

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



PES PLANUSLU BİREYLERDE FARKLI TİP
TABANLIKLARIN ELEKTROMİYOGRAFİK KAS
AKTİVASYONU ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

EBRAR ERKAN

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Tamer Çankaya

BOLU, OCAK - 2023

KABUL VE ONAY SAYFASI

Ebrar ERKAN tarafından hazırlanan “**Pes Planuslu Bireylerde Farklı Tip Tabanlıkların Elektromyografik Kas Aktivasyonu Üzerine Etkisinin İncelenmesi**” adlı tez çalışması jürimiz tarafından Fizik Tedavi Ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans/Doktora Tezi olarak oy birliği/oy çokluğuyla kabul edilmiştir. 13/01/2023

Jüri Üyeleri

İmza

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

.....

Üye
Prof. Dr. Kezban BAYRAMLAR
Hasan Kalyoncu Üniversitesi

.....

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

.....

Üye
Dr. Öğr. Üyesi Senem DEMİRDEL

.....

Üye
Dr. Öğr. Üyesi Sezen TEZCAN
Bolu Abant İzzet Baysal 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 03/02/2023 tarihinde Turnitin adlı intihal tespit programından enstitü müdürlüğünce belirlenen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan benzerlik raporuna göre, tezin benzerlik oranı % 10 olarak tespit edilmiştir.

Bu çalışma için Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan 136 sayısı ile etik izin alınmıştır.

.....

EBRAR ERKAN

ÖZET

PES PLANUSLU BİREYLERDE FARKLI TİP TABANLIKLARIN ELEKTROMİYOGRAFİK KAS AKTİVASYONU ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

EBRAR ERKAN

**BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI
(TEZ DANIŞMANI: DOÇ. DR. TAMER ÇANKAYA)**

BOLU, OCAK - 2023

(XIII + 90)

Bu çalışmanın amacı pes planuslu bireylerde değişik materyallerden üretilmiş tabanlıkların alt ekstremitelerde kas aktivitesi üzerine etkisini incelemektir. Araştırmaya esnek pes planusa sahip 6 birey gönüllü olarak dahil oldu. Bireylerin yaş ortalamaları $33,8 \pm 11,1$ yıl, boy ortalamaları $1,64 \pm 0,06$ m, kilo ortalamaları $62,3 \pm 7,3$ kg, VKİ ortalamaları $23,1 \pm 2,7$ kg/m² olarak bulundu. Bireylerin pes planus şiddeti podoskop cihazı ve ayak izi yöntemi kullanılarak Clark açısı hesaplanarak ve Ayak Postür İndeksi (API) ile ölçüldü. Kas aktivasyonu yüzeyel elektromiyografi (yEMG) cihazı ile maksimum izometrik kontraksiyon (MİK) ve yürüyüş sırasında tabanlıksız, soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklar ile birer gün aralıkla ölçüldü. Ayağı etkileyen fonksiyonel durumlar Ayak fonksiyon indeksi (AFİ) ile değerlendirildi. Ayak fonksiyon indeksi ile pes planus şiddeti arasında anlamlı bir ilişkiye rastlanmadı ($p > 0,05$). Tabanlıksız, soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklar arasında yürüyüşün aynı fazında %MİK değerlerinde farklılık gözlemlenmedi ($p > 0,05$). Tibialis Anterior kasından rijit (çelik) tabanlıkla alınan emg ölçümünde, %MİK değeri açısından yürüyüşün yük aktarımı (0-%10) fazı ile sallanma (%60-%100) fazları arasında anlamlı bir fark saptandı ($p < 0,05$). Peroneus longus kasından semirijit (poliform) tabanlıkla alınan emg ölçümünde %MİK değeri açısından yürüyüşün taban teması (%10-%40) fazı ile sallanma (%60-100) fazları arasında anlamlı bir fark saptandı ($p < 0,05$). Rijit (çelik) tabanlık yük aktarımı fazında sallanma fazına kıyasla Tibialis anterior kas aktivasyonunu düşürürken, semirijit (poliform) tabanlık yürüyüşün taban teması ve orta duruş fazında sallanma fazına kıyasla peroneus longus kas aktivasyonunu arttırmaktadır.

ANAHTAR KELİMELEER: Pes planus, Düztaban, Tabanlık, Kas aktivasyonu

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF INSOLES OF DIFFERENT TYPES ON ELECTROMYOGRAPHIC MUSCLE ACTIVATION IN INDIVIDUALS WITH PES PLANUS

MSC THESIS

EBRAR ERKAN

BOLU ABANT IZZET BAYSAL UNIVERSITY

INSTITUTE OF GRADUATE STUDIES

PHYSICAL THERAPY AND REHABILITATION DEPARTMENT

(SUPERVISOR: ASSIST. PROF.DR. TAMER ÇANKAYA)

BOLU, JANUARY 2023

(XIII + 90)

The aim of this study is to examine the effect of insoles made of different materials on lower extremity muscle activity in individuals with pes planus and to investigate whether it changes towards the pattern seen in people with normal foot arch. Six individuals with flexible pes planus voluntarily participated in the study. The mean age of the individuals was 33.8 ± 11.1 years, height 1.64 ± 0.06 m, mean weight 62.3 ± 7.3 kg, mean BMI 23.1 ± 2.7 kg/m². Pes planus severity of individuals was measured with Clark angle and Foot Posture Index (FPI) using podoscope device and footprint method. Activation of the muscles was measured with a surface electromyography (sEMG) device for maximum isometric contraction (MIC) and during walking with non-insoles, soft (silicone), semi-rigid (polyform) and rigid (steel) insoles at one-day intervals. Functional conditions affecting the foot were evaluated with the Foot Function Index (FFI). No relationship was found between the Foot Function Index (FFI) and the severity of pes planus. No difference in %MIC values was observed between the insoles, soft (silicone) semi-rigid (polyform) and rigid (steel) insoles in the same phase of gait. A significant difference was found between the heel strike (0-10%) phase of gait and the swing (60-100%) phases of gait in terms of %MIC value in the emg measurement taken from the tibialis anterior with a rigid (steel) insole. In the emg measurement taken from the peroneus longus muscle with a semirigid (polyform) insole, a significant difference was found between the mid-stance (10%-40%) phase of the gait and the swing (60-100%) phases in terms of %MIC value. While rigid (steel) insoles reduce tibialis anterior muscle activation in heel strike phase compared to swing phase, semirigid (polyform) insoles increase peroneus longus muscle activation in mid-stance phase of gait compared to swing phase.

KEYWORDS: Pes planus, Flat feet, Insole, Muscle activity

İÇİNDEKİLER

Sayfa

KABUL VE ONAY SAYFASI	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
ETİK BEYAN	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ŞEKİL LİSTESİ	ix
TABLO LİSTESİ	x
FOTOĞRAF LİSTESİ	xi
KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ	xii
TEŞEKKÜR	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 Ayak Biyomekanikliği	4
2.2 Normal Yürüyüş	7
2.3 Pes Planus	9
2.3.1 Pes Planus Biyomekanisi ve Gelişimsel Anatomisi	10
2.3.2 Pes Planus Patomekanikliği ve Vücut Üzerine Etkisi	14
2.3.3 Pes Planus Değerlendirmesi	16
2.3.4 Pes Planus Tanısında Kullanılan Yöntemler	19
2.3.5 Pes Planus Tedavisi	24
2.3.6 Pes Planusta Ortez Tedavisi	26
3. GEREÇ VE YÖNTEM	32
3.1 Bireyler	32
3.1.1 Bireylerin Dahil Olma ve Dışlanma Kriterleri	32
3.2 Yöntem	34
3.2.1 Katılımcıların Tanımlayıcı Özelliklerinin Belirlenmesi	34
3.2.2 Pes Planus Varlığının Belirlenmesi	34
3.2.3 Ayak Fonksiyon İndeksi	36
3.2.4 Kas Aktivasyonunun Değerlendirilmesi	37
3.2.5 Tabanlık Seçimi	40
3.2.6 EMG Sinyal Analizi	42
4. BULGULAR	46
4.1 Betimsel İstatistik Sonuçları	46
4.2 Pes Planus Şiddeti ile Vücut Kitle İndeksi (VKİ) Ve Yaş Arasındaki İlişkinin İncelenmesi	47
4.3 Ayak Fonksiyon İndeksi (AFİ) Sonuçları	48
4.3.1 Ayak Fonksiyon İndeksi (AFİ) Skorları ile Vücut Kitle İndeksi (VKİ) ve Yaş Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi	48
4.3.2 Pes Planus Derecesi ile Ayak Fonksiyon İndeksinin (AFİ) Değerleri Arasındaki İlişkinin İncelenmesi	49
4.4 Tekrarlı Ölçümlere İlişkin Tabanlık Değişkenlerinin Karşılaştırma Sonuçları	50
5. TARTIŞMA	59
5.1 Araştırmaya Katılan Bireylerin Betimsel Analizlerinin İncelenmesi	59

5.2 Pes Planusun Derecelendirmesinde Kullanılan Gereçlerin Değerlendirilmesi	61
5.3 AFI ile VKİ, Yaş ve Pes Planus Derecesi Arasındaki İlişkinin İncelenmesi	62
5.4 Tekrarlı Ölçüm Analizlerinde Kullanılan EMG Yönteminin ve Analiz Sonuçlarının İncelenmesi	63
5.5 Limitasyonlar	67
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	68
6.1 Sonuçlar	68
6.2 Öneriler	68
6.3 Çalışmamızın Fizyoterapi Bilimine Katkısı	69
7. KAYNAKLAR	70
8. EKLER	82



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1. Ayağın dönüş ekseninin yaptığı açılar (3)	5
Şekil 2.2. Subtalar eklemin düzlemlerle yaptığı açılışmalar (3)	6
Şekil 2.3. Normal ayakta çıkırık mekanizması (A) ve Pes planuslu bir ayakta çıkırık mekanizması (B) (3)	12
Şekil 2.4. Too many toes işareti (93)	17
Şekil 2.5. Parmak kaldırma testi (95)	18
Şekil 2.6. Pes planus (a), Flexible pes planus (b) ve Rijit pes planus (c)	19
Şekil 2.7. Valgus indeks $VI = \frac{1}{2}AB - AC \times (100/AB)$	21
Şekil 2.8. A – ön ayak; B – orta ayak; and C – topuk. (i.e. Arch index = $B/[A+B+C]$ (101,112).	22
Şekil 2.9. Ayak izi indeksleri ve ilgili parametreleri: a: Sztriter-Godunov index (KY); b: Clarke's angle index (CA); c: Chippaux-Smirak index (CSI); d: Staheli index (SI). (114)	23
Şekil 3.1. Çalışma akış çizelgesi	33
Şekil 4.1. Tibialis anterior kasının tabanlıksız ve soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklarla yürüyüş fazlarındaki %MİK (yüzde maksimum izometrik kontraksiyon) ortanca değerleri	51
Şekil 4.2. Peroneus longus kasının tabanlıksız ve soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklarla yürüyüş fazlarındaki %MİK (yüzde maksimum izometrik kontraksiyon) ortanca değerleri	53
Şekil 4.3. Gastrocnemius kasının tabanlıksız ve soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklarla yürüyüş fazlarındaki %MİK (yüzde maksimum izometrik kontraksiyon) ortanca değerleri	55
Şekil 4.4. Soleus kasının tabanlıksız ve soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklarla yürüyüş fazlarındaki %MİK (yüzde maksimum izometrik kontraksiyon) ortanca değerleri	57

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 4.1. Bireylerin fiziksel özelliklerinin incelenmesi	46
Tablo 4.2. Bireylerin sosyodemografik özellikleri.....	46
Tablo 4.3. Bireylerin Dominant ve Nondominat Clarke açısı ve Ayak Postür İndeksi (APİ) değerleri.....	47
Tablo 4.4. Bireylerin dominant ve nondominant Clarke açısı ve Ayak Postür İndeksi (APİ) değerleri ile yaş ve vücut kitle indeksi (VKİ) arasındaki ilişki.....	48
Tablo 4.5. Katılımcıların Ayak Fonksiyon İndeksi (AFİ) değerleri.....	48
Tablo 4.6. Bireylerin Ayak fonksiyon indeksi (AFİ) skorları ile vücut kitle indeksi (VKİ) ve yaş arasındaki ilişki.....	49
Tablo 4.7. Bireylerin Dominant Clarke açısı ve Ayak Postür İndeksi (APİ) değerleri ile Ayak Fonksiyon İndeksi (AFİ) skorları arasındaki ilişki.....	50
Tablo 4.8. Tibialis anterior kas fonksiyonunun tabanlıksız ve tabanlılık değişkenleri ile yürüyüşün yüzdelik fazları arasında ve her fazın kendi içinde karşılaştırılması	52
Tablo 4.9. Peroneus longus kas fonksiyonunun tabanlıksız ve tabanlılık değişkenleri ile yürüyüşün yüzdelik fazları arasında ve her fazın kendi içinde karşılaştırılması	54
Tablo 4.10. Gastrocnemius medialis kas fonksiyonunun tabanlıksız ve tabanlılık değişkenleri ile yürüyüşün yüzdelik fazları arasında ve her fazın kendi içinde karşılaştırılması.....	56
Tablo 4.11. Soleus kas fonksiyonunun tabanlıksız ve tabanlılık değişkenleri ile yürüyüşün yüzdelik fazları arasında ve her fazın kendi içinde karşılaştırılması	58

FOTOĞRAF LİSTESİ

Sayfa

Fotoğraf 3.1. Podoskop cihazı (sol) Podoskop üzerinde ayak izi (sağ)	35
Fotoğraf 3.2. Siyah karton üzerindeki ayak izi	35
Fotoğraf 3.3. Angle Meter uygulaması (sol) Angle Meter uygulamasıyla açının hesaplanması (sağ)	36
Fotoğraf 3.4. yEMG cihazı	38
Fotoğraf 3.5. Elektrot yerleşimi	38
Fotoğraf 3.6. Soft (silikon) tabanlığın üstten ve yandan görünüşü	41
Fotoğraf 3.7. Semirijit (poliform) tabanlık üstten ve yandan görünüşü.....	41
Fotoğraf 3.8. Rijit (çelik) tabanlık üstten ve yandan görünüşü.....	41
Fotoğraf 3.9. Tibialis anterior kasının maksimum izometrik kontraksiyon ham yEMG görüntüsü	43
Fotoğraf 3.10. Tibialis anterior kasının filtrelenmiş kareler ortalamasının karekök grafiği	43
Fotoğraf 3.11. Tibialis anterior kasının yürüyüş sırasındaki ham yEMG görüntüsü	44
Fotoğraf 3.12. Tibialis anterior kasından alınan emg verisinin yürüyüş fazlarına ayrılmış hali: A: Yük aktarımı B:Taban teması ve Orta duruş C: İtme D: Sallanma	44

KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ

AbH	: Abduktor Hallucis Longus
AFI	: Ayak Fonksiyon İndeksi
AFO	: Ankle Foot Orthose
API	: Ayak Postür İndeksi
CA	: Clarke Açısı
CSI	: Chippaux-Smirak İndeksi
EMG	: Elektromiyografi
yEMG	: Yüzeyel Elektromiyografi
KOK	: Kare Ortalamalarının Karekök Değerleri
MİK	: Maksimum İzometrik Kontraksiyon
MLA	: Medial Longitudinal Ark
PTT	: Posterior Tibial Tendon
PTTY	: Posterior Tibial Tendon Yetmezliği
SI	: Staheli Ark İndeksi
TA	: Tibialis Anterior

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın planlanmasında ve yürütülmesinde yanımda olan ve benden desteğini esirgemeyen değerli hocam Doç. Dr. Tamer ÇANKAYA'ya teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimim boyunca kendisinden değerli bilgiler edindiğim, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Başkanı Doç. Dr. Nuriye Özengin'e teşekkür ederim.

Eğitim hayatım süresince üzerimde emeği olan tüm hocalarıma teşekkür ederim.

Bilgilerini benden esirgemeyip destek olan Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi'nde görev yapan Dr. Öğr. Üyesi. Sezen TEZCAN ve Karabük Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu'nda görev yapan Öğr. Gör. Ece ACAR'a teşekkür ederim.

Beni her zaman destekleyen, yanımda olan sevgili aileme teşekkür ederim.

1. GİRİŞ

Pes planus, ağırlık aktarma sırasında ayağın medial longitudinal ark (MLA) yüksekliğinin ortadan kalkması veya arkın anormal derecede düşüklüğü olarak tanımlanmaktadır (1). Konjenital veya edinsel bir durum olmakla birlikte talus medial rotasyonu, medial ark yüksekliğinin azalması ve ön ayak supinasyon ve abduksiyonu gibi özelliklere sahiptir (2). Pes planusun kesin nedeni belirlenmemiş olsa da, genetik faktörler, edinsel faktörler (örneğin, yanlış ayakkabı tipi giymek veya asfalt veya beton yüzeylerde uzun süreli yürümek), felç, pronasyonlu ayak veya obezite pes planusa neden olabilir (3). Gerçek prevalansı, pes planusu tanımlamak için kesin klinik veya radyografik kriterlerin bulunmaması nedeniyle belirsizdir (4). Ancak yetişkin popülasyonda, farklı araştırmacılar tarafından yapılan çalışmalarda prevalansın yaklaşık %5 ila 14 olduğu bildirilmektedir (5,6) ve yetişkin popülasyonda, hafif limitasyonlardan ciddi disabiliteye yol açan ağrıya kadar değişken klinik sonuçları olan tesadüfi bir bulgu ya da semptomatik bir durum olarak kendini göstermektedir (7).

Ayağın medial longitudinal arkı ayakta duruş ve yürüyüş sırasında şok absorpsiyonu ve kuvvet iletimiyle ilişkilidir (8). Pes planus nedeniyle, ayakta yük düzgün bir şekilde dağıtılamamakta ve bu durum intrinsik ve ekstrinsik kasların kas aktivitesini değiştirmektedir (9). Yapılan çalışmalar pes planus sebebiyle alt ekstremité kas aktivitesinin, yürüyüş sırasında veya tek bacak üzerinde iken, normal ayağına göre daha yüksek veya daha düşük olduğunu bildirmektedir (10,11).

Pes planusun sebep olduğu durumlar genellikle bir tür ortotik cihaz kullanılarak tedavi edilir. Bu tür cihazlar stabilite sağlamak ve ayak arkını yeniden hizalamak için tasarlanmaktadır ve hastaların semptomlarını hafifletmede belirgin bir başarıya sahiptir (12–15). Biyomekanik çalışmalar, orteز tabanlıkların ark hizalamasını geliştirdiğini, yürüme sırasında duruş fazının süresini artırdığını ve hem ayağın maksimum pronasyon açısını hem de tibial iç rotasyonu azalttığını göstermektedir (16–19). Pes planuslu kişilerde tabanlıkların yürüyüş sırasındaki alt ekstremité kas elektromiyografik aktivasyonunu değiştirdiğini gösteren çalışmalar da mevcuttur (10,20,21). Ancak kullanılacak tabanlıkların dizaynı hakkında fikir birliği sağlanamıştır. Örneğin Mundermann ve ark. (22) farklı tabanlıklar

tasarımlarının (düz, posting, custom-molding, posting ve custommolding) kullanıcının konforu, ayak kinematiği, kinetiği ve kas aktivasyonu üzerinde farklı etkiler yarattığını bulmuşlardır. Eng ve Pierrynowski (19) yumuşak ortez kullanımının patello-femoral ağrı sendromlu ve pes planuslu hastaların sagittal düzlem hareketleri üzerinde belirgin bir etkisi olmadığını, ancak frontal düzlemde talokrural / subtalar eklemin açısını transvers ve frontal düzlemde 1-3° oranında azalttığını bildirmişlerdir. Nigg ve ark. (23) yaptığı farklı bir çalışmada ise dört farklı tipte viskoelastik iç tabana sahip koşu ayakkabısı giyen bir grup sağlıklı koşucunun kinetik ve kinematik analizleri sonucunda, farklı tabanlıkların ölçülen değerler üzerinde kayda değer bir etkisi olmadığı rapor edilmiştir. Mevcut literatüre bakıldığında pes planuslu bireylerde farklı malzemelerden yapılan tabanlıkların kas aktivitesi üzerine etkisinin belirsiz kaldığı görülmektedir. Bu nedenle farklı malzemelerin kullanıldığı (soft, semirijit ve rijit) MLA takviyeli tabanlıkların kas aktivasyonu üzerine etkinliğini değerlendiren ve normal ayak arkına sahip bireylerle karşılaştırmasının yapıldığı bir çalışmanın literatürdeki bu eksikliğini giderebileceğini düşünmekteyiz.

Pes planuslu bireylerde farklı dizayn tabanlıkların kas aktivasyonu üzerine etkinliğinin incelendiği çalışmalardan (20,21) yola çıkarak kurduğumuz hipotez kullanılacak materyalin kas aktivasyonunu değiştireceği yönündedir. Bacak, bel ağrısı, kuvvetsizlik yürürken çabuk yorulma gibi sebeplerle enerji tüketimi, fiziksel uygunluk ve yaşam kalitesi etkilenen pes planuslu bireylerde (7,24-26), uygun tabanlık seçimi, fonksiyonelliği etkileyen olumsuz durumların elimine edilmesine katkı sağlayabilir.

Bu çalışmanın amacı, pes planusu olanlarda farklı materyalden yapılmış tabanlıkların alt ekstremita kas aktivasyonuna üzerine etkisini incelemektir.

Çalışmanın hipotezleri şu şekilde sıralanabilir:

1. H0: Pes planusta tabanlık kullanımı yürüyüş sırasında alt ekstremita kas aktivasyonunun değiştirir.

H1: Pes planusta tabanlık kullanımı yürüyüş sırasında kas aktivasyonunu değiştirir.

2. H0: Pes planusta yürüyüş sırasında, farklı tip materyalden yapılmış tabanlıklarla elde edilen kas aktivasyonları birbirinden farklı değildir.

H1: Pes planusta yürüyüş sırasında, farklı tip materyalden yapılmış tabanlıklarla elde edilen kas aktivasyonları birbirinden farklıdır.

3. H0: Pes planusta farklı tip materyalden yapılmış tabanlık kullanımı yürüyüşün farklı fazlarında alt ekstremité kas aktivasyonunu farklı etkilemez.

H1: Pes planusta farklı tip materyalden yapılmış tabanlık kullanımı yürüyüş ün farklı fazlarında alt ekstremité kas aktivasyonunu farklı etkiler.



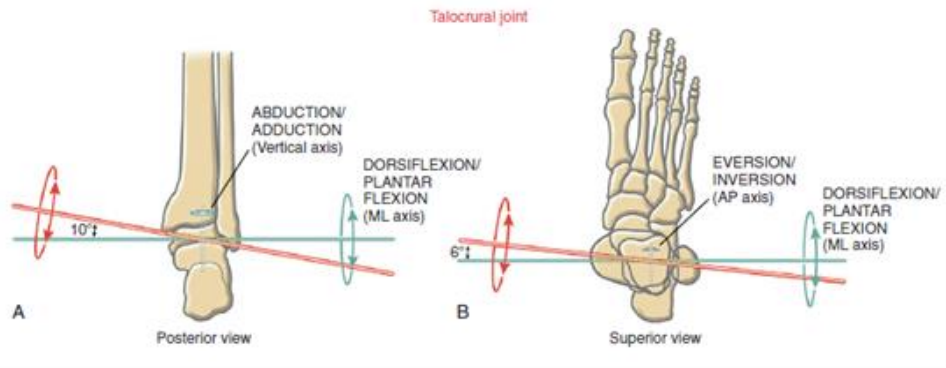
2. GENEL BİLGİLER

2.1 Ayak Biyomekaniği

Ayak, üzerine binen yükleri karşılayabilmesiyle stabil, yer değiştirme sırasında çevreye adapte olarak vücut ile zemin arasında bağlantı kurulmasını sağlamasıyla dinamik bir organdır (14). Ağırlık taşıma sırasında rotasyonel kuvvetlere, dinamik aktivitelerde ise yerle temasından kaynaklanan reaksiyon kuvvetine maruz kalır ve bu durum ayağın ve alt ekstremitenin yapısal bileşenleri üzerindeki stresleri absorbe etmek veya dağıtmak için vücudun geri kalanıyla birlikte çalışmasını gerektirir. Mevcut anatomik yapılar ve birbiriyle olan karmaşık ilişkisi ayağın bu iki yönlü fonksiyonunu gerçekleştirmesini sağlamaktadır (27).

Tibiotalar eklem, alt bacağın distal tibia ve fibula ile talus arasındaki bağlantıyı oluşturur. Bu eklemin yük taşıyan yönü tibiotalar ara yüzeydir (28). Değişken olmakla beraber, kompresif kuvvetlerin yaklaşık %90 ila %95'i talus ve tibiadan geçer; kalan %5 ila %10'u talusun ve fibula'nın lateral bölgesinden geçer (3).

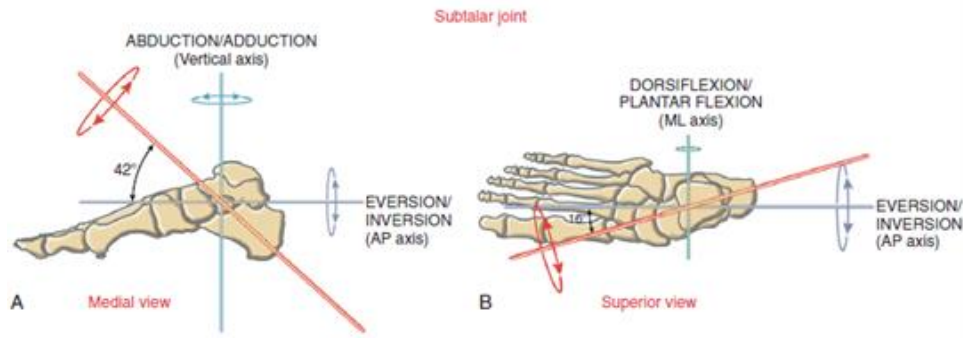
Ayak bileği eklem kompleksinin sagittal düzlemdeki dönme eksenini, medial ve lateral malleollerden geçen çizgi etrafında oluşmaktadır. Koronal düzlem dönme eksenini, frontal düzlemde, malleoller ile tibianın uzun eksenini arasındaki kesişme noktası çevresinde oluşur. Enine düzlem dönme eksenini ise ayağın orta hattını kesen tibianın uzun eksenini etrafında oluşur (28). Dönüş eksenini, medial-lateral eksenden 6° sapma gösterirken, frontal düzlemde yaklaşık 10° sapma gösterir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Ayağın dönüş ekseninin yaptığı açılar (3).

Ayak bileği eklemının temel hareketleri, sagital düzlemde meydana gelen dorsifleksiyon; horizontal düzlemde meydana gelen ab-/addüksiyon ve frontal düzlemde meydana gelen inversiyon-eversiyondur (29). Hem subtalar hem de tibiotalar eklemlerdeki bu hareketlerin kombinasyonları, supinasyon ve pronasyon adı verilen üç boyutlu hareketler yaratır (30). Literatürde birkaç çalışma, sagital düzlemde, 10 ila 20 derece dorsifleksiyondan 40-55 derece plantarfleksiyona hareket eden, 65 ile 75 derece arasında genel bir eklem hareket açıklığı olduğunu göstermiştir (31,32). Frontal düzlemdeki toplam hareket açıklığı 23 derece inversiyon, 12 derece eversiyon ile yaklaşık 35 derecedir (33).

Kalkaneusun dışbükey arka yüzü ve talusun karşılık gelen içbükey yüzü nedeniyle, subtalar eklem hareketi, rotasyon, translasyon veya her ikisinin bir kombinasyonu olarak tanımlanabilir (33). Bireyler arasında farklılık gösterse de rotasyon eksenini, posteriolateral yönde topuktan geçen ve subtalar eklemden de anteriomedial ve superior yönde uzanan bir eksen olarak konumlanır. Bu eksen horizontal düzlemle 42°, sagital düzlemle de 16°'lik bir açışma yapar (Şekil 2.2). Bununla birlikte, literatürde subtalar eklem hareketinin eksenini belirlemede kullanılan yöntemlerin farklılığı sebebiyle hareket ekseninin dereceleri farklı bulunmuştur (34-37) .



Şekil 2.2. Subtalar eklem düzlemleriyle yaptığı açılışmalar (3).

Subtalar eklem pronasyonu ve supinasyonu, kalkaneusun talusa göre (veya ayak dikildiğinde tersi) dönme eksenine dik bir yayda hareket etmesiyle oluşur. Statik pozisyonda, kalkaneus sabit talusa göre kayma hareketi meydana gelirken pronasyon ve supinasyon açığa çıkar. Supinasyon sırasında kalkaneus talusun altında öne, aşağıya ve mediale doğru; pronasyon sırasında arkaya, yukarıya ve yana doğru hareket eder (13). Ağırlık aktarma sırasında ise, örneğin yürüyüşün duruş fazı sırasında olduğu gibi, kalkaneus nispeten sabitken, pronasyon ve supinasyon meydana gelir. Bu durum, bacak ve talusun stabil kalkaneus üzerinde rotasyonunu (ortak bir birim olarak) içeren karmaşık kinematik gerektirir. Ayak sabitken pronasyon meydana geldiğinde, bacak içe doğru döner, mediale kayar; supinasyon tam tersi sonuçlar verir (14).

Grimson ve ark. yaşları 9 ile 79 arasında değişen 120 sağlıklı birey üzerinde yaptıkları çalışmada, subtalar eklemdaki inversiyonun $22,6^\circ$, eversiyonun da $12,5^\circ$ olduğunu bildirmişlerdir (31). Farklı çalışmalardaki hareket aralığının değişkenliği, hareket açıklığının belirlenmesinde kullanılan farklı tekniklerin kullanılmasıyla açıklanmaktadır (38).

Midtarsal eklem hareketi, longitudinal eksen ve oblik eksen olmak üzere 2 eksen de gerçekleşir. Longitudinal eksen de esas olarak inversiyon ve eversiyon meydana gelirken, oblik eksen de abduksiyon ile dorsifleksiyon; adduksiyon ile plantar fleksiyonun bir kombinasyonu gerçekleşir (3).

Midtarsal eklem subtalar eklem ile güçlü bir fonksiyonel ilişkisi vardır. Bu iki eklem, tüm ayağın pronasyon ve supinasyon duruşlarının büyük çoğunu kontrol etmek için iş birliği içinde çalışır. Subtalar eklem pronasyona hareket

ederken, midtarsal eklem pronasyona doğru çekilir ve bu da MLA'nın düzleşmesine ve ayağın esnekliğinin artmasına neden olur. Subtalar eklem supinasyona geçerken, midtarsal eklem supinasyona doğru çekilir, bu da arkın yükselmesine ve ayağın rijitliğinin artmasına neden olur (14).

Metatarsofalangeal eklemler çift eksenlidir ve saf dorsifleksiyon/plantarfleksiyon ve abduksiyon/addüksiyon sağlar. Abduksiyon ve addüksiyon hareketi limitlidir. Parmaklar nötral pozisyondayken, pasif olarak 65°'lik ekstansiyon ve 30°-40°'lik de fleksiyona açığa çıkabilmektedir. Bunun yanında başparmak 85°'lik ekstansiyon hareketi ile daha çok hareket açıklığına sahiptir (39).

İnterfalangeal eklemler, fleksiyon/ekstansiyona izin veren menteşe tipi eklemleridir (14). Fleksiyon hareket genişliği ekstansiyondan fazla ve hareket proksimalde distal eklemlerden daha büyüktür. Ekstansiyon hareketi ayak parmağı fleksör kasları ve plantar bağlarındaki pasif gerilim ile limitlenmiştir (3).

Farklı eklem eksenlerinin konumundaki varyasyonun yanı sıra, arka ayağa göre ön ayağın statik varus/valgus pozisyonunda değişiklikler de vardır. 234 asemptomatik ayakta yapılan bir incelemede, %86.7'si varus, %8.8'i valgus ve %4.6'sı nötr ön ayak -arka ayak ilişkisi gösterilmiştir (40). Ayağın statik özellikleri, yürüme ve koşmaya karşı dinamik tepkisini etkileyecektir.

2.2 Normal Yürüyüş

Normal yürüyüş döngüsü duruş ve salınım fazı olmak üzere ikiye bölünür. Duruş fazı, döngünün ağırlık taşınan kısmıdır ve topuk vuruşuyla başlar, parmak kalkışıyla sonlanır. Kendi içinde bölümlere ayrılır; topuk vuruşu, taban teması, orta duruş, topuk kalkışı ve parmak kalkışı (41).

Yürüyüş sırasında sağlıklı bir mobilizasyonun devam ettirilebilmesi için ekstrinsik ve instrinsik kasların dengeli çalışması son derece önemlidir. Ayak bileği çevresi kas aktivasyonlarındaki değişimler stabilizasyon ve hareketin devamlılığına hizmet etmektedir. Ayağın güçlü bir supinatör kası olan tibialis posterior, yürüyüş döngüsünün %5 ila %55'i arasında aktiftir. Tibialis posterior, ayağın pronasyonunu döngünün %5 ila yaklaşık %35'i arasında yavaşlatır ve döngünün %35 ila %55'i arasında (orta duruştan parmak kalkışına kadar) ayağı supinasyona uğratar. Tibialis

anteriorun iki aktivasyon periyodu vardır. İlk güçlü aktivasyonu topuk vuruşunda, ayak bileğinin pasif plantar fleksiyonunu yavaşlatmak için eksantrik aktivasyonudur. Tibialis anteriorun ikinci aktivasyon periyodu salınım fazı sırasında meydana gelir. Buradaki aktivasyonun amacı, ayak parmakları yerden kaldırmak için ayak bileğinde yeterli dorsifleksiyonu sağlamaktır. Peroneus brevis ve longus, yürüme döngüsünün yaklaşık %10'undan parmak kalkışının hemen öncesine kadar aktiftir. Plantar fleksör işlevine ek olarak, tibialis posterior ve diğer derin posterior kasların aktivasyonunun neden olduğu güçlü inversiyon etkisine karşı koymaya yardımcı olur. Soleus ve gastrocnemius (triceps surae), yürüyüş döngüsünün ilk %10'luk kısmı dışında, duruş fazının çoğu boyunca aktiftir. Bu dönemde ayağın plantar fleksiyonu, ayak bileği dorsifleksörlerinin eksantrik hareketiyle kontrol edilir. Yürüme döngüsünün yaklaşık %10'undan topuk kalkışına kadar (yürüme döngüsünün yaklaşık %30 ila %40'ı) eksantrik olarak aktiftir (3,42,43) .

Kasların sıralı aktivasyonu yürüyüş fazlarına özgü hareket paternlerinin ortaya çıkmasını sağlar. Topuk vuruşu sırasında tibialis posterior tendonu, ayak bileği fleksörlerinin ilk kasılanıdır (44). Topuk vuruşuyla beraber tibia nötr pozisyonundan yaklaşık 5 derece içe döner, arka ayak valgusa ve ayak bileği plantar fleksiyona gider (41,45). Tibialis posterior kası eksantrik kasılarak ark düşüşünü ve eversiyonu kontrol ederek şok absorpsiyonu yapar (44,46). Arka ayak kompleksinin pronasyonu, ön ayağın zemin varyasyonuna adapte olmak için midtarsal eklemi kilidinin açılmasına izin verir ve destekleyici uzuv için bir şok emici mekanizma sağlar (47).

Yürüyüş döngüsünün taban teması- orta duruş fazı sırasında, ağırlık ikinci metatars seviyesinde ayağın ortası üzerinde merkezlenir. Vücudun ağırlık merkezi ayağın üzerinde ileriye doğru hareket ederken ve topuk kalkışına yaklaşıldığında, ayak bileği dorsifleksiyon yaparken tibia dışa doğru döner (45,46).

Topuk kalkışından hemen önce, tibialis posterior, arka ayağı inversiyona getirmek ve midtarsal eklemi kilitlemek için konsantrik kasılmaya başlar. Arka ayak kompleksi aktif olarak inversiyona ve varus pozisyonuna gelir. Ayağın varus pozisyonunda bu şekilde kilitlemesi, MLA'yı yeniden yükselterek medial kolondan sert bir kaldıraç oluşturur. MLA'nın stabilitesi, tibialis posterior

tarafından kilitli bir midtarsal eklem yaratılarak korunursa, triseps surae tarafından üretilen plantarfleksiyon momenti ark yoluyla metatars başlarına iletilir. Topuk kalkarken tüm rijit ayak metatarsallar üzerinde plantar fleksiyon yapar, falanksalar yerde sabit kalır. Bu, ayağı itme fazı sırasında supine eden çıkırık mekanizmasını harekete geçirir. Bu karmaşık hareket ve işlev, taşıma ağırlığının etkisini absorbe etmek için kısmen çökebilen bir medial kavise ve ambulasyon sırasında itme için rijit bir kol sağlamak üzere yeniden yapılandırılabilmesine yatkın hale getirir. Topuk kalkışı boyunca tibialis posterior supinasyona devam eder (45,48).

Parmak kalkışı sırasında, ayak ekstansörlerinin, özellikle tibialis anteriorun konsantrik kasılması nedeniyle ayak supinasyonda olmalı ve sallanma fazı sırasında supinasyonda kalmalıdır. Topuk kalkışı sırasında tibialis anteriorun kuvvet kaybı veya ayağın supinasyon kaybı, kişinin sallanma fazı sırasında ayağını dışa dönük ve plantar fleksiyonda taşımasına neden olur (45,47).

2.3 Pes Planus

Pes planus, halk dilinde düztabanlık olarak adlandırılan (49), pesplanovalgus, kalkaneovalgus, düşük ark olarak da tanımlanan genel bir terimdir (45). Etiyolojisinde birçok faktörün rol oynadığı bilinmekle beraber, genellikle gelişimsel ve edinsel olmak üzere iki grupta incelenebilmektedir.

Çocuklarda gelişimsel pes planus görülebilmektedir ve semptomatik veya asemptomatik, esnek veya rijit olabilmektedir (50). Nedeni tarsal koalisyon, konjenital vertikal talus veya aksesuar naviküler kemik gibi anormal kemik ve eklem gelişimi olabilir. Marfan veya Ehlers Danlos'tan kaynaklanan genel bağ gevşekliğinin yumuşak dokusu da düztaban deformitesine yol açabilir (51).

Sağlıklı doğan çocuklar ayak tabanındaki yağ yastığının varlığından düztaban olarak doğarlar ve medial arkın tam olarak gelişmesi 7-10 yaşına kadar sürebilir. Bu çocukların büyük çoğunluğu asemptomatiktir ve herhangi bir fonksiyonel eksiklik yoktur (50). Pfeiffer ve ark. yaptığı bir araştırmada 3-6 yaş arası çocukların %44'ünde düztabanlık (5-20 derece valgus) görülürken aynı grupta patolojik (20 dereceden fazla valgus) düztaban oranı %1 den az bulunmuştur (52). 10 yaşından sonra bile, yetişkin popülasyonun yaklaşık %20'sinde çoğunlukla asemptomatik esnek düztabanlığın bulunduğu gerçeğinden dolayı tam bir ark gelişmeyebilir (53).

Yetişkin düztabanlık, gelişimsel bir nedenden kalan düztabanlık deformitesi veya edinsel düztabanlık olarak sınıflandırılabilir. Edinilmiş yetişkin düztabanlığın en yaygın nedeni, tipik olarak tek taraflı olan ve esnekten rijit yetişkin düztabanlığına ilerleyen posterior tibial tendonun disfonksiyonudur. Diğer nedenler travma, artrit türleri, ayakta uzun süreli veya olağandışı stresler, kusurlu biyomekanikler olup normal yaşlanma sürecinin bir parçası olarak da gelişebilir. En yaygın olarak, bu faktörlerin birkaçının bir kombinasyonudur. Düztabanlık, hamilelik sırasında, ağırlık ve elastikiyet sebebiyle de gelişebilir (50).

Deformiteye katkıda bulunabilecek birden fazla faktör nedeniyle her durumda düztabanlığın kesin nedenini tanımlamak zordur. Yetişkin pes planusun değerlendirirken, arka ayak ve orta ayaktaki temel kas ve bağ yapılarının anlaşılmasını gerekmektedir. Bu yapılar arkın dinamik ve statik stabilitesini sağlamakta ve pes planus patomekanizmasının parçası olan olaylar zincirinden etkilenmektedir (48).

2.3.1 Pes Planus Biyomekanisi ve Gelişimsel Anatomisi

Düztabanlıkta en yaygın yapısal farkın, ayağın aşırı pronasyonuna neden olan arka ayak varusu olduğu bulunmuştur (54). Bununla birlikte talus medial rotasyonu, ön ayak supinasyon ve abdüksiyonu gibi özelliklere sahiptir (2). Bu değişiklikler, MLA'nın çökmesine neden olarak ark yüksekliği kaybına neden olur. Hem ağırlık taşınan hem de ağırlık taşınmayan pozisyonlarda bu kemer yüksekliği kaybı gözlemlendiğinde, rijit düztabanlık olarak adlandırılır. Aksine, ağırlık taşınmayan durumda normal bir MLA yüksekliği mevcut olduğunda ve ağırlık taşıma ile çöktüğünde esnek düztabanlık olarak tanımlanır (55).

Ayakta 26 kemik, 10 majör dış tendon, 30'dan fazla eklem ve çok sayıda intrinsik miyotendinöz birim ve ligamentler ayak arklarını oluşturacak şekilde düzenlenmiştir (45). Arklar ve etkileşimde bulunduğu anatomik yapılar sayesinde ayak, ayakta duruş postürünü desteklemek için sabit bir yüzey sağlamanın yanı sıra, yere çarptığında darbeyi dağıtan ve vücudun ağırlığını kabul eden esnek yapıdan parmak kalkışıyla birlikte vücudu ilerleyişini sağlayan rijit bir yapıya dönüşebilir (56).

Ayak arkları, longitudinal lateral ark, medial ark, distal tarsal kemikler seviyesinde bir transvers ark olmak üzere birbiriyle kesişen 3 arktan oluşmaktadır.

MLA kalkaneusun posteromedialinden başlar, talus, navikula, üç küneiform ve birinci, ikinci, üçüncü metatarsal kemikler tarafından oluşturulur. Lateral longitudinal arka kıyasla daha kısa ve esnek yapısıyla yürüyüş sırasında dinamik olarak şekil değiştirir. Lateral longitudinal ark kalkaneustan başlar, küboid, dördüncü ve beşinci metatarsal kemikler tarafından oluşturulur. Daha düz, daha sert, lateral ark zeminle temas sırasında destek için sağlam bir temel sağlar (3). Transvers ark ise proksimalde cuneiform ve kuboid kemiklerden başlar, metatars başlarında sonlanır ve diğer arkların stabilitesine katkıda bulunur (57). Bu arklar anatomik ve biyomekanik olarak birbiriyle ilişki içerisinde; birindeki yetersizlik diğerlerinde işlev bozukluğuna yol açar (58,59).

Statik ve dinamik bileşenler medial ark dizilimi ve stabilizasyonu için gereklidir. Statik bileşenler nispeten düşük stres altında veya statik duruma yakın koşullar sırasında ayağı desteklemek için yeterliken, aktif kas kuvvetleri, parmak uçlarında durmak, yürümek, zıplamak veya koşmak gibi, ayağa binen stresler ve yükler daha büyük ve daha dinamik olduğunda arkı desteklemeye yardımcı olur. En önemli statik stabilizatörler spring ligament, talokalkaneal bağlar, deltoid bağlar, plantar fasya ve tarsometatarsal eklem kompleksidir. Tibialis posterior, fleksör digitorum longus, fleksör hallucis longus, peroneus longus ve gastrocnemius ve soleus kasları başlıca dinamik stabilizatörlerdir (45,59,60).

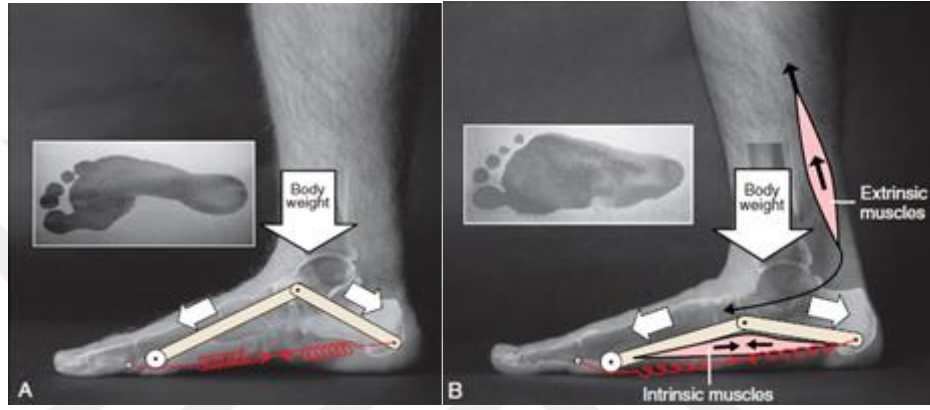
Plantar fasya, MLA'nın önemli bir pasif stabilizatörüdür. Hicks tarafından ark şeklinde bir köprüye benzetilen insan ayağında, kemikler ve eklemler köprünün taşlarını oluştururken plantar fasya bu köprünün iki ucu arasındaki bağlantıyı oluşturmaktadır (61).

Aktif parmak ekstansiyonu plantar fasyayı gererek MLA'da gerginlik yaratır. Parmak uçlarında duruş veya yürüyüşün itme fazı sırasında plantar fasyadaki gerilim sayesinde arkı yükseltilmesini sağlayan bu mekanizmaya *çıkırık mekanizması* denilmektedir (3).

Ayakta duruşta ise vücut ağırlığı talusu aşağıya doğru bastırma ve MLA'yı düzleştirme eğilimindedir. Bu hareket kalkaneus ve metatars başları arasındaki mesafeyi arttırır ve plantar fasyayı gerer. Plantar fasyadaki gerilim, yük altındaki

arkta sadece minimal bir düşüşe izin verir. Fasya bu sefer bir kiriş gibi hareket ederek vücut ağırlığını destekler ve şok absorpsiyonunu sağlar (3,48).

Anormal şekilde düşmüş bir MLA ile aşırı gerilmiş ve zayıflamış plantar fasya, vücut ağırlığını yeterince kabul edemez veya dağıtamaz. Sonuç olarak, çeşitli ekstrinsik ve intrinsik kaslar ark için ikincil bir destek kaynağı olarak aktifleşmek durumundadır (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Normal ayakta çıkırık mekanizması (A) ve Pes planuslu bir ayakta çıkırık mekanizması (B) (3).

Huang ve ark (62), kadavra ayaklarında ark stabilitesine en büyük katkıyı plantar fasyanın sağladığı, onu plantar ligamentler ve spring ligamentinin izlediğini gösterdi. Thordarson ve ark (63), kadavrada metatarsal falanks eklemlerinde dorsifleksiyonunda, plantar aponevrozun arkın en belirgin destekçisi olduğunu, posterior tibial, fleksör hallicus longus, fleksör digitorum longus, peroneus longus ve brevis tendonları arkın daha az destekleyici rolüne sahip olduğunu belirtmiştir.

Spring Ligament kompleksi, medial arkın diğer önemli stabilizatörüdür. Bu kompleksin birincil işlevi, talokalkaneonaviküler eklemin çok düzlemli hareketini kontrol etmektir (22). Posterior tibial tendon (PTT) ile ilişkisinin araştırıldığı çalışmalarda, PTT'nin spring ligamente doğrudan mekanik destek sağladığı ve böylece MLA stabilitesine önemli bir katkı sağladığı belirtilmiştir (64,65). Bu sebepten spring ligamentin özellikle Posterior tibial tendon yetmezliği (PTTY) eşlik ettiği pes planus patomekaniğinde anahtar bir yapı olduğu düşünülmektedir (66,67).

Deltoid bağ, medial malleolden başlar, derin ve yüzeysel katmanlardan oluşur; her katmanın yapıştığı yer farklıdır. Tipik olarak, derin tabaka anterior tibiotalar ve posterior tibiotalar bağlardan oluşur. Yüzeysel deltoid bağlar tibionavikular ve tibiospring bağlarını, tibiokalkaneal bağ içerir. Kalkaneusun valgus rotasyonuna yüzeysel deltoid ligamentler direnirken, talusun eksternal rotasyonunu derin deltoid ligamentler kontrol etmektedir (57). Derin deltoid bağlardaki hasar, tibiotalar eklemin valgusa gitmesine, arka ayak valgus deformitesinin şiddetlenmesine ve tibial sinir üzerinde gerginlik oluşmasına neden olmaktadır (68,69).

Tarsometatarsal eklemler, ön ayağın temel eklemleri olarak işlev görür. Eklemi çevreleyen güçlü bağlar sebebiyle en az hareketlilik ikinci ve üçüncü tarsometatarsal eklemlerdedir. Bu stabilite, duruş fazı sonunda ön ayak itme dinamiklerine hazırlanırken fayda sağlamaktadır. Ayrıca duruş sırasında orta ayağı desteklemeye ve yürüyüş için normal orta ayak pozisyonunu korumaya yardımcı olan orta ayak enine kemerini oluşturur (70,71).

Tibialis posterior MLA'nın primer dinamik stabilizatörüdür. Fleksör digitorum longus, fleksör hallucis longus, peroneus longus ve gastrocnemius ve soleus kasları da kalkaneus ve plantar fasya bağlantıları ile MLA stabizasyonuna katkı sağlamaktadır (45,60,72).

Tibialis posterior hem plantar fleksör hem de ayağın invertörü olarak işlev görür. Plantar fleksör olarak fleksör digitorum longus ve fleksör hallucis longus tendonları ve gastrocnemius-soleus kompleksi ile koordineli olarak çalışır. Orta ayağa yaptığı birçok insersiyon sayesinde, ön ayak supinasyon ve adduksiyonunu yaptırır. İnversiyon, plantar fleksiyon, supinasyon ve ön ayak adduksiyonu dışında, valgus kuvvetlerine karşı arka ayak stabilizatörü görevi görür (3). Normal PTT, medial ve plantar orta ayağın geri kalanını talus kemiğine göre etkili bir şekilde çeker, talus başını destekler ve aşağı inmesini engeller. Tendonun yetersizliği, ayağın geri kalanının talus kemiğinden uzaklaşmasına izin vererek peritalar subluksasyona ve dizilim bozukluğuna yol açar (70).

Triceps surae, orta duruştan terminal duruşa doğru tibianın ileri ilerlemesini (dorsifleksiyon) eksantrik olarak kontrol eder. Diz ekstansiyondayken

gastrocnemius aşil tendonu aracılığıyla ayağa artan bir kuvvet uygular. Normal bir PTT ile bu, topuk yükselişini başlatır. Normal işleyen bir ark ile bu kuvvet parmak uçlarına doğru ilerler. PTT disfonksiyonu ve zayıflamış bir ark ile orta duruş sırasında inversiyonda bir azalma olur. MLA'nın verimli bir yürüyüş için sert bir kaldıraç kolu oluşturmasını engeller. Triseps surae tarafından üretilen ileri itme, metatars başları yerine orta ayağa etki eder. Bu, orta ayak stresini artırır ve daha fazla çökme ve abduksiyona neden olur. Düşük bir ark verimli yürüyüş için gerekli olan kuvveti kaybeder (45,73).

Diğer bir faktör olarak arkın yumuşak doku destekleyici yapıları zayıf veya gevşekse, normal triseps sura kompleksi, daha gergin veya daha kısa olabilir. Ya da triceps surae kompleksi çok gergin veya kısaysa, kemerin normal destekleyici yapıları üzerinde kuvvetteki bu artış ile destek zayıflayacak ve orta ayak gevşeyecek ve çökmeye başlayacaktır. Her iki durumda da kemer çöker ve triseps kompleksi kısalır ve dolayısıyla daha gergin hale gelir (27).

Peroneller, subtalar eklem hizalanmasına ve stabilizasyonuna yardımcı olur. Peroneus longus, 1. metatars ve cuneiformu zemine sağlam bir şekilde yerleştirerek ayağın genel kinematiğine yardımcı olur, bu da yürüyüşün duruş fazı sonu ve salınım öncesinde sert bir kaldıraç sağlayarak hareket için sağlam bir taban desteği sunar ve MLA'yı destekler (3,50). Peroneus brevis, ilerleyici erişkin düztabanlık deformitesinde rol oynayan bir diğer önemli kasıdır. Bu kasın, posterior tibial tendon yetersiz hale geldiğinde valgus arka ayak deformitesine katkıda bulunduğu öne sürülmüştür (24).

2.3.2 Pes Planus Patomekaniği ve Vücut Üzerine Etkisi

Ayak postür değişiklikleri, alt ekstremité yaralanması gelişimi için instrinsik bir risk faktörü olarak kabul edilir (74). Literatürde ayak postürünün alt ekstremité hareketlerinin değiştirerek yaralanmaya sebep olabileceği belirtilmiştir. Örneğin, pes planusu olan bireylerdeki anormal eklem rotasyonundan doku stresine bağlı yaralanmalara daha yatkın olduğu görülmüştür (75). Başka bir çalışmada subtalar eklemdeki artmış pronasyonun, yürüyüşte tibianın daha uzun internal rotasyonda kalmasına sebep olduğu ve bu durum dizde valgus stresi yaratarak diz bölgesinde ağrı ve şikayetlere neden olduğunu söylemektedir (76).

Ayak postürünü yaralanma ile ilişkilendiren mekanizmalar açısından, araştırmacılar temel olarak alt ekstremité biyomekaniğinin değerlendirilmesi için kinetik/plantar basınç, elektromiyografi ve kinematik olmak üzere 3 tekniğe odaklanmışlardır.

Literatüre göre düztabanlıklarda normal ayağa göre çeşitli kinetik ve kinematik değişiklikler vardır. Bu patomekanik değişiklikler arasında daha büyük arka ayak eversiyonu, daha büyük ön ayak plantar fleksiyonu, parmak ucunun kalkması sırasında ön ayağın daha az abdüksiyonu, daha az pik ön ayak adduksiyonu, daha büyük tibial iç rotasyon, daha fazla arka ayak eversiyon hızı, subtalar eklem eversiyonu ve parmak kalkışı fazı sırasında ön ayağın daha az abdüksiyonu belirgindir. Bu değişen hareket paternleri, normal yürüyüş ve dengeyi etkilerken, yaralanma riskini arttırmaktadır (77,78).

EMG ile ilgili olarak, düztaban ayakların, normal veya kavus ayaklı olanlara kıyasla, invertör kas sisteminde daha fazla EMG aktivasyonu ve evertor kas sisteminde daha az aktivasyon gösterdiğine dair kanıtlar vardır (10). Pes planuslu bireylerde yürüyüş sırasında yapılan EMG incelemelerinde tipik olarak, topuk temas fazı sırasında tibialis anterior (TA) aktivitesinde bir artış (79,80) ve duruş fazı sırasında abdüktör hallusis (AbH) kas aktivitesinde bir azalma (11,81) gözlenmiştir. Başka bir çalışmada tek bacak ayakta dururken, AbH, medial gastrocnemius, TA ve vastus medialis'te kas aktivitesinde azalma bildirilmiştir. Abdüktör hallusis kası, MLA'nın dinamik stabilizatörü olarak hareket ettiğinden, bu kastaki düşük aktivite, daha düşük biyomekanik kapasiteye, dış kuvvetlerin zayıf absorpsiyonuna ve yaralanmalara neden olan postural instabiliteye yol açabilmektedir (82). Başka bir çalışma ayağın anormal diziliminin, ayağın intrinsik kaslarının (abdüktör hallucis, fleksör hallucis brevis, fleksör digitorum brevis ve interosseöz kaslar) zayıflamasına neden olarak kas-iskelet disfonksiyonuna ve overuse yaralanmalarına sebep olabileceğini belirtmiştir (83).

Yürüme gibi dinamik aktiviteler sırasında normal ark grubuna kıyasla düztabanlıklarda ayak basınç dağılımında değişiklikler bildirilmektedir (78). Ayağın yük dağılımındaki ortaya çıkan bozukluk, 2-4. metatarsların başına binen yükteki artışa ve ayak ağrılarına sebebiyet verir (84). Plantar basınç dağılımındaki

değişiklikler postüral stabilizasyonun zayıflamasına ve alt ekstremitelerde yaralanmalarında artışa sebep olmaktadır (85).

Mekanik sorunlar dışında, belirli hastalık durumlarında, nedensel bir faktör veya ilişkili bir faktör olarak pes planus ile ilgili sınırlı sayıda çalışmalar mevcuttur. Pes planusa bağlı olarak ağrı ve yorgunluk semptomları, aşıl tendiniti, osteoartrit ve stres kırıkları gelişebilir (86,87). Örneğin, pes planusta artan tibial ve femoral internal rotasyon ve anterior pelvik tilt, lomber lordoz ve torasik kifoz artışıyla kompanse edildiğinden bel ağrısına katkıda bulunabileceği öne sürülmüştür (88). Ayrıca, alt ekstremitenin aşırı iç rotasyonunun diz boyunca mekanik stresleri arttırdığı ve tibio-femoral kompartmanların yük taşıyan dokularında artan rotasyonel strese neden olduğu gösterilmiştir. Bu mekanik değişiklikler, lateral patellanın eklemleri ile lateral troklear femoris arasındaki temasın artmasından kaynaklanmaktadır ve düztabanlığı diz osteoartritinin başlıca nedeni haline getirmektedir (89). Yaşlı bireylerde, ayağın osteoartriti ve anormal kırıkda hasarına bağlı tekrarlayan diz ağrısının pes planusla ilişkili olduğu görülmüştür (88). Ayrıca, genç erişkinler, orta yaşlı erişkinler ve yaşlı erişkinlerden oluşan bir grupta ayak ve düztabanlığın romatoid artritinin birlikteliği bildirilmiştir (90).

2.3.3 Pes Planus Değerlendirmesi

Yetişkin pes planusun değerlendirilmesi, mevcut semptomlar varsa, semptomların başlangıcı ve semptomların sıklığını içeren uygun bir anamnez gerektirir. Hastanın klinisyene ağrılı veya ağrısız başvurması, uygun bir ayırıcı tanı koymak için önemlidir. Ağrının niteliği, şiddeti ve başlangıç zamanının kapsamlı bir değerlendirmesi pes planusun nedenini ayırt etmeye yardımcı olur. Örneğin, ağırlık taşımayan pozisyonda devam eden ağrı, tümör, artrit veya enfeksiyon ihtimalini düşündürebilir (91). Düztabanlığın asemptomatik kalacak bir normal varyasyon olup olmadığı veya kalıtsal artrit veya laksiyeye sekonder olup olmadığı konusunda fikir verebileceğinden, ailede düztabanlık öyküsü de mutlaka sorgulanmalıdır (91,92). Meslek, aktivite düzeyi, obezite, hipertansiyon diyabet, romatoid artrit, serogenatif patolojiler de pes planus gelişimine katkıda bulunan faktörler olabildiğinden not edilmelidir. Ayakkabı değerlendirmesi, travma öyküsü, önceki tedaviler önemlidir (7).

Fiziki muayene inpeksiyon, palpasyon ve özel testler ile hareketin değerlendirmesini içermektedir (50). Ayağın hem ağırlık taşıırken hem de ağırlık taşımayan pozisyonda gözlemlmek pes planusu tanımlamaya yardımcı olacaktır. Fiziki muayende MLA'nın çökmesi, kalkaneal valgus ve ön ayağın arka ayağa göre abduksiyonu gözlemlenebilir (7). İnspeksiyonda yararlanılabilecek diğer bir gösterge "too many toes" işaretidir (93). Buna göre ayağa arkadan bakıldığında normalde yalnızca beşinci parmak izlenebilirken, pes planuslu bir ayakta daha fazla parmak izlenebilir (Şekil 2.4). Görülen parmak sayısı, deformitenin objektif olarak değerlendirilmesini ve derecelendirilmesini sağlar (94). Hastanın muayenesinde yürüyüşünün mutlaka değerlendirilmesi gerekmektedir. Destekleyici bir ayakkabı yanıltıcı olabileceğinden yürüyüş ayakkabılı ve ayakkabısız olarak ayrı değerlendirilir (91). Parmak ucu yürüyüşü ve topuk yürüyüşü de gözlemlenmelidir. Ağırlı veya ağırsız yürüyüşü tamamlayamama veya iki ayak arasındaki asimetri, altta yatan bir nöromüsküler durum şüphesini arttırabilir (91,95). Ayrıca manuel kas testi ve parmak ucunda kalkma testi PTT kas gücünü ve tendon fonksiyonunu değerlendirmek için kullanılır (93).



Şekil 2.4. Too many toes işareti (93).

Ekstrapedal belirtilerin bulguların değerlendirilmesine de yer verilmelidir. Bunlar genu valgum, gastrocnemius kısalığı, peroneal kas spazmı, dizin medialinde hassasiyet, bacak eşitsizliği vb. sayılabilir (7). Diz ve kalça deformiteleri pes planusa sekonder gelişebileceğinden, eklem hareket açıklığı ölçümü torsiyonel farklılıkları ortaya çıkaracaktır. Örneğin artmış femur anteversiyonu eksternal tibial

rotasyona, tibianın eksternal rotasyonu da pes planusa sebep olabilmektedir (7,95) Diz, kalça veya sırt ağrısı gibi ekstrapedal bulgular aynı zamanda düztabanlıkla ilişkilendirildiğinden değerlendirmeye alınabilir (96). Alt ekstremitte güç dengesizliği esnek pes planusa sebep olabileceğinden dinamometrik kas kuvvet ölçümlerine yer verilmelidir (9). Rijit pes planusta ise deformitenin veya olası kemik koalisyonunun yaklaşık konumunu belirlemek için hem tibiotalar hem de subtalar eklemlerin hareket açıklığı değerlendirilmelidir (91).

Ek olarak fiziki muayenede palpasyona da yer verilmeli ve posterior tibial tendon, arka yağın laterali ve plantar fasya değerlendirilmelidir (7).

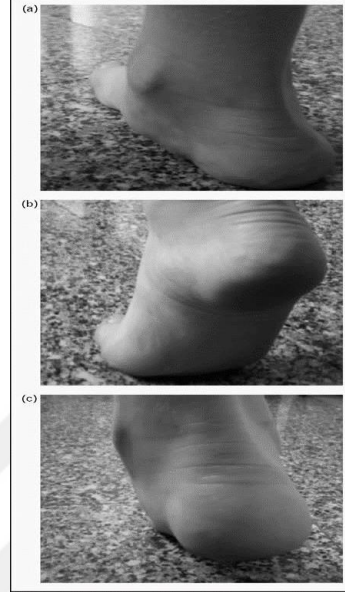
Bireyin ayağının pes planuslu olduğuna karar verildikten sonra, rijit veya esnek olduğunun ayırt edilmesi için önce hasta otururken ayağının medial arkının oluşup oluşmadığına bakılır. Pes planusun esnek veya rijitliğini değerlendirmek için kullanılan en yaygın statik test, ilk kez 1954'te Jack (97) tarafından açıklanan Jack testi diğer adıyla parmak kaldırma testidir. Bu testte baş parmak pasif olarak dorsifleksiyona getirilir (Şekil 2.5). MLA ark kavisinin oluşması testin pozitif olduğu anlamına gelir ve esnek pes planus olarak tanımlanır (97). Rose ve ark. bu testin klinikte pes planusun fleksibilitesini değerlendirmede kullanılabilecek en uygun test olduğunu ileri sürmüştür (98).



Şekil 2.5. Parmak kaldırma testi (95).

Tek veya çift topuk yükselişi, MLA'nın yeniden oluşturulup oluşturulmadığını gözlemlemek için başka bir yöntemdir. Parmak ucu yükselmede topuktaki valgus deformitesi düzeliyorsa deformite esnek olduğu anlamına

gelmektedir. Ek olarak ayağın eklem hareket aralığı değerlendirmesi, esneği rijit düztabandan ayırır ve anormal hareketin derecesini tanımlar (91).



Şekil 2.6. Pes planus (a), Flexible pes planus (b) ve Rijit pes planus (c).

2.3.4 Pes Planus Tanısında Kullanılan Yöntemler

Ayak postürünü tanımlamak için vizüel değerlendirme (99); navikula yüksekliği (100); ayak izi ölçümleri (100,101) ve radyograflardan elde edilen açısal ölçümler (102) gibi teknikler kullanılmaktadır.

2.3.4.1 Vizüel Değerlendirmeler

Vizüel değerlendirme, klinisyenler tarafından kolayca kullanılabilen ayağın eğriliğini ve dizilimini değerlendirmenin basit bir yöntemidir. Ayağın fotoğraf üzerinden veya doğrudan gözlemine dayanan ayak tipi sınıflandırmasının, değerlendiren klinisyenler arasında önemli ölçüde yüksek değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir (103,104). Bu tür bir değerlendirmelerde, istenen ayak özelliklerini daha kolay ve doğru bir şekilde belirlemek ve ölçmek için kemik çıkıntıları veya yumuşak dokular üzerine belirli referans noktaları seçilebilir veya belirteçler yerleştirilebilir.

2.3.4.1.1 Ayak Postür İndeksi (API- Foot Posture Index)

Son zamanlarda, çeşitli klinik ortamlarda ayak pozisyonunu ölçmek için hızlı, kolay ve güvenilir bir yöntem gereksinimine yanıt olarak altı maddelik bir kriter referans aracı (Ayak Postür İndeksi veya FPI) geliştirilmiştir.

API'de kişi ayakta, gevşek pozisyonda iken ön ve arka ayakla ilgili 6 kriter üzerinden değerlendirme yapılır. Arka ayakta, talus başı palpasyonu, lateral malleolların süperior ve inferior eğrilikleri, kalkaneusun inversiyon/eversiyonu; Ön ayakta, talonaviküler eklem bölgesindeki balonlaşma, MLA değerlendirmesi, ön ayağın arka ayağa göre abduksiyon/adduksiyonu değerlendirilir. Bu kriterlerin her biri -2 ile +2 arasında puanlar almakta ve toplam skor elde edilmektedir. + değerler pronasyonu – değerler ise supinasyonu göstermektedir (99,105). Yapılan çalışmalarda 0 ile +5 puan arası ayağın nötral pozisyonu olarak ifade edilmektedir (88,106).

2.3.4.2 Antropometrik Ölçümler

Ayağı karakterize etmeye yönelik antropometrik (klinik) yaklaşımlar, MLA dahil olmak üzere ayak içindeki farklı yapıların konumunu veya bu yapıların konumunu temsil eden yüzey işaretlerinin veya kemik çıkıntılarının doğrudan ölçümünü içerir. Muayene eden kişiye, ayak tipini sınıflandırmak için kullanılabilecek ayak segmentlerinin sagittal veya frontal oryantasyonu hakkında bilgi verir (107). Longitudinal ark açısı, valgus indeks, subtalar açısı, naviküler yükseklik antropometrik ölçümlerden bazılarıdır.

2.3.4.2.1 Longitudinal Ark Açısı (Feiss Çizgisi)

Medial malleol ile 1. metatars başı arasına çizilen doğru 'feiss çizgisi' olarak adlandırılır. Naviküla tüberkülü normal ark yüksekliğine sahip bireylerde bu çizgi üzerinde yer almaktadır. Kişi ayakta iken, naviküla tüberkülü bu çizginin altında kalırsa MLA düşüklüğü olarak ifade edilir. Tüberkülün, feiss çizgisi ile yer arasındaki toplam mesafenin 1/3 altında kalması 1°, 2/3 altında kalması 2°, yer ile temas etmesi ise 3° ark düşüklüğü olarak tanımlanır (108).

2.3.4.2.2 Valgus İndeks

Topuk ve ayağın iki malleolünü birleştiren çizgi ile 3. parmağın orta noktasını birleştiren ikinci çizgi kullanılarak hesaplanır (Şekil 2.7). Pozitif değerler ayak bileğinin medial deviyasyonunu, negatif değerler ise laterale deviyasyonunu ifade eder (108,109).



Şekil 2.7. Valgus indeks $VI = \frac{1}{2}AB - AC \times (100/AB)$

2.3.4.2.3 Subtalar Açısı

Birey iki ayağına eşit ağırlık verecek şekilde ayakta dururken, arka ayağın (kalkaneus) ortasından geçen uzun eksen ile alt bacağın distal 1/3'ünün (109) veya zeminin ortasından (110) geçen eksen arasındaki açı olarak ifade edilmektedir. Arka ayağın frontal düzlem konumu ve hareketi hakkında bilgi edinmek için kullanılır.

2.3.4.2.4 Naviküler Yükseklik/ Naviküler Düşme Testi

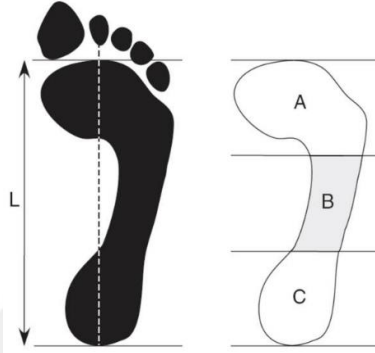
Naviküler yükseklik navikulanın yüklenme sırasında naviküler tüberkül yer ile arasındaki mesafedir. Kişi oturma ve ayakta her iki ayağına tam ağırlık aktarırken naviküler tüberkül kalemle işaretlendikten sonra naviküler tüberkülün yere uzaklığı ölçülmekte ve her iki ölçüm arasındaki fark naviküler düşmeyi vermektedir (111).

2.3.4.3 Ayak İzi Yöntemleri

Pes planus değerlendirmede mürekkepli zemin veya sensörlü basınç platformları gibi yöntemler kullanılarak kişi ayaktayken ayağın yapısal bileşenlerinin şeklindeki ve oryantasyonundaki herhangi bir değişiklik baskıya yansır. Baskı üzerindeki genişlik veya temas alanının ölçülmesi, ayağı sınıflandırmada basit ve objektif bir yol sağlamaktadır (107). Ark indeksi, Clark açısı, Chippaux- Smirak İndeksi ve Shateli İndeksi gibi hesaplamalar ile ayak postür değerlendirmesi yapılabilmektedir.

2.3.4.3.1 Ark İndeksi

Ark indeksi, ayak izinin orta üçte birinin alanının ayak parmakları hariç tüm ayak izi alanına oranı olarak hesaplanır ve daha yüksek oran daha düz bir ayağı ifade etmektedir (Şekil 2.8). 0.21’den küçük değer yüksek ark, 0.21 -0.26 arası normal, 0.26’dan büyük değerler düşük ark ifade etmektedir (101,112).



Şekil 2.8. A – ön ayak; B – orta ayak; and C – topuk. (i.e. Arch index = $B/[A+B+C]$) (101,112).

2.3.4.3.2 Sztriter-Godunov İndeksi (KY):

KY indeksi iki parametreden oluşur ve AB hattının uzunluğunun AC'ye oranını temsil eder. AC, MLA'nın merkezinden ayağın medial sınırına kadar uzanan bir çizgidir (90). AB çizgisi, MLA merkezinden AC çizgisi üzerindeki ayağın medial sınırına kadar olan mesafe olarak tanımlanır. 46 derecenin üstü pes planustur (113,114) (Şekil 2.9 a).

2.3.4.3.3 Clarke Açısı (CA)

Kalkaneusun en medialdeki noktası ile birinci metatarsın başı arasındaki çizgi ile orta ayağın en dar noktasını bileştiren çizgi arasındaki açıdır (115). Açı 41 derecenin altında pes planustur (113,114) (Şekil 2.9 b).

2.3.4.3.4 Chippaux- Smirax İndeksi (CSI)

Orta ayağın en dar yeri ile ön ayağın en geniş kısmına oranı olarak tanımlanır (115). Bu indeksin 0,45’ten büyük olması pes planusu gösterir (114) (Şekil 2.9 c).

2.3.4.3.5 Staheli'nin Ark İndeksi (SI)

Orta ayağın en dar kısmının, topuğun en geniş kısmına oranı ifade etmektedir (38). 0,8'dan büyük olması pes planus varlığını ifade eder (114) (Şekil 2.9 d).



Şekil 2.9. Ayak izi indeksleri ve ilgili parametreleri: a: Sztriter-Godunov index (KY); b: Clarke's angle index (CA); c: Chippaux-Smirak index (CSI); d: Staheli index (SI). (114).

2.3.4.4 Radyografik Ölçümler

Pes planusun değerlendirilmesi için başvurulan ilk görüntüleme yöntemi radyografidir ve düztabanlık deformitesinin derecesini gösterebilen birkaç radyografik ölçüm vardır. Kişi ayakta, topuk ve parmakları aynı hizada olacak şekilde ve her iki ayağa eşit ağırlık aktardığı pozisyonda çekilen anteroposterior ve lateral grafiler üzerinden açı ölçümleri yapılır. Lateral radyografilerde lateral talokalkaneal açı, talus-birinci metatars açısı, talohorizontal açı ve kalkaneal pitch açıları; AP grafilerde ise talus-birinci metatars açısı, talokalkaneal açı ve talonaviküler örtüm açıları kullanılarak pes planusun radyografik değerlendirilmesi yapılır (94).

2.3.4.4.1 Talokalkaneal Açı

Arka ayak diziliminin bir ölçüsüdür. Normal değeri 25-30 derecedir (50). Arka ayakta ekin deformitesi veya varus açılanması olması ya da ayağın dorsifleksiyonda olması durumunda azalırken, arka ayağın valgus açılanmasında olması durumunda bu açı artar (94).

2.3.4.4.2 Talus-1. Metatarsal Açı

Talus ve birinci metatarsın uzun aksları arasındaki açıdır ve ön ayağın veya arka ayağın diziliminin lateral radyografiler ile değerlendirilmesine imkan verir. Normal değerleri -4 ile +4 derece arasındadır (50) Kavus deformitesi olan bir ayakta deformite şiddetlendikçe talus-birinci metatars açısı giderek negatifleşirken, pes planusu olan bir ayakta bu açı pozitifleşir (94).

2.3.4.4.3 Talohorizontal Açı

Talusun uzun aksının yer düzlemi ile yaptığı açıdır ve talusun inklinasyonu hakkında bilgi verir (38, 41).

2.3.4.4.4 Kalkaneal Pitch Açısı

Kalkaneusun yer düzlemi ile yaptığı açıdır ve arka ayağın dizilimi hakkında bilgi vermekle beraber medial ark yüksekliğinin bir ölçüsü olarak da kullanılmıştır (115,116). Normal değeri 25-30 arasında değişir (50). Kavus deformitesi ile kalkaneal pitch açısı artarken, pes planusta açı azalır (94).

2.3.4.4.5 Talonaviküler Örtüm Açısı

Naviküler kemiğin subluksasyon miktarının ölçüsüdür. AP grafilerde talusun eklem yüzeylerinin kenarından çizilen çizgiye ortasına indirilen dikme ile naviküler kemiğin eklem yüzeyinin kenarından geçen hattın ortasına çizilen dikme arasındaki açıdır (94).

2.3.5 Pes Planus Tedavisi

Pes planusun ayak ve bacak ağrısına sebep olabileceği (93), alt ekstremitte kaslarını yorgun hale getirebileceği (117), dengeyi negatif etkileyeceği (118) ve yaralanma riskini arttırabileceği (119) belirtilmiştir. Bu nedenle yaşam kalitesini arttırmak ve ileride oluşabilecek sağlık risklerine karşı önlem almak için uygun şekilde yönetilmelidir. Her pes planus vakası müdahale gerektirmemektedir (52). Ancak ağrı ve fonksiyonel problemlerle ilişkili olduğunda dikkatle ele alınmalıdır (120).

Asemptomatik pes planus durumlarında hasta eğitimi, prognozun tartışılması ve hastanın durumunun gözlenmesi gerekebilir. Semptomatik durumlarda cerrahi olmayan tedaviler deformitenin ilerleyişini önleme ve kontrolsüz pronator kompanzasyonu sınırlamaya yöneliktir. Semptomatik, yetişkin hastalarda ilk basamakta uygulanacak konservatif tedavi seçenekleri; aktivite modifikasyonları, egzersiz, manipülasyonlar seri alçı uygulamaları, kilo verme, ağrı

ve enflamasyona yönelik ilaç kullanımı, ayakkabı değişiklikleri, ayakkabı modifikasyonları ve ortez kullanımıdır. Aşırı kullanmaya bağlı ağrı şikayeti olan hastaların yanı sıra, ileri derecede deformitesi olan hastalarda da, aktivite modifikasyonu, buz uygulamaları ve steroid olmayan antiinflatuar ilaçların kullanımı faydalı olmaktadır (121).

Genellikle akut durumlarda ağrı kesici ilaçlarla kombine edilen bantlama ve ayak bileği korsesi gibi geçici yöntemler de mevcuttur (120). Bantlamada, bant türüne göre hedeflenen etki değişmektedir. Pes planusta elastik olmayan bantlamanın elastik bantlamadan daha etkili olduğu bildirilmiştir (122). Ancak elastik olmayan bantlamanın da ağrıyı azalttığı fakat arka ayak pronasyonunu değiştirmede gözlemlenmiştir (123). Aynı zamanda bantlama tekniğinin de naviküler yüksekliği korumada farklılık yarattığı bildirilmiştir (124). Kinezyo bantlamanın ise ayaktan gelen proprioseptif geri bildirimi artırarak pes planus deformitesine etki ettiği düşünülmektedir ve geleneksel bantlamaya göre üstün olduğuna inanılır (125). Ayak bileği korseleri, konjenital pes planustan ziyade edinilmiş pes planusta kullanılmaktadır. Destek sağlamak ve ağrıyı gidermek kullanım amaçlarıdır. Bununla birlikte ayak bileği korselerinin kullanımı sınırlı bir süre için başarılı bulunmuştur (126).

Pes planus yönetiminde egzersiz yaklaşımları diğer bir konservatif tedavi seçeneğidir. İnstrinsik ayak kaslarına yönelik egzersizlerin fayda sağladığı öne sürülmüştür (120). Plantar instrinsik kas eğitiminin naviküler düşüşü, ayak pronasyonu ve ayak ağrısını azaltabildiği, yürüyüş sırasında statik ayak hizalamasını ve ayak kinematiğinin zamansal parametrelerini etkili bir şekilde düzelttiğine dair kanıtlar mevcuttur (127–129). Bu nedenle, egzersiz, pes planus hizalaması ile ilgili yaralanmaları etkili bir şekilde önleyebilir veya tedavi edebilir.

Cerrahi planlanmadan önce ameliyatsız seçenekler tüketilmelidir. Bunlar dinlenme, anti-inflatuar ilaçlar, fizyoterapi ve ortez kullanımıdır. Dinlenme, sadece hafif vakalarda başarılı olmasına rağmen ağrının giderilmesi için daha fazla hareketsizlik gerekiyorsa, diz altı alçı veya bot ile bir süre immobilizasyon PTT için en iyi dinlenmeyi sağlamaktadır (50). immobilizasyonun semptomatik hastalarda %67 ile %90 arasında değişen başarı oranları ile tatmin edici sonuçlar verdiği bildirilmiştir (126,130,131).

PTTY eşlik ettiği pes planusta, fizik tedavi de inflamasyonu kontrol etmeye yardımcı olabilir. Kriyoterapi veya kesikli ultrason ile iyontoforez kullanılabilir. PTT'ye yönelik güçlendirme egzersizleri ağrı sebebiyle sınırlıdır ve ancak diğer yöntemler ağrıyı büyük ölçüde azalttığında veya ortadan kaldırdığında başlatılabilir (50). Kulig ve arkadaşlarına göre, elastik bantlarla dirençli adduksiyon, posterior tibial kasın aktivasyonu üzerinde en büyük etkiye sahiptir (132).

Olumlu bir klinik yanıt alan hastalarda konservatif tedaviye devam edilmelidir. Cerrahi olmayan seçenekler ağrıdan yeterli rahatlamayı sağlayamıyorsa, deformite veya instabilitede ilerleme varsa veya fonksiyona dönüş sağlanamıyorsa cerrahi tedavi düşünülmelidir (7).

Konservatif tedaviye dirençli olgularda uygulanacak cerrahiye pes planusun etiolojisine bağlı olarak karar verilir. İleri derecede düztabanlığı olan, ilerleyici semptomları veya komplikasyonları olan (133) bireyler için uygulanan cerrahi müdahalelerin, ayağın yapısını ve işlevini önemli ölçüde iyileştirdiği ve deformitenin ilerlemesini önlediği bildirilmiştir (134). Ameliyat sonrası rehabilitasyon daha iyi bir sonuç için önem arz etmektedir (120).

2.3.5.1 Pes Planusta Ortez Tedavisi

2.3.5.1.1 Kullanılan Ortez Tipleri

Tabanlıklar, esnek pes planus için sıklıkla reçete edilen müdahalelerdir (135–137). Etki mekanizmasıyla ilgili farklı görüşler bulunmakla birlikte Kibry, tabanlığı “ Reaksiyon kuvvetlerinin büyüklüklerini ve zamansal paternlerini değiştiren ve böylece patolojik yüklem kuvvetlerini azaltan, daha normal bir ayak ve alt ekstremité fonksiyonuna izin veren ayakkabı içi tıbbi bir cihaz” olarak tanımlamıştır (138). Günümüzde ölçüm, tasarım üretim şekli açısından pek çok çeşidi bulunmaktadır. Tabanlıklar için kesin bir sınıflandırma sistemi bulunmamakla birlikte temel ayırım prefabrik ‘kullanıma hazır’ tabanlıklar ile kişiye özel tabanlıklar arasındadır (135,139) . Kişiye özel (custom) veya hazır tabanlıklar üzerinden ihtiyaca göre yerleştirilen eklentilerle hazırlanan yarı özel (semicustom) ortezler ayak biyomekaniği açısından daha uygun olmakla birlikte, pahalı olması, uzman değerlendirmesi gerektirmesi, yapımının zaman alması veya materyalin kalınlığından ötürü ayakkabı içine giymede zorluk gibi dezavantajları olabilmektedir. Prefabrik ‘kullanıma hazır’ tabanlıklar ise uzman

değerlendirmesine gerek olmadan temin edilebilmesi ve zaman ve maliyet açısından avantajlı olmasına karşın ayak konforunu sağlayamaması ve ayak biyomekaniğini düzeltmede yetersizliği sebebiyle uygunluğu tartışılmaktadır (140,141)

Günümüzde kişiye özel tabanlık üretiminde ayak basınç analizi sistemleri ve bilgisayar destekli cat-cam teknolojileri (142,143) veya geleneksel yöntemler kullanılır. Geleneksel yöntemde tabanlık hastanın ayak ölçüsüne göre (metrik ölçüm) veya malzemenin pozitif ayak modeli üzerinden şekillendirilmesiyle hazırlanır, sonrasında ihtiyaca göre takviyeler eklenir (143,144) Bu takviyelerden Varus ve valgus kaması dışında en yaygın olanı, MLA'nın altındaki takviyedir (135). Düşen medial arkı desteklemek için kullanılan tabanlıklarda takviyenin genişliği ayak genişliğinin 2/3'ünü kapsar, yüksekliği 6-9 mm arasındadır. Pes planusla birlikte kalkaneal valgus/varus varlığında veya metatarsal kompanse edici değişikliklere karşı iç/dış topuk veya metatarsal kama basış düzeltilmeye çalışılır (145)

Piyasada hazır veya kişiye özel olarak üretilmiş farklı tabanlık çeşitlerinin bulunması, doğru tabanlığın seçimi açısından önemlidir. Tabanlıkların dizayn, üretim şekli gibi faktörlerinin pes planusa etkisini literatürde tartışılmaktadır. Farklı tabanlıkların ayak kinematiğini ve EMG kas aktivasyonunu farklı şekilde etkilediğini gösteren çalışmalara karşın (21,146,147), anlamlı bir fark yaratmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (143,148). Ortez tasarımının alt ekstremité kinematiği üzerindeki etkisini incelendiği meta analizde, pes planuslu yetişkinlerde kalkaneal eversiyonu azaltmak için en etkili ayak ortezlerinin MLA takviyeli tabanlıklar olduğunu belirtilmiştir (149).

Tabanlık üretiminde diğer bir önemli konu kullanılan malzemenin sertliğidir. Çoğunlukla termoplastik ve EVA kullanılmaktadır (86). Akbari ve ark. pes planuslu bireyler üzerinde yürüttüğü çalışmada tabanlıkta kullanılan materyalin sertlik derecesinin dinamik dengeyi, ayak mobilitesi ve ark indeksini farklı derecede etkilediğini bulmuştur (150).

Mevcut malzeme ve üretim süreçlerinden bağımsız olarak, tabanlıklar iskelet yapılarını yeniden hizalamayı, yürüyüş sırasında alt ekstremité hareket

modellerini değiştirmeyi ve en önemlisi alt ekstremite koşullarıyla ilişkili semptomları azaltmayı amaçlamaktadır (126,135,151,152).

2.3.5.1.2 Ortez Kullanımının Pes Planustaki Etkinliği

Pes planuslu bireylerde kullanılan ortezin yararlılığı, sıklıkla pes planusta görülen kinetik kinematik değişiklikler, klinik semptomlar, fiziksel performans üzerinden değerlendirilmiştir (86).

Kinetik-kinematik analizler içeren çalışmalar, ortezlerin ayak ve ayak bileği biyomekaniğini etkileme yeteneğini araştırmak ve cihaz kullanımıyla ilişkili semptomatik rahatlamanın altında yatan mekanizmaları açıklamaya yardımcı olmaktadır (153). Zifchock ve ark. eklemleri AFO kullanımının evre 2 PTTY hastalarda ayak bileği ve subtalar eklem hareketlerini kontrol etmede etkili olduğunu belirtmiştir (143). Benzer bir çalışmada UCBL ortezi kullanımının, duruş fazı boyunca subtalar pronasyonu azalttığı sonucuna varılmıştır (76). Diğer yandan son yayınlanan metaanalizde alt ekstremite over use sendromlarında kişiye özel ve prefabrik tabanlılık kullanımını destekleyecek yeterli kanıt bulunmadığı belirtilmiştir (135).

Ortez kullanımının klinik semptomlar ve fiziksel performans üzerinden etkinliğinin değerlendirildiği randomize kontrollü çalışmalar da mevcuttur. Mendez ve ark. (154) yürüttüğü randomize plasebo kontrollü çalışmada, ileri derece pes planuslu ve kronik bel ağrılı hastalarda özel yapım tabanlılıkların plasebo tabanlığa göre bel ağrısı ve disabilitiyi iyileştirmede başarısını göstermişlerdir. Shih ve ark. (152) yürüttüğü randomize kontrollü farklı bir çalışmada, yumuşak tabanlığa ilave edilen semirijit topuk kamasının ayak ve diz ağrısını azaltmada etkili olduğunu belirtmişlerdir.

Literatür PTTY olan hastalarda da ortez kullanımını desteklemektedir. Augustin ve ark (126) PTTY'li (evre I-III) hastalarda yürüttüğü araştırmada, ortalama bir yıllık takipten sonra, AFO kullanan hastaların %90'ında semptomlarda ve yaşam kalitesinde istatistiksel olarak anlamlı bir iyileşme görüldüğü belirtmiştir. Chao ve ark. (131) yürüttüğü başka bir çalışmada, AFO veya UCBL ortezi ile tedavi edilen evre II veya III hastaların çoğunluğunun (%67) ağrı, fonksiyon ve hasta memnuniyeti açısından iyi ila mükemmel sonuçlar elde etmişlerdir.

Ortez uygulamalarının, rehabilitasyon programı içindeki yeri de araştırmacıların çalıştığı diğer bir alandır. Kulig ve ark. sadece tabanlık, tabanlık ve eksantrik egzersiz tabanlık ile konsantrik egzersiz olma üzere 3 tedavi grubunun randomize kontrollü araştırmasında, Evre I ve II PTTY'li hastalarda, üç ay sonunda tüm gruplarda fonksiyonda önemli artış ve ağrıda azalma bulmuşlardır (155). Taşpınar ve ark. egzersizle beraber tabanlık kullanımının tek başına egzersiz programına göre ağrı fonksiyon ve yaşam kalitesi açısından daha iyi sonuçlar verdiğini göstermektedir (156)

2.3.6 Elektromiyografi (EMG)

EMG kas içerisindeki elektriksel sinyalleri büyüten, kaydeden ve analiz eden deneysel bir tekniktir (157). EMG sinyali kasın motor ünitesindeki elektriksel aktivitedir. Bu sebepten sinyal kasların anatomik ve fizyolojik özelliklerini temsil eder ve kas ve sinir fonksiyonunun değerlendirilmesine yarar (158). Bir kasın hareket ve duruşlar sırasında herhangi bir anda gerçekte ne yaptığını, kasların ince etkileşimini veya koordinasyonunu objektif olarak ortaya koyar (159). EMG sinyalleri, elektrofizyolojik sinyaller olarak hem tıp hem de mühendislik alanlarında en fazla yararlanılan sinyallerdir (160).

2.3.6.1 Yüzeyel EMG (yEMG)

yEMG değerlendirmesinin amacı, farklı koşullar altında kasların aktivitesini belgelemektir. İnsanlar sabit dururken, hareket ederken ve duyguları deneyimledikçe, mevcut durumun taleplerine yanıt olarak kasların aktivitesi sürekli olarak değişir. Bu sinyaller beyinden, eklemlerden ve diğer kaslardan gelerek motor nöron havuzunda toplanır ve sinirler tarafından iletilir. Motor uç plakasındaki nörotransmitterler ve diğer biyokimyasallar da sinyali etkileyebilir. yEMG sinyali sadece bir kasın durumunu belirtmekle kalmaz, aynı zamanda bize kasa hizmet eden sinir sisteminin durumunu da söyler. Bu nedenle yEMG sinyali o anda görülen sinyali üretmeye katkıda bulunan tüm sistemin bütünü temsil eder (159)

Kas kasılması sırasında aksiyon potansiyeli, kası kaplayan dokudan geçer ve kasların üzerindeki cilt yüzeyine yerleştirilen elektrotlar tarafından algılanır (161). Elektrot yapıştırılıp ölçüm almaya başlamadan önce deri üzerindeki kıllar ve ölü deri temizlenerek derinin hazırlanması gerekmektedir. Deri yüzeyinin hazırlanmasındaki en önemli sebeplerin başında elektrotların sabitlenmesi ve düşük deri empedansının oluşmasını sağlamak gelmektedir (162,163) Sıra elektrot

yerleşimine geldiğinde dikkat edilmesi gereken birkaç unsur vardır. Cihazın elektrotlarından biri kasın motor noktasının distal ya da proksimal kısmına ve kas liflerinin uzanma yönüne paralel yerleştirilirken, diğer elektrot ilk yerleştirilen elektrottan yaklaşık olarak 2-4 cm kadar uzağa yapıştırılır. Elektrotun fonksiyonu iyonik biyoelektronik akımı elektron akımına çevirerek EMG sinyalini monitöre aktarmaktır. yEMG analizinde kullanılacak elektrot sisteminin temel ihtiyacı, elektrot sisteminin nonpolarize olmasıdır. Bu yüzden ideal olanı gümüş ve gümüş klorür yüzeyel elektrotlardır (163,164). yEMG sinyali bu elektrotlardan geçerek gürültüyü gidermek için amplifikatöre ulaşır, boyutunu artırır ve daha sonra bir bilgisayara iletilir ve analize hazır hale gelir (164).

Üzerinde herhangi bir değişiklik yapılmayan yEMG sinyaline ham veri denilmektedir. Bu ham veriler aynı zamanda çeşitli kaynaklardan gelen gürültüyü de içermektedir. Gürültü, sinyalin doğruluğunu etkileyen en önemli unsurlardan biridir ve EMG sinyalindeki enerjinin, gürültünün enerjisine oranı olarak ifade edilmektedir (165) EMG sinyalinin karakteristiği, çeşitli gürültü sinyallerinin veya artefaktların karışması nedeniyle bozulabilir. Bu gürültünün kaynağı çevredeki elektronik cihazlar gibi eksternal faktörler olabildiği gibi, elektrod-deri arasındaki yüzey, cilt sıcaklığı, kan akış hızı, doku yapısı (kas,yağ vb), ölçüm bölgesi gibi bireysel faktörler de olabilir (160). Bu gürültüler yEMG verisinde hata oluşturduğundan filtreleme yapılarak analiz edilmelidir.

2.3.6.2 Yüzeyel EMG (yEMG) Kullanım Alanları

yEMG sinyali, kasın patofizyolojisini ve kontrol stratejisini yansıtan çok sayıda faktörden etkilenir, böylece periferik ve merkezi sinir sistemi içerisine bir pencere sağlar. Bu faktörler, motor ünite lifleri boyunca yayılan motor ünite aksiyon potansiyelindeki değişikliğinden, kasılmaya katılan motor ünite sayısı ve ateşleme hızına kadar uzanır. Kas aktivasyonunun ölçümü, motor ünite dahil olma/çıkma yeteneği, yorgunluk, sinerjiler, ko-kontraksiyonlar vb. hakkında bilgi verir ve bu yolla rehabilitasyon planının etkinliğinin kanıtını sağlar (158).

Tedavi etkinliğinin değerlendirilmesinin yanı sıra edinilmiş deformitelerin nedenlerinin belirlenmesine ve tedavi seçimine destek olarak EMG'den yararlanılmaktadır. Örneğin; inme, travmatik beyin hasarı vb. gibi merkezi sinir sistemi lezyonlarını takiben hastalarda alt ekstremitelerde yürüyüşü bozan veya engelleyen edinilmiş deformiteler gelişebilir. Genellikle kontraktür olarak

adlandırılan bu deformiteler, parezi, aşırı kas aktivitesi, spastisitenin yanı sıra kas kısılması, artan kas sertliği ve viskozitesi ve retraksiyonlar dahil olmak üzere mekanik engellerin bir kombinasyonundan da kaynaklanabilir. Deformiteye sebep olan sinirsel ve mekanik sebepler arasında ayrım yapmak, uygun tedavi seçenekleri için klinik karar vermeyi destekleyebilmektedir (166–168).

yEMG kası direk incelemeye, kas performansını ölçmeye yardımcı olur. Sportif aktiviteler sonrası gelişimi analiz etmeyi ve ergometrik çalışmalarda kas yanıtlarını değerlendirmeyi sağlar (157). Spor ve egzersiz bilminde, ergoterapide, ortopedik, nörolojik ve obstetrik rehabilitasyonda değerlendirme aracı ve tedavinin parçası olarak kullanılır (158).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

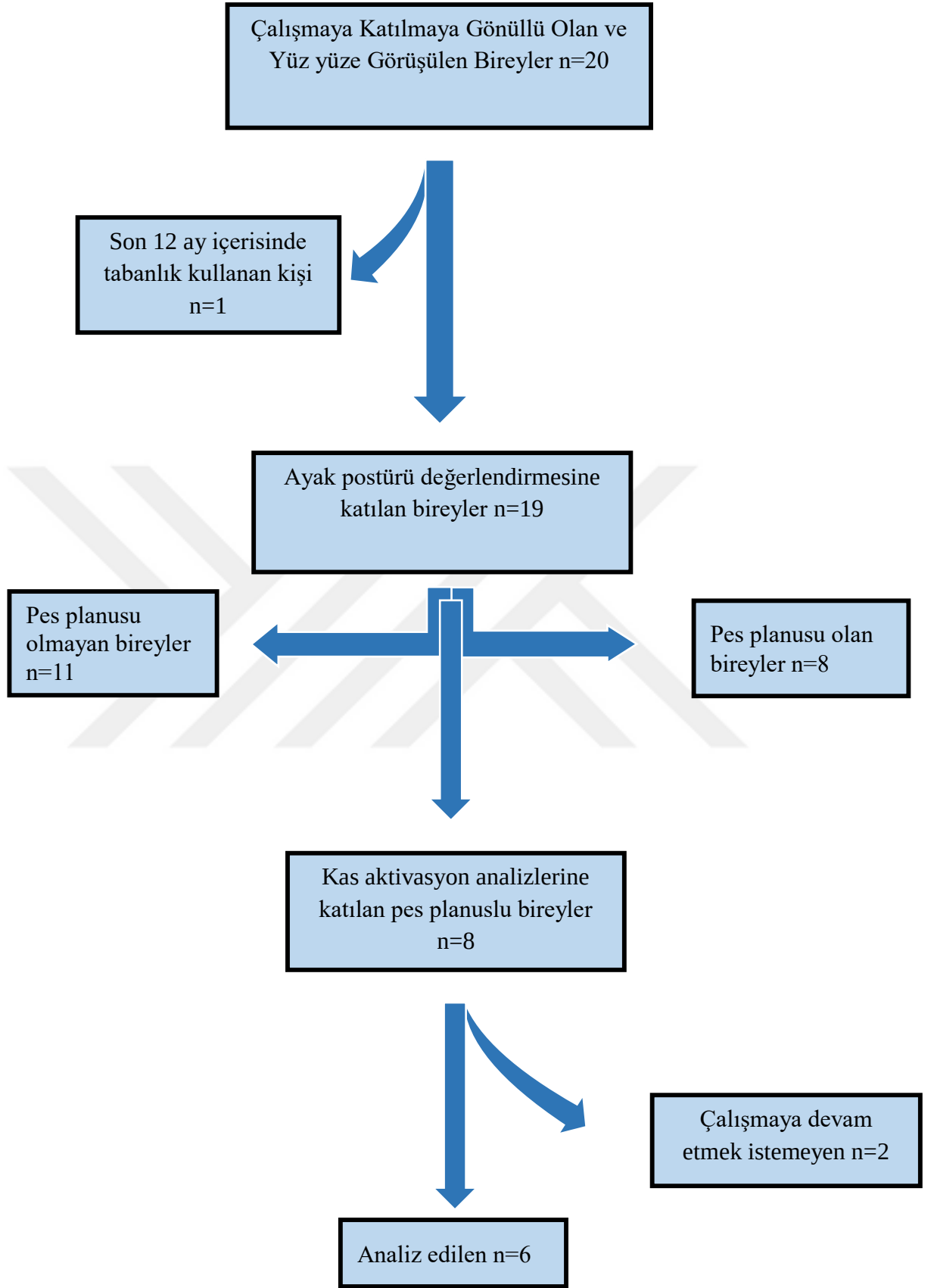
Pes planuslu bireylerde farklı tip tabanlıkların elektromiyografik kas aktivasyonu üzerine etkisinin incelenmesini amaçlayan bu çalışmanın gerçekleştirilebilmesi için 2021/73 karar numarası ile Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan izin alındı. Onay formu Ek 1'de sunuldu.

3.1 Bireyler

Çalışmamız Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Kemal Demir Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulunda gerçekleştirildi. Ayak postür analizi yapılmak üzere bireyler ile görüşüldü. Çalışmaya katılmayı kabul eden kişiler yapılacak çalışma hakkında bilgilendirildi. Çalışmaya katılmayı engelleyecek herhangi bir problemi olmayan ve çalışma için gönüllü olan bireylerden imzalı bilgilendirilmiş olur formu alındı ve çalışmaya dahil edildi. Çalışmada tekrarlı latin kare deney düzeni uygulandı. Çalışmaya alınacak pes planuslu birey sayısı çalışmanın amacına uygun olarak pes planuslu bireylerde tekrarlı ölçümlerde kullanılan tabanlık değişkenleri üzerinden güç analizi yapılarak belirlendi. Bu çalışmada etki büyüklüğü $\alpha=0,05$ alınmış olup %80 güç ve %80 güven aralığında güç analizi yapıldığında araştırma için gereken örneklem sayısı 6 kişi olacak şekilde belirlendi (169). Ancak araştırmaya yalnızca pes planusu olan bireyler katılacağından, pes planusu olmayan, tekrarlı ölçümlerde herhangi bir ölçüme katılamama ya da araştırmanın herhangi bir aşamasında ayrılmak istemeleri gibi durumlar göz önüne alınarak 20 kişi ile çalışmaya başlandı.

3.1.1 Bireylerin Dahil Olma ve Dışlanma Kriterleri

Katılımcıların dahil edilme kriterleri; gönüllü olmak, Ayak Postür İndeksi +6 ve üzeri olmak ve ayak izi yöntemi aracılığıyla tespit edilmiş pes planus varlığının bulunmasıydı. Çalışmadan dışlanma kriterleri ise çalışmaya katılmak istememek, kardiyovasküler, inflamatuvar veya ayağı etkileyen sistemik bir hastalığa sahip olmak, nörolojik defisit, hamile olmak, omurga ve alt ekstremitte cerrahisi geçirmiş olmak, 5mm üzeri bacak eşitsizliğinin varolması, rijit pes planusun bulunması, son 12 ayda tabanlık kullanmış olmak olarak belirlendi.



Şekil 3.1. Çalışma akış çizelgesi

3.2 Yöntem

Çalışmanın amacına uygun olarak hangi değerlendirmelerin yapıldığı Ek 2, Ek 3, Ek 4 ve Ek 5’da sunulan formlarda verildi. Yüz yüze görüşülerek bireylerin değerlendirme formları dolduruldu. Ayak postürü ayak izi yöntemi ve Ayak Postür İndeksiyle belirlendi. Katılımcılardan birinin son 12 ay içerisinde tabanlık kullandığı belirlendiği için çalışmadan dışlandı. Ayak postür değerlendirmesine göre 8 kişinin pes planus olduğu tespit edildi. Çalışmaya devam etmek istemeyen iki kişi kendi isteğiyle çalışmadan ayrıldı. Kalan 6 kişi ile değerlendirme formu, ayak fonksiyon indeksi dolduruldu ve kas aktivasyon ölçümleri alınarak çalışma tamamlandı

3.2.1 Katılımcıların Tanımlayıcı Özelliklerinin Belirlenmesi

Bu aşamada yüz yüze görüşülerek, bireylerin yaş, cinsiyet, medeni durum, eğitim durumu, çalışma durumu, boy, kilo, VKİ (vücut kitle indeksi), sigara/tütün kullanımı, eşlik eden hastalıklar, sürekli kullanılan ilaçlar, cerrahi öykü, soygeçmiş, tabanlık kullanımı gibi durumları sorgulayarak katılımcıların tanımlanması için gerekli bilgilere ulaşıldı. Formda yer alan VKİ değeri, ölçülen vücut ağırlığının kilogram türünden değerinin, boy ve uzunluğunun santimetre cinsinden ölçülen değerinin karesine oranı alınarak hesaplandı. Dominant bacağın belirlenmesinde bir topa tekme atmaları istendi. Topa tekme atmak için tercih ettikleri bacak dominant bacak kabul edildi (170).

Alt ekstremité uzunluğu için medial malleol ile umblikus ve spina iliaca anterior superior arasındaki mesafe mezura ile bilateral ölçüldü. Gastroknemius kas kısalık testi için kişi sırt üstü uzanırken dizi tam ekstansiyonda tespit edilip ayakbileğinin pasif dorsileksiyon hareketi gonyometre ile ölçüldü. 90° dorsifleksiyona getirilebilmesi kas kısalığının olmadığı, getirememesi kısalık olarak değerlendirildi (171).

3.2.2 Pes Planus Varlığının Belirlenmesi

3.2.2.1 Ayak İzi Yöntemiyle Pes Planus Değerlendirmesi

Ayak izinin elde edilmesinde farklı metotlardan yararlanılır. Bunlardan biri podoskop aracılığı ile ayak izinin elde edilmesidir. Bu cihaz, cam ve ayna üzere iki bölümden oluşan ayaktaki pes planus varlığını belirlemede kullanılan bir cihazdır. Çalışmaya katılan bireyler podoskopun cam zemini üzerine çıktı ve alt taraftaki ayna üzerinden ayak izleri fotoğraflandı (Fotoğraf 3.1). Üniversiteye içerisinde yürütülen çalışmalarda ortaklaşa kullanılan podoskop cihazını kullanma

imkanımızın olmadığı zamanlarda ayak izinin belirlenmesinde kullandığımız diğer bir yöntem pudralama yöntemi idi. (Fotoğraf 3.3). Bu yöntemde kişi oturur pozisyondayken ayak tabanının tamamına pudra sürüldü ve siyah karton üzerine ayaklar paralel olacak şekilde basması istendi. Vücut ağırlığıyla birlikte karton üzerine çıkan izden değerlendirme yapıldı.



Fotoğraf 3.1. Podoskop cihazı (sol), Podoskop üzerinde ayak izi (sağ).

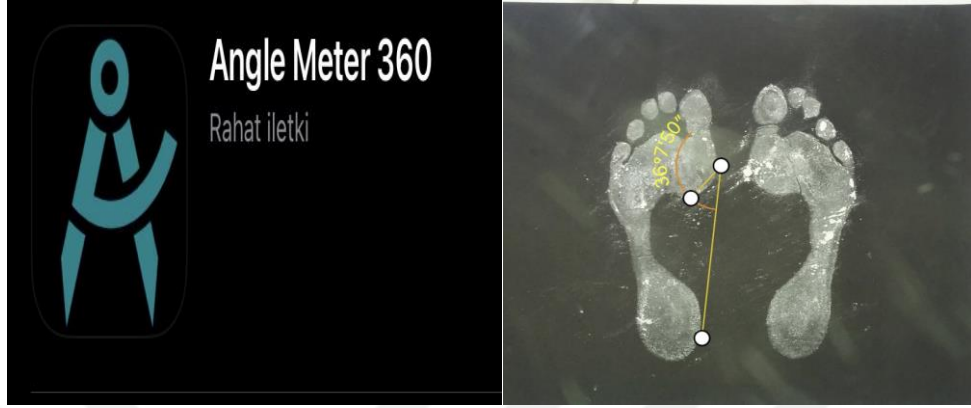


Fotoğraf 3.2. Siyah karton üzerindeki ayak izi

3.2.2.1.1 Clarke Açısı Yöntemi ile Pes Planus Derecesinin Belirlenmesi

Clarke açısı yetişkin popülasyonda düztabanlık teşhisinde kullanılan uygun bir yöntemdir. Kalkaneusun en medialdeki noktası ile birinci metatarsın başı arasındaki çizgi ile orta ayağın en dar noktasını bileştiren çizgi arasındaki açıdır ve bu açıda 41 derecenin altı pes planus olarak değerlendirilir. Çalışmaya katılan bireylerin podoskopla fotoğraflanmış ve siyah karton üzerindeki ayak izinden Clarke açısı belirlendi. Açının belirlenmesinde 2 nokta arasındaki açının

ölçülmesine imkan sağlayan Angle Meter uygulaması kullanıldı. Clarke açısı 41 derecenin altındaki bireyler çalışmaya dahil edildi.



Fotoğraf 3.3. Angle Meter uygulaması (sol) Angle Meter uygulamasıyla açının hesaplanması (sağ)

3.2.2.2 Ayak Postür İndeksi (APİ)

Kişilerin ayak postürü APİ (Foot Posture Index-6) ile değerlendirildi. APİ’de kişi ayakta, gevşek pozisyonda iken ön ve arka ayakla ilgili 6 kriter üzerinden değerlendirme yapıldı. Arka ayakta:- Talus başı palpasyonu – Lateral malleolların süperior ve inferior eğrilikleri- Kalkaneusun inversiyon/eversiyonu Ön ayakta ise: - Talonaviküler eklem bölgesindeki balonlaşma – MLA değerlendirmesi - Ön ayağın arka ayağa göre abduksiyon/adduksiyonu değerlendirdi. Araştırmaya APİ +6 ve üzeri olanlar dahil edildi.

3.2.3 Ayak Fonksiyon İndeksi (AFİ)

Çalışmamızda pes planusu olan katılımcıların ayağın fonksiyonlarındaki muhtemel değişiklikleri ölçmek amacıyla Ayak Fonksiyon İndeksi (Foot Function Index) (AFİ) kullanıldı. AFİ, ayak fonksiyonunu çoklu boyutlarda değerlendiren ve kendi kendine uygulanan bir indekstir. Ayak patolojisinin ağırlığı, sakatlık ve aktivite kısıtlaması açısından fonksiyon üzerindeki etkisini ölçmek için geliştirilmiştir. 3 alt ölçek ve toplamda 23 maddeden oluşmaktadır. Tüm maddeler bir görsel analog ölçek kullanılarak derecelendirilir. Kişiden geçen hafta boyunca ayağını en iyi tarif edecek şekilde, 0 ile 10 arasında bir değer vererek cevaplandırması istenir.

Ağrı alt ölçeği çeşitli durumlarda ağrının şiddetini ölçen 9 sorudan oluşmaktadır. Görsel analog skalasında 0 ağrı yok, 10 olabilecek en kötü ağrıyı temsil etmektedir. Yetersizlik alt ölçeği, ayak problemleri nedeniyle çeşitli aktiviteleri gerçekleştirilmede yaşanan zorluğu tanımlamaktadır. Bu alt ölçek de 9 maddeden oluşmaktadır. 0 zorluk yok; 10 yapılamayacak kadar zorluğu tarif etmektedir. Aktivite kısıtlılığı alt ölçeği, ayak problemlerinden kaynaklanan aktivite kısıtlamalarını ele alır. 5 maddeden oluşmaktadır ve bu ölçeğin ölçüm boyutu frekanstır. 0 hiçbir zaman; 10 her zaman anlamına gelmektedir.

Her bir alt ölçeğin kendi içinde ayrı hesaplaması yapılır. Alt ölçekteki her bir sorunun skoru toplanır ve o ölçekten elde edilebilecek maksimum skora bölünüp 100 ile çarpılır. Elde edilen 3 alt ölçeğin toplamı ise toplam skoru vermektedir. Ancak denek çıplak ayakla yürümek veya ortez takmak gibi bir aktivite yapmadığını belirtirse bu madde uygulanamaz olarak işaretlenir ve değerlendirmeden hariç tutulur. Elde edilen skorlardaki yükseklik bireylerdeki ağrı, yetersizlik ve aktivite kısıtlılığındaki fazlalığı ortaya koyar.

AFİ, farklı yaş gruplarında, konjenital, akut ve kronik hastalıklar, yaralanmalar, cerrahi girişimler veya çeşitli tedavi etkinliğinin belirlenmesinde kullanılan geçerliliği ve güvenilirliği kanıtlanmış, klinisyenler tarafından yaygın olarak kullanılan bir ölçektir (172). Çalışmamızda AFİ'nin Türkçe versiyonu kullanılmıştır (173).

3.2.4 Kas Aktivasyonunun Değerlendirilmesi

3.2.4.1 Kas Aktivasyonlarının Ölçümü

Bireylerin kas aktivasyonlarının ölçümleri Delsys Trigno Wireless System yEMG cihazı ile tamamlandı. Hem amplifikatör hem de topraklama görevi üstlenen sensörlerin istasyona verileri aktarma mesafeleri 20 metredir. Kullanılan sensörün örneklem hızı 2000 Hertz olup, geçirgenlik bandı 20-450 Hertz ve ortalama gürültüden kurtulma oranı >80 desibel (dB)'dir (Fotoğraf 3.4).



Fotoğraf 3.4. yEMG cihazı

Ölçümlere başlanmadan önce bireylere maksimum izometrik kontraksiyon (MİK) sırasında yapmaları istenilen hareketlerle ilgili açıklamalar yapıldı. Sensörler ve elektrotlar bireyin bacağına yerleştirilmeden önce bölge tıraşlandı ve hafif kızarıklık gözlenene kadar alkollü pamuk ile iyice temizlendi. Sensörler rijit bant ile bacağı sabitlendi. Ölçümlerde birbirleri arasındaki mesafe 2 cm olacak şekilde gümüş/gümüş klorür (Ag/AgCl) bipolar yEMG elektrotları (3.7cm x 3.3cm) kullanıldı. Elektrotlar kas liflerinin uzanma yönüne paralel, palpasyon ile kontrol edilerek SENIAM (surface electromyography for non-invasive assessment of muscle) protokollerine uygun olarak yerleştirildi (Fotoğraf 3.5) (174,175). Ölçümler bireylerin dominant bacaklarından yapıldı. Ölçümler esnasında alınan sinyaller kullanılan bilgisayarın ekranından kontrol edildi ve artefakt oluştuğunda elektrot ve sensörler kontrol edilmek üzere ölçüm durduruldu.



Fotoğraf 3.5. Elektrot yerleşimi

3.2.4.2 Ölçüm Tekniği

Ölçümler MİK ve kas fonksiyonu esnasında gerçekleştirildi. MİK ölçümleri için bireyler SENIAM protokollerindeki gibi pozisyonlandı ve 5 sn. boyunca maksimal manuel direnç verildi (174,176,177). Her bir ölçüm 3 kez tekrarlanacak ve 3 ölçümün ortalama değeri alındı (148). Kas yorgunluğunu önlemek için her kas grubu için birer dakikalık dinlenme periyodu verildi.

Tibialis anterior kas aktivasyon ölçümünde elektrot fibulanın proksimal ucu ile medial malleolün ucu arasındaki hattın 1/3'üne yerleştirildi. MİK ölçüm sırasında hasta sırt üstü yatarken dizin hafif fleksiyona gelmesi için dizin altına silindir yastık koyuldu. Başparmak ekstansiyonu olmadan ayak dorsifleksiyonda desteklendi ve ayağın eversiyonu ve plantar fleksiyonu yönünde dorsal yüzünden medial tarafa doğru direnç uygulandı.

Peronealis longus kas aktivasyon ölçümünde elektrot proksimal fibula başının ucu ile lateral malleolün ucu arasındaki çizginin 1/4'üne yerleştirildi. MİK ölçüm sırasında hasta sırtüstü yatarken dizin altına silindir bir yastık konuldu. Hasta ayağını dorsifleksiyon ve eversiyon yönüne çekerken, lateralden ayağın dorsifleksiyon pozisyonunu bozmadan inversiyona dönmesi için direnç uygulandı.

Gastrocnemius medialis kas aktivasyon ölçümünde elektrot kasın en belirgin medial çıkıntısına yerleştirildi. MİK ölçüm sırasında hasta yüzüstü yatarken diz hafif fleksiyonda olacak şekilde ayağın altına silindir bir yastık konulup hastadan ayağını maksimum plantar fleksiyona getirmesi istendi.

Soleus kas aktivasyon ölçümünde elektrot uyluk kemiğinin medial kondili ile medial malleol arasındaki çizginin 2/3'üne yerleştirildi. Maksimum izometrik kontraksiyon ölçüm sırasında hastadan dizleri bükülü sırt üstü pozisyonda yatması istendi. Hastadan topuğunu yukarı kaldırması istenirken bir elle dizinden aşağı doğru direnç verildi.

3.2.4.3 Yürüyüş Sırasında Kas Aktivasyonunun Ölçülmesi

Çalışmaya katılan bireylerin yürüyüş sırasında tabanlıksız, soft (silikon) semirijit (polifom) ve rijit (çelik) tabanlık olmak üzere 3 farklı tabanlıkla toplamda 4 kez ölçüldü. Ölçümler, her bir tabanlıkla ölçüm arasında birer gün ara verilerek toplam 3 günde tamamlandı. Tabanlıkların tasarımı aynı olup kişilerin ayak

numarasına uygun olacak ve her iki ayakkabı içerisine giyilmek üzere birer çift olarak temin edildi. Tabanlık türünün seçimi rasgele sırayla yapıldı.

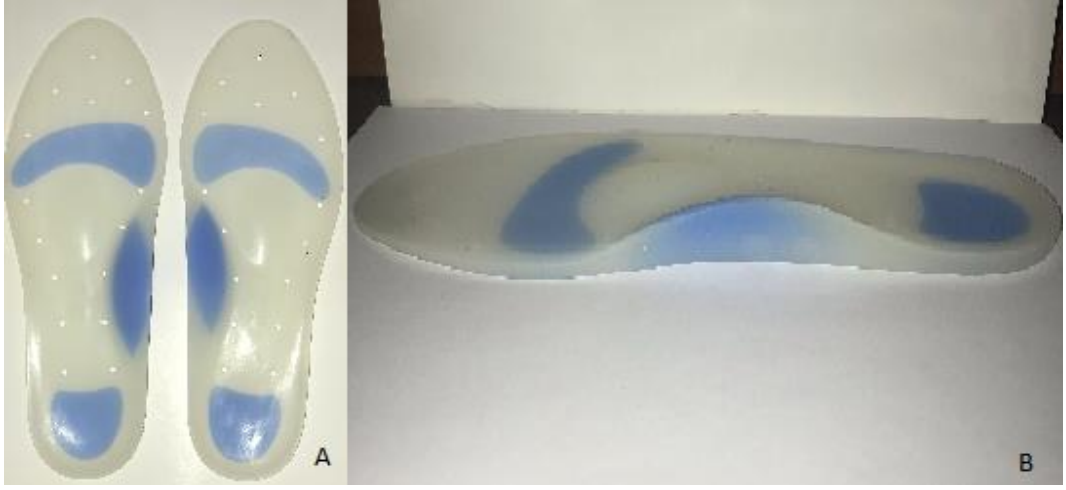
Yürüyüş analizine tabanlıksız olarak başlandı. Yürüyüş hızını standardize etmek için metronom kullanıldı ve dk adım sayısı 109 olacak şekilde ayarlandı (178). Bireylerin ritme alışması için deneme yürüyüşü yapıldı. Sonrasında ölçüm alınan dominant ayakla başlayarak 5 adım atması istendi. Tabanlıksız yürüyüş sonrası kişi 5 dakika dinlendirildi. Bütün analizler kişinin rahat ettiği, sabit bir spor ayakkabıyla alındı.

Tabanlıkla yapılan ölçümlerde tabanlığın ayakkabıya uygunluğu ve ayakkabı içine doğru yerleştirildiği ölçüm alan kişi tarafından kontrol edildi ve kişinin alışması için yürüyüş denemesi yapıldı. Sonrasında ritme uyma denemesi yapıldı ve dominant ayakla başlamak suretiyle 5 adım atması istenerek ölçüm tekrarlandı. Tabanlıklar sadece EMG ölçümleri esnasında giyildi, ölçüm sonrası araştırmacıya teslim edildi.

3.2.5 Tabanlık Seçimi

Çalışmada soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) olmak üzere 3 hazır tabanlıklar kullanılmıştır. Çalışmaya dahil edilme kriterlerine uygun olan ve çalışmaya katılmayı kabul edilen bireyler çalışmaya dahil edilmiştir.

Çalışmada kullanılan tabanlıkların tamamı, pes planuslu bireylerde çıkırık mekanizmasına sağladığı katkı sebebiyle transvers ark desteği ve bu bireylerde düşük MLA'yı desteklemek için MLA desteğine sahipti (149,179). Soft tabanlık %100 silikondan üretilmiştir (Şekil 3.6). Semirijit tabanlık 1 mm termoplastik malzeme üzerine poliform ark desteğinden oluşmaktadır (Şekil 3.7). Rijit tabanlık ise çelik medial ark desteğine sahip olup üzeri deri ile kaplanmıştır (Şekil 3.8). Tabanlıkların MLA destek yükseklikleri eşittir.



Fotoğraf 3.6. Soft (silikon) tabanlığın üstten (A) ve yandan görünüşü (B)



Fotoğraf 3.7. Semirijit (poliform) tabanlık üstten (A) ve yandan görünüşü (B)



Fotoğraf 3.8. Rijit (çelik) tabanlık üstten (A) ve yandan görünüşü (B)

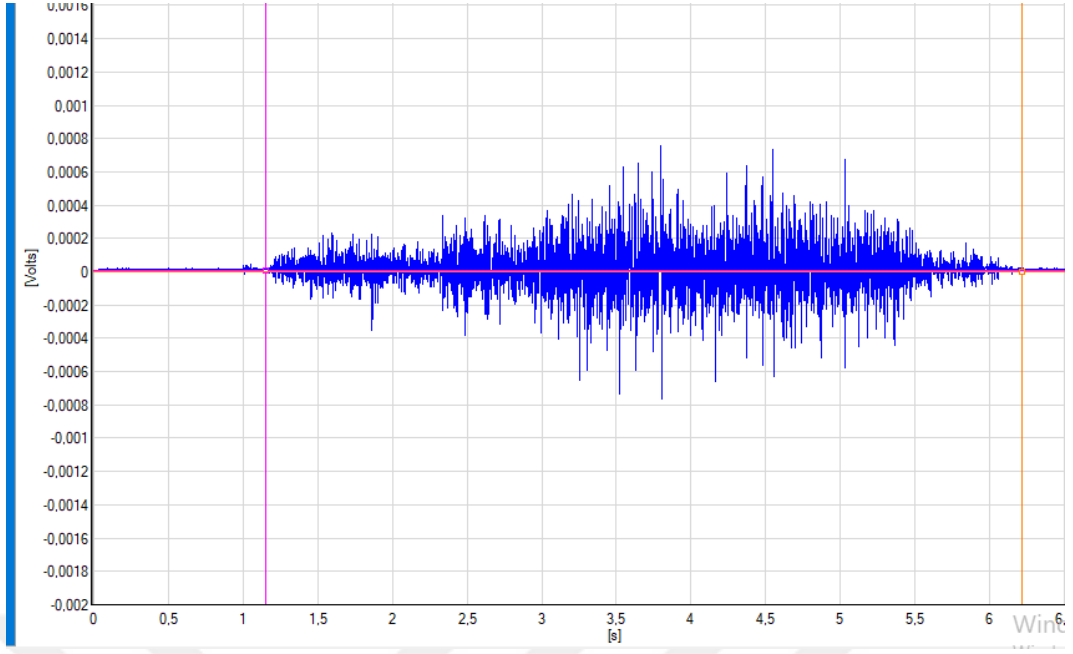
3.2.6 EMG Sinyal Analizi

Kaydedilen EMG sinyalleri Delsys Analysis System 4.5.0 uygulamasıyla analiz edildi.

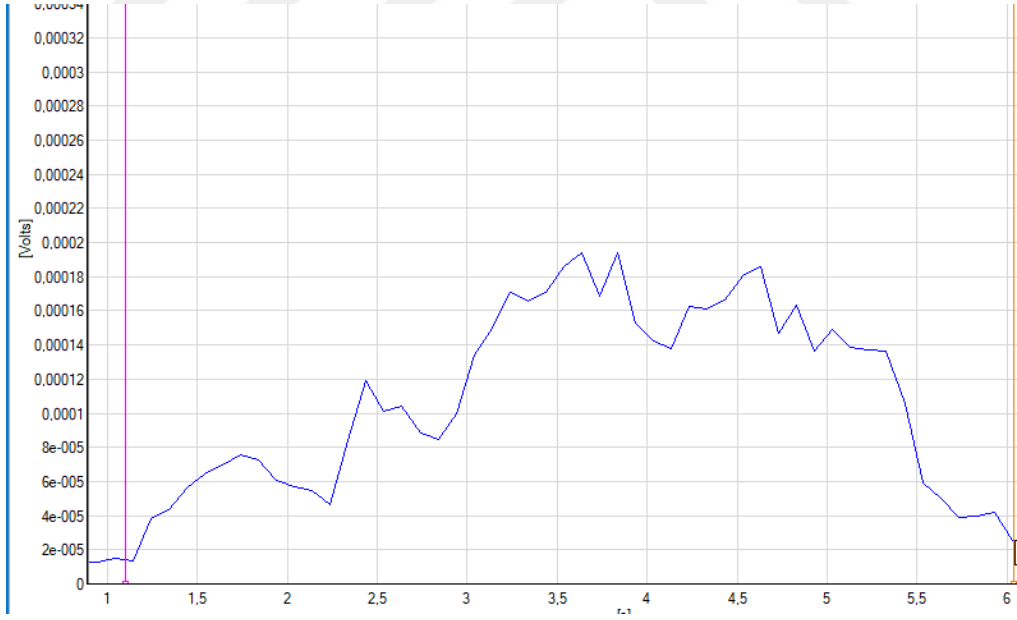
İlgili kasını 5 saniye boyunca izometrik kasmaı istenen bireyin analiz için ortadaki 3 saniye boyunca açığa çıkardığı sinyaller dikkate alınarak analizler yapıldı ve değeri mikrovolt türünden kaydedildi. Her kas için 3 kez tekrarlanan maksimum izometrik kontraksiyonun analizinde elde edilen değeriin ortalaması %MİK hesaplanmasında kullanıldı (Fotoğraf 3.9). Elde edilen ham sinyaller 20-500 bandpass filtre ile hareket artefaktından arındırıldı ve 0,1 sn aralıklarla kare ortalamalarının karekök değeri (KOK) hesaplandı (Fotoğraf 3.10).

Yürüyüş sırasında kişilerden istenen 5 adımın 3 adımı dominant ayak tarafından atılmış olup 3 adımlık EMG verisinden ortadaki adım analiz için kullanıldı. Ham veri (Fotoğraf 3.11), 20-500 bandpass filtreleme işleminin ardından 0,1 saniyelik aralıklarla kare ortalamalarının karekök değeri hesaplandı ve mikrovolt cinsinden kaydedildi (148). Analiz için kullanılan adım süre bazında parçalara bölünerek yürüyüşün fazlarına ayrılmış oldu. Buna göre 0 ile %10 arası yük aktarımı (ağırlık kabulü), %10-%40 arası taban teması ve orta duruş, %40-%60 itme fazı ve %60-%100 arası sallanma fazı olmak üzere 4 parçaya ayrılarak incelendi (Fotoğraf 3.12) (3). Kas aktivasyon değeriini normalleştirmek için aşağıdaki denklem kullanıldı:

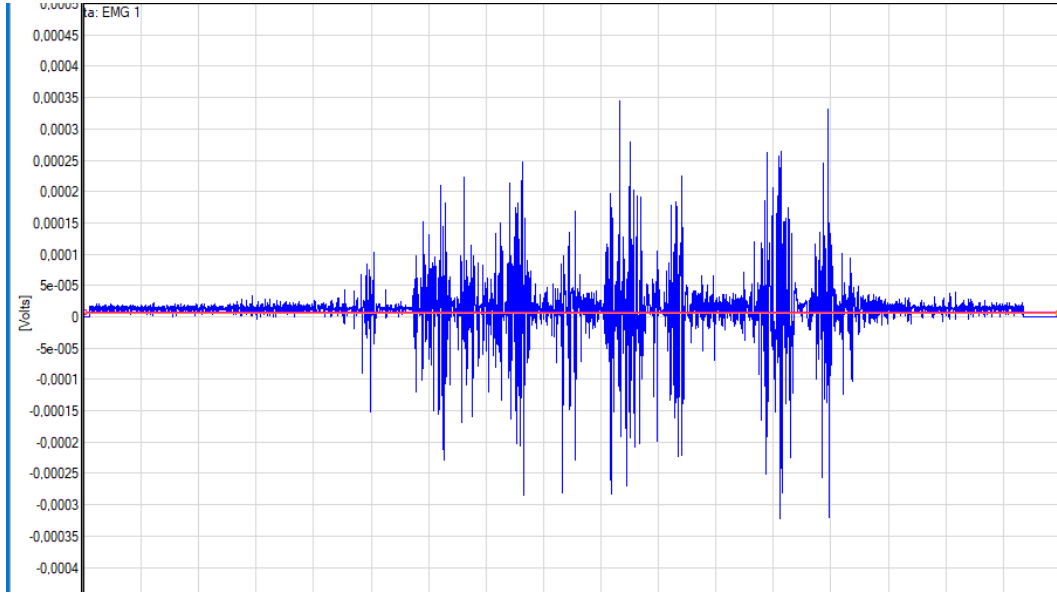
$$\%MİK = \text{Fonksiyon sırasındaki ölçüm değeri } (\mu V) / MİK \text{ ölçüm değeri } (\mu V)$$



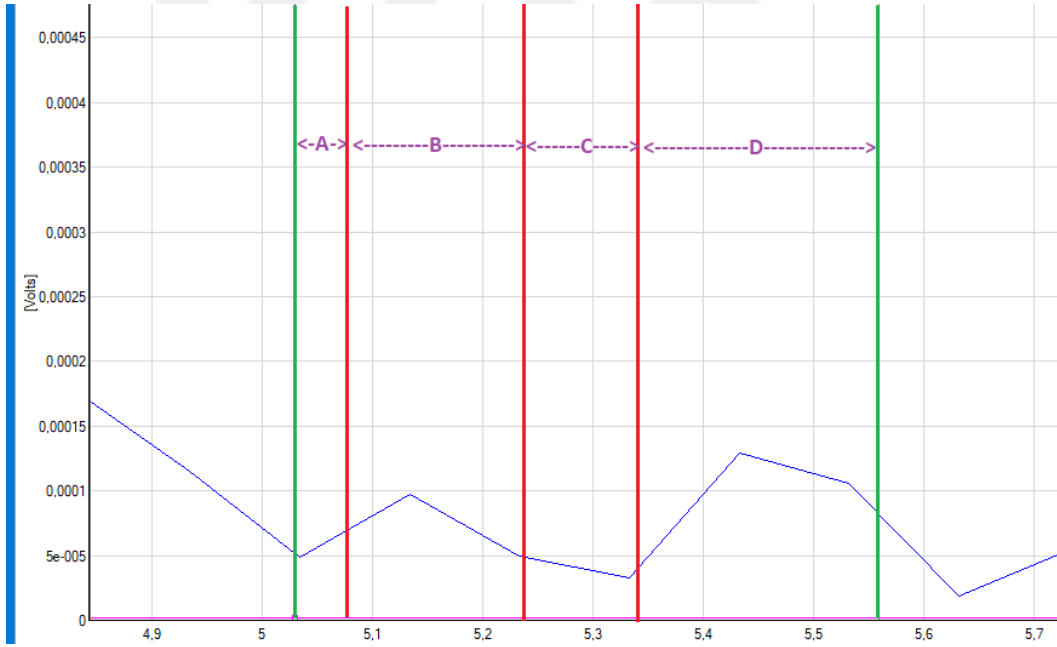
Fotoğraf 3.9. Tibialis anterior kasının maksimum izometrik kontraksiyon ham yEMG görüntüsü



Fotoğraf 3.10. Tibialis anterior kasının filtrelenmiş kareler ortalamasının karekök grafiği



Fotoğraf 3.11. Tibialis anterior kasının yürüyüş sırasındaki ham yEMG görüntüsü



Fotoğraf 3.12. Tibialis anterior kasından alınan emg verisinin yürüyüş fazlarına ayrılmış hali: A: Yük aktarımı B:Taban teması ve Orta duruş C: İtme D: Sallanma

3.2.7 Verilerin Analizi

Verilerin normal dağılıma uygunluğu Histogram, Q-Q grafikleri ve Shapiro-wilk testi ile değerlendirildi tabanlık sertliği değişkenlerin tekrarlı ölçümlerinin değerlendirilmesinde Friedman Analizi kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalarda Dunn

testi kullanıldı. Nicel veriler arasındaki ilişki Spearman korelasyon analizi ile değerlendirildi. Verilerin analizi R 4.2.2 (www.r-project.org) programı ve Turcosa Cloud (Turcosa Ltd Co) istatistik yazılımında gerçekleştirildi. Anlamlılık değeri $p<0.05$ olarak kabul edildi.



4. BULGULAR

Çalışma, yaşları 21-43 arasında değişen ve çalışmaya dahil edilme kriterlerini karşılayan 6 gönüllü pes planuslu bireyin katılımıyla tamamlandı.

4.1 Betimsel İstatistik Sonuçları

Katılımcılara ait tanımlayıcı bilgiler Tablo 4.1 'de verildi.

Tablo 4.1. Bireylerin fiziksel özelliklerinin incelenmesi

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Yaş (yıl)	6	21,00	48,00	33,8333	11,17885
Boy (m)	6	1,55	1,75	1,6417	,06646
Kilo (kg)	6	53,00	70,00	62,3333	7,31209
VKİ (kg/cm ²)	6	19,40	25,70	23,1333	2,79547

VKİ : Vücut kitle indeksi N: kişi sayısı

Bireylere ait diğer sosyodemografik bilgiler Tablo 4.2’de sunuldu.

Tablo 4.2. Bireylerin sosyodemografik özellikleri

		Frekans	Yüzde (%)
Eğitim	İlkokul	2	33,3
Düzeyi	Lise	2	33,3
	Üniversite	2	33,3
Medeni durum	Evli	3	50,0
	Bekar	3	50,0
Çalışma durumu	Çalışıyor	5	83,3
	Çalışmıyor	1	16,7
Sigara/tütün kullanımı	Evet	2	33,3
	Hayır	4	66,7
Eşlik eden hastalık	Hipertansiyon	1	16,7
	yok	5	83,3
Düzenli ilaç kullanımı	Hipertansif ilaç	1	16,7
	yok	5	83,3
Cerrahi Öyküsü	R.cuff tamiri	1	16,7
	yok	5	83,3
Gastrocnemius Kısıtlılığı	Var	4	66,7
	Yok	2	33,3
	Total	6	100,0

Çalışmaya dahil olma kriterlerine uygun olarak, bireylerin tamamında pes planus türünün fleksible olduğu, bacak boyu eşitsizliği görülmediği ve son 12 ay içerisinde tabanlık kullanmadıkları saptandı.

Bireylerin pes planus şiddeti değerlendirmesinde dominant ve nondominant ayağa özgü sıklık ve ortalama Clarke Açısı ve APİ değerleri Tablo 4.3'te verildi. Buna göre dominant ayak clarke açısı $24,5 \pm 4,9$, nondominant Clarke açısı $17,8 \pm 8$ derece bulundu. Dominant ayak APİ puanı $11 \pm 0,6$, nondominant APİ $8,8 \pm 1,4$ olarak saptandı (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Bireylerin Dominant ve Nondominat Clarke açısı ve Ayak Postür

İndeksi (APİ) değerleri

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Clarke Açısı (°) – dominant	6	17,00	29,00	24,5000	4,92950
Clarke Açısı (°) nondominant	6	10,00	29,00	17,8333	8,08497
APİ-dominant	6	10,00	12,00	11,0000	,63246
APİ-nondominant	6	7,00	11,00	8,8333	1,47196

4.2 Pes Planus Şiddeti ile Vücut Kitle İndeksi (VKİ) ve Yaş Arasındaki İlişkinin İncelenmesi

Dominant ve nondominant ayak Clarke açısı ve APİ ile VKİ ve yaş faktörü arasındaki ilişkiye Spearman korelasyon analizi ile bakıldı. Dominant ve nondominant ayak Clarke açısı ve APİ ile VKİ ve yaş faktörü arasında anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Bireylerin dominant ve nondominant Clarke açısı ve Ayak Postür İndeksi (API) değerleri ile yaş ve vücut kitle indeksi (VKİ) arasındaki ilişki

		Clarke (°) - Dominant	Clarke(°) - Nondominant	API-Dominant	API-Nonominant
VKİ (kg/cm ²)	r	-,232	-,383	-,338	,000
	p	,658	,454	,512	1,000
	N	6	6	6	6
Yaş (yıl)	r	,522	,029	,169	-,087
	p	,288	,956	,749	,870
	N	6	6	6	6

*Spearman korelasyon analizi kullanılmıştır. VKİ : Vücut kitle indeksi N: kişi sayısı r: korelasyon katsayısı *p<0,05.*

4.3 Ayak Fonksiyon İndeksi (AFİ) Sonuçları

Katılımcılar AFİ ağrı, aktivite kısıtlılığı ve yetersizlik alt ölçeklerinde dominant ve nondominant ayak arasında farklılık belirtmemiş ve 2 ayak için aynı puanlamaları yapmışlardır. Bireylerin AFİ indeksi ağrı alt ölçeğini ortalama skoru 34.5 ± 8.4 ; aktivite kısıtlılığı alt ölçeği ortalama skoru 24.7 ± 13.6 ; yetersizlik alt ölçeği ortalama skoru 3.6 ± 2.9 olarak hesaplandı. AFİ toplam skoru ise ortalama 61.9 ± 18.4 olarak saptandı (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Katılımcıların Ayak Fonksiyon İndeksi (AFİ) değerleri

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Std. Sapma
AFİ-Ağrı	6	21,40	42,80	34,5000	8,45222
AFİ-Aktivite kısıtlılığı	6	6,60	42,20	24,7667	13,60510
AFİ-Yetersizlik	6	,00	6,00	3,6667	2,94392
AFİ-toplam	6	40,20	82,00	61,9833	18,49275

4.3.1 Ayak Fonksiyon İndeksi (AFİ) Skorları ile Vücut Kitle İndeksi (VKİ) ve Yaş Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi

AFİ ağrı, aktivite kısıtlılığı ve yetersizlik alt ölçekleri ve ayak AFİ total skoru ile VKİ ve yaş faktörü arasındaki ilişkiye Spearman korelasyon analizi ile bakıldı. Buna göre AFİ ağrı, aktivite kısıtlılığı ve yetersizlik alt ölçekleri ve AFİ

total skoru ile VKİ ve yaş faktörü arasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Bireylerin Ayak fonksiyon indeksi (AFİ) skorları ile vücut kitle indeksi (VKİ) ve yaş arasındaki ilişki

		AFİ- ağrı	AFİ-aktivite kısıtlılığı	AFİ- yetersizlik	AFİ-toplam
VKİ (kg/cm ²)	r	-,319	-,143	-,093	-,086
	p	,538	,787	,862	,872
	N	6	6	6	6
Yaş (yıl)	r	,812*	,771	-,555	,600
	p	,050	,072	,252	,208
	N	6	6	6	6

*Spearman korelasyon analizi kullanılmıştır N: birey sayısı r: korelasyon katsayısı * $p<0,05$.*

4.3.2 Pes Planus Derecesi ile Ayak Fonksiyon İndeksinin (AFİ) Değerleri Arasındaki İlişkinin İncelenmesi

Pes planusa özgü fonksiyon değişikliklerinin değerlendirildiği AFİ ile dominant ayak Clarke açısı ve dominant ayak Ayak Postür İndeksi (API) arasındaki ilişkiye spearman korelasyon analizi ile bakıldı. Buna göre AFİ ağrı, aktivite kısıtlılığı ve yetersizlik alt ölçekleri ve AFİ total skoru ile dominant ayak Clarke açısı ve dominant ayak API puanı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Bireylerin Dominant Clarke açısı ve Ayak Postür İndeksi (APİ) değerleri ile Ayak Fonksiyon İndeksi (AFİ) skorları arasındaki ilişki

		AFİ- ağrı	AFİ-aktivite kısıtlılığı	AFİ-yetersizlik	AFİ-toplam
Clarke-Dominant	r	-,059	,464	-,564	,551
	p	,912	,354	,244	,257
APİ-Dominant	N	6	6	6	6
	r	,514	,338	,000	,169
	p	,296	,512	1,000	,749
	N	6	6	6	6

*Spearman korelasyon analizi kullanılmıştır. N: Birey sayısı r: korelasyon katsayısı *p<0,05*

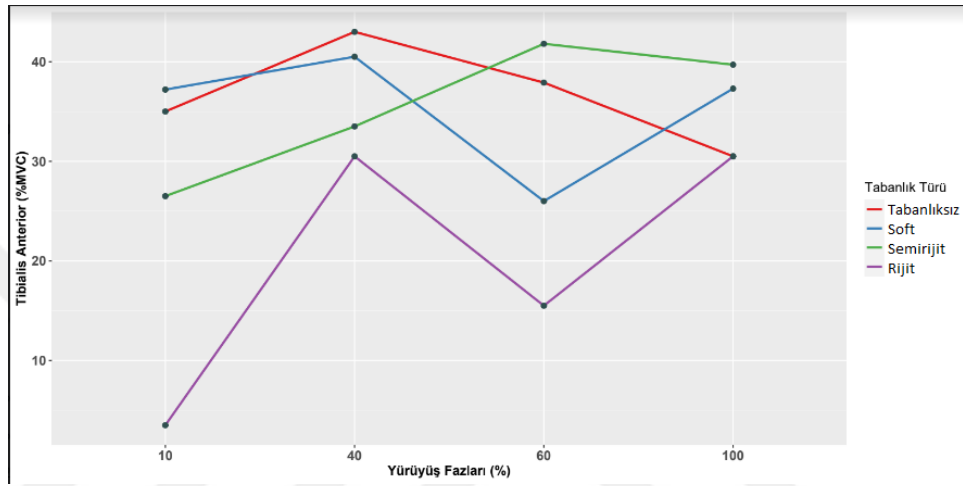
4.4 Tekrarlı Ölçümlere İlişkin Tabanlık Değişkenlerinin Karşılaştırma Sonuçları

Tibialis anterior kasının, tabanlıksız olarak alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortalama %MİK değeri 35.0, %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortalama %MİK değeri 43.0, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortalama %MİK değeri 37.9 ve %60-%100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortalama değeri 35.9 olarak bulundu.

Tibialis anterior kasından soft (silikon) tabanlık ile alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortalama %MİK değeri 37.2, %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortalama %MİK değeri 40.5, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortalama %MİK değeri 26.0 ve %60-%100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortalama değeri 37.3 olarak saptandı.

Tibialis anterior kasının, semirijit (poliform) tabanlıkla alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortalama %MİK değeri 26.5, %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortalama %MİK değeri 33.5, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortalama %MİK değeri 41.8 ve %60-%100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortalama değeri 39.7 olarak bulundu.

Tibialis anterior kasının, rijit (çelik) tabanlıkla alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortalanca %MİK değeri 3.5, %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortalanca %MİK değeri 30.5, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortalanca %MİK değeri 15.5 ve %60-%100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortalanca değeri 30.5 olarak saptandı (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Tibialis anterior kasının tabanlıksız ve soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklarla yürüyüş fazlarındaki %MİK (yüzde maksimum izometrik kontraksiyon) ortalanca değerleri

Tibialis anterior kasından tabanlıksız, soft (silikon) ve semirijit (poliform) tabanlıklarla alınan EMG ölçümlerinde, yürüyüş fazları arasında %MİK değeri olarak istatistiksel anlamlı bir fark bulunmazken rijit (çelik) tabanlıkla alınan emg ölçümünde %MİK değeri açısından Yürüyüşün 0-%10 luk kısmı ile %60-100 fazları arasında anlamlı bir fark saptandı ($p < 0.05$) (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Tibialis anterior kas fonksiyonunun tabanlıksız ve tabanlık değişkenleri ile yürüyüşün yüzdelik fazları arasında ve her fazın kendi içinde karşılaştırılması

	Yürüyüşün Yüzdelik Fazları				p
	0-%10	%10-%40	%40-%60	%60-%100	
Değişkenler					
Tabanlıksız	35.0(12.4-73.5)	43.0(16.7-77.3)	37.9(19.7-78.3)	30.5(22.7-53.2)	0.978
Soft (silikon)	37.2(15.0-58.0)	40.5(31.7-60.0)	26.0(15.0-35.9)	37.3(28.0-60.7)	0.457
Semirijit (poliform)	26.5(14.3-69.1)	33.5(15.1-73.9)	41.8(21.3-64.8)	39.7(31.0-53.0)	0.706
Rijit (çelik)	3.5(0.0-26.9) ^a	30.5(18.2-52.1) ^{ab}	15.5(8.6-30.0) ^{ab}	30.5(27.6-78.1) ^b	0.002
p*	0.229	0.985	0.133	0.204	

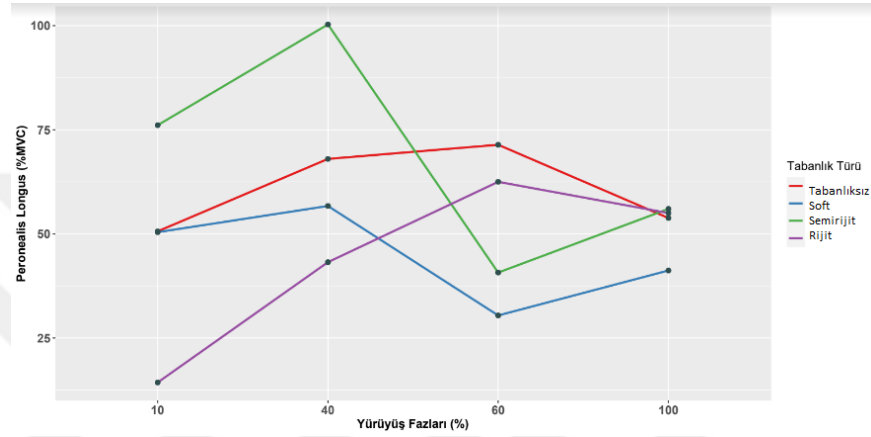
Veriler ortanca (1.çeyrek-3.çeyrek) olarak ifade edilmiştir.p: Her bir kasın yürüyüş fazlarına göre karşılaştırma sonuçları. p*: Her bir yürüyüş fazın taban türlerine göre karşılaştırma sonuçları. Aynı satırda yer alan aynı harfler fazlar arasındaki farkın benzerliğini, farklı harfler farklılığını ifade etmektedir. Friedman analizi kullanılmıştır.

Peroneus longus kasından tabanlıksız olarak alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortanca %MİK değeri 50.6, %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortanca %MİK değeri 68.0, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortanca %MİK değeri 71.4 ve %60-%100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortanca değeri 53.8 olarak bulundu.

Peroneus longus kasından soft (silikon) tabanlıkla alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortanca %MİK değeri 50.4 %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortanca %MİK değeri 56.7, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortanca %MİK değeri 30.4 ve %60-%100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortanca değeri 41.2 olarak saptandı

Peroneus longus kasından semirijit (poliform) tabanlıkla alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortanca %MİK değeri 76.1, %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortanca %MİK değeri 100.3, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortanca %MİK değeri 40.7 ve %60-%100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortanca değeri 56.0 olarak bulundu.

Peroneus longus kasından rijit (çelik) tabanlılıkla alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortalanca %MİK değeri 14.3, %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortalanca %MİK değeri 43.2, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortalanca %MİK değeri 62.5 ve %60-%100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortalanca değeri 55.0 olarak saptandı (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Peroneus longus kasının tabanlıksız ve soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklarla yürüyüş fazlarındaki %MİK (yüzde maksimum izometrik kontraksiyon) ortalanca değerleri

Peroneus longus kasından tabanlıksız, soft (silikon) ve rijit (çelik) tabanlıklarla alınan EMG ölçümlerinde, yürüyüş fazları arasında % MİK değeri olarak istatistiksel anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.05$) semirijit (poliform) tabanlılıkla alınan EMG ölçümünde %MİK değeri açısından yürüyüşün %10-40 kısmı ile %60-100 fazları arasında anlamlı bir fark saptandı ($p=0.042$). Yürüyüşün aynı fazında tabanlıksız, soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıkların %MİK değerleri arasında anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. Peroneus longus kas fonksiyonunun tabanlıksız ve tabanlılık değişkenleri ile yürüyüşün yüzdelik fazları arasında ve her fazın kendi içinde karşılaştırılması

	Yürüyüşün Yüzdelik Fazları				p
	0-%10	%10-%40	%40-%60	%60-%100	
Değişkenler					
Tabanlıksız	50.6(22.1-61.7)	68.0(34.8-95.2)	71.4(23.6-99.4)	53.8(26.4-96.5)	0.597
Soft (silikon)	50.4(4.5-71.3)	56.7(30.4-112.0)	30.4(15.4-56.3)	41.2(25.5-101.1)	0.241
Semirijit (poliform)	76.1(38.9-146.7) ^{ab}	100.3(48.5-112.2) ^a	40.7(21.0-117.0) ^{ab}	56.0(16.5-82.4) ^b	0.042
Rijit (çelik)	14.3(0.0-56.0)	43.2(33.7-103.8)	62.5(24.9-108.1)	55.0(28.7-114.9)	0.597
P*	0.149	0.241	0.221	0.284	0.149

Veriler ortanca (1.çeyrek-3.çeyrek) olarak ifade edilmiştir.p: Her bir kasın yürüyüş fazlarına göre karşılaştırma sonuçları. p*: Her bir yürüyüş fazın taban türlerine göre karşılaştırma sonuçları. Aynı satırda yer alan aynı harfler fazlar arasındaki farkın benzerliğini, farklı harfler farklılığını ifade etmektedir. Friedman analizi kullanılmıştır.

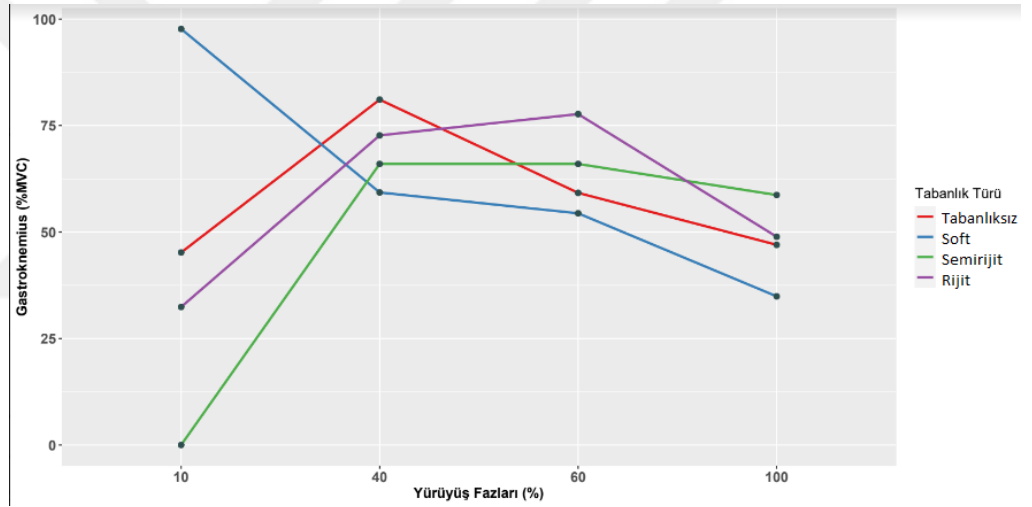
Gastrocnemius medialis kasından tabanlıksız olarak alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortanca %MİK değeri 45.2, %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortanca %MİK değeri 81.1, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortanca %MİK değeri 59.2 ve %60-%100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortanca değeri 47.0 olarak saptandı.

Gastrocnemius medialis kasından soft (silikon) tabanlılıkla alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortanca %MİK değeri 97.7, %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortanca %MİK değeri 59.3, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortanca %MİK değeri 54.4 ve %60-%100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortanca değeri 34.9 olarak bulundu.

Gastrocnemius medialis kasından semirijit (poliform) tabanlılıkla alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının

ortanca %MİK değeri 0.0, %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması orta duruş fazının ortanca %MİK değeri 66.0, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortanca %MİK değeri 66.0 ve %60-100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortanca değeri 58.7 olarak saptandı.

Gastrocnemius medialis kasından rijit (çelik) tabanlılıkla alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortanca %MİK değeri 32.4, %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortanca %MİK değeri 72.7, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortanca %MİK değeri 77.7 ve %60-100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortanca değeri 48.9 olarak bulundu (Şekil 4.3).



Şekil 4.3 Gastrocnemius kasının tabanlıksız ve soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklarla yürüyüş fazlarındaki %MİK (yüzde maksimum izometrik kontraksiyon) ortanca değerleri

Gastrocnemius medialis kasından tabanlıksız, soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklarla alınan EMG ölçümlerinde, yürüyüş fazları arasında % MİK değeri olarak istatistiksel anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$). Yürüyüşün aynı fazında tabanlıksız, soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıkların %MİK değerleri arasında anlamlı bir fark saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. Gastrocnemius medialis kas fonksiyonunun tabanlıksız ve tabanlık değişkenleri ile yürüyüşün yüzdelik fazları arasında ve her fazın kendi içinde karşılaştırılması

	Yürüyüşün Yüzdelik Fazları				P
	0-%10	%10-%40	%40-%60	%60-%100	
Değişkenler					
Tabanlıksız	45.2(0.0-201.1)	81.1(15.7-205.1)	59.2(27.1-154.0)	47.0(30.4-142.5)	0.706
Soft (silikon)	97.7(62.7-349.1)	59.3(31.0-167.4)	54.4(14.8-143.4)	34.9(22.3-122.0)	0.061
Semirijit (poliform)	0.0(0.0-77.3)	66.0(41.2-118.2)	66.0(24.6-151.5)	58.7(19.6-325.6)	0.172
Rijit (çelik)	32.4(5.9-127.5)	72.7(26.0-265.4)	77.7(33.7-140.4)	48.9(18.8-224.2)	0.706
P*	0.304	0.978	0.706	0.241	0.304

Veriler ortanca (1.çeyrek-3.çeyrek) olarak ifade edilmiştir.p: Her bir kasın yürüyüş fazlarına göre karşılaştırma sonuçları. p*: Her bir yürüyüş fazın taban türlerine göre karşılaştırma sonuçları. Aynı satırda yer alan aynı harfler fazlar arasındaki farkın benzerliğini, farklı harfler farklılığını ifade etmektedir. . Friedman analizi kullanılmıştır.

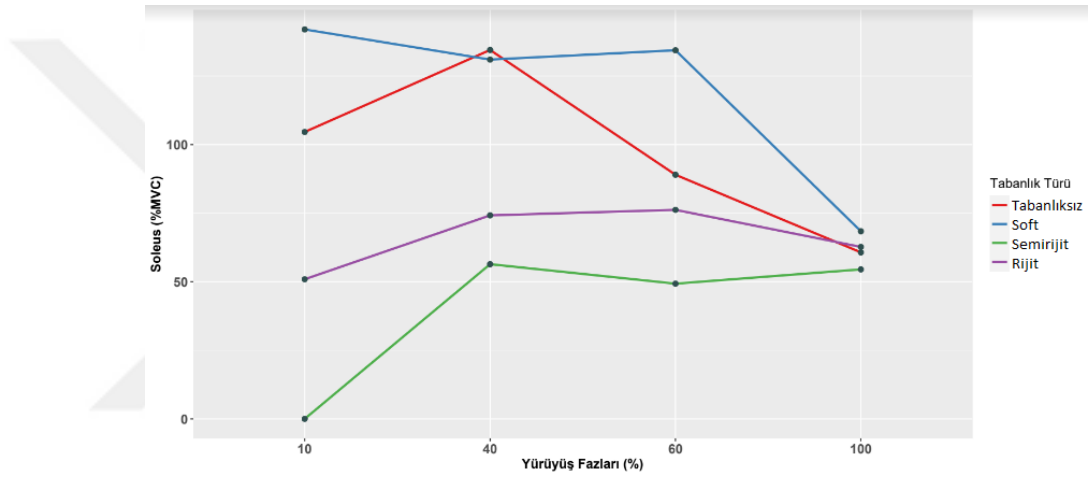
Soleus kasından tabanlıksız olarak alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortanca %MİK değeri 104.6, %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortanca %MİK değeri 134.5, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortanca %MİK değeri 89.0 ve %60-%100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortanca değeri 60.7 olarak bulundu.

Soleus kasından soft (silikon) tabanlılıkla alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortanca %MİK değeri 142.0, %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortanca %MİK değeri 131.0, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortanca %MİK değeri 134.4 ve %60-%100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortanca değeri 68.4 olarak saptandı.

Soleus kasından semirijit (poliform) tabanlılıkla alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-%10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortanca %MİK değeri 0.0, %10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortanca %MİK değeri 56.4, %40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortanca

%MİK değeri 49.3 ve %60-%100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortalanca değeri 54.5 olarak bulundu.

Soleus kasından rijit (çelik) tabanlılıkla alınan EMG ölçümünde, yürüyüşün 0-10'luk kısmına karşılık gelen yük aktarımı fazının ortalanca %MİK değeri 50.9, 10-40'luk kısmına karşılık gelen taban teması ve orta duruş fazının ortalanca %MİK değeri 74.2, 40-60'luk kısmına karşılık gelen itme fazının ortalanca %MİK değeri 76.2 ve %60-%100'lük son kısmına karşılık gelen sallanma fazına ilişkin %MİK ortalanca değeri 62.7 olarak bulundu (Şekil 4.4).



Şekil 4.4. Soleus kasının tabanlıksız ve soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklarla yürüyüş fazlarındaki %MİK (yüzde maksimum izometrik kontraksiyon) ortalanca değerleri

Soleus kasından tabanlıksız, soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklarla alınan EMG ölçümlerinde, yürüyüş fazları arasında % MİK değeri olarak istatistiksel anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Yürüyüşün aynı fazında tabanlıksız, soft, semirijit ve rijit tabanlıkların %MİK değerleri arasında anlamlı bir fark saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.11)

Tablo 4.11. Soleus kas fonksiyonunun tabanlıksız ve tabanlık değişkenleri ile yürüyüşün yüzdelerik fazları arasında ve her fazın kendi içinde karşılaştırılması

	Yürüyüşün Yüzdelerik Fazları				p
	0-%10	%10-%40	%40-%60	%60-%100	
Değişkenler					
Tabanlıksız	104.6(0.0-146.4)	134.5(70.9-296.0)	89.0(36.1-185.7)	60.7(41.1-117.4)	0.334
Soft (silikon)	142.0(58.2-325.8)	131.0(87.1-192.0)	134.4(50.7-208.6)	68.4(17.5-172.2)	0.334
Semirijit (poliform)	0.0(0.0-147.2)	56.4(19.7-166.0)	49.3(37.1-82.2)	54.5(27.8-182.2)	0.334
Rijit (çelik)	50.9(11.8-77.3)	74.2(51.5-154.5)	76.2(38.7-116.9)	62.7(48.1-190.8)	0.801
P	0.461	0.659	0.284	0.457	0.461

Veriler ortanca (1.çeyrek-3.çeyrek) olarak ifade edilmiştir.p: Her bir kasın yürüyüş fazlarına göre karşılaştırma sonuçları. p*: Her bir yürüyüş fazın taban türlerine göre karşılaştırma sonuçları. Aynı satırda yer alan aynı harfler fazlar arasındaki farkın benzerliğini, farklı harfler farklılığını ifade etmektedir. . Friedman analizi kullanılmıştır.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda pes planuslu bireylerde farklı materyallerdeki tabanlıkların elektromiyografik kas aktivasyonu üzerine etkisi incelenmiştir. Farklı materyallerdeki tabanlıkların, yürüyüşün 4 fazında EMG üzerine etkisinin incelendiği tekrarlı ölçümler neticesinde, yürüyüşün aynı fazında, tabanlıksız, soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıkların %MİK değerleri arasında anlamlı bir fark saptanmadı. Gastrocnemius medialis ve soleus kasından tabanlıksız, soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklarla alınan EMG ölçümlerinde, yürüyüş fazları arasında % MİK değeri olarak istatistiksel anlamlı bir fark bulunmadı. Tibialis Anterior kasından tabanlıksız, soft (silikon) ve semirijit (poliform) tabanlıklarla alınan yEMG kas aktivasyon ölçümlerinde, yürüyüş fazları arasında %MİK değeri olarak istatistiksel anlamlı bir fark bulunmazken rijit (çelik) tabanlıkla alınan EMG ölçümünde yürüyüşün yük aktarımı (0-%10) fazında sallanma (%60-%100) fazına kıyasla tibialis anterior kas fonksiyonunun azaltarak tibialis anterior kas paternini normalden uzaklaştırmıştır. Peroneus longus kasından tabanlıksız, soft (silikon) ve rijit (çelik) tabanlıklarla alınan EMG ölçümlerinde, yürüyüş fazları arasında % MİK değeri olarak istatistiksel anlamlı bir fark bulunmazken semirijit (poliform) tabanlıkla alınan EMG ölçümünde yürüyüşün taban teması ve orta duruş (%10-%40) fazında sallanma (%60-%100) fazına kıyasla peroneus longus kas aktivasyonunu arttırarak yürüyüş sırasındaki normal EMG kas paternine yaklaştırdığı saptandı.

Çalışmada ayağı ağrı, aktivite kısıtlılığı ve yetersizlik boyutlarında değerlendiren AFİ ile pes planus şiddeti arasındaki ilişki değerlendirildi. AFİ ile pes planus derecesi arasında anlamlı bir ilişki bulunmadı.

5.1 Araştırmaya Katılan Bireylerin Betimsel Analizlerinin İncelenmesi

Bireylerin tamamı kadın olup yaş ortalamaları $33,8 \pm 11,1$ yıl, boy $1,64 \pm 0,06$ m, kilo ortalamaları $62,3 \pm 7,3$ kg, VKİ ortalamaları $23,1 \pm 2,7$ kg/m idi. Pes planus değerlendirmesine göre dominant ayak clarke açısı $24,5 \pm 4,9$, nondominant Clarke açısı $17,8 \pm 8$ derece bulundu. Dominant ayak API puanı $11 \pm 0,6$, nondominant API

8,8 $\pm$ 1,4 olarak hesaplandı. Dominant/nondominant ayak Clarke açısı ve API skorlarının yaş ve VKİ arasında anlamlı bir ilişki bulunmadı. Literatüre bakıldığında yaş, cinsiyet ve VKİ'nin pes planus ile ilişkisini değerlendiren çalışmalar mevcuttur.

Gijon-Nogueron ve ark. (180) yaşları 18 ile 30 arasında değişen 304 erkek 331 kadın API ile değerlendirilmiş ve kadınların erkeklere oranla ayak postür indeksi skorunun daha yüksek olduğu ve bunun istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirtmişlerdir. Katılımcıların VKİ ile API arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. Khan ve ark. (181) ise 18-25 arası genç yetişkinlerde ayak postürünü etkileyen faktörleri araştırdıkları çalışmada 106 erkek 146 kadın API ile değerlendirilmiş ve kadınların API skoru erkeklerden daha yüksek ve aradaki fark anlamlı bulunmuştur. VKİ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Çalışmamızda benzer şekilde VKİ ile pes planus derecesi arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. 'Vücut Kitle İndeksinin Düz Taban İnsidansına Etkisi' adlı son yayınlanan metaanalizde VKİ obezitenin pes planus için bir risk faktörü olduğunu belirtilmektedir (182). Çalışmamıza dahil olan bireylerin minimum ve maksimum VKİ değerleri 19,40 ile 25,70 olup VKİ değeri 30 ve üzeri obez birey bulunmamaktadır.

Pes planus ile ilişkisi araştırılan diğer bir konu da yaş faktörüdür. Yaş ve cinsiyetin ayak morfolojisiyle ilişkisini araştırdıkları çalışmada D. Tomassoni ve ark. (183) genç yetişkin (20-25 yaş) yetişkin (35-55) ve yaşlı gruplar (65-70yaş) arasında medial ark yüksekliğinin yaşla beraber azaldığını ancak cinsiyet faktörünün gruplar arası ve grup içi anlamlı bir farklılık göstermediğini bulmuşlardır. Yaşları 21 ile 48 arasında değişen katılımcıların olduğu çalışmamızda ise yaş ile pes planus arasında herhangi bir ilişki saptanmamıştır ancak tamamı kadınlardan oluşan pes planuslu bireyler arasında cinsiyet faktörünün pes planus derecesiyle ilişkisine bakılamamıştır.

Pes planus ile yaş, cinsiyet ve VKİ gibi faktörler arasındaki ilişki literatürde farklılık göstermektedir. Çalışmamızdaki örneklem büyüklüğünün azlığı, kontrol grubunun bulunmaması yaş cinsiyet ve VKİ gibi faktörlerin pes planus ile ilişkisini değerlendirmede limitasyon oluşturmaktadır. Ayrıca, her bir faktörün ayak postürünü etkilediği fikrinden yola çıkarak gelecek araştırmaların ayak postürünü

etkileyecek diğer faktörleri elimine ederek yapılmasının daha uygun olacağını düşünmekteyiz.

5.2 Pes Planusun Derecelendirmesinde Kullanılan Gereçlerin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda Pes planus değerlendirilmesinde birden fazla ayak segmentinde ayakta duruş hakkında bilgi visuel bir değerlendirme yöntemi olan APİ ve Clarke açısı kullanıldı.

Villarroya ve ark. (184) çocuk ve adolesanlarda Clarke açısı ile Chippaux-Smirak İndeksi yöntemleri ve radyografiye dayalı talus–birinci metatarsal açı ve kalkaneal eğim açısı arasında anlamlı bir korelasyon bulmuşlardır. Radyografik bulguların bu yöntemleri desteklediğini belirtmişlerdir. Kanatlı ve ark. (185) fleksibl pes planusu olan 38 çocukta radyolojik olarak ölçülen ve MLA yüksekliğini tanımlamak için kullanılan lateral talo-horizontal ve lateral talo-birinci metatarsal açılar ile Clarke açısı arasında anlamlı korelasyon bulmuşlardır. Pita-Fernández ve ark. (186) ise 40 yaş ve üzeri pes planuslu bireylerde ayak izi üzerinden yapılan farklı değerlendirme yöntemlerini (Clarke’s açısı, the Chippaux-Smirak index, and the Staheli index) karşılaştırmışlar ve incelenen indekslerin, yetişkinlerde düztabanlık teşhisi için uygun olduğuna, özellikle de bu popülasyonda düztabanlık teşhisi için Clarke açısının en uygun yöntem olduğunu belirtmişlerdir.

Clarke açısı (CA) ile pes planus sınıflandırılmasının yapıldığı çalışmalar açı sınıflandırmasını “normal” (CA 42°–54°), “hafif düztabanlık” (CA 35°–41°), “orta düztabanlık” (CA 30°–34.9°), “şiddetli düztabanlık” (CA <30°) ve “yüksek kemerli ayak” (CA > 54°) olarak nitelendirmiştir (187–189). Belirtilen araştırmalardan yola çıkarak clarke açısı CA 42° altı bireyler çalışmamıza dahil edilmiştir. Literatürden yola çıkarak, çalışmamızda Clarke açısı ile pes planusu değerlendirmiş olmamızın uygun olduğu görüşündeyiz.

Pes planus değerlendirilmesinde kullandığımız diğer bir gereç, ayakta duruş sırasında birden fazla ayak segmenti hakkında bilgi veren, visuel bir değerlendirme yöntemidir olan APİ’dir Yetişkinlerde (99,105) ve çocuklarda (190,191) iyi bir geçerliliğe sahiptir ve yetişkinlerde (192) ve pediatrik popülasyonda (193) güvenilirliği doğrulanmıştır. Carrasco ve ark. (194) ayak postürünü değerlendirmek için radyografik olmayan yöntemlerin geçerlilik ve güvenilirliklerinin incelendiği

sistematik analizde APİ'nin ayak postürünü değerlendirmeye uygun olduğu belirtilmiştir. Belirtilen çalışmalardan yola çıkarak APİ ile pes planus değerlendirmemizin uygun olduğu düşünmekteyiz.

APİ'nin kullanıldığı birkaç çalışmaya bakıldığında normal ayak postürü için APİ puanının +5 civarında olduğu rapor edilmiştir (106,192). Bunun sebebi ayağın normal pozisyonunun nötrden çok hafif pronasyonda olmasından kaynaklanmasıdır (195,196). Redmond ve ark. (99) 1648 kişi üzerinde yürüttüğü çalışmada ise normal yetişkin popülasyonunda ortalama APİ skorunun +4 olduğunu göstermiştir. Çalışmamıza APİ skoru 6+ ve üzeri üzeri kişiler alınmıştır. Kullandığımız bu sayısal kriterin pes planus tanımlamasına uygun olduğu görülmektedir.

5.3 AFİ ile VKİ, Yaş ve Pes Planus Derecesi Arasındaki İlişkinin İncelenmesi

Çalışmamızda ayağı etkileyen fonksiyonel durumların VKİ, yaş ve pes planus derecesi ile ilişkisi değerlendirilmiştir. AFİ, ağrı ve disabilitayı ayağa özgü olarak ölçen, farklı hastalıklara ilişkin ayak problemlerini araştırmak amacıyla 20 yılı aşkındır kullanılan yaygın bir yöntemdir. Bu sebeple kullandığımız ölçeğin ilişkisini incelemek istediğimiz durumla uyumlu olduğu görülmektedir.

Literatürde ayak postürü ile ayağı etkileyen fonksiyonel durumların ilişkisinin incelendiği az sayıda çalışma mevcuttur. Kavlak ve ark. (197)'nin, yaşları 55-91 arasındaki 39 kişide AFİ, kas kuvveti ve yürüyüş hızı arasındaki korelasyonu değerlendirdiği çalışmada, yürüyüş hızı ile AFİ arasında anlamlı ilişki bulunurken, ayak deformite skoru ve AFİ arasında anlamlı bir ilişkiye rastlanmamıştır. Araştırmacılar ayak deformite oranının azlığı ve örneklem büyüklüğünün istatistiksel sonucu etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda benzer şekilde AFİ ile pes planus derecesi arasında bir fark bulunmamıştır. Ancak ayak postürünün belirlenmesinde kullanılan yöntem, katılımcıların yaşı ve cinsiyeti Kavlak ve ark. (197)'nin araştırmasından farklıdır. Ek olarak çalışmamızda kas kuvveti, yürüyüş hızı gibi faktörler değerlendirilmemiştir. Bu yüzden pes planus derecesi ile AFİ arasında ilişkinin araştırılacağı ileriki çalışmalarda kas kuvveti ve yürüyüş hızının da değerlendirilmesinin uygun olacağı görüşündeyiz.

Hosl ve ark. (198) fleksibl pes planusa sahip çocuk ve adolesanlarda dinamik pedografi ile AFİ arasındaki ilişkiyi değerlendirdikleri güncel bir çalışmada (2020),

ayak basınç noktalarındaki değişimler ağrı ile düşük düzeyde ilişkiliyken, disabilite ile negatif ilişkili bulunmuştur. VKİ'nin ise AFI ağrı ve yetersizlik alt ölçekleriyle direk ilişkili olduğu saptanmıştır. Yaptığımız araştırma pes planus değerlendirmesinde kullanılan yöntem ve örneklemin yaş grubu açısından farklılaşmaktadır. Bunun bir sebebi AFI'nin ağrı, yetersizlik ve disabilite ölçeklerinin aktif parametreler içermesi olabilir. Pes planusu değerlendirirken kullandığımız ayak izi yöntemi ve API statik değerlendirme metotlarıdır. Çalışmamızda AFI ile VKİ arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır. Bunun örneklem büyüklüğümüzün az olmasından kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

5.4 Tekrarlı Ölçüm Analizlerinde Kullanılan EMG Yönteminin ve Analiz Sonuçlarının İncelenmesi

Pes planus, triceps surae, peroneus longus, tibialis posterior ve anterior kasları gibi MLA'nın bilinen dışsal dinamik destekçilerindeki kuvvet, stabilite veya overuse sebebiyle gelişebilmektedir (151,199). EMG, uygun sinyal işlemenin gerçekleştirilmesi koşuluyla, nöromusküler fonksiyon hakkında güçlü bilgiler sağlamaktadır. Bazı çalışmalar, nötr ayak duruşunu sürdürmekten sorumlu kaslarda güçte ve EMG amplitüdünde bir azalma olduğunu göstermiştir (8,199). Birçok çalışma tabanlık kullanımının ayağın stabilizatör kaslarında EMG amplitüdünü değiştirebildiğini göstermektedir (21,200–206). Bu sebeple kas aktivasyonunu değerlendirmek için çalışmamızda elektromiyografik değerlendirme yöntemini kullanmamızın araştırma amacına uygun olduğu görüşündeyiz.

Ayak ortezi esnek pes planus tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır ve bu müdahaleyi destekleyen kanıtlar 2014 yılında yayınlanan bir sistematik derlemede sunulmuştur (86) ancak EMG kas aktivasyonu üzerindeki kanıt düzeyi belirsizdir. Tabanlık kullanımının akut ya da uzun süreli etkinliğini değerlendiren birçok çalışma mevcuttur ve gerek değerlendirdikleri parametreler gerekse değerlendirmede kullanılan gereçler oldukça farklılık göstermektedir. Ek olarak ayak ortezi belirlenen geometrik tasarım özelliklerinin, materyalin, üretim şeklinin kas aktivasyonunu farklı şekilde değiştirdiği bilinmektedir. Bu sebeple tabanlıkların EMG kas aktivasyonu üzerine etkisinin farklılaşacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda farklı sertlikteki tabanlıkların pes planuslu kişilerde tibialis anterior, gastrocnemius medialis, peroneus longus ve soleus kas aktivasyonu üzerine etkisini inceledik. Çalışmamız, tabanlıkta kullanılan materyalin sertliği, EMG ölçümünün düz zeminde yürüyüş sırasında alınması, hedef popülasyonun pes planuslu bireyler olması, EMG aktivasyonunun değerlendirildiği kaslar ve EMG analizinde değerlendirilen parametre gibi faktörler açısından diğer çalışmalarla benzeyen ve ayrışan özellikler nitelikler barındırmaktadır. Bu sebeple her bir faktörün kendi içinde değerlendirmesini yapmayı uygun görüyoruz.

Çalışmamızdaki temel değişken tabanlıkların materyali idi. Literatürde farklı materyaldeki tabanlıkların kas aktivasyonu üzerine etkisini araştıran çalışmalar mevcuttur. Örneğin, Hernández ve ark. (201) motorsiklet sporcularında, farklı sertlikte tabanlıkları, gastrocnemius medialis-lateralis, tibialis anterior, peroneuslongus ve brevis kaslarından motorsiklet simülasyonundayken alınan EMG verileriyle karşılaştırmışlar ve peroneus longus hariç diğer kasların pik amplitütlerinin, en sert tabanlık ile (selektif alüminyum 60 HB Brinell sertliği) diğer tabanlıklardan (polipropilen 58 Shore D, EVA 52 Shore A ve standart EVA 25 Shore A) daha küçük olduğunu saptamışlardır.

Motorsiklet sporcularında yapılan başka bir çalışmada, motorsiklet simülatöründe kalça ve uyluk kaslarından (gluteus max, med, tensor fascia latae) elde edilen EMG sinyalleri karşılaştırılmış ve en sert tabanlığın tüm kalça ve uyluk kaslarında EMG amplitüd piklerini azalttığını bildirilmiştir (200).

Wulandari ve ark. (202) sağlıklı kişilerde, farklı sertlikte tabanlıklara sahip ayakkabıların, yürüyüş sırasında EMG aktivasyonuna etkisini araştırdığı çalışmada esnek, yarı esnek ve rijit tabanlık ile çıplak ayak olmak üzere 4 durumun karşılaştırmasını yapmıştır. Sonuçlar, dört yürüme koşulu arasında, gastrocnemius medialis, tibialis anterior ve vastus medialis kasları için zirve, zirve zamanı, zirve süresi ve zirve amplitüdünün başlangıç zamanı gibi birkaç istatistiksel parametre için önemli farklılıklar olduğunu göstermiştir. Çalışma, esnek tabanlı ayakkabı ile tibialis anterior kas paterninin başlangıç süresinin, çıplak ayak kas aktivitesine en yakın model olduğunu göstermiştir. Çalışmamızda tibialis anterior, gastrocnemius medialis, peroneus longus ve soleus kasının tabanlıksız ve tabanlıklı EMG aktivasyonları arasında %MİK olarak bir fark bulunmamıştır. Wulandari ve ark. (202) kıyasla analiz sonucumuzun farklı çıkmasının bir sebebi araştırdığımız

popülasyonun pes planuslu bireyler olması olabilir. Diğer bir sebebi referans aldığımız değerin çıplak ayak değil kişinin kendi ayakkabısı ile tabanlıksız olarak değerlendirdiğimiz EMG %MİK değeri olması olabilir.

Literatürde pes planuslu popülasyonda tabanlık sertliğinin EMG kas aktivasyonu üzerine etkisini inceleyen çalışma da mevcuttur. Huang ve ark (203) yaptığı pes planusda yokuş aşağı ve yokuş yukarı yürüyüş sırasında farklı tabanlıkların rectus femoris kasında EMG yorgunluk parametresinin üzerine etkisini karşılaştırmış ve taban sertliği sadece fiziksel duyusal girdiyi değil, aynı zamanda alt ekstremit kaslarının yorgunluğunu da artıracaklarını belirtmişlerdir. Yaptığımız çalışma düz zeminde yürüyüş, EMG ölçümü yapılan kaslar ve EMG de bakılan parametre (%MİK) açısından Huang ve ark (203) araştırmasından farklılaşmaktadır.

Ortezlerin EMG üzerindeki etkinliğini etkileyebilecek bir diğer faktör prefabrikasyon mu kişiye özel mi oluşudur. Çalışmamızda prefabrikasyon tabanlıkların EMG kas aktivasyonu üzerine etkisi incelenmiştir. Ahmad ve ark. (204) tibialis anterior ve peroneus longus kasından yürüyüş sırasındaki EMG KOK ve yorgunluk parametresini, piyasada bulunan prefabrikasyon tabanlığı kişiye özel olarak ürettikleri tabanlık ile karşılaştırmış ve kişiye özel tabanlığın bakılan parametreler açısından daha iyi sonuçlar verdiğini belirtmiştir. Başka bir çalışmada, posterior tenosnovit ve pes planusu olan 10 romatoid artritli hastada yalın ayak, ayakkabı ve kişiye özel tabanlık değişkenlerinin yürüyüşün taban teması ve ortaduruş-itme fazı sırasında kas aktivasyonu üzerine etkisi karşılaştırılmış, soleus ve medial gastroknemius kasının pik amplitüt zamanlamasının değiştiği ve tibialis anterior kası peak amplitütünde artış olduğu saptanmıştır (205).

Pes planuslu bireyler ile normal ayak arkına sahip bireylerin, tabanlıksız, prefabrikasyon ve kişiye özel tabanlıklarla, yürüyüşün farklı fazlarında EMG aktivasyonu karşılaştıran Murley ve ark. (21), yürüyüşün temas fazı sırasında, pes planuslu grupta tibialis anterior pik amplitütünde artış (%19) ve peroneus longus kas aktivitesinde azalma (%13) saptamıştır. Orta duruş/itme sırasında, pes planuslu grup, normal ayağa sahip olanlarla karşılaştırıldığında tibialis posteriorda artmış aktivite (%26) ve peroneus longusta azalmış aktivite (%14) sergilemiştir. Yürüyüşün temas fazı sırasında, tibialis posterior EMG amplitüdü, sadece ayakkabı

koşuluna kıyasla prefabrikasyon ortez (%19) ve kişiye özel ortez (%12) ile önemli ölçüde azaldığı gösterilmiştir. Buna karşılık, orta duruş/itme fazı) sırasında, peroneus longus EMG amplitüdü, sadece ayakkabı ve kişiye özel ortez koşullarına kıyasla prefabrikasyon ortezle önemli ölçüde arttığını göstermektedir (sırasıyla %19 ve %14 artış) ($p < 0.030$). Çalışmamızda pes planuslu bireylerde farklı materyallerdeki tabanlıkların elektromiyografik kas aktivasyonu, yürüyüşün yük aktarımı (0-10), taban teması ve orta duruş (%10-40), itme (%40-60) ve sallanma fazı (%60-100) olmak üzere 4 fazında incelendi. Bu tekrarlı ölçümler neticesinde yürüyüşün aynı fazlarında tabanlıksız, soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıkların %MİK değerleri açısından arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır. Gastrocnemius medialis ve soleus kasından tabanlıksız, soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklarla alınan EMG ölçümlerinde, yürüyüş fazları arasında % Mik gözlemlenmemiştir. Rijit (çelik) tabanlığın yük aktarımı (0-10) kısmında sallanma fazına (%60-100) kıyasla tibialis anterior kas aktivasyonunu azalttığı görüldü. Tibialis anteriorun normal arka sahip bireylerde yürüyüşün topuk fazındaki yüksek aktivasyonu göz önüne alındığında, rijit (çelik) tabanlığın tibialis anterior aktivasyonuna engel olduğu görülmektedir. Semirijit (poliform) tabanlıkla yapılan EMG ölçümünde yürüyüşün taban teması ve orta duruş (%10-40) kısmında sallanma (%60-100) fazına kıyasla peroneus longus kas aktivasyonunu arttırmıştır. Normal arka sahip bireylerde yürüyüşün taban teması ve orta duruş fazında peroneus longusun yüksek aktivasyonu göz önüne alındığında semirijit (poliform) tabanlığın peroneus longus kas aktivasyonuna katkı sağladığı görülmektedir. Gastrocnemius medialis ve soleus kaslarının aktivasyonunda herhangi bir değişiklikliliğin saptanmaması tibialis anterior ve peroneus longus kasının, gastrocnemius ve soleus kasına kıyasla medial arkın dinamik desteğinde daha aktif rol oynamasından kaynaklanıyor olabilir.

Çalışmamızın Murley ve ark. (21) yürüttüğü çalışmaya pes planuslu bireylerin dahil edilmesi ve yürüyüş fazlarına ayrılarak tibialis anterior, peroneus longus kası aktivasyonunun değerlendirilmiş olmasıyla yönüyle benzetilmektedir. Ancak çalışmamızda Murley ve ark. (21) kıyasla kontrol grubu bulunmamaktadır. EMG ölçümünde tibialis anterior ve peroneus longus kasına ilaveten gastrocnemius medialis ve soleus kası da dahil edilmiştir. Yürüyüş 4 faza ayrılmış olup taban teması-orta duruş ve itme fazı ayrı iki faz olarak değerlendirilmiştir. Ölçümler arası

kıyaslamalar tabanlıksız, ve farklı materyaldeki tabanlıklar arasında yapılmış olup kullandığımız tüm tabanlıklar prefabrikasyon olarak üretilmiştir ve kişiye özel tabanlıkların serlik derecesinin EMG kas aktivasyonunu ne şekilde etkileyeceği belirsiz kalmıştır.

Araştırma sonucunu etkileyebilecek diğer bir faktör tabanlık kullanım süresidir. Hassan ve ark. (206), 21 erkek asemptomatik pes planuslu bireyde, prefabrikasyon modifiye UCBL ortezinin, 1 aylık kullanım sonrası tibialis anterior, peroneus longus and medial gastrocnemius yürüyüş sırasındaki kas aktivasyonu üzerine etkisinin değerlendirildiği çalışmada, ortezin çıplak ayakla karşılaştırıldığında peroneus longus'un kas aktivitesini arttırdığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda tabanlıkların akut etkisine bakılmıştır. Dolayısıyla tabanlık materyalinin pes planuslu bireylerde EMG üzerindeki uzun süreli etkisi ve yorumu bilinmemektedir.

5.5 Limitasyonlar

Pandemi sebebiyle örneklem büyüklüğünün az olması çalışmamızın başlıca limitasyonudur. Çalışmaya başlarken kullandığımız EMG cihazına ait 4 amplifikatörden 2'si arızalandı. Ölçümler 2 amplifikatör ile, amplifikatörler her ölçümde iki kasa yerleştirilmek suretiyle 2 kez tekrarlandı. EMG ölçümleri sırasında eş zamanlı video kayıt sisteminin kullanılmaması çalışmamızın diğer bir limitasyonudur. Pes planuslu bireylerde farklı materyaldeki tabanlıkların kas aktivasyonu üzerine etkisini incelerken ve pes planuslu bireylerde AFI ile pes planus derecesi arasındaki ilişkiyi araştırırken geniş örneklem büyüklüğüne sahip çalışmalara ihtiyaç vardır. Pes planuslu bireylerde yürüyüşün farklı fazlarındaki EMG ölçümleri sırasında eş zamanlı kamera kayıt sistemlerinden yararlanmak, analiz aşamasında daha net bilgiler sağlayabilir. Pes planus derecesi ile VKİ, yaş ve cinsiyet faktörlerinin ilişkisinin araştırılırken kontrol grubunun bulunduğu ve geniş örneklem büyüklüğü faydalı olacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda pes planuslu bireylerde, yürüyüşün yük aktarımı, taban teması ve orta duruş, itme ve sallanma fazlarında ölçülen alt ekstremite kas aktivasyonunun tabanlıksız ve farklı materyallerden üretilen tabanlıklar arasında geniş çaplı karşılaştırması yapılmıştır. Literatürde pes planuslu bireylerde tabanlıklar kullanımının EMG kas aktivasyonu üzerine etkisini inceleyen çalışmalar mevcut olup çalışmamız materyalin yürüyüşün farklı fazlarında kas aktivasyonu üzerine etkisini inceleyen tek çalışmadır. Çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

6.1 Sonuçlar

1. Pes planuslu bireylerde, yürüyüşün aynı fazlarında tabanlıksız ve farklı materyaldeki tabanlıklar arasında kas aktivasyonu (%MİK) açısından farklılık görülmemiştir.
2. Pes planuslu bireylerde rijit (çelik) tabanlıklar, yürüyüşün yük aktarımı (0-%10) fazında sallanma fazına kıyasla tibialis anterior kas aktivasyonunu azaltmıştır.
3. Pes planuslu bireylerde semirijit (poliform) tabanlıklar, yürüyüşün taban teması ve orta duruş (%10-%40) fazında sallanma (%60-%100) fazına kıyasla peroneus longus kas aktivasyonunda artışa sebep olmuştur.
4. Gastrocnemius medialis ve soleus kasından tabanlıksız, soft (silikon), semirijit (poliform) ve rijit (çelik) tabanlıklarla alınan EMG ölçümlerinde, yürüyüşün fazları arasında kas aktivasyonunda farklılık gözlemlenmemiştir.
5. Pes planuslu bireylerde pes planus derecesi ile VKİ ve yaş arasında ilişki bulunmamıştır.
6. Pes planuslu bireylerde pes planus derecesi ile AFİ toplam skor ve AFİ ağrı, aktivite kısıtlılığı ve yetersizlik alt ölçekleri arasında ilişki bulunmamıştır.
7. AFİ toplam skor ve AFİ ağrı, aktivite kısıtlılığı ve yetersizlik alt ölçekleri ile VKİ ve yaş arasında ilişki bulunmamıştır.

6.2 Öneriler

1. Poliform tabanlıkların taban teması ve orta duruş fazında sallanma fazına kıyasla peroneus longus kas aktivasyonu artırarak medial arka destek

olması sebebiyle, pes planuslu bireylerin termoplastik tabanlık kullanımı önerilebilir.

2. Sallanma fazına kıyasla yük aktarımı fazında tibialis anterior kas aktivasyonunu azaltması ve yürüyüş sırasındaki kas aktivasyonunu normal ayak paterninden uzaklaştırması sebebiyle çelik tabanlığın kullanımını önerilmemelidir.
3. Pes planuslu bireylerde AFI incelenirken kas kuvveti ve yürüyüş hızının da değerlendirilmesi gereklidir.
4. Pes planuslu bireylerde gerçekleştirilecek EMG çalışmalarında geniş bir örneklem büyüklüğü ve eş zamanlı video kayıt sistemi analizlerin daha hassas yapılmasına fayda sağlayacaktır.

6.3 Çalışmamızın Fizyoterapi Bilimine Katkısı

Halk arasında düz tabanlık olarak da bilinen ve sık görülen pes planus, bacak, bel ağrısı, kuvvetsizlik, yürürken çabuk yorulma gibi sebeplerle enerji tüketiminde artma, fiziksel uygunluk ve yaşam kalitesinde azalmaya sebep olabilmektedir. Pes planusun konservatif tedavisinde tabanlık reçetelendirilmesi yaygındır. Literatür tabanlık kullanımının MLA dinamik destekçileri olan kasların aktivitesini değiştirdiğini göstermektedir. Ancak tabanlıkların dizayn, materyal ve üretim şekli gibi faktörler açısından birçok çeşidinin bulunması doğru tabanlık seçimini zorlaştırmaktadır. Hazır tabanlıklar kolay ulaşılabilir ve ucuz olması sebebiyle sık tercih edilmektedir. Hazır tabanlıkların sertliğinin EMG kas aktivasyonu üzerine etkisinin bilinmesi, kişilerin tabanlık seçiminde ve klinisyenlerin pes planuslu bireylere tabanlık önerisinde bulunurken materyal faktörünü göz önünde bulundurması açısından önemlidir. Çalışmamız, pes planuslu bireylerde farklı materyallerdeki tabanlıkların, yürüyüşün yük aktarımı, taban teması ve orta duruş, itme ve sallanma fazlarında elektromiyografik kas aktivasyonu üzerine etkisi incelendiği ilk çalışmadır. Çalışmamızda karşılaştırdığımız tabanlıkların sertlik faktörü, gelecekte, pes planuslu bireylerde farklı parametrelerde tabanlık kullanımının akut ve uzun süreli etkisini araştırarak araştırmacılara fikir verebileceğini düşünmekteyiz.

7. KAYNAKLAR

(Bu tez çalışmasında Vancouver atıf sistemi kullanılmıştır.)

1. Shibuya N, Kitterman RT, LaFontaine J, Jupiter DC. Demographic, physical, and radiographic factors associated with functional flatfoot deformity. *J Foot Ankle Surg.* 2014;53(2):168-72.
2. Arangio GA, Reinert KL, Salathe EP. A biomechanical model of the effect of subtalar arthroereisis on the adult flexible flat foot. *Clin Biomech Bristol Avon.* Ekim 2004;19(8):847-52.
3. Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal System - E-Book: Foundations for Rehabilitation.* Elsevier Health Sciences; 2016. 792 s.
4. Shih YF, Chen CY, Chen WY, Lin HC. Lower extremity kinematics in children with and without flexible flatfoot: a comparative study. *BMC Musculoskelet Disord.* 02 Mart 2012;13:31.
5. Anap (Ph.D.) D. Prevalence of flat foot among 18 -25 years old physiotherapy students: cross sectional study. [a.yer 02 Aralık 2022]; Erişim adresi: https://www.academia.edu/22723655/Prevalence_of_flat_foot_among_18_25_years_old_physiotherapy_students_cross_sectional_study
6. Ukoha UU, Egwu OA, Okafor IJ, Ogugua PC, Igwenagu vu. Pes planus: incidence among an adult population in anambra state, southeast nigeria. *Int J Biomed Adv Res.* 12 Mart 2012;3(3):166-8.
7. Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, vd. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *J Foot Ankle Surg Off Publ Am Coll Foot Ankle Surg.* 2005;44(2):78-113.
8. Fiolkowski P, Brunt D, Bishop M, Woo R, Horodyski M. Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyography study. *J Foot Ankle Surg Off Publ Am Coll Foot Ankle Surg.* 2003;42(6):327-33.
9. Wang WJ, Crompton RH. Analysis of the human and ape foot during bipedal standing with implications for the evolution of the foot. *J Biomech.* Aralık 2004;37(12):1831-6.
10. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait Posture.* Şubat 2009;29(2):172-87.
11. Kim MK, Lee YS. Kinematic Analysis of the Lower Extremities of Subjects with Flat Feet at Different Gait Speeds. *J Phys Ther Sci.* 2013;25(5):531-3.
12. Franco AH. Pes cavus and pes planus. Analyses and treatment. *Phys Ther.* Mayıs 1987;67(5):688-94.
13. Noll KH. The use of orthotic devices in adult acquired flatfoot deformity. *Foot Ankle Clin.* Mart 2001;6(1):25-36.
14. Rodgers MM. Dynamic foot biomechanics. *J Orthop Sports Phys Ther.* Haziran 1995;21(6):306-16.
15. Stell JF, Buckley JG. Controlling excessive pronation: a comparison of casted and non-casted orthoses. *The Foot.* 01 Aralık 1998;8(4):210-4.
16. Nawoczenski DA, Cook TM, Saltzman CL. The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. *J Orthop Sports Phys Ther.* Haziran 1995;21(6):317-27.
17. Kitaoka HB, Luo ZP, Kura H, An KN. Effect of foot orthoses on 3-dimensional kinematics of flatfoot: a cadaveric study. *Arch Phys Med Rehabil.* Haziran 2002;83(6):876-9.

18. McCulloch MU, Brunt D, Vander Linden D. The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance. *J Orthop Sports Phys Ther.* Ocak 1993;17(1):2-10.
19. Eng JJ, Pierrynowski MR. The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. *Phys Ther.* Eylül 1994;74(9):836-44.
20. Stacoff A, Quervain IK de, Dettwyler M, Wolf P, List R, Ukello T, vd. Biomechanical effects of foot orthoses during walking. *The Foot.* 01 Eylül 2007;17(3):143-53.
21. Murley GS, Landorf KB, Menz HB. Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? *Clin Biomech Bristol Avon.* Ağustos 2010;25(7):728-36.
22. Mündermann A, Nigg B, Humble R, Stefanyshyn D. Consistent Immediate Effects of Foot Orthoses on Comfort and Lower Extremity Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity. *J Appl Biomech.* 01 Şubat 2004;20:71-84.
23. Nigg BM, Herzog W, Read LJ. Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running. *Am J Sports Med.* 1988;16(1):70-6.
24. Mann RA. Acquired flatfoot in adults. *Clin Orthop.* Aralık 1983;(181):46-51.
25. Leveille SG, Guralnik JM, Ferrucci L, Hirsch R, Simonsick E, Hochberg MC. Foot pain and disability in older women. *Am J Epidemiol.* 01 Ekim 1998;148(7):657-65.
26. Benvenuti F, Ferrucci L, Guralnik JM, Gangemi S, Baroni A. Foot pain and disability in older persons: an epidemiologic survey. *J Am Geriatr Soc.* Mayıs 1995;43(5):479-84.
27. Kirby KA. Biomechanics of the normal and abnormal foot. *J Am Podiatr Med Assoc.* Ocak 2000;90(1):30-4.
28. Brockett CL, Chapman GJ. Biomechanics of the ankle. *Orthop Trauma.* Haziran 2016;30(3):232-8.
29. Zwipp H. [Biomechanics of the ankle joint]. *Unfallchirurg.* Mart 1989;92(3):98-102.
30. Nordin M, Frankel VH. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. Lippincott Williams & Wilkins; 2001. 500 s.
31. Grimston SK, Nigg BM, Hanley DA, Engsberg JR. Differences in ankle joint complex range of motion as a function of age. *Foot Ankle.* Mayıs 1993;14(4):215-22.
32. Stauffer RN, Chao EY, Brewster RC. Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clin Orthop.* 1977;(127):189-96.
33. Sarrafian SK. Biomechanics of the subtalar joint complex. *Clin Orthop.* Mayıs 1993;(290):17-26.
34. Manter JT. Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *Anat Rec.* 1941;80(4):397-410.
35. Payne C, Munteanu S, Miller K. Position of the subtalar joint axis and resistance of the rearfoot to supination. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2003;93(2):131-5.
36. Sheehan FT. The instantaneous helical axis of the subtalar and talocrural joints: a non-invasive in vivo dynamic study. *J Foot Ankle Res.* 13 Temmuz 2010;3:13.
37. Lewis GS, Kirby KA, Piazza SJ. Determination of subtalar joint axis location by restriction of talocrural joint motion. *Gait Posture.* Ocak 2007;25(1):63-9.
38. Pearce TJ, Buckley RE. Subtalar joint movement: clinical and computed tomography scan correlation. *Foot Ankle Int.* Temmuz 1999;20(7):428-32.

39. Van Gheluwe B, Dananberg HJ, Hagman F, Vanstaen K. Effects of hallux limitus on plantar foot pressure and foot kinematics during walking. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2006;96(5):428-36.
40. Tornero-Caballero MC, Salom-Moreno J, Cigarán-Méndez M, Morales-Cabezas M, Madeleine P, Fernández-de-Las-Peñas C. Muscle Trigger Points and Pressure Pain Sensitivity Maps of the Feet in Women with Fibromyalgia Syndrome. *Pain Med Malden Mass. Ekim* 2016;17(10):1923-32.
41. 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.* 01 Aralık 1981;24(12):969-76.
42. Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. Motor patterns in human walking and running. *J Neurophysiol.* Haziran 2006;95(6):3426-37.
43. Hof AL, Elzinga H, Grimmius W, Halbertsma JPK. Detection of non-standard EMG profiles in walking. *Gait Posture.* Şubat 2005;21(2):171-7.
44. Perry J. Kinesiology of lower extremity bracing. *Clin Orthop.* 1974;(102):18-31.
45. Van Boerum DH, Sangeorzan BJ. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. *Foot Ankle Clin.* Eylül 2003;8(3):419-30.
46. Mueller TJ. Acquired flatfoot secondary to tibialis posterior dysfunction: biomechanical aspects. *J Foot Surg.* 1991;30(1):2-11.
47. Root ML, Orien WP, Weed JH. Normal and Abnormal Function of the Foot. *Clinical Biomechanics Corporation;* 1977. 478 s.
48. Richie DH. Biomechanics and clinical analysis of the adult acquired flatfoot. *Clin Podiatr Med Surg.* Ekim 2007;24(4):617-44, vii.
49. Manusov EG, Lillegard WA, Raspa RF, Epperly TD. Evaluation of pediatric foot problems: Part II. The hindfoot and the ankle. *Am Fam Physician.* 01 Eylül 1996;54(3):1012-26, 1031.
50. Thomas Haendlmayer K, John Harris N. (ii) Flatfoot deformity: an overview. *Orthop Trauma.* 01 Aralık 2009;23(6):395-403.
51. McCormack AP, Ching RP, Sangeorzan BJ. Biomechanics of procedures used in adult flatfoot deformity. *Foot Ankle Clin.* Mart 2001;6(1):15-23, v.
52. Pfeiffer M, Kotz R, Ledl T, Hauser G, Sluga M. Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics.* Ağustos 2006;118(2):634-9.
53. Staheli LT, Chew DE, Corbett M. The longitudinal arch. A survey of eight hundred and eighty-two feet in normal children and adults. *J Bone Joint Surg Am.* Mart 1987;69(3):426-8.
54. Powers CM, Maffucci R, Hampton S. Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* Ekim 1995;22(4):155-60.
55. Atik A, Ozyurek S. Flexible flatfoot. *North Clin Istanbul.* 2014;1(1):57-64.
56. Towers JD, Deible CT, Golla SK. Foot and ankle biomechanics. *Semin Musculoskelet Radiol.* Mart 2003;7(1):67-74.
57. Flores DV, Mejía Gómez C, Fernández Hernando M, Davis MA, Pathria MN. Adult Acquired Flatfoot Deformity: Anatomy, Biomechanics, Staging, and Imaging Findings. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc.* 2019;39(5):1437-60.
58. Karasick D, Schweitzer ME. Tear of the posterior tibial tendon causing asymmetric flatfoot: radiologic findings. *AJR Am J Roentgenol.* Aralık 1993;161(6):1237-40.

59. Gwani AS, Asari MA, Ismail ZIM. How the three arches of the foot intercorrelate. *Folia Morphol.* 2017;76(4):682-8.
60. Riegger CL. Anatomy of the ankle and foot. *Phys Ther.* Aralık 1988;68(12):1802-14.
61. Hicks JH. The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *J Anat.* Ocak 1954;88(1):25-30.
62. Huang CK, Kitaoka HB, An KN, Chao EY. Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot Ankle.* 1993;14(6):353-7.
63. Thordarson DB, Schmotzer H, Chon J, Peters J. Dynamic support of the human longitudinal arch. A biomechanical evaluation. *Clin Orthop.* Temmuz 1995;(316):165-72.
64. Davis WH, Sobel M, DiCarlo EF, Torzilli PA, Deng X, Geppert MJ, vd. Gross, histological, and microvascular anatomy and biomechanical testing of the spring ligament complex. *Foot Ankle Int.* Şubat 1996;17(2):95-102.
65. Moriggl B, Kumai T, Milz S, Benjamin M. The structure and histopathology of the “enthesis organ” at the navicular insertion of the tendon of tibialis posterior. *J Rheumatol.* Mart 2003;30(3):508-17.
66. Deland JT, de Asla RJ, Sung IH, Ernberg LA, Potter HG. Posterior tibial tendon insufficiency: which ligaments are involved? *Foot Ankle Int.* Haziran 2005;26(6):427-35.
67. Deland JT. The adult acquired flatfoot and spring ligament complex. Pathology and implications for treatment. *Foot Ankle Clin.* Mart 2001;6(1):129-35, vii.
68. Ormsby N, Jackson G, Evans P, Platt S. Imaging of the Tibionavicular Ligament, and Its Potential Role in Adult Acquired Flatfoot Deformity. *Foot Ankle Int.* Mayıs 2018;39(5):629-35.
69. Bluman EM, Title CI, Myerson MS. Posterior tibial tendon rupture: a refined classification system. *Foot Ankle Clin.* Haziran 2007;12(2):233-49, v.
70. Glasoe WM, Yack HJ, Saltzman CL. Anatomy and biomechanics of the first ray. *Phys Ther.* Eylül 1999;79(9):854-9.
71. Lakin RC, DeGnore LT, Pienkowski D. Contact mechanics of normal tarsometatarsal joints. *J Bone Joint Surg Am.* Nisan 2001;83(4):520-8.
72. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *Br J Sports Med.* Mart 2015;49(5):290.
73. Mosier SM, Pomeroy G, Manoli A. Pathoanatomy and etiology of posterior tibial tendon dysfunction. *Clin Orthop.* Ağustos 1999;(365):12-22.
74. Cowan DN, Jones BH, Robinson JR. Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. *Arch Fam Med.* Temmuz 1993;2(7):773-7.
75. Nigg BM, Cole GK, Nachbauer W. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. *J Biomech.* Ağustos 1993;26(8):909-16.
76. Leung AK, Mak AF, Evans JH. Biomedical gait evaluation of the immediate effect of orthotic treatment for flexible flat foot. *Prosthet Orthot Int.* Nisan 1998;22(1):25-34.
77. Lvinger P, Murley GS, Barton CJ, Cotchett MP, McSweeney SR, Menz HB. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait Posture.* Ekim 2010;32(4):519-23.
78. Kim MK. Foot pressure analysis of adults with flat and normal feet at different gait speeds on an ascending slope. *J Phys Ther Sci.* Aralık 2015;27(12):3767-9.

79. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res.* 26 Kasım 2009;2:35.
80. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech Bristol Avon.* Mayıs 2004;19(4):391-7.
81. Lee CR, Kim MK. The Effects on Muscle Activation of Flatfoot during Gait According to the Velocity on an Ascending Slope. *J Phys Ther Sci.* Mayıs 2014;26(5):675-7.
82. Jung DY, Kim MH, Koh EK, Kwon OY, Cynn HS, Lee WH. A comparison in the muscle activity of the abductor hallucis and the medial longitudinal arch angle during toe curl and short foot exercises. *Phys Ther Sport Off J Assoc Chart Physiother Sports Med.* Şubat 2011;12(1):30-5.
83. 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.
84. McPoil TG, Hunt GC. Evaluation and management of foot and ankle disorders: present problems and future directions. *J Orthop Sports Phys Ther.* Haziran 1995;21(6):381-8.
85. Periyasamy R, Anand S. The effect of foot arch on plantar pressure distribution during standing. *J Med Eng Technol.* Temmuz 2013;37(5):342-7.
86. Banwell HA, Mackintosh S, Thewlis D. Foot orthoses for adults with flexible pes planus: a systematic review. *J Foot Ankle Res.* Aralık 2014;7(1):23.
87. Kim JA, Lim OB, Yi CH. Difference in static and dynamic stability between flexible flatfeet and neutral feet. *Gait Posture.* Şubat 2015;41(2):546-50.
88. Menz HB, Munteanu SE, Zammit GV, Landorf KB. Foot structure and function in older people with radiographic osteoarthritis of the medial midfoot. *Osteoarthritis Cartilage.* Mart 2010;18(3):317-22.
89. Gross KD, Felson DT, Niu J, Hunter DJ, Guermazi A, Roemer FW, vd. Association of flat feet with knee pain and cartilage damage in older adults. *Arthritis Care Res.* Temmuz 2011;63(7):937-44.
90. Dziecioł Z, Kuryliszyn-Moskal A, Dziecioł J. Application of plantography examination to the assessment of foot deformity in patients with rheumatoid arthritis. *Arch Med Sci AMS.* 12 Ekim 2015;11(5):1015-20.
91. Yagerman SE, Cross MB, Positano R, Doyle SM. Evaluation and treatment of symptomatic pes planus. *Curr Opin Pediatr.* Şubat 2011;23(1):60-7.
92. Harris EJ, Vanore JV, Thomas JL, Kravitz SR, Mendelson SA, Mendicino RW, vd. Diagnosis and treatment of pediatric flatfoot. *J Foot Ankle Surg Off Publ Am Coll Foot Ankle Surg.* 2004;43(6):341-73.
93. Johnson KA. Tibialis posterior tendon rupture. *Clin Orthop.* 1983;(177):140-7.
94. Ögüt T, Yontar NS. Erişkinlerde pes planus. *TOTBİD Derg.* 04 Haziran 2013;12(5):425-32.
95. Rodriguez N, Volpe RG. Clinical diagnosis and assessment of the pediatric pes planovalgus deformity. *Clin Podiatr Med Surg.* Ocak 2010;27(1):43-58.
96. Botte RR. An interpretation of the pronation syndrome and foot types of patients with low back pain. *J Am Podiatry Assoc.* Mayıs 1981;71(5):243-53.
97. Jack EA. Naviculo-cuneiform fusion in the treatment of flat foot. *J Bone Joint Surg Br.* Şubat 1953;35-B(1):75-82.
98. Rose GK, Welton EA, Marshall T. The diagnosis of flat foot in the child. *J Bone Joint Surg Br.* Ocak 1985;67(1):71-8.

99. Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the Foot Posture Index. *J Foot Ankle Res.* Aralık 2008;1(1):6.
100. Scott G, Menz HB, Newcombe L. Age-related differences in foot structure and function. *Gait Posture.* Haziran 2007;26(1):68-75.
101. Cavanagh PR, Rodgers MM. The arch index: a useful measure from footprints. *J Biomech.* 1987;20(5):547-51.
102. Thomas JL, Kunkel MW, Lopez R, Sparks D. Radiographic values of the adult foot in a standardized population. *J Foot Ankle Surg Off Publ Am Coll Foot Ankle Surg.* 2006;45(1):3-12.
103. Cowan DN, Robinson JR, Jones BH, Polly DW, Berrey BH. Consistency of visual assessments of arch height among clinicians. *Foot Ankle Int.* Nisan 1994;15(4):213-7.
104. Hawes MR, Nachbauer W, Sovak D, Nigg BM. Footprint parameters as a measure of arch height. *Foot Ankle.* Ocak 1992;13(1):22-6.
105. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clin Biomech.* Ocak 2006;21(1):89-98.
106. Yates B, White S. The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. *Am J Sports Med.* 2004;32(3):772-80.
107. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture.* Haziran 2002;15(3):282-91.
108. 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.* 17 Şubat 2012;5:3.
109. Jonson SR, Gross MT. Intraexaminer reliability, interexaminer reliability, and mean values for nine lower extremity skeletal measures in healthy naval midshipmen. *J Orthop Sports Phys Ther.* Nisan 1997;25(4):253-63.
110. Sell KE, Verity TM, Worrell TW, Pease BJ, Wigglesworth J. Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther.* Mart 1994;19(3):162-7.
111. Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am.* Temmuz 1982;13(3):541-58.
112. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. A protocol for classifying normal- and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. *J Foot Ankle Res.* 04 Temmuz 2009;2:22.
113. Bibrowicz K, Szurmik T, Michnik R, Wodarski P, Myśliwiec A, Mitas A. Application of Zebris dynamometric platform and Arch Index in assessment of the longitudinal arch of the foot. *Technol Health Care Off J Eur Soc Eng Med.* 2018;26(S2):543-51.
114. Ghazaleh L, Sedghpour B, Mohajerinejad N, Mansoobi E, Address. Research Paper: Comparing Three Footprint Grades to Evaluate Footprint Indexes for Flat Foot Diagnosis. 01 Temmuz 2019;
115. Chen CH, Huang MH, Chen TW, Weng MC, Lee CL, Wang GJ. The correlation between selected measurements from footprint and radiograph of flatfoot. *Arch Phys Med Rehabil.* Şubat 2006;87(2):235-40.
116. Birtane M, Taştekin N, Uzunca K. Erişkin tip pes planusta ağrı ve dizabilitenin radyografik ve pedobarografik parametreler ile ilişkisi. *Romatizma Derg.* 2006;21(3):95-9.

117. Gray EG, Basmajian JV. Electromyography and cinematography of leg and foot ("normal" and flat) during walking. *Anat Rec.* Mayıs 1968;161(1):1-15.
118. Tsai LC, Yu B, Mercer VS, Gross MT. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *J Orthop Sports Phys Ther.* Aralık 2006;36(12):942-53.
119. Dahle LK, Mueller MJ, Delitto A, Diamond JE. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1991;14(2):70-4.
120. Kodithuwakku Arachchige SNK, Chander H, Knight A. Flatfeet: Biomechanical implications, assessment and management. *Foot Edinb Scotl.* Mart 2019;38:81-5.
121. Yale JF. The conservative treatment of adult flexible flatfoot. *Clin Podiatr Med Surg.* Temmuz 1989;6(3):555-60.
122. Lee SM, Lee DY, Hong JH, Kim JHY and JS. The Effect of Elastic and Non-Elastic Tape on Flat Foot. *Indian J Sci Technol.* 10 Ekim 2015;8(26):1-5.
123. Román M, castro mendez A, Albornoz-Cabello M. Efectos del tratamiento con Kinesio tape en el pie plano. *Fisioterapia.* 29 Şubat 2012;34:11-5.
124. Tang M, Wang L, You Y, Li J, Hu X. Effects of taping techniques on arch deformation in adults with pes planus: A meta-analysis. *PloS One.* 2021;16(7):e0253567.
125. Luque-Suarez A, Gijon-Nogueron G, Baron-Lopez FJ, Labajos-Manzanares MT, Hush J, Hancock MJ. Effects of kinesiotaping on foot posture in participants with pronated foot: a quasi-randomised, double-blind study. *Physiotherapy.* Mart 2014;100(1):36-40.
126. Augustin JF, Lin SS, Berberian WS, Johnson JE. Nonoperative treatment of adult acquired flat foot with the Arizona brace. *Foot Ankle Clin.* Eylül 2003;8(3):491-502.
127. Mulligan EP, Cook PG. Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Man Ther.* Ekim 2013;18(5):425-30.
128. Unver B, Erdem EU, Akbas E. Effects of Short-Foot Exercises on Foot Posture, Pain, Disability, and Plantar Pressure in Pes Planus. *J Sport Rehabil.* 01 Mayıs 2020;29(4):436-40.
129. Okamura K, Fukuda K, Oki S, Ono T, Tanaka S, Kanai S. Effects of plantar intrinsic foot muscle strengthening exercise on static and dynamic foot kinematics: A pilot randomized controlled single-blind trial in individuals with pes planus. *Gait Posture.* Ocak 2020;75:40-5.
130. 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.* Ocak 2006;27(1):2-8.
131. Chao W, Wapner KL, Lee TH, Adams J, Hecht PJ. Nonoperative management of posterior tibial tendon dysfunction. *Foot Ankle Int.* Aralık 1996;17(12):736-41.
132. Kulig K, Burnfield JM, Requejo SM, Sperry M, Terk M. Selective activation of tibialis posterior: evaluation by magnetic resonance imaging. *Med Sci Sports Exerc.* Mayıs 2004;36(5):862-7.
133. Cheung JTM, Zhang M, An KN. Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex. *Clin Biomech Bristol Avon.* Ekim 2004;19(8):839-46.
134. Deland JT. Adult-acquired flatfoot deformity. *J Am Acad Orthop Surg.* Temmuz 2008;16(7):399-406.
135. Collins N, Bisset L, McPoil T, Vincenzino B. Foot orthoses in lower limb overuse conditions: a systematic review and meta-analysis. *Foot Ankle Int.* Mart 2007;28(3):396-412.

136. Hume P, Hopkins W, Rome K, Maulder P, Coyle G, Nigg B. Effectiveness of foot orthoses for treatment and prevention of lower limb injuries: a review. *Sports Med Auckl NZ*. 2008;38(9):759-79.
137. Mills K, Blanch P, Chapman AR, McPoil TG, Vicenzino B. Foot orthoses and gait: a systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms. *Br J Sports Med*. 01 Kasım 2010;44(14):1035-46.
138. Kirby KA. *Foot and Lower Extremity Biomechanics: A Ten Year Collection of Precision Intricast Newsletters*. Precision Intricast, Incorporated; 1997. 301 s.
139. Landorf K, Keenan AM, Rushworth RL. Foot orthosis prescription habits of Australian and New Zealand podiatric physicians. *J Am Podiatr Med Assoc*. Nisan 2001;91(4):174-83.
140. Hurd WJ, Kavros SJ, Kaufman KR. Comparative biomechanical effectiveness of over-the-counter devices for individuals with a flexible flatfoot secondary to forefoot varus. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med*. Kasım 2010;20(6):428-35.
141. Branthwaite HR, Payton CJ, Chockalingam N. The effect of simple insoles on three-dimensional foot motion during normal walking. *Clin Biomech Bristol Avon*. Kasım 2004;19(9):972-7.
142. Ki SW, Leung AKL, Li ANM. Comparison of plantar pressure distribution patterns between foot orthoses provided by the CAD-CAM and foam impression methods. *Prosthet Orthot Int*. Eylül 2008;32(3):356-62.
143. Zifchock RA, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking. *Clin Biomech Bristol Avon*. Aralık 2008;23(10):1287-93.
144. McMillan A, Payne C. Effect of foot orthoses on lower extremity kinetics during running: a systematic literature review. *J Foot Ankle Res*. 17 Kasım 2008;1(1):13.
145. Alsancak S. *Ortez*. Hatiboğlu Yayınevi; 2016. 174 s.
146. Mündermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clin Biomech Bristol Avon*. Mart 2003;18(3):254-62.
147. Johanson MA, Donatelli R, Wooden MJ, Andrew PD, Cummings GS. Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. *Phys Ther*. Şubat 1994;74(2):149-58; discussion 158-161.
148. Murley GS, Bird AR. The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Clin Biomech Bristol Avon*. Aralık 2006;21(10):1074-80.
149. 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. *Clin Biomech Bristol Avon*. Kasım 2018;59:117-29.
150. Akbari M, Mohammadi M, Saeedi H. Effects of Rigid and Soft Foot Orthoses on Dynamic Balance in Females With Flatfoot. *Med J Islam Repub Iran*. 29 Ağustos 2007;21:91-7.
151. Andreasen J, Mølgaard CM, Christensen M, Kaalund S, Lundbye-Christensen S, Simonsen O, vd. Exercise therapy and custom-made insoles are effective in patients with excessive pronation and chronic foot pain—A randomized controlled trial. *The Foot*. Mart 2013;23(1):22-8.
152. Shih YF, Wen YK, Chen WY. Application of wedged foot orthosis effectively reduces pain in runners with pronated foot: a randomized clinical study. *Clin Rehabil*. Ekim 2011;25(10):913-23.

153. Weaver BW. Evidence-based orthotic management of PTTD [Internet]. 2011 [a.yer 06 Aralık 2022]. Erişim adresi: <https://www.semanticscholar.org/paper/Evidence-based-orthotic-management-of-PTTD-Weaver/a8eb91400f2c14cc9dfd046bcd18d3006565c549>
154. Castro-Méndez A, Munuera PV, Albornoz-Cabello M. The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot pronation and lower back pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Prosthet Orthot Int*. Ekim 2013;37(5):384-90.
155. Kulig K, Reischl SF, Pomrantz AB, Burnfield JM, Mais-Requejo S, Thordarson DB, vd. Nonsurgical management of posterior tibial tendon dysfunction with orthoses and resistive exercise: a randomized controlled trial. *Phys Ther*. Ocak 2009;89(1):26-37.
156. Taspinar O, Kabayel DD, Ozdemir F, Tuna H, Keskin Y, Mercimek OB, vd. 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.
157. Konrad P. The abc of emg. *Pract Introd Kinesiol Electromyogr*. 01 Ocak 2005;1.
158. Campanini I, Disselhorst-Klug C, Rymer WZ, Merletti R. Surface EMG in Clinical Assessment and Neurorehabilitation: Barriers Limiting Its Use. *Front Neurol*. 2020;11:934.
159. Donaldson S, Donaldson M, Snelling L. SEMG evaluations: an overview. *Appl Psychophysiol Biofeedback*. Haziran 2003;28(2):121-7.
160. Chowdhury RH, Reaz MBI, Ali MABM, Bakar AAA, Chellappan K, Chang TG. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*. 17 Eylül 2013;13(9):12431-66.
161. Basmajian JV, Luca CJ de. *Muscles Alive: their functions revealed by electromyography*. [5th ed.]. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985. 561 s.
162. Clancy EA, Morin EL, Merletti R. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol*. Şubat 2002;12(1):1-16.
163. Cavalcanti Garcia MA, Vieira T. Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Rev Andal Med Deporte*. 01 Nisan 2011;4:17-28.
164. Cerrah AO, Ertan H, Soylu AR. Spor bilimlerinde elektromiyografi kullanımı. *Spor metre Beden Eğitimi Ve Spor Bilim Derg*. 01 Haziran 2010;8(2):43-9.
165. Deak GF, RUSU F, Grosu E. Surface electromyography in biomechanics: Applications and signal analysis aspects. *J Phys Educ Sport*. 01 Aralık 2009;25.
166. Mazzoli D, Giannotti E, Manca M, Longhi M, Prati P, Cosma M, vd. Electromyographic activity of the vastus intermedius muscle in patients with stiff-knee gait after stroke. A retrospective observational study. *Gait Posture*. Şubat 2018;60:273-8.
167. Merlo A, Campanini I. Impact of instrumental analysis of stiff knee gait on treatment appropriateness and associated costs in stroke patients. *Gait Posture*. Temmuz 2019;72:195-201.
168. Keenan MA, Fuller DA, Whyte J, Mayer N, Esquenazi A, Fidler-Sheppard R. The influence of dynamic polyelectromyography in formulating a surgical plan in treatment of spastic elbow flexion deformity. *Arch Phys Med Rehabil*. Şubat 2003;84(2):291-6.
169. Peng Y, Wong DWC, Wang Y, Chen TLW, Tan Q, Chen Z, vd. Immediate Effects of Medially Posted Insoles on Lower Limb Joint Contact Forces in Adult Acquired Flatfoot: A Pilot Study. *Int J Environ Res Public Health*. 26 Mart 2020;17(7):2226.
170. Slater LV, Hart JM. Muscle Activation Patterns During Different Squat Techniques. *J Strength Cond Res*. Mart 2017;31(3):667-76.

171. FIGURE 3. To assess the flexibility of the gastrocnemius muscle (a),... [Internet]. ResearchGate. [a.yer 06 Aralık 2022]. Erişim adresi: https://www.researchgate.net/figure/To-assess-the-flexibility-of-the-gastrocnemius-muscle-a-the-patients-sits-on-the_fig5_297392472
172. Budiman-Mak E, Conrad KJ, Roach KE. The Foot Function Index: a measure of foot pain and disability. *J Clin Epidemiol*. 1991;44(6):561-70.
173. Yalman A, Sen E, Eskiurt N, Budiman-Mak E. Turkish Translation and Adaptation of Foot Function Index in Patients with Plantar Fasciitis. *Türkiye Fiz Tip Ve Rehabil Derg*. 16 Nisan 2014;60.
174. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 01 Ekim 2000;10(5):361-74.
175. Recommendations for sensor locations in lower leg or foot muscles [Internet]. [a.yer 02 Şubat 2023]. Erişim adresi: http://seniam.org/lowerleg_location.htm
176. Contreras B, Vigotsky AD, Schoenfeld BJ, Beardsley C, Cronin J. A comparison of two gluteus maximus EMG maximum voluntary isometric contraction positions. *PeerJ*. 22 Eylül 2015;3:e1261.
177. Vera-Garcia FJ, Moreside JM, McGill SM. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol*. 01 Şubat 2010;20(1):10-6.
178. Shin HS, Lee JH, Kim EJ, Kyung MG, Yoo HJ, Lee DY. Flatfoot deformity affected the kinematics of the foot and ankle in proportion to the severity of deformity. *Gait Posture*. Temmuz 2019;72:123-8.
179. Venkadesan M, Yawar A, Eng CM, Dias MA, Singh DK, Tommasini SM, vd. Stiffness of the human foot and evolution of the transverse arch. *Nature*. Mart 2020;579(7797):97-100.
180. Gijon-Nogueron G, Sanchez-Rodriguez R, Lopezosa-Reca E, Cervera-Marin JA, Martinez-Quintana R, Martinez-Nova A. Normal Values of the Foot Posture Index in a Young Adult Spanish Population. *J Am Podiatr Med Assoc*. 01 Ocak 2015;105(1):42-6.
181. Khan FR, Chevidikunnan MF, Mazi AF, Aljawi SF, Mizan FH, BinMulayh EA, vd. Factors affecting foot posture in young adults: a cross sectional study. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 01 Haziran 2020;20(2):216-22.
182. Kurniagung P, Indarto D, Rahardjo S. Meta Analysis the Effect of Body Mass Index on the Flat Foot Incidence. *J Epidemiol Public Health*. 01 Ocak 2020;5:329-38.
183. Tomassoni D, Traini E, Amenta F. Gender and age related differences in foot morphology. *Maturitas*. Aralık 2014;79(4):421-7.
184. Villarroya MA, Esquivel JM, Tomás C, Moreno LA, Buenafé A, Bueno G. Assessment of the medial longitudinal arch in children and adolescents with obesity: footprints and radiographic study. *Eur J Pediatr*. Mayıs 2009;168(5):559-67.
185. Kanatli U, Yetkin H, Cila E. Footprint and radiographic analysis of the feet. *J Pediatr Orthop*. 2001;21(2):225-8.
186. Pita-Fernández S, González-Martín C, Seoane-Pillado T, López-Calviño B, Pérttega-Díaz S, Gil-Guillén V. Validity of footprint analysis to determine flatfoot using clinical diagnosis as the gold standard in a random sample aged 40 years and older. *J Epidemiol*. 2015;25(2):148-54.
187. Chen KC, Yeh CJ, Kuo JF, Hsieh CL, Yang SF, Wang CH. Footprint analysis of flatfoot in preschool-aged children. *Eur J Pediatr*. Mayıs 2011;170(5):611-7.
188. Forriol F, Pascual J. Footprint analysis between three and seventeen years of age. *Foot Ankle*. Ekim 1990;11(2):101-4.

189. Szczepanowska-Wolowiec B, Sztandera P, Kotela I, Zak M. Feet deformities and their close association with postural stability deficits in children aged 10-15 years. *BMC Musculoskelet Disord.* 13 Kasım 2019;20(1):537.
190. Lee JS, Kim KB, Jeong JO, Kwon NY, Jeong SM. Correlation of foot posture index with plantar pressure and radiographic measurements in pediatric flatfoot. *Ann Rehabil Med.* Şubat 2015;39(1):10-7.
191. Morrison SC, McCarthy D, Mahaffey R. Associations Between Obesity and Pediatric Foot Dimensions. *J Am Podiatr Med Assoc.* 01 Eylül 2018;108(5):383-9.
192. Menz HB, Munteanu SE. Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people. *J Orthop Sports Phys Ther.* Mart 2006;36(3):179.
193. Hegazy FA, Aboelnasr EA, Salem Y, Zaghloul AA. Validity and diagnostic accuracy of foot posture Index-6 using radiographic findings as the gold standard to determine paediatric flexible flatfoot between ages of 6-18 years: A cross-sectional study. *Musculoskelet Sci Pract.* Nisan 2020;46:102107.
194. Carrasco AC, Silva MF, Guenka LC, Silva CT, Moura FA, Cardoso JR. Non-radiographic validity and reliability measures for assessing foot types: A systematic review. *Foot Ankle Surg.* Aralık 2021;27(8):839-50.
195. Cain LE, Nicholson LL, Adams RD, Burns J. Foot morphology and foot/ankle injury in indoor football. *J Sci Med Sport.* Ekim 2007;10(5):311-9.
196. Burns J, Keenan AM, Redmond A. Foot type and overuse injury in triathletes. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2005;95(3):235-41.
197. Kavlak Y, Yakut Y, Uygur F. Effect of structural foot deformities on foot function in the elderly. 2006;5.
198. Hösl M, Böhm H, Oestreich C, Dussa CU, Schäfer C, Döderlein L, vd. Self-perceived foot function and pain in children and adolescents with flexible flatfeet – Relationship between dynamic pedobarography and the foot function index. *Gait Posture.* Mart 2020;77:225-30.
199. Headlee DL, Leonard JL, Hart JM, Ingersoll CD, Hertel J. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol.* Haziran 2008;18(3):420-5.
200. Casado-Hernández I, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, Martínez-Jiménez EM, López-López D, Mazoterías-Pardo V, vd. Influence of Different Hardness Custom Foot Insoles in the Electromyography Activity Patterns of the Thigh and Hip Muscles during Motorcycling Sport: A Crossover Study. *Sensors.* 11 Mart 2020;20(6):1551.
201. Casado-Hernández I, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, López-López D, Rodríguez-Sanz D, Martínez-Jiménez EM, vd. Electromyographic Evaluation of the Impacts of Different Insoles in the Activity Patterns of the Lower Limb Muscles during Sport Motorcycling: A Cross-Over Trial. *Sensors.* 15 Mayıs 2019;19(10):2249.
202. Wulandari I, Wibawa AD, Wulandari DP, Alit Pawana IP, Rahayu S. The Influence of Footwear with Different Sole on the EMG Activity of Lower Limb Muscle During Walking. İçinde: 2020 International Seminar on Intelligent Technology and Its Applications (ISITIA) [Internet]. Surabaya, Indonesia: IEEE; 2020 [a.yer 02 Aralık 2022]. s. 180-5. Erişim adresi: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9163669/>
203. Huang YP, Kim K, Song CY, Chen YH, Peng HT. How Arch Support Insoles Help Persons with Flatfoot on Uphill and Downhill Walking. *J Healthc Eng.* 2017;2017:9342789.
204. Ahmad U. Electromyography sensing on tibialis and peroneus muscle against improvised flat feet orthotic insole. İçinde 2019.

205. Barn R, Brandon M, Rafferty D, Sturrock RD, Steultjens M, Turner DE, vd. Kinematic, kinetic and electromyographic response to customized foot orthoses in patients with tibialis posterior tenosynovitis, pes plano valgus and rheumatoid arthritis. *Rheumatology*. 01 Ocak 2014;53(1):123-30.
206. Saeedi H, Mousavi ME, Majddoleslam B, Rahgozar M, Aminian G, Ghomshe FT, vd. The evaluation of modified foot orthosis on muscle activity and kinetic in a subject with flexible flat foot : Single case study. *Prosthet Orthot Int*. :7.



8. EKLER

EK 1. Etik Kurul Onayı

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

Sayı : 136

30.3.2021

Konu: Kararlar

BAŞVURU BİLGİLERİ (APPLICATION INFORMATION)	ARAŞTIRMANIN ADI (TITLE OF THE PROJECT)	Pes pulanuslu bireylerde farklı tip tabanlıkların elektromyografik kas aktivasyonu üzerine etkisinin incelenmesi.
	ARAŞTIRMANIN İNGİLİZCE ADI (TITLE OF THE PROJECT)	Investigation of the effect of different types of insoles on electromyographic muscle activation in individuals with pes pulanus.
	SORUMLU ARAŞTIRMACI (PRINCIPAL INVESTIGATOR)	Dr.Öğr.Üyesi Tamer ÇANKAYA
	DİĞER ARAŞTIRMACILAR (OTHER INVESTIGATORS)	Yüksek Lisans Öğrencisi Ebrar ERKAN
	ARAŞTIRMA MERKEZİ (RESEARCH CENTER)	Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Protez-Ortez Ünitesi

KARAR (DECISION)	Karar no (Decision No): 2021/73	Tarih (Date) 16.03.2021
	Dr.Öğr.Üyesi Tamer ÇANKAYA'nın 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
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 T
Doç.Dr. Ahmet YÜKSEL (Üye)	Kalp Damar Cerrahisi	BAİBÜ Tıp ültesi
Doç.Dr. Hamit YOLDAŞ (Üye)	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	BAİBÜ Tıp Fak
Dr. Öğr. Üyesi Oya KALAYCIOĞLU (Bildirimden Sorumlu Üye)	Biyoistatistik	BAİBÜ Tıp Fakült
Dr. Öğr. Üyesi Makbule TOKUR KESGİN (Üye)	Hemşirelik	BAİBÜ Sağlık Bilim 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. Hatice Selen SÖYLEMEZ (Üye)	Farmakolog/Eczacı	Özel Eczane (BOLU)
Av. Huri Hülya GÜNEŞ COŞKUN (Üye)	Hukukçu	Özel Hukuk Bürosu (BOLU)
Ramazan KAYNARPINAR (Sivil-Üye)	Esnaf	Serbest Meslek (BOLU)

EK 2. Katılımcı Değerlendirme Formu

Katılımcının Adı Soyadı :..... TARİH .../.../....

Doğum tarihi:

Cinsiyet: Kadın Erkek Telefon:

Medeni durum : Evli Bekar

Eğitim durumu:

Çalışma durumu: Çalışıyor Çalışmıyor

Boy ve kilo:/.....

Sigara/ Tütün kullanımı: Evet Hayır

Eşlik eden hastalıklar (yoksa boş bırakınız):

Sürekli Kullanılan ilaçlar (yoksa boş bırakınız):

Cerrahi öyküsü (yoksa boş bırakınız):

Tabanlık kullanıyor musunuz? Evet Hayır

Daha önce hiç tabanlık kullandınız mı? Evet Hayır

Tabanlık kullanılan tarih ve tabanlık kullanılan süre (kullanmadıysanız boş bırakınız):

Tarih..... Süre.....

Araştırmacının Dolduracağı Bölüm

Bacak boyu uzunluğu sağ ve sol :

Gastrosoleus kısalık testi:

Topuk Kaldırma testi:

EK 3. Ayak Postür İndeksi

Ayak Postür İndeksi

	Faktör	PLAN	SKOR1: TARİH-- ----- -- PUANI: _ _____		SKOR2: TARİH---- ----- PUANI: _ _____		SKOR3: TARİH----- ----- PUANI: _ _____	
			Sol -2 /+2	Sağ -2 /+2	Sol -2 /+2	Sağ -2 /+2	Sol -2 /+2	Sağ -2 /+2
ARKA AYAK	Talar başı palpasyonu	transvers						
	Lateral malleolların süperior ve inferior eğrilikleri	frontal\ transvers						
	Kalkaneusun inversiyonu ve eversiyonu	frontal						
ÖN AYAK	Talonavikular eklem değerlendirilmesi	transvers						
	Medial longitudinal ark değerlendirilmesi	sagittal						
	Ön ayak arka ayak üzerindeki add	transvers						
	TOPLAM							

EK 4. Ayak Fonksiyon İndeksi

AYAK FONKSİYON İNDEKSİ

Bu sorgu formu ayak ağrınızın günlük yaşamda yapabileceklerinizi nasıl etkilediğine dair doktorunuza bilgi vermek için oluşturulmuştur. Aşağıdaki soruları, **GEÇEN HAFTA BOYUNCA** ayağınızı en iyi tarif edecek şekilde cevaplamanızı ve her bir soruya skala üzerinde 0 (ağrı veya zorluk yok) ile 10 (hissedilebilecek en şiddetli ağrı veya yapılamayacak kadar zor) arasında puan vermenizi istiyoruz. Lütfen her soruyu okuyunuz, seçtiğiniz numarayı tablo üzerinde X ile işaretleyiniz. Sağ ve sol ayak şikayetleriniz farklı ise takip eden kutulara 0 ile 10 arasında bir puan veriniz.

AĞRI: AYAK AĞRINIZ NE KADAR ŞİDDETLİ?

1. Ayak ağrınız en fazla olduğunda ne kadar şiddetli?

Ağrı yok	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Olabilecek en şiddetli ağrı	SAĞ	SOL
☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

2. Sabahları ayak ağrınız ne kadar şiddetli?

Ağrı yok	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Olabilecek en şiddetli ağrı	SAĞ	SOL
☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

3. Yalınayak yürürken ağrınız ne kadar şiddetli?

Ağrı yok	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Olabilecek en şiddetli ağrı	SAĞ	SOL
☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

4. Yalınayak ayakta dururken ağrınız ne kadar şiddetli?

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Olabilecek en şiddetli ağrı	SAĞ	SOL
Ağrı yok	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

5. Ayakkabı ile yürürken ağrınız ne kadar şiddetli?

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Olabilecek en şiddetli ağrı	SAĞ	SOL
Ağrı yok	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

6. Ayakkabı ile ayakta dururken ağrınız ne kadar şiddetli?

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Olabilecek en şiddetli ağrı	SAĞ	SOL
Ağrı yok	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

7. Tabanlıkla yürürken ayak ağrınız ne kadar şiddetli? (Tabanlık kullanmıyorsanız boş bırakınız)

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Olabilecek en şiddetli ağrı	SAĞ	SOL
Ağrı yok	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

8. Tabanlıkla ayakta dururken ayak ağrınız ne kadar şiddetli? (Tabanlık kullanmıyorsanız boş bırakınız)

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Olabilecek en şiddetli ağrı	SAĞ	SOL
Ağrı yok	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

9. Akşam saatlerinde ağrınız ne kadar şiddetli?

Ağrı yok	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Olabilecek en şiddetli ağrı	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

YETERSİZLİK: NE KADAR ZORLUK ÇEKİYORSUNUZ?

1. Ev içinde yürürken ne kadar zorluk çekiyorsunuz?

Zorluk yok	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Yapılamayacak kadar zor	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

2. Dışarıda düzgün olmayan yüzeylerde yürürken ne kadar zorluk çekiyorsunuz?

Zorluk yok	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Yapılamayacak kadar zor	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

3. 300 metre yol yürüdüğünüzde ne kadar zorluk çekiyorsunuz?

Zorluk yok	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Yapılamayacak kadar zor	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

4. Merdiven çıkarken ne kadar zorluk çekiyorsunuz?

Zorluk yok	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Yapılamayacak kadar zor	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

5. Merdiven inerken ne kadar zorluk çekiyorsunuz?

Zorluk yok	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Yapılamayacak kadar zor	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

6. Ayak parmaklarınızın ucunda dururken ne kadar zorluk çekiyorsunuz?

Zorluk yok	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Yapılamayacak kadar zor	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

7. Sandalyeden kalkarken ne kadar zorluk çekiyorsunuz?

Zorluk yok	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Yapılamayacak kadar zor	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

8. Kaldırımından çıkarken ne kadar zorluk çekiyorsunuz?

Zorluk yok	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Yapılamayacak kadar zor	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

9. Hızlı yürürken ne kadar zorluk çekiyorsunuz?

Zorluk yok	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Yapılamayacak kadar zor	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

AKTİVİTE KISITLILIĞI: ZAMANINIZIN NE KADARINI HARCADINIZ?

1. Ayak sorunlarınız nedeniyle zamanınızın ne kadarında tüm gün boyunca evde oturmak zorunda kalıyorsunuz?

Hiçbir zaman	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Her zaman	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

2. Ayak sorunlarınız nedeniyle zamanınızın ne kadarında yatarak istirahat etmek zorunda kalıyorsunuz?

Hiçbir zaman	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Her zaman	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

3. Ayak sorunlarınız nedeniyle günlük yaşam aktiviteleriniz kısıtlanıyor mu?

Hiçbir zaman	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Her zaman	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

4. Zamanınızın ne kadarında iç mekanlarda yürüme yardımcısı (baston, yürüteç, koltuk değneği) kullanıyorsunuz?

Hiçbir zaman	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Her zaman	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

5. Zamanınızın ne kadarında dış mekanlarda yürüme yardımcısı (baston, yürüteç, koltuk değneği) kullanıyorsunuz?

Hiçbir zaman	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Her zaman	SAĞ	SOL
	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐			

Ek 5. Emg Analiz Verileri Kayıt Formu

EMG Analiz Verileri

	MVC 1. ölçüm	MVC 2. ölçüm	MVC 3. ölçüm	Ortalama MVC
Tibialis Anterior				
Peroneus Longus				
Gastrocnemius Medialis				
Soleus				

Tibialis Anterior %MİK Değeri				
Yürüyüş Fazları				
	Topuk Vuruşu	Taban Teması	İtme	Sallanma
Tabanlıksız				
Soft				
Semirijit				
Rijit				

Peroneus Longus %MİK Değeri				
Yürüyüş Fazları				
	Topuk Vuruşu	Taban Teması	İtme	Sallanma
Tabanlıksız				
Soft				
Semirijit				
Rijit				

Gastrocnemius Medialis %MİK Değeri				
Yürüyüş Fazları				
	Topuk Vuruşu	Taban Teması	İtme	Sallanma
Tabanlıksız				
Soft				
Semirijit				
Rijit				

Soleus %MİK Değeri				
Yürüyüş Fazları				
	Topuk Vuruşu	Taban Teması	İtme	Sallanma
Tabanlıksız				
Soft				
Semirijit				
Rijit				