilmesi amacıyla yapılan testlerde, deney ve kontrol grupları arasında API skorları ve subtalar açıları arasındaki kontrol grubu lehine anlamlı farkların bulunmuştur. Bu durumun çalışmanın sonuçlarını etkileyebileceğini düşünöyoruz. Kontrol grubunu lehine oluşan anlamlı iyileşmelerin, ayak postür değerlendirme sonuçlarının daha iyi olmasından kaynaklanabilir. Daha doğru ayak dizilimi, çalışmamızdaki testlerde daha iyi skorlar almaya sebep olmuş olabilir.

Literatür incelemesi yapıldığı zaman pes planus ile ilgili yapılan çeşitli çalışmalarda hem tek taraflı pes planusu hem de çift taraflı pes planusu olan hastalar aynı çalışma içinde kullanılmışlardır (108,231,232). Ancak çalışmamızda katılımcılardan doğacak farklılıkları engellemek amacıyla, dahil edilme kriterlerine uygun çift taraflı pes planuslu kişileri çalışmamıza dahil ettik.

Atak ve ark. (2016) sedanter bireylerde VKİ artışının ayak postürü üzerine etkilerini araştırmışlardır (233). 93 sağlıklı bireyin katıldığı bu çalışmada pes planusun VKİ'den doğrudan etkilendiğini göstermişlerdir (234). Obezitenin, pes planus ile aralarında hem yetişkinlerde hem de çocuklarda açık bir korelasyon bulunmaktadır. Buna göre pes planusu olan hastalarda VKİ oranlarının daha yüksek olduğu gösterilmiştir (6,235–238). Pes planus daha çok obeziteyle beraber görülmesine rağmen, literatürdeki çalışmalar daha çok VKİ'nin normal aralıklarındadır. Çalışmamızda VKİ ortalamalarıyla hem deney hem de kontrol grubu olarak literatürle uyumludur. Çalışmamızda kullanılan testlerin sonuçlarının, katılımcıların VKİ'den etkilenebileceğini düşünüyoruz. VKİ'i artıkça, tibianın talusu veritkal yönde yere doğru itme kuvvetinin değişimi ve ağırlık merkezinde olan değişimler MLA'yı ve pes planus tedavilerine yanıtını etkileyebilir. Bu durum VKİ'si daha yüksek olan bireylerde benzer çalışmaların yapılması gerektiğini ve böylece tabanlık tedavisinin, pes planuslu kişiler üzerindeki etkinliği hakkında daha doğru yorum yapılabilceğini düşünüyoruz.

Normal Eklem Hareketi

Hösl ve ark. arka ayak pronasyonuna sahip kişilerin, ayak bileği eklemindeki sınırlı hareket açıklığı ile dengelendiği ve bunun düzeltilmesi gerektiği bildirilmişlerdir (239). Desmyttere ve ark. (2018) hazırlamış olduğu esnek planavalguslu erişkinleri içeren ve ayak ortezlerinin yürüme sırasındaki kinematik ve kinetik etkilerini bildiren 11 hakemli dergi çalışmalarını dahil ettiği meta analiz sonuçlarına göre ayak ortezlerinin, arka ayak eversiyon kontrolü üzerindeki işlevini doğrulasa da ark destekli tabanlıkların alt grup analizinde önemli bir etki göstermediğini söylemiştir. Bu meta analize göre medial kama veya medial topuk kaması desteği içeren ayak ortezlerinin kullanımıyla daha az arka ayak eversiyonu oluşmuştur. Bununla birlikte aşırı ayak pronasyonunu kontrol edebilmek için yalnızca medial ark destekli ve nötr topuk kamalı ayak ortezlerinin anlamlı bir etkisi

bulunamamıştır. Ayak ortezlerinin kinetik ve kinematik etkilerinin düşük kanıt değerinde olduğu söylenmiştir (240). Cheng K. ve ark. yapmış olduğu çalışmada özelleştirilmiş 3D medial ark desteğinin yüksekliği ve ark sertliğinin ayak deformitesini düzeltmek için farklı varyasyonlarını denedikleri bu çalışmada 10 pes planuslu üniversite öğrencisi çalışmaya katılmıştır. Tabanlıklar kullanımında etkileri önemli olmasa da arka ayak eversiyonunu ve ayak abduksiyonunu kontrol etme eğiliminde olduğu söylenmiştir (241). Bu hafif etkinin nedeni olarak da topuk kamasının arka ayağı sabitlemek ve pronasyon eğilimine karşı koymak için yetersiz kalması olduğunu belirtmiştir (242,243). Stacoff ve ark. MLA altını dolduran ayak ortezlerinin, ayağın medialinin plantar yüzeyindeki kutanöz reseptörlerden gelen afferent geri bildirimi arttırabileceğini ve bunun da antagonist kasların kasılması nedeniyle eversiyonun azalmasına sebep olabileceğini belirtmiştir (244). Wahmkow ve ark. 19 asemptomatik koşucu üzerinde yaptığı ve farklı ark yüksekliklerini (0 mm, 30 mm, 35 mm, 40 mm) karşılaştırdığı çalışmada ark destekli tabanlıkların arka ayak eversiyonu ve tibia iç rotasyonu üzerinde hiçbir etkisi olmadığını belirtmiştir (245). Çalışmamızın bulgularına göre de 8 hafta tabanlıklar kullanımının ayak bileğinin eversiyon hareketini kısıtlamadığı ve inversiyon hareketini arttırmadığı görülmüştür. Buna ek olarak kontrol grubunda eversiyon hareketindeki artış görülmüştür. Eversiyon açısının artması pes planuslu hastalarda istenmeyen bir durumdur. Placebo tabanlıkların faydası olmadığı gibi, pes planuslu hastalara zararı olabileceği çalışmamızda görülmüştür. Placebo tabanlıklarda, pes planuslu kişinin ayağını inversiyonda tutacak medial kama desteklerinin olmaması sebebiyle ayak medialindeki fazla yük kontrol grubundaki katılımcıların ayağını eversiyona doğru zorlamış olabilir. Bu durum bize pes planusun ilerleyici bir postür bozukluğu olduğuna işaret edebilir.

Kas Kuvveti

Pes planus varlığında ayak bileği ve çevresindeki kasların nasıl etkilendiği literatürde tartışma konusudur. Lin C. ve ark. 377 okul öncesi çocuk ile hazırladıkları, pes planusu olan ve olmayan çocuklarda fiziksel performans ölçen kesitsel bir çalışmada pes planusun zayıf motor beceri ve fiziksel performansla ilişkili olduğunu belirtmiştir (246). Kızılcı ve Erbahçeci'nin hazırladığı pes planusu olan ve olmayan erkeklerde fiziksel uygunluğu değerlendirdikleri toplam 100 kişiden oluşan 18 -45 yaş arası erkeğin katıldığı bir çalışmada pes planuslu grubun

toplam ayak kas kuvvetinin ve plantar fleksör grup kas kuvvetinin pes planusu olmayan grubuna göre istatistiksel olarak daha zayıf olduğunu belirtmişlerdir. Özellikle pes planus derecesi arttıkça, tibialis posterior kasının kas kuvvetinde azalma olduğu belirtilmiştir (247). Blasiann ve ark. ise hazırladıkları çalışma protokolünde esnek ve rijit pes planusun, plantar fleksiyon ve inversiyon grup kaslarını zayıflattığı ve ayakta fonksiyon yetersizliğine sebep olduğunu belirtmişlerdir (248). Bu görüşlerin aksine pes planusun kas kuvvetini arttırdığını bildiren çalışmalar da mevcuttur. Zhao ve ark. 40 ile 64 yaş arasında 67 erkeğin katıldığı ve kas kuvvetinin izokinetik cihaz ile ölçüldüğü bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada medial ark seviyesi düşük olan katılımcıların daha fazla ayak bileği kas kuvvetine sahip olduğu, yüksek medial arka sahip olan katılımcıların ise daha düşük ayak bileği kas kuvvetine sahip olduğu belirtilmiştir. Ayak bileği kas kuvveti ile ayak medial arkı arasındaki bu negatif ilişkiyi, medial arkın ağırlık desteğine ve şok emilimine katkı sağlaması için geliştirilen bir adaptasyon olarak yorumlamışlardır (249). Bazı araştırmalar, tabanlık kullanımının nöromusküler etkilerinin varlığından bahsetmiştir (250,251). Nigg ve ark. ayak tabanı altına yerleştirilen ayak ortezlerinin, ayak tabanı altındaki kuvvetleri değiştirdiğini bildiren bir sensorimotor teori geliştirmiştir (251,252). Bu teoriye göre kaslara ve diğer proprioseptif duyu alan sinir uçlarına gelen afferent uyarılarının değişmesinin, motor nöronlardaki çıkışı etkileyebileceği söylenmiştir. Bu durumun da kas kuvveti değiştirebileceği söylenmiştir. Koltak ve Yurt'un hazırladığı ve 2. evre posterior tibial tendon disfonksiyonuna sahip kişilerde düşük seviyeli lazer ve tabanlılığı karşılaştırmışlardır. 18 ile 60 yaş arasındaki 52 kişinin randomize olarak gruplandığı bu çalışmada tabanlık kullanımının hem tedavi sonrası hem de 9 aylık takipte invertör kas kuvvetinde artış görmüşlerdir. Ancak bu artışın klinik olarak önemli olmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca bu çalışmada birden fazla ortez çeşidi kullanılmış, ortezlerde standardizasyon sağlanmamıştır (253). Jung ve ark. yapmış olduğu bir çalışmada 28 pes planuslu hasta randomize olarak özelleştirilmiş tabanlık ve özelleştirilmiş tabanlık + kısa ayak egzersizleri olarak ayrılmış ve 8 haftalık takip yapılmıştır. Abduktör hallucis kasının enine kesit alanı ve fleksör hallucis kasının kuvveti incelenen bu çalışmada her iki grupta da kuvvet artışı görülmüştür. Ancak kısa ayak egzersizlerinin de eklendiği gruptaki kuvvet artışı anlamlı olarak daha fazla olduğu görülmüştür (254). Baur ve ark. yapmış olduğu ayak ortezi kullanımı sonrası peroneal kasların aktivitesine baktıkları çalışmada,

overuse yaralanması olan 18 ile 60 yaş arasındaki 99 koşucuyu müdahale grubu ve kontrol grubu olarak randomize bir şekilde ayırmışlardır. Müdahale grubuna ortez yapılmış kontrol grubuna ise herhangi bir müdahale yapmamışlardır. Peroneal kas aktivitesi, koşu bandında ve EMG cihazı ile ölçmüşlerdir. Bu ölçüm sonuçlarına göre müdahale grubunda topuk teması öncesinde peroneal preaktivasyonunun arttığını bildirmişlerdir. Bu aktivasyon artışını ayak tabanındaki veya diğer proprioseptif yapılardaki değişmiş afferent girdiye işaret edebileceğini ve bunun da kas kontrolünde bir değişikliğe sebep olarak ayak bileği stabilitesine katkıda bulunabileceğini söylemişlerdir. Bu çalışmaların aksine tabanlığın kas kuvvetini etkilemediğini gösteren çalışmalarda bulunmaktadır (255). Alvarez ve ark. posterior tibial tendon disfonksiyonu bulunan 47 hastayı ayak ortezleri ve ortezle birlikte progresif güçlendirme egzersiz programı grubu olarak randomize şekilde ikiye ayırmış ve 4 ay takip etmişlerdir. İnvertör kas gücünde, egzersiz grubunda önemli bir artış bulunurken, tek başına ayak ortezinin kullanıldığı grupta önemli bir artış olmadığını göstermişlerdir (32). Kurbaloglu'nun yapmış olduğu 18-45 yaş arası 32 esnek pes planuslu hastanın katıldığı çalışmada katılımcılar tabanlık ve tabanlık + ev egzersizi olarak iki gruba randomize olarak ayrılmış ve 8 hafta boyunca takip yapılmıştır. Yapılan manuel kas testleri sonucunda sadece tabanlık kullanan grupta bir değişiklik elde edilmezken, tabanlıkla beraber ev egzersizinin de yapıldığı grupta kas gücünde artış görülmüştür. Ancak bu artışın anlamlı olmadığı belirtilmiştir (220). Çalışmamızın kas kuvveti parametresindeki sonuçları incelendiğinde, tabanlıkların anlık etkisine bakıldığı zaman her iki grupta da oluşan plantar fleksiyon ve eversiyon kuvvetlerindeki anlamlı artışın, ayağın plantar yüzeyinden toplanan afferent girdinin değiştirdiğini ve bu sebeple kas kasılması üzerinde olumlu bir etki oluşturduğunu düşünüyoruz. Plantar fleksiyon ve eversiyon gruplarındaki bu artışta gruplar arası farkın olmayışı bizim bu görüşümüzü desteklemektedir. Tabanlığın uzun süreli etkilerine bakıldığında tabanlıksız şekilde bakıldığı zaman müdahale grubunda, plantar fleksiyonda artmış afferent girdinin etkisinin devam ettiği ama kontrol grubunda ise devam etmediği görülmektedir. Bu da müdahale grubunda ayağı doğru pozisyonlamasına yardım eden ayak kavisini dolduran medial ark takviyesinin, topuk kaması ve ön ayak medial kamasının olması afferent girdide uzun süreli bir etkisinin olabileceğini düşündürmüştür. Aynı zamanda deney grubundaki tabanlıkların kullanımı, ayağı daha doğru pozisyonlanarak aşıl tendonunun çekiş açısını düzeltmiş olabilir ve

böylece daha kuvvet aktarımının daha doğru gerçekleşmesini sağlanmış olabilir. Kontrol grubundaki eversiyon kas kuvvetinin anlamlı olarak artışının sebebini ise artan eversiyon açısının, kontrol grubunda ayak distal grup kaslarında stabiliteyi sağlamak için daha fazla kas kuvvetine ihtiyaç duymasına ve bu sebeple de kas kuvvetinde artışa sebep olmuş olabilir. Bu durumu, tabanlıksız ölçümlerin gruplar arası farkına bakıldığında elde edilen kontrol grubundaki dorsifleksiyon + inversiyon ve eversiyon kas kuvvetlerinde oluşan anlamlı fark da desteklemektedir. İnversiyon ve eversiyon yöndeki artmış kas kuvveti ayak ve ayak bileğini daha stabil hale getirmek için oluşmuş bir kompensatuar etki olabilir. Tabanlık kullanımı sonucu artan kas kuvvetleri, kasın optimal pozisyonda olması ve kendi potansiyelini gerçekleştirmesine yardımcı olmuş olabileceği için, bu iyileşmelerin kalıcı bir etkisi olmayabilir.

Denge

Literatürde, pes planus varlığının denge üzerindeki etkileri hakkında fikir birliği yoktur. Kabak ve ark. 36 pes planuslu ve 36 pes planusu olmayan olmak üzere toplam 72 sporcunun katıldığı ve denge değerlendirmesinin HUBER 360 elektronik cihazı ile yapıldığı çalışmalarında dominant taraf tek ayak üzerinde denge kurma yeteneğinin olumsuz etkilendiğini söylemişlerdir (256). Benedetti ve ark. pes planus teşhisi konmuş 10-14 yaş arasındaki 53 çocuk ile yaptıkları çalışmada tek ayak üzerinde durma ile pes planus şiddeti arasında anlamlı bir ilişkinin olduğunu, pes planus şiddeti arttıkça dengede kalma sürelerinin azaldığını söylemiştir (257). Kızılcı'nın yapmış olduğu 18-45 yaş arasında 50 pes planuslu ve 50 pes planusu olmayan kişinin katıldığı çalışmada, katılımcıların dengeleri tek ayak üzerinde durma süreleri ölçülerek değerlendirilmiştir. Pes planusu olmayan grupta dengede kalma süresinin anlamlı şekilde daha uzun olduğunu belirtmiştir. Bu durumu ayak medialinde olan yük dağılımının artması ve bunun sonucunda oluşan yük dağılımındaki eşitsizlik olarak açıklamıştır (247). Başka bir görüş olarak Zhao ve ark. 40 ile 64 yaş arasında 67 erkeğin katıldığı ve dengenin gözler kapalı şekilde tek ayak üzerinde durarak değerlendirildiği çalışmalarında pes planus derecesinin dengeyi etkilemediğini söylemişlerdir (249). Arevalo-Mora ve ark. (258) 187 adolesan ve Tudor ve ark. (259) 218 adolesan üzerinde yapmış oldukları iki farklı çalışmada da pes planus varlığının denge performansları üzerinde etkisinin olmadığını bildirmişlerdir. Koura ve ark. 20 pes planuslu ve 20 pes planusu

olmayan kişiler üzerinde yapılan çalışmada katılımcıların dengeleri Biodex Balance sistemi kullanılarak değerlendirilmiş ve gruplar arasında dinamik dengeleri arasında fark olmadığını bildirmişlerdir (260).

Literatürdeki başka çalışmalar da incelendiğinde pes planus varlığının dengeyi olumlu yönde etkilediğini bildiren çalışmalar da mevcuttur. Lin ve ark. çocuklarda ayak izi görüntüsünden faydalanarak statik denge ile ayak yapısı arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarında 64 çocuk değerlendirilmiş ve ayak temas alanı ve salınım arasında negatif bir ilişki bulunduğunu söylemişlerdir. Bu sebeple pes planus ayak tipine sahip kişilerin yer ile olan temasının daha fazla olması sebebiyle taban altından alınan duyu girdisinin daha fazla olduğu ve düşük ark yüksekliğinin daha esnek bir biyomekani sağladığı bunların sonucu olarak da postüral kontrollerinin daha iyi olduğunu belirtmişlerdir (261). Park ve ark. hazırlamış olduğu bir meta analizde, tabanlıkların dengeye anlık etkisini incelemişlerdir. Bu meta analizde ark destekli özelleştirilmiş tabanlık kullanımının ayak dizilimini değiştirerek ayakta durma dengesini ve yürüyüş performansını iyileştirebildiğini söylemiştir ancak yapılan çalışmaların büyük bir etki büyüklüğü göstermek için yeterli olmadığı belirtilmiştir (43). Buna ek olarak prefabrike tabanlıkların da denge değerlendirilmesi için dahil edildiği bir başka sistemik analizde doğru tabanlık kullanımının tercih edilmesi gerektiği ve yanlış tabanlık kullanımının olumsuz etkilerinin olacağı ve yaralanmalara sebep olabileceği söylenmiştir (262). Tahmasebi ve ark. 15'er kişiden oluşan pes planuslu ve pes planusu olmayan 2 grubun ağırlık merkezlerinin yer değiştirme miktarını ve hızını kuvvet plağı (Kistler force plate) ile ark destekli tabanlıkla beraber ölçmüşlerdir. Tabanlık sonrası yapılan ölçümlerle, tabanlık kullanımının pes planuslu hastalarda ayak dizilimini ve ayakta durma stabilitesini iyileştirdiğini söylemişlerdir (263). Rome ve Brown'un 50 pes planuslu hastayı randomize ederek iki gruba ayırıp müdahale grubuna topuk kaması olan rijit tabanlık vermişler. Statik postüral stabilitenin Balance Performance Monitor yardımıyla değerlendirildiği bu çalışmada, tabanlık kullanımının denge üzerinde anlık herhangi bir etkisi görülmemesine rağmen 4 hafta sonra yapılan değerlendirmede müdahale grubunda salınım sayısının medio-lateral yönde anlamlı olacak şekilde azaldığı söylemişlerdir (264). Liu ve ark. 65 yaş ve üstü düşme öyküsü olan 15 ve düşme öyküsü olmayan 18 bireyin katıldığı çalışmalarında katılımcıların dengelerini fonksiyonel denge testi, Berg denge testi,

basınç matı ve Biodex kullanarak test ettiler. Dört farklı tabanlığın değerlendirildiği bu çalışmada her iki grupta da en iyi denge performansını kişiye özel yapılan tabanlıklar sağladığını bildirmişlerdir (265). Kuyung ve Seop pes planusu olan 14 üniversite öğrencisini randomize bir şekilde ark destekli tabanlık grubu ve kısa ayak egzersizi grubu olmak üzere eşit 2 gruba ayırmıştır. Dengenin YBT ile değerlendirildiği bu çalışmada dinamik dengenin her iki grupta da anlamlı şekilde arttığını bildirmişlerdir. Tabanlık grubundaki bu anlamlı iyileşmenin sebebini maksimum yer reaksiyonlarının azalması ve bu sayede dinamik ve biyomekanik etkilerin ortaya çıkmasını sağlaması olarak söylemişlerdir (266). Olmsted ve Hertel'in hazırladığı pes planus, pes kavus ve pes rectuslu kişilerden oluşan toplam 30 kişinin katıldığı çalışmada tüm katılımcılar ihtiyaçları doğrultusunda kişiye özel ortezler yapmışlardır. Katılımcılar 2 hafta arayla ortezli ve ortezsiz olarak değerlendirildikleri bu çalışmada denge değerlendirilmesi için Star Excursion Balance Test kullanılmış. Sonuç olarak sadece pes kavuslu katılımcılarda denge parametrelerinin anlamlı bir şekilde iyileştiği görüldüğünü belirtmişlerdir. Bu sonucu da normal eklem hareketi kontrolü ve plantar kutaneöz reseptörlerin artan aktivitesine bağlı olarak değişen nöromusküler kontrolden kaynaklanabileceğini söylemişlerdir (267). Kronik ayak bileği instabilitesi olan hastaları inceleyen Sesma ve ark., 4 hafta boyunca kişiye özel ortez kullanımının dengeyi performansı üzerindeki etkilerini inceledi. 20 katılıcı ile gerçekleştirilen çalışmada denge değerlendirmesi için SEBT ve stabilite limiti testi uyguladı. 4 haftanın sonunda SEBT'in 8 yönünde de anlamlı artış görüldüğünü ve dinamik dengenin arttığını bildirmişlerdir (268).

Çalışmamızdaki tabanlık kullanımının pes planuslu kişilerin denge performanslarını nasıl etkilediğini görmek için yapılan testlerin sonuçlarına bakıldığında statik dengenin tabanlık ile anlık olarak iyileşmediği ancak 8 hafta sonraki değerlerle kıyaslandığında salınım sayısındaki anlamlı azalış ile statik dengenin iyileştiği görülmüştür. Dinamik dengelerine bakıldığında ise tabanlık kullanımının hem anlık hem de 8 hafta sonraki etkilerinin hem deney hem de kontrol gruplarında anlamlı olarak iyileştiğini gördük. Çalışmamızda statik dengelerin iyileştiği ve salınımların azaldığı görülmüştür. Ancak azalan salınımların yönünü belirleyebilecek bir ölçüm aracımızın olmayışı ve oluşan salınımların gözlemsel olarak değerlendirilmesi bu çalışmanın eksikliklerindendir.

Bizim çalışmamızda statik denge üzerinde tabanlıkların anlık etkisinde anlamlı fark olmamasının sebebi, statik dengeyi etkileyen doğru ayak diziliminin anlık olarak değişmemesi veya kullandığımız tabanlıkların ayak dizilimini etkileyebilecek yeterli sertliği sağlayamamış olması olabilir. Bu durum da tabanlığın etkilerini göstermesi için gereken süreyi uzatmış olabilir. Statik dengenin iyileşmesine baktığımız zaman bizim sonuçlarımız ile Rome ve Brown'un sonuçları uyumludur. Dinamik dengelerine bakıldığında ise tabanlık kullanımının hem anlık hem de 8 hafta sonraki etkilerinin hem deney hem de kontrol gruplarında anlamlı olarak iyileştiğini gördük. Bu anlamlı iyileşmenin sebebini, literatürde de görüldüğü gibi plantar bölgeden alınan duyu girdisinin değişmesi sonucu oluşan artan aktiviteye bağlı olduğunu ve yer reaksiyon kuvvetlerindeki değişimden kaynaklandığını düşünüyoruz. Aynı zamanda artan kas kuvveti, daha iyi bir eklem stabilitesi sağlayarak denge testlerinde daha iyi sonuçlar alınmasını sağlamış olunabilir. Deney grubundaki iyileşmeler aynı şekilde tabanlıklarda bulunan MLA desteği ile ayağın temas yüzeyi artması sonucu taban altından gelen duyu girdisini de arttırmış olabilir. Lee ve ark. tabanlık kullanımının topuktaki fazla basıncın ön ayağa ve orta ayağa aktarıp daha eşit bir basınç dağılımı sağlayabildiklerini söylemiştir (269). Deney grubundaki tabanlıkların kullanılması ile de ayağın medialindeki artmış basıncın, ayağın geri kalanına daha doğru dağılması sağlanmış olabilir. Bu şekilde katılımcıların dengelerinin daha iyi olmasına yardımcı olmuş olabileceğini düşünüyoruz. Bizim sonuçlarımız ile literatürdeki çalışmalar uyumludur.

Fiziksel Performans

Tabanlık kullanımının fiziksel performans parametreleri ile arasındaki ilişkiyi belirleyebilmek için katılımcıları bazı fiziksel performans testleri uyguladık. Bunlardan ilki vertikal sıçrama testi ile korele olan durarak uzun atlama testi ile katılımcıların patlayıcı güçlerini karşılaştırdık (270). David ve ark. 18 ile 35 yaş arası 105 kişinin katıldığı çalışmada katılımcıların navikular düşme testi ile uzun atlama testi ve vertikal sıçrama testleri arasındaki ilişkiyi incelemiştir. Bu çalışma sonucunda naviküler düşüş ile bu sıçrama testleri arasında anlamlı bir ilişki olmadığını ve genç erişkinlerde düşük arka sahip bir bireyin düşük patlayıcı performansa yatkın hale gelmediklerini bildirmişlerdir (271). Zhao ve ark. 40 ile 64 yaş arasında 67 erkeğin katıldığı ve fiziksel performansın vertikal sıçrama testi ile ölçüldüğü çalışmada ark yüksekliği ile fiziksel performans arasında bir ilişki

bulunmadığını bildirmişlerdir (249). Hu, 66 erkek üniversite öğrencisi üzerinde yapmış olduğu çalışmada ayak ark yüksekliği ile vertikal sıçrama testi arasında herhangi bir ilişki olmadığını bildirmiştir (272). Tudor ve ark. 11 ile 15 yaş arası 218 çocuğun incelendiği ve ark indeksi ve patlayıcı gücün de değerlendirildiği, Kistler Quattro sıçrama kuvveti platformunun kullanıldığı çalışmada, ark yüksekliği ile patlayıcı güç arasında ilişki bulunmadığını bildirmişlerdir (259). Kızılcı ve Erbahçeci'nin hazırladığı pes planusu olan ve olmayan erkeklerde fiziksel uygunluğu değerlendirdikleri toplam 100 kişiden oluşan 18-45 yaş arası erkeğin katıldığı çalışmalarında, pes plansu varlığının dikey sıçrama performanslarını etkilemediğini bildirmişlerdir (247). Karartı ve ark. yapmış olduğu arka ayaktaki pronasyon artışının, fiziksel performans ile ilişkisinin incelendiği çalışmada navikular düşme testi ve vertikal sıçrama testi kullanılmıştır. 18 ile 25 yaş arasında 64 bireyin katıldığı bu çalışmada navikular düşme testi ile patlayıcı güç arasında anlamlı bir ilişki bulunamadığını bildirmişlerdir (273). Bu çalışmalardan farklı olarak Mora ve ark. (258) ve Joksimovic ve ark. (274) adölesan bireyler üzerinde yaptıkları çalışmalarda, pes planus varlığının dikey sıçrama testinde performansı olumsuz etkilediğini bildirmişlerdir. Açak, 34 pes planus hastasının katıldığı kişiye özel tabanlıkların etkilerini incelediği çalışmasında vertikal sıçrama testini kullanmıştır. 1 yıllık takibin yapıldığı bu çalışmada katılımcıların dikey sıçrama ön ve son test sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunduğunu bildirmiştir (202). Ancak bu çalışmada kontrol grubu bulunmamaktadır. Güner ve Demirdel, pes planuslu hastalarda atletik bantlamanın alt ekstremité performansı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada atletik bantlama sonrasında dikey sıçrama performansında değişiklik olmadığını bildirmişlerdir (221). Çalışmamızda katılımcıların patlayıcı güçlerinde tabanlığın ne anlık etkisinde ne de 8 hafta sonraki değerlendirmelerinde anlamlı bir değişiklik gözlenmedi. Bunun sebebi ise sıçramanın yalnızca plantar fleksiyon kas kuvveti ile ilişki olmaması, tümüyle alt ekstremité kas kuvvetine, sıçrama tekniğine, dengeye, kullanılan ayakkabıya da bağlı olan karmaşık hareketler dizilimini içeren bir hareket olması olabilir. Bu düşüncemize paralel olarak çalışmamızda meydana gelen, tabanlık kullanımı sonucu plantar fleksiyon kas kuvvetinde artış olmasına rağmen katılımcılarımızın sıçrama performansında anlamlı bir farkın oluşmaması, patlayıcı kuvvetin yalnızca kas kuvveti ile ilişkilendirilemeyeceğinin açık bir göstergesi olduğunu düşünüyoruz.

Lin C. ve ark. 377 okul öncesi çocuk ile hazırladıkları, pes planusu olan ve olmayan çocuklarda fiziksel performansı ölçen ve pes planusun zayıf motor beceri ve fiziksel performansla ilişkili olduğunu belirttiği çalışmasında, pes planuslu çocukların daha yavaş yürüme ve daha düşük fiziksel görev performansı dahil olmak üzere alt ekstremitelerde dinamik bir fonksiyonel anormallik sergilediğini ortaya koymuştur (246). Huang ve ark. pes planuslu 15 kadın üniversite öğrencisine ark destekli tabanlık ve düz tabanlık ile treadmill kullanarak yürütmüştür. Duruş süresi, kadans, plantar basınç ve temas alanı ölçmek için kablosuz bir plantar-basınç tabanlık sisteminin kullanıldığı bu çalışmada katılımcılar düz, 9 derecelik eğim ile yokuş yukarı ve 9 derecelik eğim ile yokuş aşağı yürütülmüştür. Ark destekli tabanlıkların ayağın tamamında daha eşit bir basınç dağılımı sağladığını, medial topukta yer reaksiyon kuvvetine karşı şoku emmeye yardımcı oluğu, ark destekli tabanlıkların duruş süresini etkili bir şekilde kısalttığı ve düz zeminde yürürken yürüme hızını arttırabileceğini öne sürmüşlerdir (275). Ru-an H. ve ark. bir tıp merkezinde, esnek pes planuslu 3-10 yaş arası çocuklarla yaptığı prospektif randomize kontrollü klinik araştırmada 52 çocuğu çalışmaya dahil etmiştir. Çocukların 26'sına tam temaslı EVA malzemeden yapılmış özelleştirilmiş tabanlık kullandırmış geriye kalan 26 çocuk ise tabanlık kullanmamıştır. Tabanlık kullanım süresinin 12 hafta olduğu bu çalışmada 10 metre normal hızda ve hızlı yürüme testi uygulanmış. 12 hafta sonunda tabanlık kullanan grupta 10 metre hızlı yürüme testinde anlamlı olarak iyileşme görüldüğü söylenmiştir (203). Aboutorabi ve ark. yapmış olduğu API skoru +6 ve üzeri olan 30 pes planuslu çocuk ve sağlıklı 20 çocuğun katıldığı çalışmasında orta sertlikte (shore 55) fonksiyonel ayakkabı ortezi ve yüksek bilekli medikal ayakkabı çocuklara verilmiş ve fonksiyonel ayakkabı ortezi, medikal ayakkabı, normal ayakkabı ve çıplak ayakla yürütülerek değerlendirdiler. Yürüyüş parametreleri bilgisayar destekli bir yürüyüş analiz cihazı ile ölçülen bu çalışmada adım uzunluğu, adım genişliği, adım simetrisi ve ağırlık merkezinin yer değiştirmesinin değerlendirilmiş ve fonksiyonel ayak ortezlerinin kullanımının yürüyüş simetrisini ve yürüyüş hızını iyileştirdiği bildirilmiştir (188). Güner ve Demirdel, pes planuslu hastalarda atletik bantlamanın alt ekstremitte performansı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada 10 metre yürüme testinde atletik bantlama sonrasında değerlerin, bantlama öncesi değerlerden daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Bu iyileşmeyi atletik bantlama uygulaması ile sağlanan mekanik destek sayesinde değişen alt ekstremitte performansı olabileceğini

söylemişlerdir (221). Çalışmamızda tabanlık kullanımının yürüyüş hızına etkileri bakıldığında, tabanlık anlık etkisi olarak her iki grupta da yürüyüş hızlarını artmıştır. Bu değişim deney grubunda anlamlı olacak şekilde daha fazlaydı. 8 hafta sonraki yürüyüş hızlarına bakıldığında ise yürüyüş hızlarının yine arttığı ancak gruplar arası farkın oluşmadığı görülmüştür. Literatürdeki bu çalışmaların sonuçları ile bizim çalışmamızdaki sonuçlar paraleldir. Bizim çalışmamızdaki her iki grupta da oluşan yürüyüş hızındaki iyileşmenin sebebini tabanlık yapımında kullanılan orta sertlikteki EVA'nın kullanımı sonucu yer reaksiyon kuvvetlerine karşı oluşan şoku emmeye yardımcı olduğunu düşünüyoruz. Ayrıca deney grubunun anlamlı olacak şekilde daha hızlı yürümesinin sebebini tabanlığın sağladığı mekanik desteğin, alt ekstremité performansını ve böylece yürüyüş hızını etkileyebileceğini düşünüyoruz. Deney grubunda meydana geldiği düşünülen, ayak dizilimindeki iyileşmenin ve deney grubu tabanlıklarında bulunan MLA desteğinin, yürüyüşün topuk kalkışı fazından salınım fazına kadar oluşan itme gücünü arttırmış olabilir. Bu sebeplerin dışında EVA malzemeden yapılmış hem placebo hem de medial kamalı tabanlıkların konfor hissi verdiği görülmüştür (276). Çalışmamızda da hem kontrol grubunda hem de deney grubunda görülen iyileşmelerin tabanlık kullanımı sonucu oluşan fizyolojik hissinin ve hastalarda oluşabilecek olan konfor hissinin de yürüyüş hızını arttırabileceğini düşünmekteyiz.

Karartı ve ark. 18-25 yaş arası 64 sağlıklı genç erişkin üzerinde yaptığı, arka ayaktaki pronasyon artışının fiziksel performansa etkisinin incelenmiş. Bu çalışmadaki performans testlerinden biri olan mekik koşu testinde, arka ayaktaki pronasyon derecesinin artması ile mekik koşu testinin sonuçlarının kötüleştiği görülmüştür (273). Açık, 34 pes planus hastasının katıldığı kişiye özel tabanlıkların etkilerini incelediği çalışmasında 30 m koşu ve 12 dakika Cooper koşu testlerini kullanmış ve 1 yıl tabanlık kullanımından sonra ikinci değerlendirme yapılmıştır. Kontrol grubunun bulunmadığı bu çalışmada ön ve son test sonuçları arasında anlamlı iyileşmenin olduğunu bildirmiştir (202). Güner ve Demirdel, pes planuslu hastalarda atletik bantlamanın alt ekstremité performansı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada mekik koşu testi kullanılmış. Bantlama sonrası, MLA'nın desteklenmesi sonucu mekik koşu değerlerinin iyileştiği, arka ayak pronasyonunu azaltarak katılımcıların çevikliğinde artış gerçekleştiğinden söz etmişlerdir (221). Bu çalışmaların dışında tabanlık kullanımının koşu performansını olumsuz

etkileyebileceğini bildiren çalışmalar da vardır. Franz ve ark. (2012) (277) ile Hoogkamer ve ark. (2016) (278) yapmış oldukları çalışmalarda şok emici tabanlıklarının koşu ekonomisine etkisiyle olan ilişkisinin iyi anlamak gerektiği, verilen tabanlığın kütlelerinin de dikkate alınması gerektiğini söylemişlerdir. Yapılan bu çalışmalarda 3.5 m/s'e kadar olan hızlarda, her bir ayakkabıya eklenen her 100 gramlık kütle için metabolik maliyetin yaklaşık %1.0 arttığını ve bunun da koşu hızını ve yorgunluğu etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Crago ve ark. hazırlamış olduğu meta analizde ise ayak ortezleri ve şok emici tabanlıkların uzun mesafe koşucularında koşu ekonomilerini olumsuz etkileyebileceğini ve yapılacak olan araştırmaların koşu performansı üzerindeki potansiyel etkilerinin dikkate alınmaları gerektiğini bildirmiştir (279). Katılımcıların koşu performansı ve çevikliklerinin değerlendirmesinde tabanlıkların, koşu performanslarında anlık olarak etki göstermedikleri ancak 8 haftalık etkilerini incelediğimizde kontrol grubundaki tabanlıkların anlamlı olarak koşu performansını arttırdığı ve deney grubuna göre daha iyi performans gösterdikleri görülmüştür. Çalışmamızda tabanlıkların anlık olarak etki etmemesini sebebini katılımcıların ayak plantar yüzeyinden gelen afferent girdinin değişmesi ve katılımcıların bu yeni duruma alışacak vakitlerinin olmaması olabilir. Çalışmamızdaki kontrol grubunun mekik koşu testinin 8 hafta sonraki değerlerinin daha iyi olmasının sebebi, hiçbir katılımcının olumsuz bir durum belirtmemesine rağmen tabanlıkların deney grubundaki katılımcıları rahatsız edebilecek olması olabilir. Tabanlık kullanımıyla, hastaların alışkın oldukları ayak pozisyonları ve alt ekstremitte kaslarındaki görev dağılımının dışına çıkmış ve yeni bir ayak pozisyonlanması ve alt ekstremitte kaslarına binen iş yüklerinde farklılıklar oluşmuş olabilir. Katılımcılarımızın hepsi ilk kez tabanlık kullandıkları için bu yeni pozisyona ve iş yüklerine alışma süreçlerinde ağrı hissetmiş veya hiç alışmamış olabilirler. Bir başka sebep ise, deney grubundaki tabanlıkların tasarımları, katılımcıların kendi yürüyüş analizlerine göre yapılmış olması olabilir. Bu katılımcıların koşu analizleri alınabilseydi ve bu veriler ışığında tabanlık tasarımları yapılabilseydi farklı bir tabanlık tasarlamak zorunda kalınabilirdi. Bu sebeple yaptığımız tabanlıklar deney grubunda koşu performansını etkilememiş olabilir.

Lunsford ve Perry tarafından 203 katılımcı ile gerçekleştirilen çalışmada, dominant taraf topuk yükseltme testi norm değerinin 25 tekrar olması gerektiğini

bildirmiştir (280). Fakat bu çalışma Hebert-Losier ve ark. tarafından hazırlanan sistemik incelemede çalışmanın kalite değerlendirme kriterlerinde düşük puan aldığı ve kullanılan test şeklinin güvenilirliğinin olmadığını söylemişlerdir (215). Bununla birlikte D.P. Monteiro ve ark. yapmış olduğu çalışmada çift taraflı topuk yükseltme testinin referans değerleri oluşturulmuş. Bu çalışmada, bizim çalışmamızdaki yaş ortalamasının içinde bulunduğu 20-29 yaş arası çift taraflı topuk yükseltme testinin norm değerlerini erkeklerde 65 tekrar, kadınlarda ise 45,5 tekrar olarak bildirmişlerdir (281). Güçhan ve ark. yapmış olduğu ayakkabı kullanımının fonksiyonel performans üzerine etkisini de içeren çalışmalarında 70 sağlıklı katılımcıya topuk yükseltme testi uygulanmış. Ayakkabılı ve ayakkabısız yapılan ölçümler arasında tekrar sayısında anlamlı fark görülmediğini bildirmişlerdir (282). Güner ve Demirdel, pes planuslu hastalarda atletik bantlamanın alt ekstremité performansı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada ise parmak ucuna yükselme testinde tekrar sayısında artış olduğunu söylemişlerdir (221). Çalışmamızda tabanlıkların anlık etkisi olarak topuk yükseltme testinde her iki grupta tekrar sayısını arttırdığı ancak gruplar arası anlamlı farkın oluşmadığı görülmüştür. 8 hafta sonraki etkilerinde ise hem tabanlıklılı hem de tabanlıksız olarak bakıldığında kontrol grubunda tekrar sayısının hem dominant hem de nondominant tarafta anlamlı olarak arttığı ancak deney grubunda anlamlı herhangi bir farklılık olmadığı görülmüştür. Topuk yükseltme testinin tek taraflı dominant ve nondominant olarak ayrılmış norm değerlerine literatürde rastlanılamamıştır. Çalışmamızda tabanlığın anlık etkisinde her iki grupta da oluşan anlamlı artışın plantar fleksiyon kas kuvvetinde de olan artışla beraber gerçekleştiğini düşünüyoruz. Ayağın plantar yüzeyinden toplanan afferent girdinin, kas kuvvetini arttırdığı ve kas yorgunluğunu geciktirmiş olabilir. Çalışmamızdaki tabanlıkların 8 hafta sonraki etkilerinde kontrol grubunda oluşan anlamlı artışın yine bu afferent girdinin devam etmesi olduğunu düşünüyoruz. Deney grubunda 8 hafta sonraki değerlendirmede anlamlı bir fark oluşmamasının sebebinin deney grubundaki katılımcıların verilen ark desteklerinin deney grubundaki katılımcıları tekrarlı hareket sırasında rahatsız etmiş olabileceği ve ağrıya sebep olmuş olabileceğini düşünüyoruz. Deney grubundaki katılımcıların plantar fleksiyon kas kuvvetlerinin ortalamalarının 8 hafta sonraki değerlendirmede artmış olmasına rağmen topuk yükseltme testlerine yansımaması bu durumu desteklemektedir. Ayrıca 8 hafta tabanlılık kullanımı süresince hastaların gün içerisinde ne kadar süre tabanlılık

kullandıkları bilinmediği için, tabanlıkların katılımcıların kas enduransları üzerine yeteri kadar etki edebilecek kadar uzun kullanılmamış olabilir.

Fiziksel Aktivite Düzeyi

Martinelli ve ark. 15 pes planuslu ve 15 sağlıklı katılımcı ile gerçekleştirdiği çalışmada, pes planuslu hastaların sağlıklı kişilere göre daha düşük fiziksel aktivite düzeyine ve daha düşük yaşam kalitesine sahip olduğunu bildirmiştir (283). Bayer ve Açak'ın üniversite öğrencileri üzerinde yapmış olduğu bir çalışmada 268 pes planuslu öğrenci çalışmaya katılmış. Çalışmanın sonucunda pes planusun fiziksel aktivite düzeyini olumsuz yönde etkilediğini söylemişlerdir (284). Lopez-Lopez ve ark. 66'sı yüksek ark, 21'i düşük ark ve 51'i normal arka sahip 138 yetişkin ile yaptığı çalışmada, ayak ark yükseklikleri ile yaşam kalitesi arasındaki ilişkiyi inceleyen kesitsel bir çalışma yürütmüş. Bu çalışmada ark yüksekliği ile fiziksel aktivite arasında anlamlı bir fark görülmediğini bildirmişlerdir (285). Koltak ve Yurt'un hazırladığı ve 2. evre posterior tibial tendon disfonksiyonuna sahip kişilerde düşük seviyeli lazer ve tabanlığı karşılaştırıldığı çalışmada, 18 ile 60 yaş arasındaki 52 kişi randomize olarak gruplara ayrılmıştır. Bu çalışmada özellikle tabanlık grubunda fiziksel aktivite düzeyinin arttığını belirtmişlerdir. Bu artışın sebebi olarak da katılımcıların azalan ağrı düzeyleri olduğunu söylemişlerdir (253). Wrobel ve ark. plantar fasitli 77 hasta üzerinde yaptıkları randomize çift kör çalışmada, katılımcıları özelleştirilmiş tabanlık, prefabrike tabanlık ve placebo tabanlık olacak şekilde 3 farklı gruba ayırmış. Fiziksel aktivite düzeyleri vücuda giyilen bir sensörle 48 saat boyunca ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucunda özelleştirilmiş tabanlıkların, prefabrike ve placebo tabanlıklara kıyasla 5.6 kat daha fazla fiziksel aktivite düzeyini iyileştirdiğini belirtmişlerdir (226). Çalışmamızdaki fiziksel aktivitelerin değerlendirildiği anketlerin sonucunda kontrol grubunun fiziksel aktivite düzeylerinin anlamlı olarak arttığı ancak deney grubunun fiziksel aktivite düzeyinin azaldığı görülmüştür. Çalışmamızın bulguları, literatürdeki bu bulgularla uyuşmamaktadır. Çalışmamızda katılımcılardan her ayakkabıyı giydiklerinde tabanlığı kullanmalarını istedik. Deney grubunda tabanlıklara verilen düzeltmelerin, bu gruptaki katılımcılarda ayak rahatsızlık hissi oluşturabileceği ve bu yüzden de daha az fiziksel aktiviteye katılmış olabileceklerini düşünüyoruz. Bu durumun pes planuslu hastalarda tabanlık tedavisinin hastalarda tedaviyi reddetme

ihtimalini oluřturabileceđini dűřűndűrműřtűr. Kontrol grubundaki fiziksel aktivite dűzeyindeki artıřın da tabanlıđın psikolojik etkilerinden olabileceđi ve kiřilerin daha gűvende hissederek daha fazla aktiviteye katılmıř olabileceđini dűřűnűyoruz.

Limitasyonlar;

1. Çalışmamıza katılan katılımcıların hepsi en çok kullandıkları ayakkabı ile çalışmaya katılmışlardır. Çalışmamızda katılımcılar spor ayakkabı, kundura, bot gibi farklı ayakkabılarla katılmıştır. Yapılacak çalışmalarda tek tip ayakkabı ile katılımın daha doğru sonuçlar verebileceğini dűřűnűyoruz.
2. Tabanlıkların kullanım sűresi objektif bir şekilde değerlendirilmemiştir. Özellikle deney grubunun tabanlığı ne kadar kullandığı, tabanlığın uzun sűre kullanımı sonucu rahatsızlık hissi verip vermediği verdiyse ne kadar kullanım sonrasında rahatsızlık hissi verdiği gibi soruların objektif bir şekilde değerlendirilmesinin ilerideki çalışmalara fayda sağlayabilir.
3. Çalışmamıza katılan katılımcıların pes planus derecelerine gűre gruplandırılabilmesi çalışmamızın sonuçlarını etkilemiş olabilir. Pes planus dereceleri benzer olan hastaların birbiri ile karşılaştırılmasının daha sağlıklı sonuçlar verebileceğini dűřűnűyoruz.
4. Çalıřmaya katılan kiřilerin, deđerlendirme yapılmadan önce yorgunluk dűzeyleri sorgulanmadı. Yorgunluk dűzeyinin çalıřmamızdaki deđerlendirme lűtlerini etkileyeceđini dűřűnűyoruz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

6.1 Sonuçlar

1. Pes planuslu hastalarda kişiye özel tasarlanmış 3D tabanlık kullanımının kas kuvvetini arttırdığı bulunmuştur.
2. Pes planuslu hastalarda kişiye özel tasarlanmış 3D tabanlık kullanımının dinamik dengeyi arttırdığı bulunmuştur.
3. Pes planuslu hastalarda kişiye özel tasarlanmış 3D tabanlık kullanımının yürüyüş hızını arttırdığı bulunmuştur.
4. Pes planuslu hastalarda kişiye özel tasarlanmış 3D tabanlık uygulamasının tibialis posterior kasının kas enduransını arttırdığı bulunmuştur.
5. Pes planuslu hastalarda kişiye özel tasarlanmış 3D tabanlık kullanımının fiziksel aktivite düzeyini etkileyebileceği görülmüştür.
6. Pes planuslu hastalarda kişiye özel tasarlanmış tabanlık uygulamasının normal eklem hareketleri üzerinde etkisinin olmadığı görülmüştür ancak placebo tabanlıkların pes planuslu kişilerde eversiyon açısını artırarak pes planus derecesini arttırabileceği gözlemlenmiştir.
7. Pes planuslu hastalarda kişiye özel tasarlanmış 3D tabanlık uygulamasının patlayıcı güce etkisinin olmadığı gözlemlenmiştir.

6.2 Öneriler

1. Benzer çalışmalar yapılırken değerlendirme esnasında tek tip ayakkabının giyilmesinin değerlendirme sonuçları açısından daha sağlıklı olacağını düşünüyoruz.
2. Tabanlık kullanım süresinin hesaplanması için katılımcılardan günlük tutmalarının istemek, tabanlı kullanım süresini görebilmek ve pes planuslu hastaların tabanlığa olan bakış açıları hakkında fikir verebilmesi için değerli olacağını düşünüyoruz.
3. Denge değerlendirmeleri yapılırken teknolojiye dayanarak daha objektif yöntemlerin kullanılmasının daha sağlıklı sonuçların elde edilmesine imkân vereceğini düşünüyoruz.
4. Tabanlık uygulaması sonucunda oluşan fiziksel aktivite düzeyinin olumsuz yönde değişmesinin nedenlerini daha iyi anlayabilmek için daha geniş çaplı katılımın olduğu ve kinezyofobi gibi psikolojik etkilerin de değerlendirildiği çalışmaların yapılması gerektiğini düşünüyoruz.

5. Konservatif tedavilerin de kendi içinde karşılaştırılacağı ve araştırmanın içinde fizyoterapistlerin uygulayacağı tedavi protokollerinin de olduğu, daha fazla katılımcı ile yapılacak olan randomize çalışmaların literatüre daha büyük katkı sağlayacağını düşünüyoruz.
6. Tabanlık kullanımı sonrasında yapılacak olan memnuniyet anketlerinin, pes planuslu hastalarda tedaviye ve tabanlık kullanımıyla ilgili görüşlerinin belirlenmesine yardımcı olabileceğini düşünüyoruz.

6.3 Araştırmanın Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bilimine Katkıları

Pes planusta kullanılan ilaç veya cerrahi tedavilerinin hastalar üzerindeki yan etkileri düşünüldüğünde konservatif tedavilerin önemi ve başarı oranları önem kazanmaktadır. Bu çalışma ile pes planus tedavisinde konservatif tedavilerden biri olan tabanlık uygulamasının etkinliğini gösterdik. Araştırmamız, pes planus tedavisinde uygulanan tabanlık tedavisini birçok parametre üzerindeki etkilerini tek bir çalışma altında birleştirmiştir. Literatürde benzerine rastlamadığımız randomize ve çift kör şekilde gerçekleştirdiğimiz bu çalışma yardımıyla, fizyoterapistlerin pes planuslu hastalara önerecekleri tabanlıklardan neler bekleyebilecekleri hakkında fikir sahibi olabileceklerini düşünüyoruz. Çalışmamızda tabanlık kullanımı sonucu ortaya çıkan iyileşmelerin, klinisyenlere tedavi protokollerini uygularken yardımcı olacağını düşünüyoruz.

7. KAYNAKLAR

(Bu tez çalışmasında Vancouver atıf sistemi kullanılmıştır.)

1. Ramanathan AK, Kiran P, Arnold GP, Wang W, Abboud RJ. Repeatability of the Pedar-X® in-shoe pressure measuring system. *Foot and Ankle Surgery*. 2010 Jun;16(2):70–3.
2. Neville C, Flemister A, Tome J, Houck J. Comparison of changes in posterior tibialis muscle length between subjects with posterior tibial tendon dysfunction and healthy controls during walking. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2007;37(11):661–9.
3. Tome J, Nawoczenski DA, Flemister A, Houck J. Comparison of foot kinematics between subjects with posterior tibialis tendon dysfunction and healthy controls. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2006;36(9):635–44.
4. Watanabe K, Kitaoka HB, Fujii T, Crevoisier X, Berglund LJ, Zhao KD, et al. Posterior tibial tendon dysfunction and flatfoot: Analysis with simulated walking. *Gait Posture*. 2013 Feb;37(2):264–8.
5. Williams G, Widnall J, Evans P, Platt S. Could Failure of the Spring Ligament Complex Be the Driving Force behind the Development of the Adult Flatfoot Deformity? *Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2014 Mar;53(2):152–5.
6. Shibuya N, Jupiter DC, Ciliberti LJ, VanBuren V, la Fontaine J. Characteristics of adult flatfoot in the United States. *Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2010 Jul;49(4):363–8.
7. Esterman A, Pilotto L. Foot Shape and Its Effect on Functioning in Royal Australian Air Force Recruits. Part 1: Prospective Cohort Study [Internet]. Vol. 170, *MILITARY MEDICINE*. 2005. Available from: <https://academic.oup.com/milmed/article-abstract/170/7/623/4578164>
8. Deland JT, de Asla RJ, Sung IH, Ernberg LA, Potter HG. Posterior tibial tendon insufficiency: Which ligaments are involved? *Foot Ankle Int*. 2005;26(6):427–35.
9. Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, et al. Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. *Gait Posture*. 2013 Mar;37(3):445–51.
10. Shibuya N, Kitterman RT, LaFontaine J, Jupiter DC. Demographic, Physical, and Radiographic Factors Associated with Functional Flatfoot Deformity. *Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2014;53(2):168–72.
11. Hodges Davis W, Sobel M, Dicarlo EF, Torzilli PA, Deng X, Geppert MJ, et al. Gross, Histological, and Microvascular Anatomy and Biomechanical Testing of the Spring Ligament Complex. 1996.
12. Atamturk D. Relationship of flatfoot and high arch with main anthropometric variables. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2009;43(3):254–9.
13. Kohls-Gatzoulis J, Angel JC, Singh D, Haddad F, Livingstone J, Berry G. Tibialis posterior dysfunction: a common and treatable cause of adult acquired flatfoot. *BMJ [Internet]*. 2004 Dec 4;329(7478):1328–33. Available from: <https://www.bmj.com/lookup/doi/10.1136/bmj.329.7478.1328>
14. Jahss MH. Spontaneous Rupture of the Tibialis Posterior Tendon: Clinical Findings, Tenographic Studies, and a New Technique of Repair. 1982.
15. Deland JT, de Asla RJ, Sung IH, Ernberg LA, Potter HG. Posterior tibial tendon insufficiency: Which ligaments are involved? *Foot Ankle Int*. 2005;26(6):427–35.

16. Dyal CM, Feder J, Deland JT, Thompson FM. Pes Planus in Patients with Posterior Tibial Tendon Insufficiency: Asymptomatic Versus Symptomatic Foot. 1997.
17. Pasapula C, Cutts S. Modern Theory of the Development of Adult Acquired Flat Foot and an Updated Spring Ligament Classification System. *Clin Res Foot Ankle*. 2017;05(03).
18. Tao K, Ji WT, Wang DM, Wang CT, Wang X. Relative contributions of plantar fascia and ligaments on the arch static stability: A finite element study. *Biomedizinische Technik*. 2010 Sep 15;55(5):265–71.
19. Huang CK, Kitaoka HB, An KN, Chao EYS, Rochester MS. Biomechanical Evaluation of Longitudinal Arch Stability. 1993.
20. Kitaoka HB, Luo ZP, Di P, An KN, Rochester M. Three-Dimensional Analysis of Flatfoot Deformity: Cadaver Study. 1998.
21. Chu IT, Myerson MS, Nyska M, Parks BG. Experimental Flatfoot Model: The Contribution of Dynamic Loading. 2001.
22. Jennings MM, Christensen JC. The Effects of Sectioning the Spring Ligament on Rearfoot Stability and Posterior Tibial Tendon Efficiency. *Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2008 May;47(3):219–24.
23. Cifuentes-De la Portilla C, Larrainzar-Garijo R, Bayod J. Biomechanical stress analysis of the main soft tissues associated with the development of adult acquired flatfoot deformity. *Clinical Biomechanics*. 2019 Jan 1;61:163–71.
24. Mosca VS. Calcaneal lengthening for valgus deformity of the hindfoot. Results in children who had severe, symptomatic flatfoot and skewfoot. *J Bone Joint Surg [Internet]*. 1995 Apr;77(4):500–12. Available from: <http://journals.lww.com/00004623-199504000-00002>
25. Rodgers MM. Dynamic Biomechanics of the Normal Foot and Ankle During Walking and Running. *Phys Ther [Internet]*. 1988 Dec 1;68(12):1822–30. Available from: <https://academic.oup.com/ptj/article/2728307/Dynamic>
26. Heil B. Lower Limb Biomechanics Related to Running Injuries. *Physiotherapy (United Kingdom)*. 1992;78(6):400–6.
27. Franco AH. Pes Cavus and Pes Planus Analyses and Treatment [Internet]. 2018. Available from: <https://academic.oup.com/ptj/article-abstract/67/5/688/2728210>
28. Wallensten R, Eriksson E. Intramuscular Pressures in Exercise-Induced Lower Leg Pain*. *Int J Sports Med [Internet]*. 1984 Feb 14;05(01):31–5. Available from: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-2008-1025877>
29. HICKS JH. The mechanics of the foot. I. The joints. *J Anat [Internet]*. 1953 Oct;87(4):345–57. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13117752>
30. Marzano R. Functional Bracing of the Adult Acquired Flatfoot. Vol. 24, *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*. 2007. p. 645–56.
31. Nielsen MD, Dodson EE, Shadrack DL, Catanzariti AR, Mendicino RW, Malay DS. Nonoperative Care for the Treatment of Adult-acquired Flatfoot Deformity. *Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2011 May;50(3):311–4.
32. Alvarez RG, Marini A, Schmitt C, Saltzman CL. Stage I and II posterior tibial tendon dysfunction treated by a structured nonoperative management protocol: An orthosis and exercise program. *Foot Ankle Int*. 2006;27(1):2–8.
33. Chevalier TL, Chockalingam N. Effects of foot orthoses: How important is the practitioner? *Gait Posture*. 2012 Mar;35(3):383–8.

34. Marzano R. Nonoperative management of adult flatfoot deformities. Vol. 31, Clinics in Podiatric Medicine and Surgery. W.B. Saunders; 2014. p. 337–47.
35. MacLean C, McClay Davis I, Hamill J. Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. *Clinical Biomechanics*. 2006 Jul;21(6):623–30.
36. Castro-Méndez A, Munuera P v., Albornoz-Cabello M. The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot pronation and lower back pain: A randomized, double-blinded, clinical trial. *Prosthet Orthot Int*. 2013 Oct;37(5):384–90.
37. Salles AS, Gyi DE. The specification of personalised insoles using additive manufacturing. In: *Work*. 2012. p. 1771–4.
38. Johanson MA, Donatelli R, Wooden MJ, Andrew PD, Cummings GS. Effects of Three Different Posting Methods on Controlling Abnormal Subtalar Pronation. *Phys Ther* [Internet]. 1994 Feb 1;74(2):149–58. Available from: <https://academic.oup.com/ptj/article/2729269/Effects>
39. Vicenzino B. Foot orthotics in the treatment of lower limb conditions: A musculoskeletal physiotherapy perspective. *Man Ther*. 2004;9(4):185–96.
40. Zifchock RA, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking. *Clinical Biomechanics*. 2008 Dec;23(10):1287–93.
41. Zhang B, Yu X, Liang L, Zhu L, Dong X, Xiong Y, et al. Is the Wedged Insole an Effective Treatment Option When Compared with a Flat (Placebo) Insole: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine* [Internet]. 2018 Dec 4;2018:1–13. Available from: <https://www.hindawi.com/journals/ecam/2018/8654107/>
42. Karimi MT, Tahmasebi RB, Satvati B, Fatoye F. Influence of foot insole on the gait performance in subjects with flat foot disorder. *J Mech Med Biol*. 2019 Sep 1;19(6).
43. Park JH, Jeon HS, Kim JH, Yoon H bin, Lim O bin, Jeon M. Immediate effect of insoles on balance in older adults. Vol. 47, *Foot*. Churchill Livingstone; 2021.
44. Nagano H, Begg RK. Shoe-insole technology for injury prevention in walking. Vol. 18, *Sensors* (Switzerland). MDPI AG; 2018.
45. Kong L, Zhou X, Huang Q, Zhu Q, Zheng Y, Tang C, et al. The effects of shoes and insoles for low back pain: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. Vol. 28, *Research in Sports Medicine*. Bellwether Publishing, Ltd.; 2020. p. 572–87.
46. Jones RK, Chapman GJ, Parkes MJ, Forsythe L, Felson DT. The effect of different types of insoles or shoe modifications on medial loading of the knee in persons with medial knee osteoarthritis: A randomised trial. *Journal of Orthopaedic Research*. 2015 Nov 1;33(11):1646–54.
47. Banwell HA, Mackintosh S, Thewlis D. Foot orthoses for adults with flexible pes planus: a systematic review [Internet]. 2014. Available from: <http://www.jfootankleres.com/content/7/1/23>
48. Healy A, Dunning DN, Chockalingam N. Effect of insole material on lower limb kinematics and plantar pressures during treadmill walking. *Prosthet Orthot Int*. 2012 Mar;36(1):53–62.
49. Tong JWK, Ng EYK. Preliminary investigation on the reduction of plantar loading pressure with different insole materials (SRP - Slow Recovery Poron®, P - Poron®, PPF - Poron®+Plastazote, firm and PPS - Poron®+Plastazote, soft). *Foot*. 2010 Mar;20(1):1–6.

50. Herchenröder M, Wilfling D, Steinhäuser J. Evidence for foot orthoses for adults with flatfoot: a systematic review. Vol. 14, Journal of Foot and Ankle Research. BioMed Central Ltd; 2021.
51. Neumann DA. Kas-İskelet Sistemi Kinezyolojisi. 3rd ed. Yakut Y, editor. Ankara: Hipokrat Yayıncılık; 2017. 595–704 p.
52. Tochigi Y, Rudert MJ, Saltzman CL, Amendola A, Brown TD. Contribution of Articular Surface Geometry to Ankle Stabilization. JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY. 2006.
53. Watanabe K, Kitaoka HB, Berglund LJ, Zhao KD, Kaufman KR, An KN. The role of ankle ligaments and articular geometry in stabilizing the ankle. Clinical Biomechanics. 2012 Feb;27(2):189–95.
54. Rein S, Hagert E, Hanisch U, Lwowski S, Fieguth A, Zwipp H. Immunohistochemical analysis of sensory nerve endings in ankle ligaments: A cadaver study. Cells Tissues Organs. 2012 Dec;197(1):64–76.
55. Cheung RTH, Chung RCK, Ng GYF. Efficacies of different external controls for excessive foot pronation: A meta-analysis. Br J Sports Med. 2011;45(9):743–51.
56. Wei F, Braman JE, Weaver BT, Haut RC. Determination of dynamic ankle ligament strains from a computational model driven by motion analysis based kinematic data. J Biomech. 2011 Oct 13;44(15):2636–41.
57. Jeong MS, Choi YS, Kim YJ, Kim JS, Young KW, Jung YY. Deltoid ligament in acute ankle injury: MR imaging analysis. Skeletal Radiol. 2014;43(5):655–63.
58. Savage-Elliott I, Murawski CD, Smyth NA, Golanó P, Kennedy JG. The deltoid ligament: An in-depth review of anatomy, function, and treatment strategies. Vol. 21, Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2013. p. 1316–27.
59. Jones MH, Amendola AS. Acute treatment of inversion ankle sprains: Immobilization versus functional treatment. In: Clinical Orthopaedics and Related Research. Lippincott Williams and Wilkins; 2007. p. 169–72.
60. Fujii T, Kitaoka HB, Watanabe K, Luo ZP, An KN. Ankle stability in simulated lateral ankle ligament injuries. Foot Ankle Int. 2010 Jun;31(6):531–7.
61. Fujii T, Luo ZP, Kitaoka HB, An KN. The manual stress test may not be sufficient to differentiate ankle ligament injuries. Clinical Biomechanics [Internet]. 2000 Oct;15(8):619–23. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003300000206>
62. Colville MR, Marder RA, Boyle JJ, Zarins B. Strain measurement in lateral ankle ligaments. Am J Sports Med [Internet]. 1990 Mar 23;18(2):196–200. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354659001800214>
63. Gérard R, Unno-Veith F, Fasel J, Stern R, Assal M. The effect of collateral ligament release on ankle dorsiflexion: An anatomical study. Foot and Ankle Surgery. 2011 Sep;17(3):193–6.
64. Mann RA. Biomechanics of the foot. In American Academy of Orthopaedic Surgeons. St. Louis: Atlas of orthotics: Biomechanical principles and application; 1975.
65. Sheehan FT, Seisler AR, Siegel KL. In vivo talocrural and subtalar kinematics: A non-invasive 3D dynamic MRI study. Foot Ankle Int. 2007 Mar;28(3):323–35.
66. Lundgren P, Nester C, Liu A, Arndt A, Jones R, Stacoff A, et al. Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking. Gait Posture. 2008 Jul;28(1):93–100.

67. Siegler S, Chen J, Schneck CD. The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints--Part I: Kinematics. *J Biomech Eng* [Internet]. 1988 Nov;110(4):364–73. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3205022>
68. Boone DC, Azen SP. Normal range of motion of joints in male subjects. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 1979 Jul;61(5):756–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/457719>
69. Grimston SK, Nigg BM, Hanley DA, Engsberg JR. Differences in Ankle Joint Complex Range of Motion as a Function of Age. *Foot Ankle* [Internet]. 1993 May 30;14(4):215–22. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/107110079301400407>
70. Knudson GA, Kitaoka HB, Lu CL, Luo ZP, An KN. Subtalar joint stability. Talocalcaneal interosseous ligament function studied in cadaver specimens. *Acta Orthop Scand*. 1997;68(5):442–6.
71. Tochigi Y, Amendola A, Rudert MJ, Baer TE, Brown TD, Hillis SL, et al. The Role of the Interosseous Talocalcaneal Ligament in Subtalar Joint Stability. *Foot Ankle Int* [Internet]. 2004 Aug 1;25(8):588–96. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/107110070402500813>
72. Standring S. *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice*. 41st ed. St Louis: Elsevier; 2015.
73. Inman V. *The joints of ankle*. Baltimore. Williams & Wilkins; 1976.
74. Manter JT. Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *Anat Rec* [Internet]. 1941 Aug;80(4):397–410. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/ar.1090800402>
75. Piazza SJ. Mechanics of the subtalar joint and its function during walking. Vol. 10, *Foot and Ankle Clinics*. 2005. p. 425–42.
76. Nester CJ, Findlow AF, Bowker P, Bowden PD. Transverse Plane Motion at the Ankle Joint. *Foot Ankle Int* [Internet]. 2003 Feb 28;24(2):164–8. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/107110070302400211>
77. Campbell KJ, Michalski MP, Wilson KJ, Goldsmith MT, Wijdicks CA, LaPrade RF, et al. The ligament anatomy of the deltoid complex of the ankle: A qualitative and quantitative anatomical study. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2014 Apr 16;96(8).
78. Orr JD, Nunley JA. Isolated spring ligament failure as a cause of adult-acquired flatfoot deformity. *Foot Ankle Int*. 2013 Jun;34(6):818–23.
79. Rockar PA. The Subtalar Joint: Anatomy and Joint Motion [Internet]. 1995. Available from: www.jospt.org
80. Cowie S, Parsons S, Scammell B, McKenzie J. Hypermobility of the first ray in patients with planovalgus feet and tarsometatarsal osteoarthritis. *Foot and Ankle Surgery*. 2012 Dec;18(4):237–40.
81. Fritz GR, Prieskorn D. First Metatarsocuneiform Motion: A Radiographic and Statistical Analysis. 1995.
82. Uygur F. *Ayak deformite ve ortezleri*. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları; 1992.
83. Caravaggi P, Pataky T, Goulermas JY, Savage R, Crompton R. A dynamic model of the windlass mechanism of the foot: Evidence for early stance phase preloading of the plantar aponeurosis. *Journal of Experimental Biology*. 2009 Aug 1;212(15):2491–9.

84. Erdemir A, Hamel AJ, Fauth AR, Piazza SJ, Sharkey NA. Dynamic Loading of the Plantar Aponeurosis in Walking. *THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY*. 2004.
85. Rattanaprasert U, Smith R, Sullivan M, Gilleard W. Three-dimensional kinematics of the forefoot, rearfoot, and leg without the function of tibialis posterior in comparison with normals during stance phase of walking. Vol. 14, *Clinical Biomechanics*. 1999.
86. Fiolkowski P, Brunt D, Bishop M, Woo R, Horodyski M. Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: An electromyography study. *Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2003 Nov;42(6):327–33.
87. Yue SW. Influence of the abductor hallucis muscle on the medial arch of the foot: A kinematic and anatomical cadaver study. *Foot Ankle Int*. 2007 May;28(5):617–20.
88. Varol F, Bek N. Hemiparetik Serebral Palsi’li Çocuklarda Ayak-Ayak Bileği Karakteristiklerinin Denge ve Fonksiyon Üzerindeki Etkisi HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ Yüksek Lisans Tezi. 2015.
89. Doğan A, Üzümcügil O, Zorer G, Yalçınkaya M. Çocuk Ayak Radyografisinin Değerlendirilmesi ve Sık Görülen Konjenital Ayak Deformitelerinin Radyografik Özellikleri. *TOTBID Dergisi* [Internet]. 2007;6(3–4):77–87. Available from: <https://dergi.citius.technology/Journal/PView/16256/totbid-dergi>
90. Fukano M, Fukubayashi T. Motion characteristics of the medial and lateral longitudinal arch during landing. *Eur J Appl Physiol*. 2009;105(3):387–92.
91. Takai S. Structural Components of the Arch of the Foot Analyzed by Radiogrammetric and Multivariate Statistical Methods. Vol. 119. 1984.
92. Asghar A, Naaz S. The transverse arch in the human feet: A narrative review of its evolution, anatomy, biomechanics and clinical implications. *Morphologie*. Elsevier Masson s.r.l.; 2021.
93. Donahue MS, Docherty CL, Riley ZA. Decreased fibularis reflex response during inversion perturbations in FAI subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014 Feb;24(1):84–9.
94. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. Wiley; 2009. 370 p.
95. Kokubo T, Hashimoto T, Nagura T, Nakamura T, Suda Y, Matsumoto H, et al. Effect of the posterior tibial and peroneal longus on the mechanical properties of the foot arch. *Foot Ankle Int*. 2012 Apr;33(4):320–5.
96. Kulig K, Burnfield JM, Reischl S, Requejo SM, Blanco CE, Thordarson DB. Effect of foot orthoses on tibialis posterior activation in persons with pes planus. *Med Sci Sports Exerc*. 2005 Jan;37(1):24–9.
97. Klein P, Mattys S, Rooze M. MOMENT ARM LENGTH VARIATIONS OF SELECTED MUSCLES ACTING ON TALOCRURAL AND SUBTALAR JOINTS DURING MOVEMENT: AN IN VITRO STUDY. Vol. 29, *BioMechonirs*. Elsevier Science Ltd; 1996.
98. Flemister AS, Neville CG, Houck J. The relationship between ankle, hindfoot, and forefoot position and posterior tibial muscle excursion. *Foot Ankle Int*. 2007 Apr;28(4):448–55.
99. Kulig K, Burnfield JM, Requejo SM, Sperry M, Terk M. Selective Activation of Tibialis Posterior: Evaluation by Magnetic Resonance Imaging. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36(5):862–7.
100. Sutherland DH. An electromyographic study of the plantar flexors of the ankle in normal walking on the level. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 1966 Jan;48(1):66–71. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5902799>

101. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG [Internet]. Vol. 14, *Gait and Posture*. 2001. Available from: www.elsevier.com/locate/gaitpost
102. Hashizume S, Iwanuma S, Akagi R, Kanehisa H, Kawakami Y, Yanai T. In vivo determination of the Achilles tendon moment arm in three-dimensions. *J Biomech*. 2012 Jan 10;45(2):409–13.
103. van der Krogt MM, Delp SL, Schwartz MH. How robust is human gait to muscle weakness? *Gait Posture*. 2012 May;36(1):113–9.
104. Kelly LA, Kuitunen S, Racinais S, Cresswell AG. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics*. 2012 Jan;27(1):46–51.
105. Mulligan EP, Cook PG. Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Man Ther*. 2013 Oct;18(5):425–30.
106. Vaughan CL. Theories of bipedal walking: An odyssey. In: *Journal of Biomechanics*. Elsevier Ltd; 2003. p. 513–23.
107. Sarrafian SK, Chicago FACS. Functional Characteristics of the Foot and Plantar Aponeurosis under Tibiotalar Loading. 1987.
108. Sinclair C, Svantesson U, Sjöström R, Alricsson M. Differences in Pes Planus and Pes Cavus subtalar eversion/inversion before and after prolonged running, using a two-dimensional digital analysis. *J Exerc Rehabil*. 2017 Apr 1;13(2):232–9.
109. Lakho RA, Yi-Fan Z, Jin-Hua J, Cheng-Yu H, Ahmed Abro Z. A smart insole for monitoring plantar pressure based on the fiber Bragg grating sensing technique. *Textile Research Journal*. 2019 Sep 1;89(17):3433–46.
110. Cavanagh PR, Rodgers MM, Liboshi A. Pressure Distribution under Symptom-Free Feet during Barefoot Standing. *Foot Ankle Int*. 1987;7(5):262–78.
111. Martínez-Nova A, Huerta JP, Sánchez-Rodríguez R. Cadence, Age, and Weight as Determinants of Forefoot Plantar Pressures Using the Biofoot In-shoe System. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2008 Jul 1;98(4):302–10. Available from: <https://japmaonline.org/doi/10.7547/0980302>
112. Deepashini H, Omar B, Paungmali A, Amaramalar N, Ohnmar H, Leonard J. An insight into the plantar pressure distribution of the foot in clinical practice: Narrative review. Vol. 21, *Polish Annals of Medicine*. Urban and Partner; 2014. p. 51–6.
113. Queen RM, Gross MT, Liu HY. Repeatability of lower extremity kinetics and kinematics for standardized and self-selected running speeds. *Gait Posture*. 2006 Apr;23(3):282–7.
114. Segal A, Rohr E, Orendurff M, Shofer J, O'Brien M, Sangeorzan B. The effect of walking speed on peak plantar pressure. *Foot Ankle Int*. 2004;25(12):926–33.
115. Chi KJ, Schmitt D. Mechanical energy and effective foot mass during impact loading of walking and running. *J Biomech*. 2005 Jul;38(7):1387–95.
116. Weijers RE, Walenkamp GHM, van Mameren H, Kessels AGH. The Relationship of the Position of the Metatarsal Heads and Peak Plantar Pressure. *Foot Ankle Int* [Internet]. 2003 Apr 28;24(4):349–53. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/107110070302400408>
117. Levangie CC, Pamela K, Norkin CC. Joint Structure and Function. A Comprehensive Analysis. Vol. 3. Philadelphia: FA. Davis Company; 2000. 358–359 p.
118. Wearing SC, Smeathers JE, Sullivan PM, Yates B, Urry SR, Dubois P. Plantar fasciitis: Are pain and fascial thickness associated with arch shape and loading? *Phys Ther*. 2007 Aug;87(8):1002–8.

119. Sarrafian SK. *Anatomy of the Foot and Ankle*. Philadelphia: JB Lippincott; 1983.
120. Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare. NJ: Slack, Inc; 1992.
121. Perry J, Burnfield JM. *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd edition). *J Bone Joint Surg*. 2010;576.
122. Bruening DA, Frimenko RE, Goodyear CD, Bowden DR, Fullenkamp AM. Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. *Gait Posture*. 2015;41(2):540–5.
123. PHEASANT ST. A Review of: “ Human Walking ”. By V. T. INMAN, H.J. RALSTON and F. TODD. (Baltimore, London: Williams & Wilkins, 1981.) [Pp.154.] . *Ergonomics*. 1981 Dec;24(12):969–76.
124. Ounpuu S. *Slinical gait analysis*. In spivac BS. Marcel D, editor. New York: evaluation and management of gait disorders; 1995.
125. Liang BW, Wu WH, Meijer OG, Lin JH, Lv GR, Lin XC, et al. Pelvic step: The contribution of horizontal pelvis rotation to step length in young healthy adults walking on a treadmill. *Gait Posture*. 2014 Jan;39(1):105–10.
126. Glasoe WM, Yack HJ, Saltzman CL. *Anatomy and Biomechanics of the First Ray*. *Phys Ther* [Internet]. 1999 Sep 1;79(9):854–9. Available from: <https://academic.oup.com/ptj/article/79/9/854/2837102>
127. Schache AG, Baker R. On the expression of joint moments during gait. *Gait Posture*. 2007 Mar;25(3):440–52.
128. Ganley KJ, Powers CM. Gait kinematics and kinetics of 7-year-old children: A comparison to adults using age-specific anthropometric data. *Gait Posture*. 2005;21(2):141–5.
129. Arndt A, Westblad P, Winson I, Hashimoto T, Lundberg A. Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the stance phase of walking. *Foot Ankle Int* [Internet]. 2004 May;25(5):357–64. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15134619>
130. Cornwall M, McPoil T. Three-dimensional movement of the foot during the stance phase of walking. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 1999 Feb 1;89(2):56–66. Available from: <https://japmaonline.org/doi/10.7547/87507315-89-2-56>
131. Bandholm T, Boysen L, Haugaard S, Zebis MK, Bencke J. Foot Medial Longitudinal-Arch Deformation During Quiet Standing and Gait in Subjects with Medial Tibial Stress Syndrome. *Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2008 Mar;47(2):89–95.
132. Glasoe WM, Phadke V, Pena FA, Nuckley DJ, Ludewig PM. An image-based gait simulation study of tarsal kinematics in women with hallux valgus. *Phys Ther*. 2013 Nov;93(11):1551–62.
133. Johnson KA, Strom DE. Tibialis posterior tendon dysfunction. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1989 Feb;(239):196–206. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2912622>
134. Walters JL, Mendicino SS. The flexible adult flatfoot. *Anatomy and pathomechanics*. Vol. 31, *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*. W.B. Saunders; 2014. p. 329–36.
135. Pinney SJ, Lin SS. Current concept review: Acquired adult flatfoot deformity. Vol. 27, *Foot and Ankle International*. AOFAS - American Orthopaedic Foot and Ankle Society; 2006. p. 66–75.
136. Guelfi M, Pantalone A, Mirapeix RM, Vanni D, Usuelli FG, Guelfi M, et al. Anatomy, pathophysiology and classification of posterior tibial tendon dysfunction. *Eur Rev Med Pharmacol Sci* [Internet]. 2017 Jan;21(1):13–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28121362>

137. Kulig K, Reischl SF, Pomrantz AB, Burnfield JM, Mais-Requejo S, Thordarson DB, et al. Nonsurgical management of posterior tibial tendon dysfunction with orthoses and resistive exercise: A randomized controlled trial. *Phys Ther.* 2009 Jan;89(1):26–37.
138. Vittore D, Patella V, Petrera M, Caizzi G, Ranieri M, Putignano P, et al. Extensor deficiency: first cause of childhood flexible flat foot. *Orthopedics.* 2009 Jan;32(1):28.
139. Wenger DR, Leach J. Foot deformities in infants and children. *Pediatr Clin North Am.* 1986;33(6):1411–27.
140. Manusov EG, Lillegard WA, Raspa RF, Epperly TD. Evaluation of pediatric foot problems: Part II. The hindfoot and the ankle. *Am Fam Physician.* 1996 Sep 1;54(3):1012–26, 1031.
141. Şahin Ö, Arican G, Özmeriç A, Alemdaroğlu KB. 8-22 YAŞ ARALIĞI ERKEKLERDE PES PLANUS PREVALANSI: KESİTSEL ÇALIŞMA THE PREVALENCE OF PES PLANUS IN MALES BETWEEN THE AGES OF 18-22: CROSS-SECTIONAL STUDY.
142. Kosashvili Y, Fridman T, Backstein D, Safir O, Ziv YB. The correlation between pes planus and anterior knee or intermittent low back pain. *Foot Ankle Int.* 2008 Sep;29(9):910–3.
143. Myerson MS. Adult acquired flatfoot deformity: treatment of dysfunction of the posterior tibial tendon. *Instr Course Lect* [Internet]. 1997;46:393–405. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9143981>
144. Simkin A, Leichter I, Giladi M, Stein M, Milgrom C. Combined Effect of Foot Arch Structure and an Orthotic Device on Stress Fractures. *Foot Ankle Int.* 1989;10(1):25–9.
145. Phillips RD, Phillips RL. Quantitative analysis of the locking position of the midtarsal joint. *J Am Podiatry Assoc.* 1983 Oct;73(10):518–22.
146. Gatt A, Chockalingam N, Chevalier TL. Sagittal plane kinematics of the foot during passive ankle dorsiflexion. *Prosthet Orthot Int.* 2011 Dec;35(4):425–31.
147. Blackwood CB, Yuen TJ, Sangeorzan BJ, Ledoux WR. The Midtarsal Joint Locking Mechanism. *Foot Ankle Int* [Internet]. 2005 Dec 17;26(12):1074–80. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/107110070502601213>
148. Meszaros A, Caudell G. The Surgical Management of Equinus in the Adult Acquired Flatfoot. Vol. 24, *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*. 2007. p. 667–85.
149. Ellis SJ, Yu JC, Williams BR, Lee C, Chiu YL, Deland JT. New radiographic parameters assessing forefoot abduction in the adult acquired flatfoot deformity. *Foot Ankle Int.* 2009 Dec;30(12):1168–76.
150. Jack EA. NAVICULO-CUNEIFORM FUSION IN THE TREATMENT OF FLAT FOOT. *J Bone Joint Surg Br* [Internet]. 1953 Feb;35-B(1):75–82. Available from: <https://online.boneandjoint.org.uk/doi/10.1302/0301-620X.35B1.75>
151. DeOrio JK, Shapiro SA, McNeil RB, Stansel J. Validity of the posterior tibial edema sign in posterior tibial tendon dysfunction. *Foot Ankle Int.* 2011 Feb;32(2):189–92.
152. DiGiovanni CW, Kuo R, Tejwani N, Price R, Hansen ST, Cziernecki J, et al. Isolated gastrocnemius tightness. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 2002 Jun;84(6):962–70. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12063330>
153. Silfverskiöld K. Reduction of the uncrossed two-joints muscles of the leg to one-joint muscles in spastic conditions. *Acta Chir Scand.* 1924;56(315):30.
154. Chimenti RL, Tome J, Hillin CD, Flemister AS, Houck J. Adult- Acquired flatfoot deformity and age-related differences in foot and ankle kinematics during the single-limb heel-rise test. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy.* 2014;44(4):283–90.

155. Bencke J, Christiansen D, Jensen K, Okholm A, Sonne-Holm S, Bandholm T. Measuring medial longitudinal arch deformation during gait. A reliability study. *Gait Posture*. 2012 Mar;35(3):400–4.
156. Nilsson MK, Friis R, Michaelsen MS, Jakobsen PA, Nielsen RO. Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. *J Foot Ankle Res*. 2012 Feb 17;5(1).
157. Henry B, Feiss O. A SIMPLE METHOD OF ESTIMATING THE COMMON VARIATIONS AND DEFORMITIES OF THE FOOT. 1909.
158. Vanderwilde R, Staheli LT, Chew DE, Malagon V. Measurements on radiographs of the foot in normal infants and children. *J Bone Joint Surg Am*. 1988 Mar;70(3):407–15.
159. Yeagerman SE, Cross MB, Positano R, Doyle SM. Evaluation and treatment of symptomatic pes planus. *Curr Opin Pediatr*. 2011 Feb;23(1):60–7.
160. DeYoe BE, Wood J. The Evans calcaneal osteotomy. Vol. 22, *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*. W.B. Saunders; 2005. p. 265–76.
161. Arnoldner MA, Gruber M, Syré S, Kristen KH, Trnka HJ, Kainberger F, et al. Imaging of posterior tibial tendon dysfunction - Comparison of high-resolution ultrasound and 3 T MRI. *Eur J Radiol*. 2015 Sep 1;84(9):1777–81.
162. Gianakos AL, Ross KA, Hannon CP, Duke GL, Prado MP, Kennedy JG. Functional outcomes of tibialis posterior tendoscopy with comparison to magnetic resonance imaging. *Foot Ankle Int*. 2015 Jul 11;36(7):812–9.
163. Ramos Pinho R, Manuel J, Tavares RS. Dynamic Pedobarography Transitional Objects by Lagrange's Equation with FEM, Modal Matching and Optimization Techniques. 2004.
164. Kanatlı U, Yetkin H, Songür M, Öztürk A, Bölükbaşı S. Yürüme Analizinin Ortopedik Uygulamaları. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*. 2006;5(1–2):53–9.
165. Elftman H. A CINEMATIC STUDY OF THE DISTRIBUTION OF PRESSURE IN THE HUMAN FOOT. 1934.
166. Orlin MN, McPoil TG. Plantar Pressure Assessment. *Phys Ther* [Internet]. 2000 Apr 1;80(4):399–409. Available from: <https://academic.oup.com/ptj/article/80/4/399/2842449>
167. Muro-de-la-Herran A, García-Zapirain B, Méndez-Zorrilla A. Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. Vol. 14, *Sensors (Switzerland)*. 2014. p. 3362–94.
168. Giacomozzi C. Potentialities and Criticalities of Plantar Pressure Measurements in the Study of Foot Biomechanics: Devices, Methodologies and Applications. In: *Biomechanics in Applications* [Internet]. InTech; 2011. Available from: <http://www.intechopen.com/books/biomechanics-in-applications/potentialities-and-criticalities-of-plantar-pressure-measurements-in-the-study-of-foot-biomechanics>
169. Tuna H. Ayak Hastalıklarında Pedobarografik Değerlendirme. *Türk Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*. 2005;8:51–4.
170. Abdul Razak AH, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot plantar pressure measurement system: A review. Vol. 12, *Sensors (Switzerland)*. 2012. p. 9884–912.
171. Lee MS, Vanore J v., Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, et al. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2005;44(2):78–113.
172. Thomas Haendlmayer K, John Harris N. (ii) Flatfoot deformity: an overview. *Orthop Trauma*. 2009 Dec;23(6):395–403.

173. Roche AJ, Calder JDF. Lateral Column Lengthening Osteotomies. Vol. 17, Foot and Ankle Clinics. 2012. p. 259–70.
174. Skip H, Dolan MG, Davis JM. Foot orthotics in therapy and sport. 1st ed. Human Kinetics; 1995.
175. Crabtree P, Dhokia VG, Newman ST, Ansell MP. Manufacturing methodology for personalised symptom-specific sports insoles. Robot Comput Integr Manuf. 2009 Dec;25(6):972–9.
176. Owings TM, Woerner JL, Frampton JD, Cavanagh PR, Botek G. Custom Therapeutic Insoles Based on Both Foot Shape and Plantar Pressure Measurement Provide Enhanced Pressure Relief. 2008; Available from: <http://care.diabetesjournals.org>
177. Gerrard JM, Bonanno DR, Bonanno DR, Whittaker GA, Whittaker GA, Landorf KB. Effect of different orthotic materials on plantar pressures: A systematic review. Vol. 13, Journal of Foot and Ankle Research. BioMed Central; 2020.
178. Schmalz T, Blumentritt S, Drewitz H, Freslier M. The influence of sole wedges on frontal plane knee kinetics, in isolation and in combination with representative rigid and semi-rigid ankle-foot-orthoses. Clinical Biomechanics. 2006 Jul;21(6):631–9.
179. Michaud TC, Nawoczenski DA. The influence of two different types of foot orthoses on first metatarsophalangeal joint kinematics during gait in a single subject. In: Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. 2006. p. 60–5.
180. Nawoczenski DA, Cook TM, Saltzman CL. The Effect of Foot Orthotics on Three-Dimensional Kinematics of the Leg and Rearfoot During Running. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1995 Jun;21(6):317–27.
181. Paton J, Jones RB, Stenhouse E, Bruce G. The physical characteristics of materials used in the manufacture of orthoses for patients with diabetes. Foot Ankle Int. 2007 Oct;28(10):1057–63.
182. Hellstrand Tang U, Zügner R, Lisovskaja V, Karlsson J, Hagberg K, Tranberg R. Comparison of plantar pressure in three types of insole given to patients with diabetes at risk of developing foot ulcers - A two-year, randomized trial. J Clin Transl Endocrinol. 2014 Dec 1;1(4):121–32.
183. Pratt DJ, Rees PH, Rodgers C. Technical note Assessment of some shock absorbing insoles. Vol. 10, Prosthetics and Orthotics International. 1986.
184. Jamshidi N, Rostami M, Najarian S, Menhaj MB, Saadatnia M, Salami F. Differences in center of pressure trajectory between normal and stepgait. J Res Med Sci [Internet]. 2010 Jan;15(1):33–40. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21526056>
185. Donatelli R. Normal Biomechanics of the Foot and Ankle [Internet]. THE JOURNAL OF ORTHOPAEDIC AND SPORTS PHYSICAL THERAPY. 1985. Available from: www.jospt.org
186. Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz LA, Collins JJ. For personal use. Only reproduce with permission from The Lancet publishing Group. Vibrating insoles and balance control in elderly people [Internet]. 2003 Oct. Available from: www.thelancet.com
187. MAKI BE, PERRY SD, SCOVIL CY, PETERS AL, MCKAY SM, LEE TA, et al. Interventions to Promote More Effective Balance-Recovery Reactions in Industrial Settings: New Perspectives on Footwear and Handrails. Ind Health [Internet]. 2008;46(1):40–50. Available from: http://www.jstage.jst.go.jp/article/indhealth/46/1/46_1_40/_article
188. Aboutorabi A, Saeedi H, Kamali M, Farahmand B, Eshraghi A, Dolagh RS. Immediate effect of orthopedic shoe and functional foot orthosis on center of pressure displacement and gait parameters in juvenile flexible flat foot. Prosthet Orthot Int. 2014;38(3):218–23.

189. Seo K, Park S, Park K. Impact of wearing a functional foot orthotic on the ankle joint angle of frontal surface of young adults with flatfoot. *J Phys Ther Sci* [Internet]. 2017;29(5):819–21. Available from: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/29/5/29_jpts-2016-983/_article
190. Mendes AAMT, Silva HJ de A, Costa ARA, Pinheiro YT, Lins CA de A, de Souza MC. Main types of insoles described in the literature and their applicability for musculoskeletal disorders of the lower limbs: A systematic review of clinical studies. Vol. 24, *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. Churchill Livingstone; 2020. p. 29–36.
191. Gómez-Jurado I, Juárez-Jiménez JM, Munuera-Martínez P v. Orthotic treatment for stage I and II posterior tibial tendon dysfunction (flat foot): A systematic review. *Clin Rehabil*. 2021 Feb 1;35(2):159–68.
192. Xu R, Wang Z, Ren Z, Ma T, Jia Z, Fang S, et al. Comparative study of the effects of customized 3D printed insole and prefabricated insole on plantar pressure and comfort in patients with symptomatic flatfoot. *Medical Science Monitor*. 2019;25:3510–9.
193. Hoang NTT, Chen S, Chou LW. The impact of foot orthoses and exercises on pain and navicular drop for adult flatfoot: A network meta-analysis. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Aug 1;18(15).
194. Christovão TCL, Neto HP, Grecco LAC, Ferreira LAB, Franco de Moura RC, Eliege de Souza M, et al. Effect of Different Insoles on Postural Balance: A Systematic Review. *J Phys Ther Sci* [Internet]. 2013;25(10):1353–6. Available from: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/25/10/25_JPTS-2012-296/_article
195. Paulo S. UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO THALUANNA CALIL LOURENÇO CHRISTOVÃO EQUILÍBRIO E PALMILHAS POSTURAS EM CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL: ESTUDO CLÍNICO ALEATORIZADO CONTROLADO. 2013.
196. de la Cruz B, García C, Sánchez MD, Albornoz M, Espejo L, Domínguez-Maldonado G. Therapeutic physical exercise for lower limb overpronation in young athletes. *Eur J Integr Med*. 2015;7(3):211–7.
197. Silver-Thorn B, Herrmann A, Current T, McGuire J. Effect of ankle orientation on heel loading and knee stability for post-stroke individuals wearing ankle-foot orthoses. *Prosthet Orthot Int*. 2011 Jun;35(2):150–62.
198. Fitzgerald RH, Vedpathak A. Plantar pressure distribution in a hyperpronated foot before and after intervention with an extraosseous talotarsal stabilization device-a retrospective study. *Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2013 Jul;52(4):432–43.
199. Brunner R, Rutz E. Biomechanics and muscle function during gait. Vol. 7, *Journal of Children's Orthopaedics*. 2013. p. 367–71.
200. Dipaola M, Pavan EE, Cattaneo A, Frazzitta G, Pezzoli G, Cavallari P, et al. Mechanical energy recovery during walking in patients with Parkinson disease. *PLoS One*. 2016 Jun 1;11(6).
201. Neptune RR, Zajac FE, Kautz SA. Muscle mechanical work requirements during normal walking: The energetic cost of raising the body's center-of-mass is significant. *J Biomech*. 2004 Jun;37(6):817–25.
202. Açak M. The effects of individually designed insoles on pes planus treatment. *Sci Rep*. 2020 Dec 1;10(1).
203. Hsieh RL, Peng HL, Lee WC. Short-term effects of customized arch support insoles on symptomatic flexible flatfoot in children. *Medicine (United States)*. 2018 May 1;97(20).

204. Banwell HA, Paris ME, Mackintosh S, Williams CM. Paediatric flexible flat foot: How are we measuring it and are we getting it right? A systematic review. Vol. 11, Journal of Foot and Ankle Research. BioMed Central Ltd.; 2018.
205. Cain LE, Nicholson LL, Adams RD, Burns J. Foot morphology and foot/ankle injury in indoor football. J Sci Med Sport. 2007 Oct;10(5):311–9.
206. Redmond A, Burns J, Crosbie J. An initial appraisal of the validity of a criterion based, observational clinical rating system for foot posture. Orthop Sports Phys Ther . 2001;31(60).
207. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. Clinical Biomechanics. 2006 Jan;21(1):89–98.
208. Khodaei B, Saeedi H, jalali M, Farzadi M, Norouzi E. Comparison of plantar pressure distribution in CAD–CAM and prefabricated foot orthoses in patients with flexible flatfeet. Foot. 2017 Dec 1;33:76–80.
209. Elveru RA, Rothstein JM, Lamb RL, Riddle DL. Methods for Taking Subtalar Joint Measurements. Phys Ther [Internet]. 1988 May 1;68(5):678–82. Available from: <https://academic.oup.com/ptj/article-lookup/doi/10.1093/ptj/68.5.678>
210. Pfeiffer M, Kotz R, Ledl T, Hauser G, Sluga M. Prevalence of flat foot in preschool-aged children. Pediatrics. 2006 Aug;118(2):634–9.
211. Yurt Y. CadCam ve geleneksel yöntemlerle üretilmiş iki farklı tabanlı uygulamasının, ağırlı esnek düz tabanlı bireylerde ağrı, yaşam kalitesi ve fiziksel performans üzerindeki etkilerinin karşılaştırılması [Doktora]. [Ankara]: Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2015.
212. Menant JC, Steele JR, Menz HB, Munro BJ, Lord SR. Effects of walking surfaces and footwear on temporo-spatial gait parameters in young and older people. Gait Posture. 2009 Apr;29(3):392–7.
213. Plisky P, Schwartkopf-Phifer K, Huebner B, Garner MB, Bullock G. Systematic review and meta-analysis of the y-balance test lower quarter: Reliability, discriminant validity, and predictive validity. Vol. 16, International Journal of Sports Physical Therapy. North American Sports Medicine Institute; 2021. p. 1190–209.
214. Markovic G, Dizdar D, Jukic I, Cardinale M. RELIABILITY AND FACTORIAL VALIDITY OF SQUAT AND COUNTERMOVEMENT JUMP TESTS [Internet]. Vol. 18, Journal of Strength and Conditioning Research. 2004. Available from: <http://journals.lww.com/nsca-jscr>
215. Hébert-Losier K, Newsham-West RJ, Schneiders AG, Sullivan SJ. Raising the standards of the calf-raise test: A systematic review. Vol. 12, Journal of Science and Medicine in Sport. 2009. p. 594–602.
216. Ross MD, Fontenot EG. Test–Retest Reliability of the Standing Heel-Rise Test. J Sport Rehabil [Internet]. 2000 May;9(2):117–23. Available from: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/jsr/9/2/article-p117.xml>
217. Öztürk M, Arıkan H. ÜNİVERSİTEDE EĞİTİM-ÖĞRETİM GÖREN ÖĞRENCİLERDE ULUSLARARASI FİZİKSEL AKTİVİTE ANKETİNİN GEÇERLİLİĞİ VE GÜVENİRLİĞİ VE FİZİKSEL AKTİVİTE DÜZEYLERİNİN BELİRLENMESİ [Yüksek Lisans]. [Ankara]: Hacettepe Üniversitesi; 2005.
218. Sağlam M, Arıkan H, Savci S, Inal-Ince D, Bosnak-Guelu M, Karabulut E, et al. International physical activity questionnaire: Reliability and validity of the Turkish version. Percept Mot Skills. 2010 Aug;111(1):278–84.

219. Taspınar O, Kabayel DD, Ozdemir F, Tuna H, Keskin Y, Mercimek OB, et al. Comparing the efficacy of exercise, internal and external shoe modification in pes planus: A clinical and pedobarographic study. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2017;30(2):255–63.
220. Kurbaloğlu ED, Polat B. ESNEK PES PLANUSLU BİREYLERDE EGZERSİZ TEDAVİSİNİN ETKİNLİĞİ [Yüksek Lisans]. [İstanbul]: İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ; 2018.
221. Güner Z, Demirdel E. PES PLANUSLU BİREYLERDE ATLETİK BANTLAMAMIN ALT EKSTREMİTE PERFORMANSI VE DENGİ ÜZERİNE ETKİSİ [Yüksek Lisans]. [Ankara]: ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ; 2019.
222. Safrit M, Wood T. Introduction to measurement in physical education and exercise science. Hardcover. CV Mosby Co; 1995.
223. Kothari A, Dixon PC, Stebbins J, Zavatsky AB, Theologis T. The relationship between quality of life and foot function in children with flexible flatfeet. *Gait Posture.* 2015 Mar 1;41(3):786–90.
224. Andreasen J, Mølgaard CM, Christensen M, Kaalund S, Lundbye-Christensen S, Simonsen O, et al. Exercise therapy and custom-made insoles are effective in patients with excessive pronation and chronic foot pain-A randomized controlled trial. *Foot.* 2013 Mar;23(1):22–8.
225. Caravaggi P, Giangrande A, Lullini G, Padula G, Berti L, Leardini A. In shoe pressure measurements during different motor tasks while wearing safety shoes: The effect of custom made insoles vs. prefabricated and off-the-shelf. *Gait Posture.* 2016 Oct 1;50:232–8.
226. Wrobel JS, Fleischer AE, Crews RT, Jarrett B, Najafi B. A Randomized Controlled Trial of Custom Foot Orthoses for the Treatment of Plantar Heel Pain. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2015 Jul 1;105(4):281–94. Available from: <https://japmaonline.org/doi/10.7547/13-122.1>
227. Vie B, Nester CJ, Porte LM, Behr M, Weber JP, Jammes Y. Pilot study demonstrating that sole mechanosensitivity can be affected by insole use. *Gait Posture.* 2015;41(1):263–8.
228. Berger L, Rossi J, Domenge F, Calleja J, Gin H, Rigalleau V. Effects of therapeutic shoes on plantar pressure distribution on healthy subjects. *Ann Phys Rehabil Med.* 2014 May;57:e123.
229. Lane TJ, Landorf KB, Bonanno DR, Raspovic A, Menz HB. Effects of shoe sole hardness on plantar pressure and comfort in older people with forefoot pain. *Gait Posture.* 2014 Jan;39(1):247–51.
230. Daryabor A, Kobayashi T, Saeedi H, Lyons SM, Maeda N, Naimi SS. Effect of 3D printed insoles for people with flatfeet: A systematic review. *Assistive Technology.* Taylor and Francis Ltd.; 2022.
231. Bok SK, Kim BO, Lim JH, Ahn SY. Effects of custom-made rigid foot orthosis on pes planus in children over 6 years old. *Ann Rehabil Med.* 2014;38(3):369–75.
232. Prachgosin T, Chong DYR, Leelasamran W, Smithmaitrie P, Chatpun S. Medial longitudinal arch biomechanics evaluation during gait in subjects with flexible flatfoot. *Acta Bioeng Biomech.* 2015;17(4):121–30.
233. Atak E, Özbek H, Algun ZC. Sağlıklı sedanter bireylerde vücut ağırlığı artışının ayak postürü ve diz ağrısı üzerine etkisi. *Journal of Exercise Therapy and Rehabilitation* [Internet]. 2016 Aug 1;3(2):66–71. Available from: www.jetr.orgJOURNALOF
234. Gijon-Nogueron G, Palomo-Toucedo I, Gil-Tinoco A, Ortega-Avila AB, Munuera-Martínez PV. Effect produced on ground reaction forces by a prefabricated, weight-bearing and non-

- weight-bearing foot orthosis in the treatment of pronated foot. *Medicine (United States)*. 2018 Jun 1;97(22).
235. Arangio GA, Wasser T, Rogman A. Radiographic Comparison of Standing Medial Cuneiform Arch Height in Adults With and Without Acquired Flatfoot Deformity. *Foot Ankle Int* [Internet]. 2006 Aug 28;27(8):636–8. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/107110070602700813>
 236. Abdel-Fattah MM, Hassanin MM, Felembane FA, Nassaane MT. Flat foot among Saudi Arabian army recruits: prevalence and risk factors. *Eastern Mediterranean Health Journal*. 2006;12(2):211–7.
 237. Chang JH, Wang SH, Kuo CL, Shen HC, Hong YW, Lin LC. Prevalence of flexible flatfoot in Taiwanese school-aged children in relation to obesity, gender, and age. *Eur J Pediatr*. 2010;169(4):447–52.
 238. Mickle KJ, Steele JR, Munro BJ. The Feet of Overweight and Obese Young Children: Are They Flat or Fat? 2006.
 239. Hösl M, Böhm H, Multerer C, Döderlein L. Does excessive flatfoot deformity affect function? A comparison between symptomatic and asymptomatic flatfeet using the Oxford Foot Model. *Gait Posture*. 2014 Jan;39(1):23–8.
 240. Desmyttere G, Hajizadeh M, Bleau J, Begon M. Effect of foot orthosis design on lower limb joint kinematics and kinetics during walking in flexible pes planovalgus: A systematic review and meta-analysis. Vol. 59, *Clinical Biomechanics*. Elsevier Ltd; 2018. p. 117–29.
 241. Cheng KW, Peng Y, Chen TLW, Zhang G, Cheung JCW, Lam WK, et al. A three-dimensional printed foot orthosis for flexible flatfoot: An exploratory biomechanical study on arch support reinforcement and undercut. *Materials*. 2021 Sep 1;14(18).
 242. McCulloch MU, Brunt D, vander Linden D. The Effect of Foot Orthotics and Gait Velocity on Lower Limb Kinematics and Temporal Events of Stance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1993 Jan;17(1):2–10.
 243. Aminian G, Safaeepour Z, Farhoodi M, Pezeshk AF, Saeedi H, Majddoleslam B. The effect of prefabricated and proprioceptive foot orthoses on plantar pressure distribution in patients with flexible flatfoot during walking. *Prosthet Orthot Int*. 2013 Jun;37(3):227–32.
 244. Blumentritt S. A new biomechanical method for determination of static prosthetic alignment. Vol. 21, *Prosthetics and Orthotics International*. 1997.
 245. Wahmkow G, Cassel M, Mayer F, Baur H. Effects of different medial arch support heights on rearfoot kinematics. *PLoS One*. 2017 Mar 1;12(3).
 246. Lin CJ, Lai KA, Kuan -Shen, Chou L. Correlating Factors and Clinical Significance of Flexible Flatfoot in Preschool Children. 2001.
 247. Kızılcı H, Erbahçeci F. PES PLANUSU OLAN VE OLMAYAN ERİŞKİN ERKEKLERİN FİZİKSEL UYGUNLUK DÜZEYİ VE YAŞAM KALİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ [Yüksek Lisans]. [Ankara]: HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ; 2010.
 248. Blasimann A, Eichelberger P, Brühlhart Y, El-Masri I, Flückiger G, Frauchiger L, et al. Non-surgical treatment of pain associated with posterior tibial tendon dysfunction: Study protocol for a randomised clinical trial. *J Foot Ankle Res*. 2015 Aug 14;8(1).
 249. Zhao X, Tsujimoto T, Kim B, Tanaka K. Association of arch height with ankle muscle strength and physical performance in adult men. *Biol Sport*. 2017;34(2):119–26.
 250. Nigg BM. The Role of Impact Forces and Foot Pronation: A New Paradigm. 2001.

251. Nigg BM, Wakeling JM. Impact Forces and Muscle Tuning: A New Paradigm [Internet]. Vol. 29, Exerc. Sport Sci. Rev. 2001. Available from: www.acsm-essr.org
252. Nigg BM, Stergiou P, Cole G, Stefanyshyn D, Mündermann A, Humble N. Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. *Med Sci Sports Exerc.* 2003 Feb 1;35(2):314–9.
253. Koltak C, Yurt Y. Comparison of the effects of low level laser and insoles on pain, functioning, and muscle strength in subjects with stage 2 posterior tibial tendon dysfunction: A randomized study. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2021;34(6):1069–78.
254. Jung DY, Koh EK, Kwon OY. Effect of foot orthoses and short-foot exercise on the cross-sectional area of the abductor hallucis muscle in subjects with pes planus: A randomized controlled trial. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2011;24(4):225–31.
255. Baur H, Hirschmüller A, Müller S, Mayer F. Neuromuscular activity of the peroneal muscle after foot orthoses therapy in runners. Vol. 43, *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 2011. p. 1500–6.
256. Kabak B, Kocahan T, Akinoglu B, Genc A, Hasanoglu A. Does Pes Planus Influence Balance Performance in Athletes? *Turkish Journal of Sports Medicine* [Internet]. 2019 Sep 9;54(3):195–201. Available from: <https://www.journalofsportsmedicine.org/eng/abstract/493/eng>
257. Benedetti MG, Ceccarelli F, Berti L, Luciani D, Catani F, Boschi M, et al. Diagnosis of flexible flatfoot in children: a systematic clinical approach. *Orthopedics.* 2011 Jan 1;34(2):94.
258. Arévalo-Mora JF, Reina-Bueno M, Munuera P v. Influence of Children's Foot Type on Their Physical Motor Performance. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2016 Jan 1;106(1):15–21. Available from: <https://japmaonline.org/doi/10.7547/14-086>
259. Tudor A, Ruzic L, Sestan B, Sirola L, Prpić T. Flat-footedness is not a disadvantage for athletic performance in children aged 11 to 15 years. *Pediatrics.* 2009 Mar;123(3).
260. Koura GM, Elimy DA, Hamada HA, Fawaz HE, Elgendy MH, Saab IM. Impact of foot pronation on postural stability: An observational study. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2017;30(6):1327–32.
261. Lin CH, Lee HY, Chen JJJ, Lee HM, Kuo MD. Development of a quantitative assessment system for correlation analysis of footprint parameters to postural control in children. *Physiol Meas.* 2006 Feb 1;27(2):119–30.
262. Urabe Y, Maeda N, Kato S, Shinohara H, Sasadai J. Effect of shoe insole for prevention and treatment of lower extremity injuries. *J Phys Fit Sports Med.* 2014;3(4):385–98.
263. Tahmasebi R, Karimi MT, Satvati B, Fatoye F. Evaluation of Standing Stability in Individuals With Flatfeet. *Foot Ankle Spec.* 2015 Jun 3;8(3):168–74.
264. Rome K, Brown CL. Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. *Clin Rehabil.* 2004 Sep;18(6):624–30.
265. Liu YT, Yang SW, Liu KT. Efficacy of Different Insole Designs on Fall Prevention of the Elderly. In 2012. Available from: http://www.iaarc.org/publications/proceedings_of_the_29th_isarc/efficacy_of_different_insole_designs_on_fall_prevention_of_the_elderly.html
266. Kim EK, Kim JS. The effects of short foot exercises and arch support insoles on improvement in the medial longitudinal arch and dynamic balance of flexible flatfoot patients. *J Phys Ther Sci* [Internet]. 2016;28(11):3136–9. Available from: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/28/11/28_jpts-2016-596/_article

267. Olmsted LC, Hertel J. Influence of Foot Type and Orthotics on Static and Dynamic Postural Control. Vol. 13. 2004.
268. Sesma AR, Mattacola CG, Uhl TL, Nitz AJ, McKeon PO. Effect of Foot Orthotics on Single- and Double-Limb Dynamic Balance Tasks in Patients With Chronic Ankle Instability. *Foot Ankle Spec.* 2008 Dec;1(6):330–7.
269. Lee YC, Lin G, Wang MJJ. Evaluating insole design with joint motion, plantar pressure and rating of perceived exertion measures. In: *Work.* 2012. p. 1114–7.
270. Maulder P, Cronin J. Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability. *Physical Therapy in Sport* [Internet]. 2005 May;6(2):74–82. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1466853X05000180>
271. David E, Joseph B, Mohammad H, Joseph M, Elina S. Correlation of Navicular Drop to Vertical and Broad Jump Measurements in Young Adults. Vol. 2, Original Research Article *Journal of Rehabilitation Therapy*. 2020.
272. Hu Y. The Relationship Between Foot Arch Height and Two-legged Standing Vertical Jump Height in Male College-age Students [Internet]. Beijing; 2016 Feb. Available from: http://opensiuc.lib.siu.edu/gs_rp
273. KARARTI C, BİLGİN S, BÜYÜKTURAN Ö, BÜYÜKTURAN B. The Effect of Increase in Pronation of Rearfoot on Physical Performance. *Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Dergisi.* 2018 Apr 27;
274. Joksimović M, Pavlović R, Pantović M, Eler N, Nikšić E, Bijelić S. MANIFESTATIONS OF EXPLOSIVE POWER: DIFFERENCES IN THE LEG SPRINGS BETWEEN FOOTBALLERS OF THE DIFFERENT COMPETITIVE LEVEL. *European Journal of Physical Education and Sport Science* [Internet]. 2019;5(10):84–95. Available from: www.oapub.org/edu
275. Huang YP, Peng H te, Wang X, Chen ZR, Song CY. The arch support insoles show benefits to people with flatfoot on stance time, cadence, plantar pressure and contact area. *PLoS One.* 2020 Aug 1;15(8 August).
276. de Almeida JS, Vanderlei FM, Pastre EC, Martins RADM, Padovani CR, Filho GC. Comparison of two types of insoles on musculoskeletal symptoms and plantar pressure distribution in a work environment: A randomized clinical trial. *Clin Med Res.* 2016 Jun 1;14(2):67–74.
277. Franz JR, Wierzbinski CM, Kram R. Metabolic cost of running barefoot versus shod: Is lighter better? *Med Sci Sports Exerc.* 2012 Aug;44(8):1519–25.
278. Hoogkamer W, Kipp S, Spiering BA, Kram R. Altered running economy directly translates to altered distance-running performance. *Med Sci Sports Exerc.* 2016 Nov 1;48(11):2175–80.
279. Crago D, Bishop C, Arnold JB. The effect of foot orthoses and insoles on running economy and performance in distance runners: A systematic review and meta-analysis. *J Sports Sci.* 2019 Nov 17;37(22):2613–24.
280. Lunsford BR, Perry J. The Standing Heel-Rise Test for Ankle Plantar Flexion: Criterion for Normal. *Phys Ther* [Internet]. 1995 Aug 1;75(8):694–8. Available from: <https://academic.oup.com/ptj/article/2632942/The>
281. Monteiro DP, Britto RR, Fregonezi GA de F, Dias FAL, Silva MG da, Pereira DAG. Reference values for the bilateral heel-rise test. *Braz J Phys Ther.* 2017 Sep 1;21(5):344–9.
282. Güçhan Z, Özaydınlı EI, Demirel S, Yüzlü V, Bek N. Ayakkabı kullanımı ile ayak deformiteleri, denge ve fonksiyonel performans arasındaki ilişkinin incelenmesi.

JOURNAL OF EXERCISE THERAPY AND REHABILITATION [Internet]. 2014 Jul 23;1(1):35–42. Available from: www.jetr.org.tr/JOURNALOF

283. Martinelli N, Bianchi A, Prandoni L, Maiorano E, Sansone V. Quality of life in young adults after flatfoot surgery: A case-control study. *J Clin Med*. 2021 Feb 1;10(3):1–8.
284. Bayer R, Açak M. PES PLANUS OLAN İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ ÖĞRENCİLERİNİN FİZİKSEL UYGUNLUK DÜZEYİ, YAŞAM KALİTESİ VE BENLİK SAYGILARININ DEĞERLENDİRİLMESİ [Yüksek Lisans]. [Malatya]: İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ; 2017.
285. López-López D, Vilar-Fernández JM, Barros-García G, Losa-Iglesias ME, Palomo-López P, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, et al. Foot arch height and quality of life in adults: A strobe observational study. *Int J Environ Res Public Health*. 2018 Jul 23;15(7).



8. EKLER

EK 1: Etik Kurul Onay Formu



BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU ONAYI
BOLU ABANT İZZET BAYSAL UNIVERSITY CLINICAL RESEARCHES ETHICS COMMITTEE APPROVAL

Sayı : 369

29.11/2021

Konu: Kararlar

BAŞVURU BİLGİLERİ (APPLICATION INFORMATION)	ARAŞTIRMANIN ADI (TITLE OF THE PROJECT)	Pes Pulanuslu Hastalarda Kişiyi Özel Tasarlanmış 3D Baskılı Tabanlıkların Fiziksel Aktivite Düzeyi, Denge ve Fonksiyonel Performans Üzerine Etkisi.
	ARAŞTIRMANIN İNGİLİZCE ADI (TITLE OF THE PROJECT)	The effect of custom designed 3D printed insoles on physical activity level, balance and functional performance in patients with pes planus.
	SORUMLU ARAŞTIRMACI (PRINCIPAL INVESTIGATOR)	Dr.Öğr.Üyesi Ramazan KURUL
	DİĞER ARAŞTIRMACILAR (OTHER INVESTIGATORS)	Enes ÖZTÜRK, Dr.Öğr.Üyesi Mustafa Fatih YAŞAR
	ARAŞTIRMA MERKEZİ (RESEARCH CENTER)	Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizik Tedavi Rehabilitasyon Bölümü.

KARAR (DECISION)	Karar no (Decision No): 2021/245	Tarih (Date) 09.11.2021
	Dr.Öğr.Üyesi Ramazan KURUL'un sorumluluğunda yapılması tasarlanan ve yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma dosyası ve ilgili belgelerin incelenmesi sonucunda araştırmanın gerçekleştirilmesinde etik yönden sakınca olmadığına mevcudun oy birliği/oy çokluğu ile karar verilmiştir.	

Üyeler	Uzmanlık alanı	Kurumu	İmzası
Prof.Dr.Mehmet Hayri ERKOL (Başkan)	Genel Cerrahi	BAİBÜ Tıp Fakültesi	
Doç.Dr. Erkan KILINÇ (Başkan Yardımcısı)	Fizyoloji	BAİBÜ Tıp Fakültesi	
Prof.Dr.Mehmet Hamid BOZTAŞ (Üye)	Ruh Sağlığı Hastalıkları	BAİBÜ Tıp Fakültesi	
Doç. Dr. Akif Hakan KURT (Üye)	Farmakoloji	BAİBÜ Tıp Fakültesi	
Doç.Dr. Hamit YOLDAŞ (Üye)	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	BAİBÜ Tıp Fakültesi	
Doç.Dr.Aslı ÇELEBİ TAYFUR (Üye)	Çocuk Sağlığı Hastalıkları /Nefroloji Bilim Dalı	BAİBÜ Tıp Fakültesi	
Doç.Dr.Tuba TASLAMACIOĞLU DUMAN (Üye)	İç Hastalıkları Anabilim Dalı	BAİBÜ Tıp Fakültesi	
Dr. Öğr. Üyesi Oya KALAYCIOĞLU (Bildirimden Sorumlu Üye)	Biyoistatistik	BAİBÜ Tıp Fakültesi	
Doç. Dr. Makbule TOKUR KESGİN (Üye)	Hemşirelik	BAİBÜ Sağlık Bilimler Fakültesi	
Dr. Öğr.Üyesi Abdulgani KAYMAZ (Üye)	Göz Hastalıkları	BAİBÜ Tıp Fakültesi	
Dr.Öğr.Üyesi Kübra DEĞİRMENCI (Üye)	Protetik Diş Tedavisi	BAİBÜ Diş Hekimliği Fakültesi	
Dr.Öğr.Üyesi Tuğba KOCAAĞA (Üye)	Antrenörlük Eğitimi	BAİBÜ Spor Bilimleri Fakültesi	
Dr. Hatice Selen SÖYLEMEZ (Üye)	Farmakolog/Eczacı	Özel Eczane (BOLU)	
Av. Huri Hülya GÜNEŞ COŞKUN (Üye)	Avukat	Özel Hukuk Bürosu (BOLU)	
Ramazan KAYNARPINAR (Sivil-Üye)	Esnaf	Serbest Meslek (BOLU)	

EK 2: Bilgilendirilmiş Olur Formu

BİLGİLENDİRİLMİŞ ONAM FORMU

Bu formun amacı katılmanız rica edilen araştırma ile ilgili olarak sizi bilgilendirmek ve katılmanız ile ilgili izin almaktır.

Bu kapsamda “**Pes planuslu hastalarda kişiye özel tasarlanmış 3D baskılı tabanlıkların fiziksel aktivite düzeyi, denge ve fonksiyonel performans üzerine etkisi**” başlıklı araştırma “Enes ÖZTÜRK” tarafından siz dahil 48 gönüllü katılımcı ile yürütülecektir. Araştırma sırasında sizden alınacak bilgiler gizli tutulacak ve sadece araştırma amaçlı kullanılacaktır. Araştırma sürecinde konu ile ilgili her türlü soru ve görüşleriniz için aşağıda iletişim bilgisi bulunan araştırmacıyla görüşebilirsiniz. Bu araştırmaya katılmama hakkınız bulunmaktadır. Aynı zamanda çalışmaya katıldıktan sonra çalışmadan çıkabilirsiniz. Bu konuda size olumsuz dönecek herhangi bir sorumluluğunuz yoktur. Bu araştırma bünyesinde size uygulanan değerlendirme testleri için sizden herhangi bir ücret talep edilmeyecek ve bağlı bulunduğunuz SGK kurumundan ücret alınmayacaktır. Bu araştırmada yer almanız nedeniyle de size herhangi bir ödeme yapılmayacaktır. Değerlendirme sürecinde ters giden herhangi bir süreç olursa araştırma sorumlusu tarafından danışmanlık verilecek olup her türlü sorumluluk araştırmacıya aittir. Bu formu onaylamanız, araştırmaya katılım için onam verdiğiniz anlamına gelecektir.

Araştırmayla İlgili Bilgiler:

Bu çalışma kişilere özel tasarlanan tabanlıkların pes planuslu hastalarda, tabanlık uygulamasından sonraki fiziksel aktivite düzeyleri, denge ve fonksiyonel performanslarına ne derecede etkilediğini ortaya koymak için tasarlanmış bir çalışmadır.

Çalışma Fzt. Enes Öztürk tarafından tasarlanmıştır. Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Yüksek Lisans tezi olarak Dr. Öğr. Üyesi Ramazan Kurul (Tel: 0543 641 4731) danışmanlığında yürütülmektedir. Bu çalışmaya seçilme sebebiniz ise ülkemizde ve dünyada sıkça görülen pes planus (düz taban) hastalığına sahip olmanızdır. Size anlatılacak olan anket form ve değerlendirme testleri dışında herhangi bir uygulama yapılmayacaktır.

Çalışmada sizinle beraber 48 pes planuslu hasta olması planlanmaktadır. Çalışmaya katılmanız halinde fizyoterapist tarafından size günlük yaşamınızdaki fiziksel aktivite düzeyinizi ölçen bir anket, dengenizi ölçen iki farklı test ve fonksiyonel performansınızı ölçen dört farklı test uygulanacaktır. Bu değerlendirmelerden sonra bir gruba her kişiye özel olarak tasarlanan tabanlık uygulaması yapılacak olup diğer gruba ise plesebo bir müdahale yapılacaktır. 8. hafta sonunda aynı değerlendirmeler her katılımcıya tekrar uygulanıp karşılaştırma yapılacaktır.

Tüm anketlerin ve değerlendirmelerin öngörülen uygulama süresi 30-40 dakikadır. Uygulanacak olan anketlerin ve değerlendirmelerin herhangi bir olumsuz yan etkisi yoktur.

Araştırmamıza dahil olan gönüllülerin çalışmaya uyum göstermeleri beklenmektedir. Bu koşullara uyulmadığı durumlarda araştırmacı sizi uygulama dışı bırakabilme yetkisine sahiptir.

Araştırmanın Amacı:

Bu çalışma, kişilere özel tasarlanan tabanlıkların pes planuslu hastalarda, tabanlık uygulamasından sonraki fiziksel aktivite düzeyleri, denge ve fonksiyonel performanslarına ne derecede etkilediğini ortaya koymak için tasarlanmış bir çalışmadır.

Araştırmanın Nedeni:

Araştırma sonuçları istatistiksel yöntemlerle analiz edilip işlenecek ve bunun sonucunda elde edilen veriler düzenlenerek Tez jürisinin onayına sunulacaktır. Kabul görmesi durumunda ise bu bilgiler literatüre kazandırılarak tabanlık kullanımının rehabilitasyon sürecine katkıda bulunabilecektir.

Araştırmanın Yürütüleceği Yer: Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

Çalışmaya Katılım Onayı:

Katılmam beklenen çalışmanın amacını, nedenini, katılmam gereken süreyi ve yeri ile ilgili bilgileri okudum ve gönüllü olarak çalışma süresince üzerime düşen sorumlulukları anladım. Çalışma ile ilgili ayrıntılı açıklamalar sözlü olarak araştırmacı tarafından yapıldı. Bu çalışma ile ilgili faydalar ve riskler ile ilgili bilgilendirildim.

Bu araştırmaya kendi isteğimle, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Katılımcının (Islak imzası ile)

Adı-Soyadı:

İmzası:

Telefon numarası:

Araştırmacının

Adı-Soyadı: Enes Öztürk

e-pc

İmzası:

EK 3: Değerlendirme Formu

KİŞİSEL BİLGİ FORMU

S

AD:

SOYAD:

DOSYA NO:

CİNSİYET: K () E ()

DOĞUM TARİHİ:

TELEFON:

EV ADRESİ:

BOY: KİLO: VKİ:

BACAK BOY UZUNLUĞU: SAĞ: SOL:

AYAKKABI ALIŞKANLIĞI:

MESLEK:

SİGARA KULLANIMI:

EĞİTİM SEVİYESİ:

İlköğretim () Lise () Lisans () Lisansüstü ()

MEDENİ DURUM:

TIBBİ ÖZGEÇMİŞ:

TIBBİ SOYGEÇMİŞ:

AYAK POSTÜR İNDEKSİ:

	DÜZLEM	SAĞ	SOL
Talus Başı Palpasyonu	Transvers		
Lateral Malleolün Altında ve Üzerindeki Eğim	Frontal/Transvers		
Kalkaneusun Pronasyon/Supinasyonu	Frontal		
Talonaviküler Eklem Bölgesindeki Balonlaşma	Transvers		
MLA Yapısı	Sagital		
Ön Ayağın Arka Ayağa Göre Abduksiyon/Adduksiyonu	Transvers		
TOPLAM			

SUBTALAR AÇI

	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>
Pronasyon Açısı		

EKLEM HAREKET AÇIKLIĞI

	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>
İnversiyon				
Eversiyon				

KAS KUVVETİ ÖLÇÜMÜ

	<u>Tabanlıksız</u>		<u>Tabanlıklılı</u>		<u>Tabanlıksız</u>		<u>Tabanlıklılı</u>	
	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>
Dorsi Fleksiyon ve İnversiyon								
<u>Eversiyon</u>								
<u>Plantar Fleksiyon</u>								

DENGE DEĞERLENDİRMESİ

Flamingo Denge Testi

	<u>Tabanlıksız</u>		<u>Tabanlıklılı</u>		<u>Tabanlıksız</u>		<u>Tabanlıklılı</u>	
	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>
Gözler Açık								
Gözler Kapalı								

Y Balance Test

	<u>Tabanlıksız</u>		<u>Tabanlıklılı</u>		<u>Tabanlıksız</u>		<u>Tabanlıklılı</u>	
	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>
Anterior								
Posteriomedial								
Posteriolateral								

FONKSİYONEL PERFORMANS

Durarak Uzun Atlama Testi:

	<u>1.DEĞERLENDİRME</u>		<u>2.DEĞERLENDİRE</u>	
	<u>Tabanlıksız</u>	<u>Tabanlıklılı</u>	<u>Tabanlıksız</u>	<u>Tabanlıklılı</u>
<u>1.Ölçüm</u>				
<u>2.Ölçüm</u>				
<u>3.Ölçüm</u>				

10 Metre Yürüme Testi:

<u>1.DEĞERLENDİRME</u>		<u>2.DEĞERLENDİRE</u>	
<u>Tabanlıksız</u>	<u>Tabanlıklılı</u>	<u>Tabanlıksız</u>	<u>Tabanlıklılı</u>

Mekik Koşu Testi:

<u>1.DEĞERLENDİRME</u>		<u>2.DEĞERLENDİRE</u>	
<u>Tabanlıksız</u>	<u>Tabanlıklılı</u>	<u>Tabanlıksız</u>	<u>Tabanlıklılı</u>

Topuk Yükseltme Testi:

	<u>Tabanlıksız</u>		<u>Tabanlıklılı</u>		<u>Tabanlıksız</u>		<u>Tabanlıklılı</u>	
	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>	<u>SAĞ</u>	<u>SOL</u>
<u>Topuk Yükseltme Testi</u>								

FİZİKSEL AKTİVİTE DÜZEYİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ:

1. DEĞERLENDİRME

ULUSLARARASI FİZİKSEL AKTİVİTE ANKETİ (KISA FORM)

İnsanların günlük hayatlarının bir parçası olarak yaptıkları fiziksel aktivite tiplerini bulmayla ilgileniyoruz. Sorular son 7 gün içerisinde fiziksel olarak harcanan zamanla ilgili olarak sorulacaktır. Lütfen yaptığınız aktiviteleri düşünün; iste, evde, bir yerden bir yere giderken, bos zamanlarınızda yaptığınız spor, egzersiz veya eğlence aktiviteleri.

Son 7 günde yaptığınız şiddetli aktiviteleri düşünün. Şiddetli fiziksel aktiviteler zor fiziksel efor yapıldığını ve nefes almanın normalden çok daha fazla olduğu aktiviteleri ifade eder. Sadece herhangi bir zamanda en az 10 dakika yaptığınız bu aktiviteleri düşünün.

1. Geçen 7 gün içerisinde kaç gün ağır kaldırma, kazma, aerobik, basketbol, futbol veya hızlı bisiklet çevirme gibi şiddetli fiziksel aktivitelerden yaptınız?

Haftada ____ gün

Şiddetli fiziksel aktivite yapmadım. (3.soruya gidin.)

2. Bu günlerin birinde şiddetli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?

Günde ____ saat

Günde ____ dakika

Bilmiyorum/Emin değilim

Geçen 7 günde yaptığınız orta dereceli fiziksel aktiviteleri düşünün. Orta dereceli aktivite orta derece fiziksel güç gerektiren ve normalden biraz sık nefes almaya neden olan aktivitelerdir. Yalnız bir seferde en az 10 dakika boyunca yaptığınız fiziksel aktiviteleri düşünün.

3. Geçen 7 gün içerisinde kaç gün hafif yük taşıma, normal hızda bisiklet çevirme, halk oyunları, dans, bowling veya çiftler tenis oyunu gibi orta dereceli fiziksel aktivitelerden yaptınız? Yürüme hariç.

Haftada ____ gün

Orta dereceli fiziksel aktivite yapmadım. (5.soruya gidin.)

4. Bu günlerin birinde orta dereceli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?

Günde ____ saat

Günde ____ dakika

Bilmiyorum/Emin değilim

Geçen 7 günde yürüyerek geçirdiğiniz zamanı düşünün. Bu işyerinde, evde, bir yerden bir yere ulaşım amacıyla veya sadece dinlenme, spor, egzersiz veya hobi amacıyla yaptığınız yürüyüş olabilir.

5. Geçen 7 gün, bir seferde en az 10 dakika yürüdüğünüz gün sayısı kaçtır?

Haftada ____ gün

Yürümedim. (7.soruya gidin.)

6. Bu günlerden birinde yürüyerek genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Günde ____ saat

Günde ____ dakika

Bilmiyorum/Emin değilim

Son soru, geçen 7 günde hafta içinde oturarak geçirdiğiniz zamanlarla ilgilidir. İste, evde, çalışırken ya da dinlenirken geçirdiğiniz zamanlar dahildir. Bu masanızda, arkadaşınızı ziyaret ederken, okurken, otururken veya yatarak televizyon seyrettiğinizde oturarak geçirdiğiniz zamanları kapsamaktadır.

7. Geçen 7 gün içerisinde, günde oturarak ne kadar zaman harcadınız?

Günde ____ saat

Günde ____ dakika

Bilmiyorum/Emin değilim

2. DEĞERLENDİRME

ULUSLARARASI FİZİKSEL AKTİVİTE ANKETİ (KISA FORM)

İnsanların günlük hayatlarının bir parçası olarak yaptıkları fiziksel aktivite tiplerini bulmayla ilgileniyoruz. Sorular son 7 gün içerisinde fiziksel olarak harcanan zamanla ilgili olarak sorulacaktır. Lütfen yaptığınız aktiviteleri düşünün; iste, evde, bir yerden bir yere giderken, bos zamanlarınızda yaptığınız spor, egzersiz veya eğlence aktiviteleri.

Son 7 günde yaptığınız şiddetli aktiviteleri düşünün. Şiddetli fiziksel aktiviteler zor fiziksel efor yapıldığını ve nefes almanın normalden çok daha fazla olduğu aktiviteleri ifade eder. Sadece herhangi bir zamanda en az 10 dakika yaptığınız bu aktiviteleri düşünün.

1. Geçen 7 gün içerisinde kaç gün ağır kaldırma, kazma, aerobik, basketbol, futbol veya hızlı bisiklet çevirme gibi şiddetli fiziksel aktivitelerden yaptınız?

Haftada ____ gün

Şiddetli fiziksel aktivite yapmadım. (3.soruya gidin.)

2. Bu günlerin birinde şiddetli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?

Günde ____ saat

Günde ____ dakika

Bilmiyorum/Emin değilim

Geçen 7 günde yaptığınız orta dereceli fiziksel aktiviteleri düşünün. Orta dereceli aktivite orta derece fiziksel güç gerektiren ve normalden biraz sık nefes almaya neden olan aktivitelerdir. Yalnız bir seferde en az 10 dakika boyunca yaptığınız fiziksel aktiviteleri düşünün.

3. Geçen 7 gün içerisinde kaç gün hafif yük taşıma, normal hızda bisiklet çevirme, halk oyunları, dans, bowling veya çiftler tenis oyunu gibi orta dereceli fiziksel aktivitelerden yaptınız? Yürüme hariç.

Haftada ____ gün

Orta dereceli fiziksel aktivite yapmadım. (5.soruya gidin.)

4. Bu günlerin birinde orta dereceli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?

Günde ____ saat

Günde ____ dakika

Bilmiyorum/Emin değilim

Geçen 7 günde yürüyerek geçirdiğiniz zamanı düşünün. Bu işyerinde, evde, bir yerden bir yere ulaşım amacıyla veya sadece dinlenme, spor, egzersiz veya hobi amacıyla yaptığınız yürüyüş olabilir.

5. Geçen 7 gün, bir seferde en az 10 dakika yürüdüğünüz gün sayısı kaçtır?

Haftada ____ gün

Yürümedim. (7.soruya gidin.)

6. Bu günlerden birinde yürüyerek genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Günde ____ saat

Günde ____ dakika

Bilmiyorum/Emin değilim

Son soru, geçen 7 günde hafta içinde oturarak geçirdiğiniz zamanlarla ilgilidir. İste, evde, çalışırken ya da dinlenirken geçirdiğiniz zamanlar dahildir. Bu masanızda, arkadaşınızı ziyaret ederken, okurken, otururken veya yatarak televizyon seyrettiğinizde oturarak geçirdiğiniz zamanları kapsamaktadır.

7. Geçen 7 gün içerisinde, günde oturarak ne kadar zaman harcadınız?

Günde ____ saat

Günde ____ dakika

Bilmiyorum/Emin değilim