2023

DOKTORA TEZİ

Tahir Fatih DİKİCİ



T.C.

ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PES PLANUSLU BİREYLERDE AYAK-KOR EĞİTİMİNİN KAS AKTİVASYONLARI, YÜRÜYÜŞ, DENGE VE ALT EKSTREMİTE PERFORMANSINA ETKİLERİ

DOKTORA TEZİ

Tahir Fatih DİKİCİ

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON PROGRAMI

Ankara, 2023

T.C.
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PES PLANUSLU BİREYLERDE AYAK-KOR EĞİTİMİNİN KAS AKTİVASYONLARI, YÜRÜYÜŞ, DENGE VE ALT EKSTREMİTE PERFORMANSINA ETKİLERİ

DOKTORA TEZİ

Tahir Fatih DİKİCİ

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON PROGRAMI

Ankara, 2023

T.C.
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Pes Planuslu Bireylerde Ayak-Kor Eğitiminin Kas Aktivasyonları, Yürüyüş, Denge ve Alt Ekstremite Performansına Etkileri

Tahir Fatih DİKİCİ

Doktora Tezi

07.04.2023

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Ertuğrul DEMİRDEL

Jüri Üyeleri
Prof. Dr. Fatma Gül YAZICIOĞLU
Prof. Dr. Nilgün BEK
Doç. Dr. Bahar KÜLÜNKOĞLU
Doç. Dr. Ertuğrul DEMİRDEL
Dr. Öğr. Üyesi Tezel YILDIRIM ŞAHAN

Okuduğumuz ve Savunmasını dinlediğimiz bu tezin bir Doktora derecesi için gereken tüm kapsam ve kalite şartlarını sağladığını beyan ederiz.

Prof. Dr. Sena KAPLAN
Enstitü Müdürü
Bu tezin Doktora derecesi için gereken tüm şartları sağladığını tasdik ederim.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tezde kullanılmış olan tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

07.04.2023

Tahir Fatih DİKİCİ

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimimin her aşamasında içten, yapıcı, destekleyici tarzıyla bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak bana yol gösteren, akademik gelişimimde olumlu yaklaşımları ile üzerimde büyük desteği ve emeği olan çok değerli hocam Sayın Doç. Dr. Ertuğrul DEMİRDEL'e,

Tez çalışmamızın planlama ve yürütülmesinde bilgi ve deneyimlerini paylaşarak desteği ve emeği olan tez izleme komitesi üyeleri Prof. Dr. Nilgün BEK ve Doç. Dr. Bahar KÜLÜNKOĞLU'na,

Tezimin değerlendirilmesinde değerli katkılarını sunan tez jüri üyelerine,

Tanıştığım ilk günden bugüne manevi desteğini hep hissettiğim yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen manevi abim, Dr. Öğr. Üyesi Mustafa Ertuğrul YAŞA'ya,

Çalışmama destek veren ve veri toplamamda yardımcı olan Dr. Öğr. Üyesi Erdem DEMİR'e, yardım ve desteklerini esirgemeyen arkadaşlarım Dr. Öğr. Üyesi Bayram Sönmez ÜNÜVAR ve Öğr. Gör. Murat Fatih KOÇYİĞİT'e,

Pandemi şartlarında çalışmaya katılmayı kabul eden tüm gönüllülere,

Hayatımın her döneminde olduğu gibi bu süreçte de benim yanımda olan, ilgi ve desteklerini her zaman hissettiğim canım babam Şadi DİKİCİ, canım annem Saliha DİKİCİ ve canım kardeşlerime,

Hayatıma eşlik ettiği andan itibaren her zaman olduğu gibi doktora eğitimim süresince de ilgisi, sevgisi ve desteği ile yanımda olan değerli eşim Rumeysa DİKİCİ'ye

Varlıklarıyla hayatımı anlamlandıran, eğitimim süresince büyük bir sabırla beni destekleyen canım kızlarım Zümra DİKİCİ ve Serra DİKİCİ'ye,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET iv

ABSTRACT v

SİMGELER VE KISALTMALAR vi

ŞEKİLLER DİZİNİ ix

TABLOLAR DİZİNİ xi

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİLER 4

2.1. Ayak 4

2.1.1. Ayak Kor Sistemi 4

2.1.2. Ayak Arkları 14

2.1.3. Ayak ve Ayak Bileğinin Biyomekanik Özellikleri 16

2.1.4. Ayak ve Yürüyüş 17

2.1.5. Ayak ve Denge 23

2.1.6. Ayak ve Performans 25

2.2. Pes Planus 26

2.2.1. Pes Planus Tipleri 27

2.2.2. Pes Planus Değerlendirme Yöntemleri 29

2.2.3. Pes Planus Tedavisi 31

3. MATERYAL VE YÖNTEM 34

3.1. Çalışma Dizaynı 34

3.2. Katılımcılar 34

3.3. Değerlendirmeler 37

3.3.1. Demografik Bilgiler ve Fiziksel Özellikler 37

3.3.2. Pes Planus Değerlendirmesi 37

3.3.3. Kassal Aktivasyon Değerlendirmesi 38

3.3.4. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Özelliklerinin Değerlendirilmesi . 42

3.3.5. Dinamik Denge Değerlendirmesi 43

3.3.6. Alt Ekstremite Fonksiyonel Performans Değerlendirmesi 44

3.4. Uygulamalar 46

3.4.1. Egzersiz Programı 46

3.4.2. Ayak Kor Eğitimi 50

3.5. İstatistiksel Analiz 52

4. BULGULAR 54

4.1. Demografik Özellikler 54

4.2. Naviküler Düşme Testi 54

4.3. Kassal Aktivasyon Ölçümü 56

4.4. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Parametreleri 62

4.5. Dinamik Denge 63

4.6. Alt Ekstremite Fonksiyonel Performansı 69

5. TARTIŞMA 72

5.1. Naviküler Düşme Değerleri 73

5.2. Kassal Aktivasyon Ölçümleri 75

5.3. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Parametreleri 79

5.4. Dinamik Denge 80

5.5. Alt Ekstremite Fonksiyonel Performansı 83

6. SONUÇ VE ÖNERİLER 87

7. KAYNAKLAR 89

8. EKLER 106

Ek-1. Etik Kurul Onayı 106

Ek-2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu 107

Ek-3. Veri Toplama Formu 111

Ek-4. Özgeçmiş 113

ÖZET

Pes Planuslu Bireylerde Ayak-Kor Eğitiminin Kas Aktivasyonları, Yürüyüş, Denge ve Alt Ekstremite Performansına Etkileri

Bu çalışmada; asemptomatik esnek pes planuslu bireylerde egzersiz tedavisine eklenen ayak kor eğitiminin kas aktivasyonları, yürüyüş, denge ve alt ekstremite performansı üzerine etkilerinin belirlenmesi amaçlandı.

Asemptomatik esnek pes planusu olan 28 birey rastgele bir şeklide iki gruba ayrıldı. Kontrol grubuna sekiz hafta boyunca klasik pes planus egzersiz tedavisi uygulandı. Çalışma grubuna ise bu egzersiz tedavisine ek olarak ayak kor eğitimi verildi. Çalışmada pes planus değerlendirmesi için Naviküler Düşme (ND) Testi, kas aktivasyonları için yüzeyel elektromyografi (yEMG), yürüyüş değerlendirmesi için BTS G-walk cihazı, denge performansı için Y Denge Testi, alt ekstremite performansı için de dikey sıçrama testi kullanıldı.

Çalışma sonucunda her iki ekstremitenin ND değerleri her iki grupta da anlamlı ölçüde azalırken (dominant $p<0.01$, nondominant $p<0.01$), çalışma grubundaki değişim kontrol grubuna göre daha fazlaydı ($p=0.01$). Her iki ekstremitede de çalışma grubunda uygulama sonrası abduktor hallusis kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerleri artarken (dominant $p<0.01$, nondominant $p=0.03$), tibialis anterior kasında ise duruş fazı kas aktivasyon oranı değerleri azaldı (dominant $p=0.02$, nondominant $p=0.02$). Bu değerler için kontrol grubunda ise anlamlı bir değişim görülmedi ($p>0.05$). Peroneus longus kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerleri ise dominant taraf ekstremitede her iki grupta da uygulama sonrası artarken (çalışma grubu $p=0.01$, kontrol grubu $p=0.04$), bu değişim her iki grupta da benzerdi ($p>0.05$). Yürüyüşün tüm parametrelerinde her iki grupta da egzersiz sonrası değişim gözlenmedi ($p>0.05$). Her iki grupta da tedavi sonrası iki ekstremitenin de bütün yönlerde denge sonuçlarının arttığı ($p<0.05$); nondominant taraf posteromedial yöndeki değişimin çalışma grubunda kontrol grubundan daha fazla olduğu belirlendi ($p<0.01$). Ölçülen sıçrama yüksekliklerinin her iki grupta da egzersiz sonrası arttığı ($p<0.05$); sıçrama yükseklik sonuçlarının egzersiz sonrası değişimlerinin her iki grupta benzer olduğu bulundu ($p>0.05$).

Çalışmamızın sonuçları asemptomatik esnek pes planusun klasik egzersiz tedavisine ilave edilen ayak kor eğitiminin kas aktivasyonları ve denge üzerine sadece egzersiz tedavisine oranla daha etkili sonuçlar oluşturabileceğini ortaya koydu.

Anahtar Kelimeler: Ayak kor egzersizi, denge, elektromiyografi, pes planus, yürüyüş.

ABSTRACT

The Effects of Foot Core Training on Muscle Activations, Gait, Balance, and Lower Extremity Performance in Individuals with Pes Planus

In this study; it was aimed to determine the effects of foot core training added to exercise therapy on muscle activations, gait, balance, and lower extremity performance in individuals with asymptomatic flexible pes planus.

Twenty-eight individuals with asymptomatic flexible pes planus were randomly divided into two groups. Classical pes planus exercise therapy was applied to the control group for eight weeks. In addition to this exercise treatment, the study group was given foot core training. In the study, pes planus was evaluated with Navicular Drop (ND) Test, muscle activations with surface electromyography (sEMG) method, gait with BTS G-walk device, balance performance with Y Balance Test, and lower extremity performance with vertical jump test.

As a result of the study, ND values in both extremities decreased significantly in both groups (dominant $p<0.01$, nondominant $p<0.01$), while the change in the study group was greater than in the control group ($p=0.01$). While the stance phase muscle activation ratio values of the abductor hallucis muscle increased (dominant $p<0.01$, nondominant $p=0.03$), the stance phase muscle activation ratio values of the tibialis anterior muscle decreased in the study group in both extremities (dominant $p=0.02$, nondominant $p=0.02$). For these values, no change was observed in the control group ($p>0.05$). While the muscle activation ratio values of the peroneus longus muscle in the stance phase of gait increased in the dominant extremity in both groups after the application (study group $p=0.01$, control group $p=0.04$), this change was similar in both groups ($p>0.05$). No change was observed in the all parameters of walking in both groups after exercise ($p>0.05$). Balance results in both extremities increased in all directions after treatment in both groups ($p<0.05$). The change in the posteromedial direction of the non-dominant side was observed more in the study group than in the control group ($p<0.01$). Measured jump heights increased after exercise in both groups ($p<0.05$); post-exercise changes in jump height results were found to be similar in both groups ($p>0.05$).

The results of our study revealed that foot core training added to the classical exercise therapy of asymptomatic flexible pes planus can produce more effective results on muscle activations and balance than only exercise therapy.

Keywords: Balance, electromyography, foot core exercise, gait, pes planus.

SİMGELER VE KISALTMALAR

° : Derece

% : Yüzde

† : Gruplar arası karşılaştırma

¥ : Grup içi karşılaştırma

AH : Abduktor hallusis

AHDF : Abduktor hallusis kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı

AHSF : Abduktor hallusis kasının yürüyüşün sallanma fazı kas aktivasyon oranı

Ag/Agcl : Gümüş/Gümüşklorür

cm : Santimetre

ÇAU : Çift adım uzunluğu

ÇG : Çalışma grubu

DS : Dikey sıçrama

EMG : Elektromyografi

E : Eksentrik

F : İki yönlü karma varyans analizi

H : Hız

Hz : Hertz

İ : İzometrik

K : Konsentrik

kg : kilogram

kg/m² : Kilogram/metrekare

KG : Kontrol grubu

Lig : Ligament

LLA : Lateral longitüdinal ark

M : Musculus

m : Metre

mm : Milimetre

Max : Maksimum

Min : Minumum

MLA : Medial longitüdinal ark

MVIC : Maksimum istemli izometrik kasılma

N : Nervus

ND : Naviküler düşme

PL : Peroneus longus

PLDF : Peroneus longus kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı

PLSF : Peroneus longus kasının yürüyüşün sallanma fazı kas aktivasyon oranı

r : Etki Büyüklüğü

RLA : Ronchos Los Amigos

RMS : Root mean square

sn : Saniye

SENIAM : Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles

T : Bağımsız iki örnek testi

TA : Tibialis anterior

TADF : Tibialis anterior kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı

TAS : Tek ayak üstünde sıçrama

TASF : Tibialis anterior kasının yürüyüşün sallanma fazı kas aktivasyon oranı

Tİ : Test istatistikleri

VKİ : Vücut kütle indeksi

yEMG : Yüzeyel elektromyografi

YSİ : Yürüyüşün simetri indeksi

Z : Mann Whitney U testi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Ayak kor sistemi 5

Şekil 2.2. Ayak kemikleri 6

Şekil 2.3. Ayak-ayak bileği ligamentleri 10

Şekil 2.4. Ayak intrinsik kasları..... 12

Şekil 2.5. Ayak arkları 15

Şekil 2.6. Normal yürüyüş döngüsünün fazları 18

Şekil 2.7. Jack'in parmak kaldırma testi..... 29

Şekil 2.8. Kısa ayak egzersizi 32

Şekil 3.1. Akış şeması..... 36

Şekil 3.2. Naviküler düşme testi 38

Şekil 3.3. BTS FreeEMG RT-100 EMG cihazı 38

Şekil 3.4. Yüzeyel EMG ile kasların MVIC ölçüm pozisyonları 40

Şekil 3.5. Maksimum istemli kontraksiyon sırasında AH kasının ham EMG trasesi 41

Şekil 3.6. Maksimum istemli kontraksiyon sırasında 20 Hz HP (4. derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri hesaplanmış AH kasına ait EMG trasesi..... 41

Şekil 3.7. Yürüme esnasındaki yürüme fazı çizgileri ve AH ham EMG trasesi..... 41

Şekil 3.8. Yürüme esnasındaki yürüme fazlarına göre 20 Hz HP (4. derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri alınmış AH kasına ait EMG trasesi..... 42

Şekil 3.9. A) BTS G-walk® yürüyüş analiz sistemi, B) BTS G-walk® cihazının yerleşimi..... 43

Şekil 3.10. Y denge testi 44

Şekil 3.11. Dikey sıçrama değerlendirmesi 45

Şekil 3.12. Germe egzersizleri 47

Şekil 3.13. Ayak-ayak bileği kasları kuvvetlendirme egzersizleri 48

Şekil 3.14. Kalça ve diz çevresi kasları kuvvetlendirme egzersizleri 49

Şekil 3.15. A-Tek ayak üzerinde ağırlık aktarma, B-Parmak ucunda yürüme 50

Şekil 3.16. Kısa-ayak egzersizi 51

Şekil 3.17. Fonksiyonel pozisyonlarda ayak kor eğitimi 52

Şekil 4.1. ND değerlerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi 56

Şekil 4.2. Abduktor hallusis kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerlerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi..... 58

Şekil 4.3. Tibialis anterior kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerlerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi..... 60

Şekil 4.4. Peroneus longus kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerlerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi..... 62

Şekil 4.5. Anterior yönde Y balans denge testi verilerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi…… 67

Şekil 4.6. Posteromedial yönde Y balans denge testi verilerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi…..…….. 68

Şekil 4.7. Posterolateral yönde Y balans denge testi verilerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi…… 69

Şekil 4.8. Dikey sıçrama verilerinin zamana göre değişimi 71

Şekil 4.9. Tek ayak üstünde sıçrama verilerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi……71

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Yürüme döngüsünde kas aktiviteleri 23

Tablo 3.1. Egzersiz protokolleri 47

Tablo 4.1. Demografik bilgiler ve fiziksel özellikler 54

Tablo 4.2. Naviküler düşme testi ölçümlerinin ilk ve son testlerinin gruplara göre değerlendirilmesi 55

Tablo 4.3. Yürüme sırasında AH kasının aktivasyon ölçümlerinin ilk ve son testlerinin gruplara göre değerlendirilmesi 57

Tablo 4.4. Yürüme sırasında TA kasının aktivasyon ölçümlerinin ilk ve son testlerinin gruplara göre değerlendirilmesi 59

Tablo 4.5. Yürüme sırasında PL kasının aktivasyon ölçümlerinin ilk ve son testlerinin gruplara göre değerlendirilmesi..... 61

Tablo 4.6. Yürüyüşün zaman-mesafe parametrelerinin ilk ve son testlerinin gruplara göre değerlendirilmesi..... 63

Tablo 4.7. Dominant taraf dinamik denge değerlendirmesi ölçümlerinin ilk ve son testlerinin gruplara göre değerlendirilmesi..... 65

Tablo 4.8. Nondominant taraf dinamik denge değerlendirmesi ölçümlerinin ilk ve son testlerinin gruplara göre değerlendirilmesi 66

Tablo 4.9. Sıçrama testlerinin ilk ve son verilerinin gruplara göre değerlendirilmesi.70

1. GİRİŞ

Pes planus genellikle vücut ağırlığı aktarıldığı sırada medial longitudinal arkın (MLA) yüksekliğini kaybettiği durumları tanımlar. Irklara göre görülme sıklığı %2 ile %23 arasında değişen postural bir bozukluktur (1-3). Birçok sebebe bağlı olarak görülen bu postural deformite rijit ve esnek pes planus olarak ikiye ayrılır (4). En yaygın tipi olan esnek pes planusta, ayak üzerine ağırlık verilmediğinde MLA normal olarak gözlenirken, ağırlık aktarıldığında MLA yüksekliğini kaybeder (5). Sağlıklı bir yürüyüşte orta duruştan itibaren tibianın eksternal rotasyonu ile birlikte supinasyona gelmesi gereken subtalar eklem, pes planusta pronasyonda kalmaya devam eder. Midtarsal eklem eksenlerinin paralelliği bozulmadığından ön ayak hareketleri fazladır. Vücut ağırlığının öne aktarıldığı itme fazında, ön ayak abduksiyondadır ve transvers stabilitenin sağlanamamış olması intrinsik kasların mekaniğini bozarak, metatarsofalangeal eklemlerin stabilitesini azaltır (6). Birinci metatarsın plantar fleksiyona gelememiş olması çıkrık mekanizmasının etkisini azaltarak arkın düşük kalmasıyla sonuçlanır. İtme fazında tibialis posterior, peroneus longus, fleksör hallusis longus ve gastro-soleus kas aktiviteleri normalden fazladır (7). Erken duruş fazında orta duruş fazına göre tibialis anterior aktivitesinin daha fazla, peroneal kaslar, soleus ve gastroknemiusun aktivitesinin daha düşük olduğu bulunmuştur (8). Arkları oluşmadığı için rijit bir kaldıraç olarak fonksiyon göremeyen ayağın destekleyici pasif ve aktif elemanlarında maruz kalınan artmış kuvvetlere bağlı olarak uzun dönemde; plantar fasiit, epin kalkanei, posterior tibial tendon yetmezliği, aşil tendiniti, medial tibial stres sendromu gibi patolojilerden biri veya birkaçı açığa çıkabilir (9, 10).

Asemptomatik esnek pes planus olan kişiler için etyoloji ve prognoz ile ilgili hastanın bilgilendirilmesi, egzersiz programı planlanması, uygun ayakkabı tavsiyesi, vücut ağırlığı kontrolü ve periyodik olarak değerlendirme yeterli görülmektedir (11). Verilen egzersizler zayıflamış kasları kuvvetlendirme, kısalmış yapıları germe ve propriosepsiyonu arttırmaya odaklanır. Kuvvetlendirme; tibialis posterior, tibialis anterior, ayak bileği plantar fleksör kasları, peroneus longus, parmak fleksör, kalça ve diz çevresi kasları için çeşitli yöntemler kullanılarak yapılır (12). Ayağın plantar intrinsik kasları MLA'yı desteklemek ve ayağın aşırı pronasyonuna bağlı aşırı

kullanım yaralanmalarını önlemekte görevlidir. Ayak tabanı yerdeyken farklı pozisyonlarda MLA'yı yükseltmeye dayanan ayak kor eğitimi, intrinsik kasları kuvvetlendirmede etkili bulunmuştur (13).

Ayak kor sistemi ayağın stabilitesinin, dinamik ve statik fonksiyonunun sağlanmasından sorumludur (14). Panjabi'nin tanımladığı lumbopelvik bölge kor sistemine benzer sistem ayak kor sistemi için de tanımlanmaktadır (14, 15). Bu sistem üç alt sistemden oluşmaktadır: pasif alt sistem, aktif alt sistem ve nöral alt sistem. Ayağın dinamik kontrolü bu üç alt sistemin uyumlu bir şekilde çalışması ile sağlanmaktadır. Arklarını koruyan kemikler, ligamentler, plantar fasya ve eklem kapsülleri ayak kor sisteminin pasif alt sistemini oluşturur (14, 16, 17). Ayak aktif alt sistemini ise ayağa yapışan kas ve tendonlar oluşturmaktadır. Origo ve insersiyoları ayakta bulunan ayak intrinsik kasları ayağın lokal stabilizatörleri olarak görev yapmaktadır. Origoları ayak dışında olup ayakta insersiyo yapan ekstrinsik ayak kasları ise, uzun tendonları aracılığıyla ayak hareketlerini ortaya çıkarmak ve pasif alt sistem içindeki yapıları kontrol etmek için ayak kor sisteminin global hareket ettiricileri olarak işlev görür. Ayak kor sisteminin nöral alt sistemi, pasif ve aktif alt sistemlerde bulunan; plantar fasya, ligamentler, eklem kapsülleri, kaslar ve tendonlardaki duyu reseptörlerinden oluşur (14). Ayak kor sistemini oluşturan yapılar arasındaki kompleks uyum, ayak postürünün ve dengenin korunmasını, yürüyüş sırasında doğru kinematiğin oluşmasını sağlar (14, 18).

Plantar intrinsik ayak kaslarını kuvvetlendirmek için geleneksel olarak havlu toplama ve boncuk toplama egzersizleri kullanılmaktadır. Fakat bu egzersizler ayak intrinsik kaslarını aktif olarak çalıştırırken ekstrinsik kasları da çalıştırmaktadır. Ayak kor eğitimi, ayak kaslarının izole kasılmasından daha entegre çalışan bir duruma ilerleyecek şekilde eğitilmesini hedefler. Bu şekilde çeşitli fonksiyonel aktiviteler sırasında dinamik ayak kontrolünde ayak kor sisteminin uyum yeteneğini geliştirir. (14, 19). Ayak intrinsik kasları izole olarak çalıştırabilmek için son yıllarda kısa- ayak (*short- foot*) egzersizleri tanımlanmıştır (19). Kısa-ayak egzersizi ayak kor eğitiminde pasif modelleme, aktif yardımlı modelleme ve aktif modelleme aşamaları ile adapte edilerek uygulanabilir (14).

Literatür incelendiğinde, ayak kor eğitiminin MLA yüksekliği, denge ve kas aktiviteleri üzerine etkilerini inceleyen bazı çalışmalar bulunmaktadır (19, 20). Fakat

bilgimiz dahilinde asemptomatik esnek pes planusu olan bireylerde ayak kor eğitiminin yürüme parametreleri, yürüyüş sırasındaki kas aktivasyonları, denge ve alt ekstremite fonksiyonel performansı üzerine etkilerinin incelendiği herhangi bir çalışmaya rastlanmadı. Ayak kor eğitiminin pes planusa bağlı değişen kassal aktivasyonların normalleşmesine katkı sunacağını ve yürüyüş, denge ve alt ekstremite performansını da olumlu yönde etkileyebileceğini düşünmekteyiz. Bu çalışmanın amacı; asemptomatik esnek pes planusu olan bireylere verilen klasik egzersiz tedavisine eklenecek ayak-kor eğitiminin kas aktivasyonları, yürüyüş, denge ve alt ekstremite performansına etkilerini inceleyerek objektif, kanıta dayalı sonuçlarla literatüre katkı sunmaktır.

Çalışmamızın hipotezleri şunlardır:

Hipotez 1: Asemptomatik esnek pes planus olan kişilerde klasik egzersiz tedavisine ilave verilen ayak kor eğitimi kas aktivasyonları üzerine etkilidir.

Hipotez 2: Asemptomatik esnek pes planus olan kişilerde klasik egzersiz tedavisine ilave verilen ayak kor eğitimi yürüyüş parametreleri üzerine etkilidir.

Hipotez 3: Asemptomatik esnek pes planus olan kişilerde klasik egzersiz tedavisine ilave verilen ayak kor eğitimi dinamik denge parametreleri üzerine etkilidir.

Hipotez 4: Asemptomatik esnek pes planus olan kişilerde klasik egzersiz tedavisine ilave verilen ayak kor eğitimi alt ekstremite fonksiyonel performansı üzerine etkilidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ayak

Ayak ve ayak bileği, ayakta duruş sırasında destek ve denge sağlayan çoklu düzlemde ve çoklu eksende harekete izin veren kompleks bir bölgedir. Bu bölge, kaldıraç kolu mekanizması, rijidite sağlayan kemik yapılar, harekete farklı serbestlik dereceleri kazandıran çoklu eklemler, ayak hareketini ve stabiliteyi kontrol etmek için proprioseptif geri bildirim sağlayan kaslar ve tendonlardan oluşmaktadır (21).

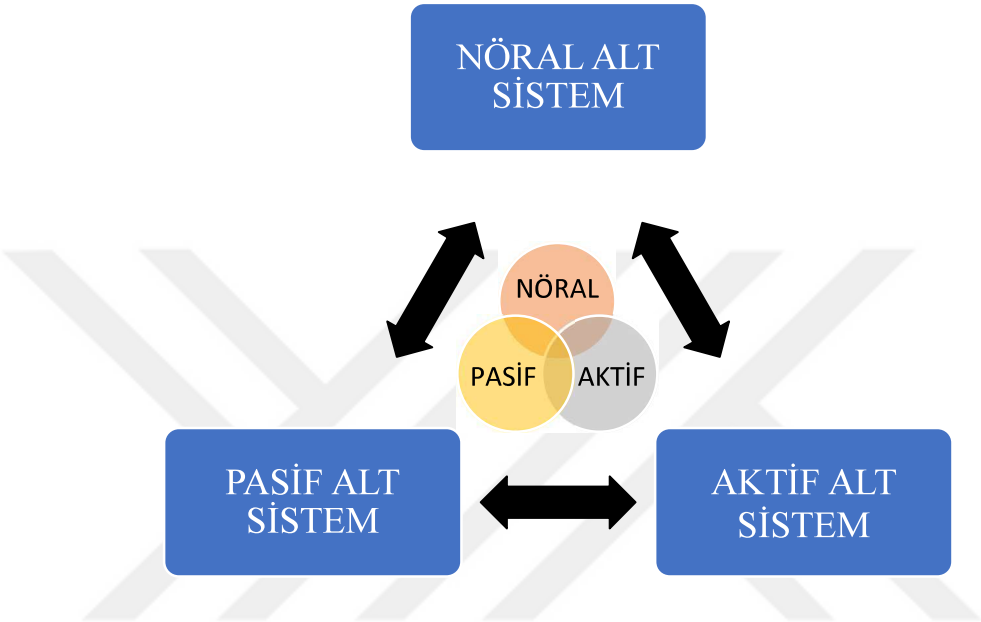
Ayaklar, vücudun ağırlığını taşımakla birlikte bir kaldıraç gibi çalışarak vücudun destekli hareketine de imkân sağlar. Ayak bu fonksiyonlara en uygun şekilde tasarlanmış organize ve ideal bir kemik iskelete sahiptir. Bir seri küçük kemikten oluşan bu iskelete sahip ayak, bu yapısı sayesinde ayakta durma ya da yürüme aktiviteleri sırasında düzensiz yüzeylere en iyi şekilde uyum sağlar (22, 23).

Ayak iskeletinin iki kollu bir kaldıraç sistemi oluşturması, ayak kemiklerinin ayak bileğine göre konumu sayesinde gerçekleşir. Ayak iskeletine ait kemiklerden bir bölümü ayak bileği ekleminin önünde yer alırken, bir bölümü de bu eklemin arkasında bulunur. Bu sayede basit bir kaldıraç meydana gelir. Bacaktan gelen kaslar sayesinde ayağın çeşitli yönlere hareketi sağlanır. Ayak kemiklerinin oluşturduğu arklar ve bu arkları destekleyen ayakta yer alan kasların etkisiyle ayağın temas ettiği yüzeylere esnek basması ve temas yüzeyinden ayrılması kolaylaşır. Ayak iskeleti, geniş bir yüzeyle yere temas eder ve böylece üzerine binen ağırlık bu geniş yüzeye dağıtılır (22, 23). Ayağın bu fonksiyonel yapısının statik ve dinamik şartlara uyum sağlamasında ayak kor sisteminin önemli bir rolü vardır (14, 18).

2.1.1. Ayak Kor Sistemi

Ayak kor sisteminin görevi dinamik ve statik şartlarda ayağın stabilitesini korumaktır (14). Panjabi'nin tanımladığı lumbopelvik bölge kor sistemine benzer sistem ayak kor sistemi için de tanımlanmaktadır (15). Bu sistem üç alt sistemden oluşmaktadır. Bunlar; pasif alt sistem, aktif alt sistem ve nöral alt sistemdir. Ayağın dinamik kontrolü bu üç alt sistemin uyumlu bir şekilde çalışması ile sağlanmaktadır.

Ayağın fonksiyonel kemik yapısı incelendiğinde dinamik faaliyetler sırasında yük değişikliklerine esnek bir şekilde uyum sağlayan yarım kubbede birleştiği öne sürülmüştür (14, 16, 17). Bu yarım kubbeyi pasif olarak daha çok plantar aponeurosis ve plantar bağların bulunduğu pasif yapıların desteklediği, dinamik olarak ise aktif alt sistem içerisindeki ayak intrinsik ve ekstrinsik kasları tarafından destek sağlandığı düşünülmektedir (14, 24) (Şekil 2.1).



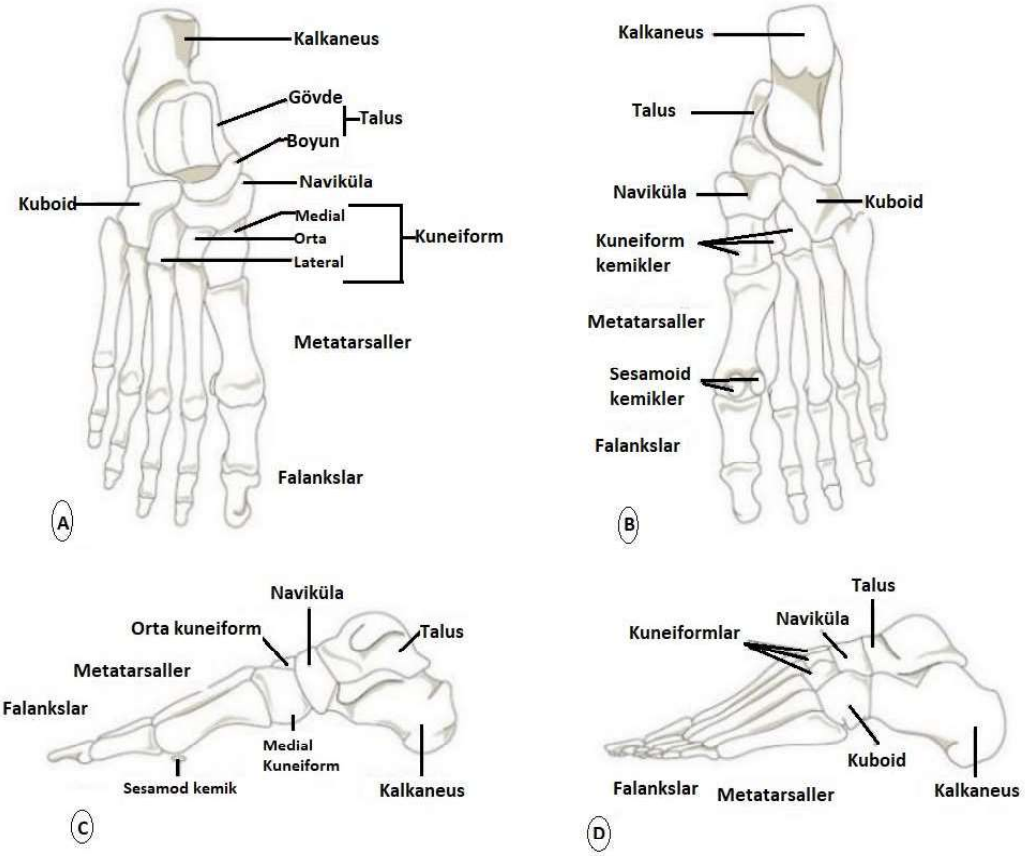
Şekil 2.1. Ayak kor sistemi (14).

Pasif Alt Sistem

Ayağın ark yapısını koruyan kemikler, ligamentler, plantar fasya ve eklem kapsülleri ayak kor sisteminin pasif alt sistemini oluşturur (14).

Kemikler

26 kemikten oluşan ayak iskeleti; 7 tarsal, 5 metatarsal, ve 14 falankstan oluşur. Ayak ve kemikleri anatomik ve fonksiyonel olarak üç bölgede ele alınabilir. Arka ayak; talus ve kalkaneus kemiklerinden oluşurken orta ayak naviküla, kuboid ve kuneiform kemiklerinden oluşur. Ön ayağı ise metatarsal kemikler ve falanksla oluşturur (23, 25-27) (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Ayak kemikleri A: Superiordan, B: İnferiordan, C: Medialden, D: Lateralden görüntüsü (28).

Tarsal Kemikler

Tarsal kemikler proksimal ve distal iki sıra şeklinde yerleşmiş yedi adet kısa, spongiöz kemikten oluşur.

Talus

Talus proksimalde fibula ve tibianın oluşturduğu eklem yüzü ile, aşağıda ise kalkaneus ile, önde naviküler kemik ile eklem yapar (23, 25, 27).

Kalkaneus

Ayak kemiklerinden en büyüğü ve en sağlamıdır. Önde kuboid kemik ile, üstte talus ile eklem yapar. Kalkaneus hem medial hem de lateral longitudinal kemere katılan tek tarsal kemiktir (23, 25, 27).

Naviküla

Talus ile kuneiform kemikler arasına yerleşen yassı oval bir kemiktir. Kemiğin medialinde tibialis posterior kasının insersio yaptığı *tuberositas ossis navicularis* adında bir tümsek bulunur. Burası medial malleol hizasından yaklaşık 2,5-3 cm önde palpe edilebilir (23, 25, 27).

Kuneiform Kemikler

Proksimalde naviküla, distalde ilk üç metatarsal kemiğin bazisi ile eklemleşen 3 adet kemiktir. Bunlardan iç yanda bulunan ve içlerinden en büyük olanı medial kuneiform, ortada bulunan ve en küçük olanı intermedium kuneiform, dış-yanda yer alanı lateral kuneiform kemiktir. Bu kemiklerin şekilleri ve yerleşimi ayak transvers kemerinin oluşumu ve korunmasında önemli rol oynar (23, 25, 27).

Kuboid Kemik

Proksimalde kalkaneus, distalde son iki metatarsal kemiğin bazisi ile eklemleşir. Kemiğin plantar yüzünde peroneus longus kasının tendonunun geçtiği oluk bulunur (23, 25, 27).

Metatarsal Kemikler

İç yandan başlanarak dış yana doğru numaralandırılan beş adet kemiktir. Ayakta durma ve yürüme esnasında ayağın yerden kaldırıldığı evrede, birinci metatarsal kemik vücut ağırlığının büyük bölümünü taşır, dolayısıyla içlerinde en kalın ve sağlam olanıdır. Basisinin alt bölümünde peroneus longus kasının tendonu büyük bölümünün tutunduğu tümsek bulunur. 5. metatarsal kemik basisinin lateraline peroneus brevis kasının tendonu tutunur (23, 25, 27).

Falankslar

Ayak parmak kemikleri 14 adet falankstan oluşur. Ayak başparmağında bulunan 2 adet falanks, diğer dört parmakta ise 3 adet falanks bulunur (27).

Ligamentler

Pasif sistemin bir diğer elamanı olan ligamentler çok sayıda liften oluşan esnek bağ dokusudur. Ligamentler eklemlerde ortaya çıkan hareketleri pasif olarak sınırlandırır (29). Ayak ve ayak bileğinde çok sayıda eklem ve ligament bulunmaktadır.

Ayak bileği eklemi tibia, fibula ve talus kemikleri arasında oluşur. Eklem fonksiyonel açıdan menteşe tipi eklemdir. Sagital düzlemde bu eklemde plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon hareketleri meydana gelir. Malleollerden geçen eklem ekseni medial malleolün lateral malleole oranla daha yüksek ve önde olması nedeniyle obliktir. Bu sebeple eklemde talar rotasyon, fibular kayma hareketleri de görülür (26, 30-33). Medial kollateral bağ (deltoid ligament) ayağın eversiyon, plantar fleksiyon ve dorsifleksiyonu hareketlerini kontrol ederken lateral kollateral bağ ise ayağın aşırı inversiyonunu engelleyen bağdır (34) (Şekil 2.3).

Subtalar eklem talusun altı ile kalkaneusun üstü arasında oluşur. Subtalar eklem pronasyon ve supinasyon hareketlerine izin verir. Subtalar eklemdeki pronasyon hareketi dorsifleksiyon-abduksiyon-eversiyon hareketlerinin kombinasyonu ile ortaya çıkarken supinasyon hareketi ise plantar fleksiyon-adduksiyon-inversiyon hareketlerinin kombinasyonu ile oluşur. Bu eklemde genellikle hareketler talokalkaneonavikülar eklem ile birlikte ortaya çıkar. Bu eklem anterior, posterior, medial ve lateral talokalkaneal bağ tarafından desteklenmektedir (25).

Midtarsal eklem (Chopart eklemi); arka ayakta talus ile naviküla arasındaki talokalkaneonavikülar eklemin bir parçası ile ön ayakta kuboid ve kalkaneus arasındaki kalkaneokuboid eklemin oluşturduğu iki eksenli fonksiyonel bir eklemdir (23, 25, 27). Yürüme esnasında subtalar eklem ile birlikte çalışır. Midtarsal eklem itme fazında topuğun yerden kalkması ile ön ayağın yerle temasının korunmasını sağlar (35).

Midtarsal eklemde izole hareketten ziyade fleksiyon, ekstansiyon, inversiyon, eversiyon, pronasyon ve supinasyon hareketlerinin kombinasyonu gerçekleşmektedir. Eversiyon ve inversiyon hareketleri longitudinal eksende oluşurken, fleksiyon ve ekstansiyon hareketeleri oblik eksende meydana gelir. Pronasyon ve supinasyon

hareketlerinin ortaya çıkmasında ise hem longitudinal eksen hem de oblik eksen sorumludur (36).

Subtalar eklem pronasyon hareketini yaparken midtarsal eklemin longitudinal ve oblik eksenleri paralel olur ve midtarsal eklem serbestleşerek ayağa esneklik kazandırır, MLA düşer. Subtalar eklem supinasyon hareketini yaparken ise midtarsal eklemdeki eksenler paralelliklerini yitirmesiyle midtarsal eklem rijitleşerek kilitlenir ve MLA yükselir (35, 37, 38).

Ayağın medialinde medial kollateral ligament ile birleşen plantar kalkaneonaviküler bağ (spring bağ), talus başını da destekleyerek ayak arkının korunmasına yardımcı olur (23, 25, 27) (Şekil 2.3).

Talus, kalkaneus ve navikülanın oluşturduğu plana tip bir eklem olan talokalkaneonavikülar eklem; plantar kalkaneonaviküler bağ, medial talokalkaneal bağ, lateral talokalkaneal bağ ve talonaviküler bağ tarafından desteklenmektedir (39) (Şekil 2.3).

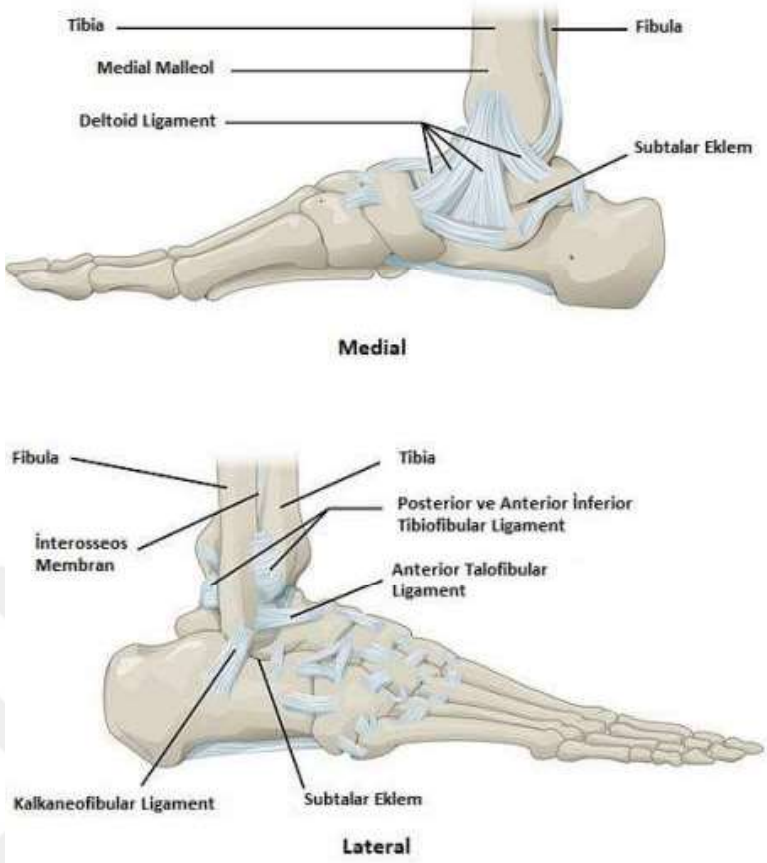
Kalkaneus ile kuboid kemik arasında yer alan eklem ise dorsal ve plantar kalkaneokuboid bağlar tarafından desteklenmektedir (23, 25).

Üç kuneiform kemik ile naviküla arasında oluşan plana tipi bir eklem ise dorsal ve plantar kuneonavikülar bağlar tarafından sınırlanmaktadır (23, 27).

Kuboidnavikülar eklemde hareket yok denecek kadar azdır. Literatürde fibröz eklem olarak bilinmektedir. Dorsal ve plantar kuboidnaviküler bağlar tarafından desteklenir (23, 27, 40).

Üç adet kuneiform kemiğin kendi arasında ve kuboid kemik ile oluşturduğu eklemler interkuneiform bağlar tarafından desteklenmektedir (25, 40).

Tarsometatarsal eklem (Lisfrank eklemi); üç adet kuneiform kemik ve kuboid kemik ile 5 adet metatarsal kemiğin tabanı arasında oluşan plana tipinde eklemlerdir. Eklemin destekleyici bağları; tarsometatarsal bağlardır. Klinikte Lisfrank eklemi olarak isimlendirilen bu eklem çizgisi amputasyonların yapıldığı bir hattır (25, 41).



Şekil 2.3. Ayak- ayak bileği ligamentleri (42).

Plantar Fasya

Ayakta spesifik eklemleri destekleyen bağımsız ligament yapılara ek olarak tüm ayağı destekleyecek şekilde fonksiyonu olan fasya yapısı bulunmaktadır. Plantar fasya ayağın plantar yüzünde yer alan, kalkaneustan başlayıp metatarsofalangeal eklemlerin kapsüllerine tutunan fasyal bir banttır. Bu yapı ayağın arklarını destekleyerek ayak diziliminde önemli bir rol oynar (43, 44). Plantar fasyanın gerilmesi ile MLA yükselmektedir. Yürüyüşün itme fazında gerilen bu yapı vücudun öne aktarılmasında intrinsik ve ekstrinsik kasları destekler (45).

Aktif Alt Sistem

Ayak aktif alt sistemi ise ayağa yapışan kas ve tendonlardan oluşturmaktadır. Origo ve insersiyoları ayakta bulunan ayak intrinsik kasları ayağın lokal stabilizatörleri olarak görev yapmaktadır. Origoları ayak dışında olup ayakta insersiyo yapan ekstrinsik ayak kasları ise, uzun tendonları aracılığıyla ayak hareketlerini ortaya

çıkarmak ve pasif alt sistem içindeki yapıları kontrol etmek için ayak kor sisteminin global hareket ettiricileri olarak işlev görür (14).

Ayak Kasları

İnsan ayağı ile ilişkili 32 kas vardır. Bu kaslardan 13 tanesi ayağın ekstrinsik kaslarıdır ve ayağın dışından orijin alır. Bu kaslar ayak bileği eklemi üzerinde hareket ederek ayağın konumlandırılmasına yardımcı olur. Diğer 19 kas, ayağın intrinsik kasları olarak adlandırılır ve sadece ayak içinde hareketi gerçekleştirir. Bu kaslara, ayağın mekanik vektörlerini yöneten plantar fasya yardımcı olur. Ayağın kasları, duruşu ve ayağın şeklini etkiler, aynı zamanda kas gerginliğini sadece yere değil, aynı zamanda tüm vücut sistemine de iletme yeteneği sağlar (33, 46, 47).

Ayak İntrinsik Kasları

Ayak dorsumunda iki intrinsik kas yer almaktadır. Bunlardan biri olan ekstansör hallusis brevis kasının görevi başparmağın ekstansiyonuna yardımcı olmaktır. Diğeri olan ekstansör digitorium brevis kası ise geriye kalan dört parmağın ekstansiyon hareketine yardım eder. Bu iki kas da peroneus profundus siniri tarafında inerve edilir (48).

Ayağın plantar yüzündeki kaslar ise dört tabaka şeklinde incelenmektedir:

Birinci tabakada yer alan abduktor hallusis (AH) kası baş parmağa abduksiyon ve fleksiyon yaptırmakla görevlidir. Bu tabakada yer alan fleksör digitorum brevis kası ise 2-5. parmaklara fleksiyon yaptırır. Bu iki kas medial plantar sinir tarafından inerve edilmektedir. Bu tabakada yer alıp lateral plantar sinir tarafından inerve edilen abduktor digiti minimi kası ise 5. parmağın abduksiyonundan sorumludur (25, 48) (Şekil 2.4).

İkinci tabakada yer alan kuadratus planta kası iki başlı bir kastır. Görevi 2-5. parmakların fleksiyonuna yardım etmektir. Bu tabakada yer alan lumbrikal kasların görevi ise 2-5. parmakların proksimal falankslarına fleksiyon, orta ve distal falankslara ekstansiyon yaptırmaktır (27, 48) (Şekil.2.4).

Üçüncü tabakada ise üç tane kas yer almaktadır. Bu tabakada yer alan fleksör hallusis brevis kası iki başlı bir kastır. Her iki başının içinde birer sesamoid kemik

bulunur. Sesamoidler birinci metatarsofalangeal eklemin yeterli dorsifleksiyon yapabilmesi için kaldıraç görevi görürler. Görevi başparmağın proksimal falanksına fleksiyon yaptırmaktır. Bu tabakada yer alan diğer bir kas adduktor hallusis kasıdır. İki parçadan oluşmaktadır. Görevi başparmağa adduksiyon yaptırmaktır. Üçüncü tabakada yer alan fleksör digiti minimi brevis kasının görevi beşinci parmağın proksimal falanksına fleksiyon yaptırmaktır (25, 27, 48) (Şekil 2.4).

Dördüncü tabakada plantar ve dorsal interosseal kaslar bulunmaktadır. Plantar interosseal kaslar parmaklara adduksiyon yaptırırken dorsal interosseal kaslar ise parmaklara abduksiyon yaptırır. Bu kaslar lateral interosseal sinir tarafından inerve edilmektedir (25, 27, 48) (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Ayak intrinsik kasları; 1- Abdüktör hallusis, 2- Fleksör digitorum brevis, 3- Abdüktör digiti minimi, 4- Quadratus plantae, 5- Lumbrical, 6- Fleksör digiti minimi, 7- Addüktör hallusis oblique, 8-Transverse, 9-Fleksör hallusis brevis, 10- Plantar interossei, Dorsal interossei, 11- Ekstansör digitorum brevis (14).

Ayak Ekstrinsik Kasları

Ayağın aktif hareketi ekstrinsik kaslar tarafından kontrol edilir. Bacağın posterior bölgesinin yüzeyelinde yer alan, ayak bileğinin en güçlü plantar fleksörü olan gastroknemius kası ve soleus kasının tendonu ile birlikte aşil tendonu olarak *tuber calcanei'*de sonlanır. Bacağın arka bölgesinin derin grup kasları ise tibialis posterior, fleksör digitorium longus ve fleksör hallusis longus kaslarıdır. Tibialis posterior kası ayağa plantar fleksiyon ve inversiyon yaptırırken MLA'yı da destekler. Ayrıca ayağın medial stabilizasyonunda da önemli görevi vardır. Parmakların fleksiyonundan sorumlu olan fleksör digitorium longus ve fleksör hallusis longus kasları, yürüme sırasında ayak ucundaki fleksiyonu kontrol ederler. Bacağın arka bölgesinde bulunan bu kasların siniri *n. tibialis*'dir (23, 25, 27, 47, 48).

Bacağın lateral bölgesinde ise peroneus (fibularis) longus (PL) ve fibularis (peroneus) brevis olmak üzere iki adet kas bulunur. Bu kaslar fibuladan başlar. Kasların tendonu ayağın dış tarafına doğru ilerler. Fibularis (peroneus) brevis kası 5. metatarsta sonlanırken fibularis longus kasının tendonu ayağın altına doğru ilerler ve birinci metatars ile birinci kuneiform kemikte sonlanır. Bu kasların görevi ayağa eversiyon ve fleksiyon yaptırmaktır. Ayrıca ayak longitudinal arkların korunmasında da önemlidir. Kasların siniri *n. peroneus superficialis*'tir (23, 25, 27, 47, 48).

Tibialis anterior (TA), ekstansor hallusis longus, ekstansor digitorum longus ve fibularis (peroneus) tertius kasları bacağın ön bölgesinde yer alan ayak ekstrinsik kaslarıdır. Bu kasların inervasyonu peroneus profundus siniri tarafından sağlanır. Bu kaslar tibia, fibula ve *membrana interossea cruris*'in ön yüzünden ve kaslar arasında bulunan fasyalardan başlar ve ayağa geçtikten sonra ayak bilek kemiklerinde, ayak tarak kemiklerinde veya ayak parmak kemiklerinde sonlanırlar. Bu kaslar genellikle ayağa ekstansiyon yaptırırlar. Bu kaslar yürümenin sallanma fazı sırasında ayağa dorsifleksiyon yaptırır ve sallanma fazının sonunda ayak bileğinin kontrollü bir şekilde plantar fleksionunu sağlar. Ayrıca tibialis anterior kası tibialis posterior kası ile birlikte MLA'yı destekler (23, 25, 27, 47, 48).

Nöral Alt Sistem

Ayak kor sisteminin nöral alt sistemini özellikle plantar fasyada yer alan ligamentöz reseptörler, plantar kutaneöz reseptörler ve muskulotendinöz reseptörler

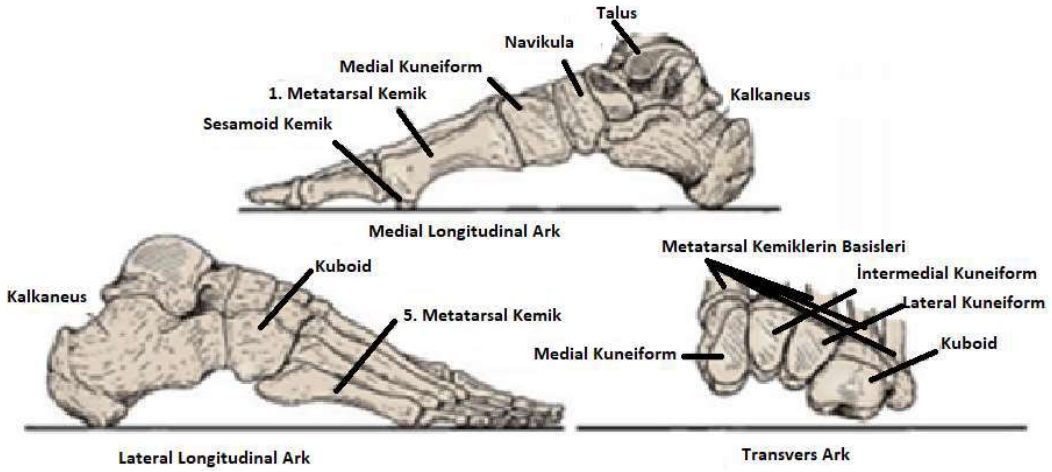
oluşturur. Bu yapılardan elde edilen geniş proprioseptif bilgi somatosensorial fonksiyon için çok önemlidir (14, 49, 50). Son zamanlarda ayak intrinsik kaslarının ayak propriyosepsiyon duyusu ve MLA üzerindeki önemi gösterilmiştir (51). Bu kaslarda yoğunlaşan reseptörler kas uzunluğu, eklem pozisyonu ve hareket hızındaki değişiklikler hakkında duyusal geri bildirim sağlayarak ayak ve ayak bileği propriosepsiyonuna önemli ölçüde katkıda bulunurlar. Bu bilgi merkezi sinir sistemi tarafından hareketi planlama ve yürütmede kullanılır (52). Pasif alt sistemin elemanlarında bulunan duyu reseptörlerinin aksine intrinsik kaslarda bulunan duyu reseptörleri eğitilebilmektedir. Ayak kor sistemini oluşturan yapılar arasındaki kompleks uyum, ayak postürünün ve dengenin korunmasını, yürüyüş sırasında doğru kinematiğin oluşmasını sağlar (14, 18).

Ayak kor sistemi tarafından desteklenen ayağın fonksiyonel yapısı incelendiğinde ayak arkları tarafından oluşturulmuş bir yarım kubbede birleştiği öne sürülmüştür (14, 16, 17).

2.1.2. Ayak Arkları

Ayak arkları, ayağın ön kısmı ile arka kısmı arasında dinamik bir bağlantı oluşturur. Vücut ağırlığı tibiadan talusa iletilir. Talustan arka tarafta kalkaneus önde birinci ve beşinci metatarsal kemiklerin başı ile yere aktarılır. Baş parmağın sesamoid kemiklerine ve ikinci metatarsal kemiğin başına iletilen ağırlık, lateralde üçüncü-beşinci metatarsal kemiklerin başları arasında dağıtılır. Vücut ağırlığı ile hafif düzleşen ağırlık ortadan kalktığında tekrar eski formuna dönen elastik arklar, bu ağırlığın uygun şekilde dağıtılmasını sağlar (18).

Ayak, ligamentlerle desteklenen eklemlerle birleştirilmiş, çok sayıda kemikten oluşması sayesinde her türlü yüzey temasında şekil değiştirebilen ve kuvvetin büyük kısmını absorbe edebilen bir yapıya sahiptir. Sağlıklı bir ayakta, ayak kemikleri ve eklemlerinin yapısı, ligamentlerin pasif desteği, intrinsik ve ekstrinsik ayak kaslarının aktif desteği sayesinde devamlılığını koruyan ikisi longitudinal, biri transvers üç ark bulunur. Arklar vücut ağırlığını, ayak iskeleti üzerine dağıtırlar ve yürüme, sıçrama, koşma esnasında sıçrama tahtası görevi görürler (23, 27) (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Ayak arkları (53).

Transvers Ark

Kuboid kemik, kuneiform kemikler ve metatarsal kemiklerin basislerinin katılımı ile oluşur. Kemiklerin plantar yüzdeki kenarları plantar bağlar ile ayağın ön tarafındaki plantar kasların origoları tarafından birbirine zımbalama tarzında bağlanır. Arkın korunmasında interosseöz bağlar ve kaslar ile peroneus longus kasıın tendonu ve adduktor hallusis kası rol oynar (23, 27).

Lateral Longitudinal Ark

Medial arktan daha alçaktır ve ayakta dururken yere yaslanarak ağırlık aktarımında statik destek sağlar. Arkadan öne kalkaneus, kuboid kemik, 4 ve 5. metatarsal kemiklerin katılımı ile oluşur. Arkın tepesini kuboid kemik oluşturur (54, 55).

Korunmasında, alttan plantare longum, plantare kalkaneokuboid ligamentler, peroneus longus kasının tendonu, yukarıdan peroneus brevis ve tertius kaslarının tendonları rol oynar. Aponeurosis plantaris, abduktor digiti minimi kası, fleksör digitorum longus ve brevis kaslarının lateral bölümleri de arkı alttan destekler (23, 27) (Şekil 2.6).

Medial Longitudinal Ark

Arklar arasında en belirgin olan arktır. Kalkaneusun posteromedial kısmından başlayan MLA'ın oluşumuna talus, naviküla, 3 kuneiform ve ilk 3 metatarsal kemik

katılır. Arkın tepesini naviküla kemiği oluşturur. Subtalar eklemin pronasyon ve supinasyonu sırasında MLA yüksekliği değişerek ayağın topuk vuruşu ile taban teması sırasında esnek, orta duruş ile itme fazında ise rijit bir kaldıraca dönmesine yardım eder (54-56). Bu arkın korunmasında en önemli ligamentöz yapı aponeurosis plantaristir. Spring ligament de bu arka destek olan bir diğer önemli bağdır. Ark aktif olarak ayak intrinsik kaslarının yanında tibialis anterior, tibialis posterior, fleksör hallusis longus ve peroneus longus kasları tarafından desteklenmektedir. Bu arkın yüksekliğinin artmasına pes kavus, çökmesine ise pes planus denir (16, 27).

Ayak postüründe oluşan bu yapısal değişimler ayak üzerine binen yüklerin yere aktarılmasında farklılıklara sebep olmaktadır. Biyomekanik yönden ayak ve ayak bileği incelendiğinde alt ekstremitenin daha üst segmentleriyle direkt ilişkilidir. Bu yüzden ayak üzerinde yük aktarımındaki değişimler alt ekstremitenin daha üst segmentlerini direkt olarak etkilemektedir (18).

2.1.3. Ayak ve Ayak Bileğinin Biyomekanik Özellikleri

Ayak ve ayak bileği, vücudu yere bağlayan, dinamik bir yapıdır. Alt ekstremitenin en distal parçası olan ayak, vücudu yere bağlayan dinamik bir yapı olması nedeniyle dengenin sağlanması, şokların absorbe edilmesi, hareket sırasında mobil adaptasyon sağlanması, hipermobil durumlarda alt ekstremite ve vücuda stabilizasyon sağlanması gibi görevleri yerine getirir (33, 57).

Ayak-ayak bileğinin optimal fonksiyonu ve biyomekaniksel düzgünlüğü 5 farklı mekanizmanın senkronize çalışması ile mümkündür. Bunlar sırasıyla; superior tibiofibular eklem mekanizması, talokrural eklem bağlantı mekanizması, ayağın distal yarısı ile alt ekstremite arasındaki tarsal mekanizma, tarsometatarsal mekanizma ve metatarsofalangeal mekanizmadır (58). Tüm bu mekanizmalar, ağırlık taşıma sırasında önemli görevler üstlenirler (59). Özellikle subtalar eklem ve midtarsal eklem fonksiyonel olarak hem statik hem de dinamik durumlarda ayağın görevlerini doğru bir şekilde yapmasını sağlar (60).

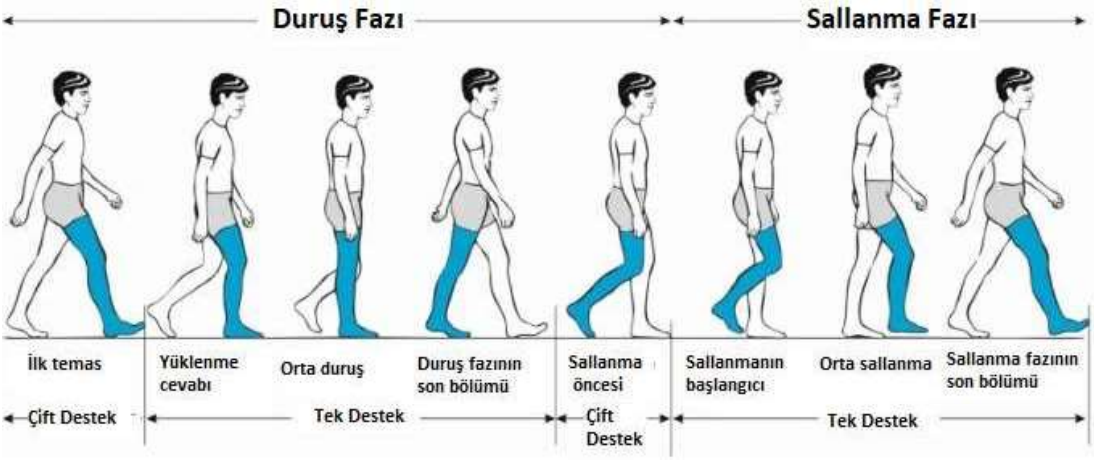
Yürüyüş sırasında bu yapıların doğru bir şekilde entegrasyonu sayesinde ayak; duruş fazının ilk yarısında her türden zemine uyum sağlayabilmek için esnek, duruş fazının ikinci yarısında ve özellikle itme fazında ise kaldıraç görevi görebilmek için rijit bir yapıda olmalıdır (21, 33, 61). Aynı şekilde bu komponentlerden herhangi

birinde meydana gelebilecek patolojik bir durum, tüm alt ekstremite ve daha üst eklemlerin yapı ve işlevini olumsuz etkilemekte, kompansatuar hareket paternlerine yol açmakta ve yaralanma risklerini artırmaktadır (46, 58, 62).

2.1.4. Ayak ve Yürüyüş

Sağlıklı bir yürüyüş için özellikle kas iskelet sistemi ve sinir sisteminin uyum içerisinde çalışması gerekir. Leonardo Da Vinci kompleks yapıda olan ayak için "İnsan ayağı bir mühendislik harikası ve bir sanat eseridir" sözlerini söylemiştir (21, 33, 61).

Yürüyüş vücudun ağırlık merkezinin sagital düzlemde öne doğru yer değiştirmesine neden olan gövdenin ve ekstremitelerin ritmik resiprokal hareketler serisi olarak tanımlanmaktadır (21, 63, 64). Yürüme periyodu ise aynı alt ekstremitenin iki topuk vuruşu arasında geçen zaman olarak değerlendirilir. Her yürüme periyodu duruş ve sallanma olmak üzere iki fazda incelenir. Yetişkinlerde yürüme döngüsünün %40'ını sallanma fazı, %60'ını duruş fazı oluşturur. Sallanma fazı ekstremitenin havada olduğu ve öne atıldığı dönemi, duruş fazı ise ekstremitenin yerle temas ettiği dönemi tanımlar. Yürüme destek noktaları bakımından incelendiğinde ise çift destek ve tek destek fazı olarak iki evreye ayrılır. Çift destek evresi duruş fazının başlangıcında ve sonunda her iki alt ekstremitenin yerle temas halinde olduğu evredir. Tek destek evresinde ise sadece tek ayak yerle temas halindedir. Normal yürüme hızında yürüme periyodunun %25'i çift destek periyodudur. Yürüyüş hızı arttıkça çift destek evresi azalır ve koşu sırasında ortadan kalkar (21, 63, 64). Yürümede meydana gelen olayları incelemek için iki tip terminoloji kullanılmaktadır. Klasik terminolojide duruş fazı; topuk teması, taban teması, orta duruş, itme fazı parmak kalkışı olmak üzere 5 bölümde incelenirken, sallanma fazı ise hızlanma, orta sallanma ve yavaşlama alt fazlarını içermektedir. (21, 63, 64). *Ronchos Los Amigos* (RLA) terminolojisine göre ise duruş fazı; ilk temas, yüklenme cevabı, orta duruş, duruş fazının son bölümü ve sallanma öncesi evrelerinden oluşurken, sallama fazı ise sallanmanın başlangıcı, orta sallanma ve sallanma fazının son bölümü safhalarından oluşmaktadır (65) (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Normal yürüyüş döngüsünün fazları (66).

Ayakla ilgili hareket bozukluklarını inceleyen çalışmalar genellikle subtalar ekleme odaklanırlar. Bu durum, yürüyüşün destek fazında, subtalar eklemin bacakta ortaya çıkan rotasyonları ayağa aktarması ile ilgilidir (67). Yürüyüşte ayağın üç önemli fonksiyonu; etki eden kuvvetleri absorbe etmek, dengeyi sürdürmek ve itmeyi sağlayan kuvvetleri iletmektir. Duruş fazının başlarında ilk temasta üretilen enerji ayak ve ayak bileği kompleksi tarafından absorbe edilerek yüklenme sırasında proksimal yapılara aktarılan kuvvetler azaltılırken aynı zamanda zemin koşullarına adaptasyon sağlanır. Duruş fazının sonlarında ise ayak, alt ekstremite kasları tarafından üretilen itme kuvvetini yere aktarır. Bu fonksiyonların normal olarak sürdürülmesi ayağın farklı yapılarının entegrasyonu sayesinde gerçekleşir (43). Bu sürecin en önemli unsuru subtalar ve midtarsal eklemin birlikte hareketidir. Yürüyüş sırasında subtalar eklemin yük taşımada pronasyonu ile midtarsal eklemin esnek hale gelmesi, itme fazında supinasyonu ile midtarsal eklemin rijit hale gelmesi gerekir (68). Subtalar eklem pronasyonu ile kalkaneoküboid ve talonavikülar eklemlerin eksenleri birbirine paralel hale gelir ve midtarsal eklem fleksible hale gelir. Subtalar eklem supinasyona geldiğinde ise bu eklemlerin eksenlerinin paralelliği bozulur ve midtarsal eklem de rijit hale gelir. Yürüyüşün itme fazı sırasında subtalar eklem inversiyonda kalır midtarsal eklem kilitlidir ve ayak rijit bir kaldıraca dönüşmüştür (69).

Yürüyüşte meydana gelen değişiklikler farklı yöntemler kullanılarak analiz edilebilir (70).

Gözleme Dayalı Analiz

Değerlendiren uzmanın gözlem yeteneğine bağlı analizdir. Ayrıca farklı düzlemlerdeki hareketleri değerlendirebilmek için video ve görüntü gibi dijital verilerden destek alınabilir. Belli bir mesafede yapılan yürüme sırasındaki her eklem dikkatli bir şekilde gözlenmelidir (71).

Kinetik Analiz

Vücudun ağırlık merkezinin yer değiştirerek hareketlerin ortaya çıkmasına neden olan kuvvetleri değerlendirme yöntemidir. Bunlardan internal kuvvetler kasların oluşturduğu, eksternal kuvvetler ise yer çekimi etkisiyle ortaya çıkan kuvvetlerdir. Kinetik analizde yer reaksiyon kuvveti değerlendirilebilir. Yer reaksiyon kuvveti vektörü, ayağın kuvvet platformuna uyguladığı toplam kuvvetin ölçülmesiyle elde edilir (71).

Kinematik Analiz

Yürüme sırasında elde edilen açısal değerlerin analiz edilmesidir. Bu analiz yöntemi farklı düzlemlerde yürüme sırasındaki eklem açılarını, ekstremitelerin hareket hızları ve ivmelerini inceler. Vücudun belli noktalarına yerleştirilen *marker*lar ve kameralar sayesinde 3 boyutlu görüntüler üzerinden açısal hesaplamalar yapılır (71).

Dinamik Pedobarografik Analiz

Yürüyüş sırasında ve ayakta dururken ayak tabanındaki basınç dağılımının incelenmesidir. Dinamik pedobarografik analiz yönteminde yürüme sırasında ayağın farklı bölgelerinden alınan basınç ölçümleri değerleri analiz edilmektedir (70).

Yürüyüşün Zaman-Mesafe Parametreleri Analiz Sistemleri

Kişilerin zamana ve mesafeye bağlı yürüyüş parametrelerinin normal değerlerle karşılaştırarak analiz edildiği sistemlerdir (72).

Adım Genişliği: Yürüme sırasında iki ayağın arasındaki mesafe olarak adım tanımlanır (73). Normal değeri erkeklerde ortalama 8.1 cm, kadınlarda 7.1 cm kadardır (74). Dengenin bozulduğu durumlarda destek yüzeyini artırmak için adım genişliği artabilir (64).

Yürüyüş Hızı (H): Belli bir zaman diliminde alınan mesafedir (75). Normal değeri; ortalama kadınlarda 1.31 m/sn, erkeklerde 1.54 m / sn'dir (74).

Tempo: Bir dakika içeresinde atılan adım sayısı olarak tanımlanmaktadır. Yetişkinlerde ortalama tempo 90-120 adım/dk arasında değişmektedir (74).

Adım Uzunluğu: Yürüme sırasında bir ayağın topuğunun yere ilk temas ettiği nokta ile diğer ayağın yere ilk temas ettiği nokta arasındaki mesafedir. Ölçüm alınırken tek tarafın izdüşümü alınarak hesaplanır. Normal değeri kadınlarda ortalama 66 cm, erkeklerde ise 79 cm'dir (74).

Çift Adım Uzunluğu (ÇAU): Aynı ayağın iki topuk vuruşu arasındaki mesafedir. Normal değeri erkeklerde ortalama 158 cm, kadınlarda ise 132 cm'dir. (74).

Yürüyüşün Simetri İndeksi (YSİ): Yürüyüş sırasında sağ ve sol tarafın birbiriyle olan simetri değeridir. Elde edilen değerler; %0 – 100 arasındadır. %100'e yakın olması simetriyi göstermektedir (75).

Ayağın yapısal ve fonksiyonel yapısındaki değişiklikler, bütün alt ekstremitenin hatta bütün vücudun biyomekanik yapısını etkilemektedir. Bu dizilim bozukluğuna bağlı olarak yürümenin zaman-mesafe parametreleri de etkilenmektedir (76, 77).

Dinamik Elektromyografik Analiz

Yürümenin istenilen fazı sırasında etkili olan kasların kassal aktivasyonlarının elektromyografik olarak değerlendirildiği bir yöntemdir (78). Elde edilen değerler normalizasyon işleminden sonra kas aktivasyon yüzdesi olarak incelenebilir. Elektromyografi (EMG) ile kasın aktivasyon zamanı, yorgunluğu ve kuvveti araştırılabilir (75).

Yüzeyel Elektromiyografi

Elektromiyografi, kas fibrillerinin membranında meydana gelen fizyolojik değişikliklerin oluşturduğu elektriksel farklılıkları voltaj olarak kaydedip sinyallere dönüştüren bir tekniktir (79, 80). Klinik (Diyagnostik) tip EMG ve kinezyolojik tip

EMG olmak üzere iki çeşit EMG vardır. Klinik tip EMG daha çok nöromusküler problemlerin teşhisinde kullanılır. Klinik tip EMG motor ünite aksiyon potansiyeli süresi ve amplitüd verilerini elde etmek için nörologlar ve fiziyatristler tarafından tercih edilmektedir. Kinezyolojik tip EMG ise hareket esnasında kas fonksiyonlarının elektriksel aktivitesini inceler. Kinezyolojik EMG, hareket esnasında kasın elektriksel aktivitesinin büyüklüğünü ve zamanlama paternini diğer kaslarla ilişkili olarak gösterebilir (81, 82).

Yüzeyel elektromiyografi (yEMG), deri yüzeyinden elde edilen sinyallerle genel kas aktivasyonu hakkında bilgi veren ağrısız, basit ve sık kullanılan bir tekniktir. Yüzeyel EMG ile elde edilen verilerin analiz için yEMG cihazı ile uyumlu bilgisayar ortamında işlenmesi gereklidir (79, 80, 83, 84).

Yüzeyel EMG sinyalleri genel olarak kas kontraksiyonu sırasında aktif olan motor ünite aksiyon potansiyelinin düzenli olarak kaydedilmesiyle elde edilir. Depolarizasyon ve repolarizasyon süreçlerinde oluşan kas fibrili zarındaki aksiyon potansiyellerine dayanır. Yüzeyel EMG nöromüsküler sistem ile ilgili patolojik durumların saptanmasında veya çeşitli çalışmalarda kullanılabilir (85, 86).

SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles), yEMG çalışmalarını geliştirmek için Avrupa komisyonu tarafından finanse edilerek kurulmuştur. SENIAM'ın amacı uluslararası iş birliğini geliştirmek ve yEMG için genel kabul görmüş standartlar oluşturmaktır (87).

Yüzeyel EMG'de kullanılan elektrotların amacı iyonik biyoelektronik akımı elektron akımına çevirerek EMG sinyalinin monitöre aktarımını sağlamaktır.

Yüzeyel Elektrotların Avantajları;

- Yüzeyel elektrotlar ile maksimum istemli kontraksiyon esnasında kastan gelen miyoelektrik sinyalleri başarılı bir şekilde tespit edilebilir.
- Yüzeyel elektrotlar iğne elektrotlara oranla kullanması daha pratiktir.
- Yüzeyel EMG' de yapılan ölçümler kolaylıkla tekrarlanabilir.
- Yüzeyel elektrotlarda ağrı ve acı söz konusu değildir.
- Yüzeyel EMG uygulaması, invaziv bir uygulama olmadığı için tıp uzmanı zorunluluğu yoktur.

Yüzeyel Elektrotların Dezavantajları;

- Sadece yüzeyel kaslarda kullanılabilir.
- Yan sesten etkilenme riski yüksektir.
- Literatürde standart elektrot yerleşim yerleri netleşmemiştir.
- Uygulanan kişide hareketi kısıtlayabilir.
- Dinamik kassal aktiviteleri kaydetmede limitasyonlar mevcuttur (80, 84, 85, 88, 89).

Yüzeyel EMG ölçümlerinde EMG sinyallerinin net olabilmesi için ölçüm öncesinde, deri uygun şekilde hazırlanmalı, uygun elektrot seçilmeli, elektrotlar doğru yerleştirilmeli, gürültüsüz bir ölçüm ortam oluşturulmalı, amplifikatörün giriş empedansı ayarlanmalıdır (89).

Yüzeyel EMG Normalizasyon İşlemi

Yüzeyel EMG verilerinde bireyler arasındaki kassal aktivasyon düzeylerini karşılaştırmak için normalizasyon işlemi yapılmalıdır. Yüzeyel EMG sinyalleriyle elde edilen verilerin anlamlı olabilmesi için bir referans noktası ile kıyaslanması gerekmektedir (90, 91). Normalizasyon işlemi için fonksiyon sırasındaki kas aktivasyonu ölçümünün tüm aktivite boyunca elde edilen maksimum değere, ortalama değere ya da ayrı bir ölçüm yöntemiyle elde edilen maksimum istemli izometrik kontraksiyon (MVIC) değerine göre yapılan birçok çalışma bulunmaktadır. Bu teknikler içinde en fazla tercih edilen yöntem MVIC değeri referans alınan normalizasyon tekniğidir. Bu yöntem genellikle izometrik ve izokinetik kas kasılmalarında tercih edilirken dinamik kas hareketlerinde pik değer ya da ortalama dinamik değer bulunarak uygulanır. MVIC normalizasyon tekniği için standardize edilmiş pozisyonda izometrik kontraksiyon verisi alınmalıdır. Özetle MVIC normalizasyonu tekniğinin amacı farklı kişilerden alınan ve birçok faktörler tarafından etkilenebilen yEMG verilerini karşılaştırılabilir bir forma kavuşturmaktır. MVIC normalizasyonu olarak adlandırılan bu teknikte, belirlenen bir kasın belli bir fonksiyon sırasındaki kas aktivasyonunun MVIC değerinin yüzdelik olarak oranı hesaplanmaktadır (92).

Yürüyüşün farklı fazlarında ayakta farklı kasların aktivasyon gösterdiği belirlenmiştir (93). Normal ayak yapısına sahip bir kişide doğal yürüme döngüsündeki kasların kas aktiviteleri Tablo 2.1 de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Yürüme döngüsünde kas aktiviteleri (78).

		Erektör spina	Gluteus med-min	Gluteus maksimus	İliopsoas	Hamstring	Kalça add	Quadriceps	Gastrosoleus	Ayak bileği DF
Duruş Fazı	İlk temas	E	E	İ				E		E
	Yüklenme	E	E	İ		E	K	K		E
Karşı ayak sallanmaya başlar			İ							
	Orta duruş		İ							
	Duruş fazı sonu		K		E				E	
Karşı ayak yer ile buluşur	Sallanma öncesi	E						K	E	
Sallanma Fazı	Sallanma başı				E		K	K	K	K
	Sallanma ortası									İ
	Sallanma sonu					E	E			İ

E: Eksentrik, K: Konsentrik, İ: İzometrik

Farklı ayak postürüne sahip kişilerde dinamik aktiviteler sırasında ayak ve ayak bileği çevresindeki kassal aktivasyonlarında farklılıklar tespit edilmiştir. Pes planuslu bireylerde normal kişilere oranla yürüme sırasındaki ayak ekstrinsik kasların kassal aktivasyonları incelendiğinde yürüyüşün duruş fazında TA kas aktivitesinin daha fazla olduğu, peroneal kaslar, soleus ve gastrokinemius kas aktivitesinin daha düşük olduğu bulunmuştur. İntrinsik kaslar üzerine odaklanıldığında ise yürüyüşün duruş fazı sırasında AH kasının kas aktivasyonunda azalma olduğu gözlenmiştir (6, 77, 94-97).

2.1.5. Ayak ve Denge

Denge; oturma, ayakta durma ya da yürüme gibi pozisyonlarda vücudun ağırlık merkezinin destek yüzeyinin olması gereken sınırları içerisinde kalabilmesidir. Denge için çok yönlü duyu-motor ve biyomekanik bileşenlerin kompleks bir ilişkisi vardır (98). Denge kontrol vestibular, görsel ve somatosensorial duyulardan gelen *feedback* mekanizması ve koordineli çalışan nöromuskuler yapılardan oluşan *feedforward* mekanizması sayesinde sağlanır (99). Dengenin sağlanmasında ayak ve ayak bileğinde bulunan reseptörlerden edinilen bilgiler önemli rol oynar. Ayakta dik duruşun korunmasında yer çekimi kaynaklı dengeyi bozan kuvvetlere karşı ayaklarla yere karşı kuvvet uygulanır (100).

Ayakta dururken vücut dengesini kontrol eden alt ekstremite kinematik zinciri ayak, ayak bileği, diz ve kalça eklemleri oluşur. En distal noktada bulunan ayak bu kinematik zincirin destek tabanını oluşturur (101).

Ayakta dik postürün sağlanması için duyusal girdilerle birlikte ayak kasları önemli rol oynar. Ayağın intrinsik ve ekstrinsik kaslarının postüral kontrolün sağlanmasında etkin rol oynadığı bildirilmektedir. Ayak intrinsik kaslarının ayak postürü üzerindeki etkisi de dikkate alındığında, bu kaslarda ortaya çıkan bozukluklar ayak postürünü etkilemekle birlikte postüral kontrolün de etkilenmesi kaçınılmazdır. Bu sebeple pes planus gibi ayaktaki postüral değişimler statik ve dinamik postüral stabiliteyi etkiler (101-103).

Denge statik ve dinamik olmak üzere iki kısımda incelenir:

Statik Denge: Hareketsiz durma sırasında postüral salınımın kontrol edilmesi olarak açıklanabilir. Ayakta statik dengeyi sağlamak için sakral ikinci vertebra seviyesinde olana vücudun ağırlık merkezinin destek yüzeyi içerisinde olması gerekmektedir. Ayakta dik durma pozisyonundaki statik dengenin sağlanabilmesi için yalnızca ayak bileği çevresindeki kasların aktif olması yeterlidir (104).

Dinamik Denge: Hareket ederken oluşan postüral değişikliklerin önceden algılanabilmesi ve denge tekrar sağlanması için uygun cevapların verilebilmesi olarak tanımlanmaktadır (105). Yani hareket esnasında dengenin sürdürülmesi yeteneğidir (106). Dinamik dengede hem destek yüzeyi hem de ağırlık merkezi hareketlidir (104).

Denge performansı bilgisayar destekli denge cihazları, izokinetik sistemler dinamik postürografi gibi cihazlarla objektif olarak değerlendirilebilmektedir (107, 108). Ancak bu cihazlar maliyet ve taşınabilirlik açısından dezavantajlıdır. Bu sebeple klinik ortamda denge performansını ölçebilmek için geliştirilmiş güvenilir denge ölçekleri ve testler bulunmaktadır. Tinetti Denge ve Yürüme testi, Berg denge testi, Y denge testi bunlara örnek olarak verilebilir. Bu testlerden hangisinin seçileceği ise çalışmaya alınan bireylerin karakteristiği, zaman ve mekân şartlarına bağlıdır (108, 109).

2.1.6. Ayak ve Performans

Performans terimi için fiziksel eforlara uyabilme ve uygun cevap oluşturabilme denebilir (110). Genellikle sporda kullanılan bu terim bir fonksiyonun belli kurallar içerisinde yapılmasını tanımlar. Performans testleri ise genelde spor alanlarında performans ve özel becerileri test etmek için kullanılan özel testler olarak tanımlanmaktadır (111). Alt ekstremite performansını değerlendiren performans testleri, spor performansının yansıra ileri düzey aktiviteleri gerçekleştirebilme yeteneği hakkında da bilgi verir (112). Performans testleri dayanıklılık, çeviklik, hız ve güç gibi parametreleri içerir. Bu testler, yaralanma potansiyelini azaltmak, yaralanma varsa geri dönüş süresini belirlemek, tekrar yaralanmayı engellemek, performans taraması yapmak, performansı artırarak yaşam kalitesini yükseltmek gibi amaçlarla yapılmaktadır. Fakat performans testleri yapılırken görülen kompansasyonlar farklı sonuçlara neden olabilmektedir. Onun için her performans testi doğru pozisyonda eşit şartlarda yapılmalıdır (111).

Bilimsel çalışmalar, kuadriseps femoris, gluteus maksimus ve triceps surae gibi alt ekstremitedeki ana ekstansör kasları çalıştırmanın atletik performansı büyük ölçüde etkileyebileceği gerçeğini desteklemektedir (113, 114). Bu kaslar, sprint ve sıçrama gibi atletik fonksiyonlar sırasında ayak bileği, diz ve kalçanın üçlü uzamasında yer alır (115). Araştırmacılar güçlü parmak fleksör kaslarının daha zayıf parmak fleksör kaslarına oranla büyük bacak ekstansör kaslarında oluşan enerjiyi yere daha etkili bir şekilde ileteceğini savunmaktadır (116).

Ayak yapısında ve biyomekaniğinde ortaya çıkan bozukluklar alt ekstremite kinematik zincirini de olumsuz olarak etkilemektedir. Pes planusta görülen MLA düzleşmesi, artan ayak pronasyonu, azalmış plantar fleksiyon kas kuvveti ayağın medial tarafında plantar basıncın artmasına neden olmaktadır (102). Plantar basınçtaki bu değişim kinetik zincir yoluyla bütün vücut segmentelerindeki dizilimi ve yüklenmeyi değiştirerek kişinin fonksiyonel performansını olumsuz olarak etkilemektedir (117, 118).

Dikey Sıçrama

Ağırlık merkezinin vertikal olarak hızlanması sırasında herhangi bir dış kuvvet olmadan yukarı çıkabilme fonksiyonu olarak tanımlanmaktadır. Dikey sıçrama

performansındaki en genel ölçüm yüksekliktir. Dikey sıçrama performansındaki amaç zeminden ayrılarak maksimum yüksekliğe ulaşmaktır. Dikey sıçrama yüksekliği birçok spor dalında kullanılan, alt ekstremite kuvveti, nöromüsküler yorgunluk ve sıçrama performansı hakkında bilgi veren bir değerlendirme yöntemidir (119). Sıçrama performansında nöromuskuler sistemin dahil olduğu fizyolojik bir süreç ve biyomekaniksel şartlar etkilidir (120).

Pes planuslu kişilerde dikey sıçrama sırasında normal ayak yapısına sahip kişilere göre plantar basınç ve kinematikte (ayak bileği ve diz açısı) önemli biyomekanik farklılıklar saptanmıştır (121). Ayak-ayak bileği, diz, kalça eklemleri ve gövde kaslarını içeren dikey sıçrama sırasında nöromüsküler koordinasyon gereklidir. Ayak-ayak bileği çevresindeki kasların sıçrama fonksiyonundaki itme gücü ile yakından ilişkili olduğu bilinmektedir. Pes planusun ayak plantar fleksör ve dorsifleksör kas kuvveti değerlerini ve buna bağlı olarak da sıçrama yüksekliklerini etkilediğini gösterilmiştir (122). Ayrıca jimnastikçiler üzerinde yapılan bir çalışmada pes planuslularda dikey sıçrama sırasında gastroknemius medialis ve soleus kaslarının aktivasyonunun normal ark yapısına göre daha düşük olduğu saptanmıştır (123).

2.2. Pes Planus

Pes planus, MLA'nın yüksekliğini kaybetmesi olarak tanımlanır ve farklı ırktaki popülasyonlarda %10-25 arasında değişen görülme sıklığına sahiptir (18). Ülkemizde yapılan bir çalışmada ise sağlıklı adölesan çağındaki erkeklerde %0.69 oranında pes planus tespit edilmiştir (124).

Pes planus olan kişilerde ayakta duruş ve yürüyüş sırasında ayağın aşırı pronasyona gelmesi ciddi bir problem yaratmaktadır. Pes planusta aşırı ayak pronasyonu ile ayak medialinde artmış yüklenme, subtalar eklemin proksimalinde ve distalinde patolojik değişikliklere sebep olur. Bu bireylerde ortaya çıkan klinik belirtiler çok hafif olabileceği gibi ciddi mekanik ve fonksiyonel etkilenimler de görülebilir (125). Pes planus ile birlikte halluks valgus, plantar fasiit, tibialis posterior disfonksiyonu, tarsal tünel sendromu ve patellofemoral ağrı sendromu gibi sorunlar görülebilmektedir (13).

Medial longitudinal arkı destekleyen pasif yapıların uzaması nedeniyle tibialis posterior kası ve intrinsik kasların arkı desteklemek için aktivasyonunu artırması bu

yapılarda yorgunluğa ve aşırı kullanım yaralanmalarına sebep olur (18, 126). Esnek ve düşük arklı ayak yapısı plantar fascianın kalkaneusa yapışma yerinde tekrarlayan traksiyon kuvveti doğurur. Aşırı yüklenmeye bağlı ortaya çıkan inflamatuar süreçle birlikte plantar fasiit ve kalkaneal epin görülebilir (18, 127). Arka ayağın valgusuyla ayak ve ayak bileği kinetiği değişir, artmış eklem momentleri ve anormal yüklenmeler ortaya çıkar (1, 18).

Pes planuslu bireylerde uzun yürüyüş ya da egzersiz ayak ve bacak ağrılarına neden olabileceği için bu kişilerin fiziksel aktivite düzeyleri kısıtlanabilir (18, 128). Literatürde MLA düşüklüğü, ayak bileği burkulmaları, diz yaralanmaları, metatarsal stres kırıkları ve patellofemoral ağrı gibi spor yaralanmaları için bir risk faktörü olarak kabul edilmekle birlikte ark yüksekliği ile spor yaralanmalarının ilişkisinin olmadığını destekleyen çalışmalar da bulunmaktadır (18, 129). Aynı zamanda, pes planusun fiziksel performansı, dengeyi ve postural stabiliteyi etkilediğini gösteren araştırmalar mevcuttur (18, 130, 131).

2.2.1. Pes Planus Tipleri

Pes planusta yaygın olarak kullanılan sınıflandırma şekli şu şekildedir (132, 133):

- Konjenital pes planus
    - Esnek pes planus
        - Fonksiyonel pes planus
        - Hipermobil pes planus (ligament laksitesi, kısa aşil tendonu, Marfan Sendromu, Ehler-Danlos Sendromu, Down Sendromu)
    - Rijit pes planus
        - Peroneal spastik pes planus
        - Konjenital anomaliler (vertikal talus)
- Edinsel pes planus
    - Travmatik
        - Subtalar eklem disfonksiyonu sebebiyle oluşan kırık ve çıkıklar
        - Tibialis posterior tendon rüptürü
    - Dejeneratif ve inflamatuar artrit
        - Romatoid artrit

        - Psöriatik artrit
    - Nöromusküler dengesizlik
        - Serebral palsi
        - Hemipleji
        - Poliomyelit
        - Diyabet

Esnek Pes Planus

Konjenital pes planus klinikte esnek ve rijit pes planus olarak iki kısımda incelenir. Rijit pes planusta MLA ayağa ağırlık verilse de verilmese de çökmüştür. Bu tip pes planus ile daha az sıklıkla karşılaşılır ve ciddi patolojilere sebep olabilir (11, 134). Esnek planusta ise ağırlık aktarıldığı sırada MLA çökerken ağırlıksız durumda arkın var olduğu gözlenir (11). Esnek pes planusa sebep olan faktörler arasında obezite, etnik köken, tibialis posterior tendon disfonksiyonu, ayak kemiklerindeki malformasyonlar, ligamentlerdeki laksite, aşil tendon kısalığı ve ayak kaslarındaki güçsüzlük sayılabilir (7, 132, 135). Çocukluk çağında sık rastlanan esnek pes planus, yeni doğanda fizyolojik düz tabanlık olarak tanımlanmaktadır. Yürüme çağında ayağa ağırlık aktardıkça ark oluşurken, MLA gelişimi 5-6 yaşlarında tamamlanır (69).

Esnek pes planus olan yetişkin kişilerde ise ayaktan yük geçirildiğinde ayak pronasyon pozisyonundadır. Ayaktan ağırlık geçtiğinde ligamentlerdeki laksite sebebiyle ağırlığın mediale yer değiştirmesi gözlemlenir. Bu durum aşırı zorlanmaya neden olur. Bu da pronasyondaki ayağı mekanik olarak dezavantajlı bir durumda bırakır (132, 135).

Plantar fasya, talonaviküler bağlar ve spring bağ MLA'yı pasif olarak destekleyen önemli yapılardır (136). Aktif olarak destekleyen yapılar incelendiğinde ise intrinsik ayak kasları MLA açısından büyük önem taşımaktadır (137). Ayak intrinsik kaslarından en medialde ve yüzeyelde olan abduktor hallusis kasının MLA'nın yüksekliğinde etkili olduğu gösterilmiştir (138).

2.2.2. Pes Planus Değerlendirme Yöntemleri

Klinik Değerlendirme

Pes planusun değerlendirilmesi yapılırken ilk olarak hastanın detaylı bir hikayesi alınır. Eğer varsa ağrı ve yorgunluk gibi semptomları ayrıntılı bir şekilde sorgulanmalıdır (139). Çocuklarda pes planus değerlendirmesinde yaş çok önemlidir. Fizyolojik pes planusun yerini normal MLA'ya bırakması 5-6 yaşına kadar sürebilir. Fiziksel muayene yapılırken otururken, ayakta ve yürüme esnasında değerlendirmeler yapılır. Pes planus tanısı için ayakta duruş sırasında MLA yüksekliği kontrol edilir. Ayrıca hastaların antaljik ve nöromuskuler bir problemin varlığı yürüyüş sırasında değerlendirilebilir (140). Pes planus tanısı konulan bireyler esnek veya rijit pes planus ayrımının yapılması için oturma pozisyonuna Jack'in parmak kaldırma testi yapılabilir. Bu test pes planusta esnekliğin basitçe değerlendirildiği geçerli bir yöntemdir. Testin pozitif olması için ayak başparmağı dorsi fleksiyona getirildiğinde ekstansör hallusis longus mekanizmasının devreye girip arkın oluşması gerekmektedir. Test pozitifliği esnek pes planus olduğunu gösterir (141) (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Jack'in parmak kaldırma testi.

Alt ekstremitede değerlendirmesi yapılırken şişlik, atrofi, deformite varlığı, kas zayıflığı, bacak uzunluğu gibi parametreler detaylı bir şekilde değerlendirilmelidir. Femorotibial valgus postürü ve topuklarda valgus postürü kontrol edilmelidir (11).

Klinikte pes planus değerlendirmesi için kullanılan medial longitüdinal ark açısı yöntemi, medial malleol, naviküla tüberkülü ve birinci metatars başı arasındaki açının ölçülmesiyle belirlenir. Bu açının normal değerleri 120-150° arasındadır. Bu açının azalması arkın düzleştiğini gösterir (142, 143).

Pes planusun varlığını ve derecesini belirlemek için klinikte sıkça kullanılan bir başka test ise naviküler düşme (ND) testidir. Bu testin MLA yüksekliğinin tespit edilmesinde altın standart olarak geçerlilik ve güvenilirliği gösterilmiştir (144). Kişi oturur pozisyonda ayaklarına ağırlık vermeden subtalar eklem nötral pozisyonda iken naviküler tüberkül ile yer mesafesi ölçülür. Daha sonra kişi ayaktayken ayaklarına eşit ağırlık verdiği pozisyonda yer ile naviküler tüberkül arasındaki mesafe yeniden ölçülür. Ölçümler milimetre (mm) cinsinden kaydedilir ve ölçümler arası fark hesaplanır. Bu fark 5-9 mm arası normal, 10 mm ve üzeri ise pes planus olarak değerlendirilmektedir (102, 145).

Radyolojik Değerlendirme

Ön-arka grafi ile elde edilmiş görüntü üzerinde talus uzun ekseni ile kalkaneusun uzun ekseni arasındaki talokalkaneal açı belirlenir. Bu açı 10°-56° arasında değişmektedir. Açının değerinin artması pes planusa eşlik edebilecek arka ayaktaki valgus deformitesini gösterir. Yan grafi ile elde edilen görüntüler üzerinde ise; talokalkaneal açı, metatars açısı, talohorizontal açı ve kalkaneal *pitch* gibi yöntemler pes planus değerlendirmesinde kullanılmaktadır (146, 147).

Özel Testler

Ayak izi değerlendirmesi; mürekkepli bir zemin kullanılarak ark genişliğinin topuk genişliğine oranı hesaplanarak yapılır. Eğer bu oran 0.7'den büyük olursa pes planus olarak değerlendirilir (148).

Podoskop yöntemi ise cam plak üzerinde hasta ayakta durur, altta yerleşen aynaya yansıyan görüntüsü ayak izi yöntemi ölçümlerine benzer olarak değerlendirilir. Podo topografide bu görüntü kullanılır (148).

2.2.3. Pes Planus Tedavisi

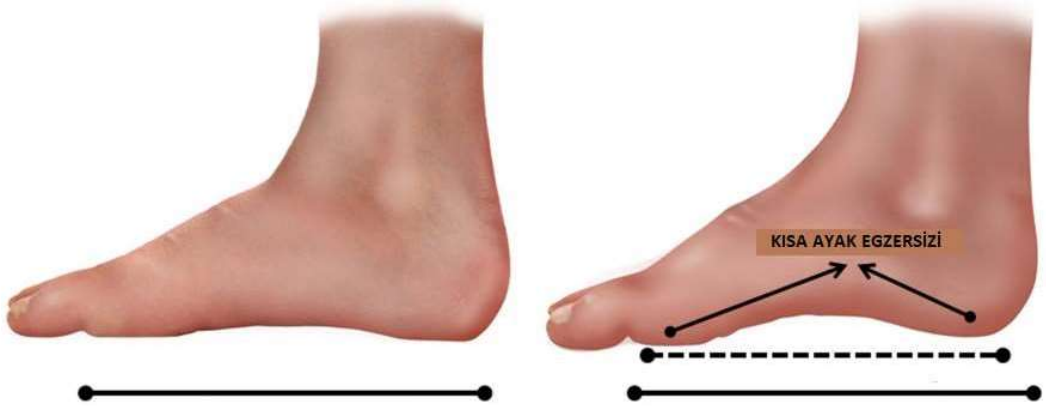
Pes planus tedavisi; sebep olan faktörlerin ortadan kaldırılması, pes planusun sebep olduğu patolojik durumların tedavisi ya da her ikisinin birden tedavi edilmesi şeklinde planlanmaktadır (11). Asemptomatik esnek pes planus deformitesi için etyoloji ve prognoz hakkında hastanın bilgilendirilmesi, gerekli egzersizlerin verilmesi, uygun ayakkabı önerisi, kilo kontrolü ve periyodik değerlendirme yeterli görülmektedir (11). Verilen egzersizler zayıflamış kasları kuvvetlendirme, kısalmış yapıları germe ve propriosepsiyonu arttırmaya odaklanır. Kuvvetlendirme; tibialis posterior, tibialis anterior, ayak bileği plantar fleksör kasları, peroneus longus, parmak fleksör, kalça ve diz çevresi kasları için çeşitli yöntemler kullanılarak yapılır (12). Ayak intrinsik kaslarının ayak postürünü desteklemek ve ayağın aşırı pronasyonuna bağlı oluşabilecek sorunları önlemede rolü önemlidir. Son dönemde ayak intrinsik kaslarının izole eğitimini hedef alan ayak kor eğitimi öne çıkmaktadır. Ayak tabanı yerdeyken farklı pozisyonlarda MLA'yı yükseltmeye dayanan ayak kor eğitimi, izole ayak intrinsik kasları kuvvetlendirmede etkili bulunmuştur (13).

Semptomatik pes planusda ise daha kapsamlı bir konservatif tedavi gereklidir. Yumuşak dokulardaki inflamatuar reaksiyona bağlı olarak ortaya çıkan semptomların giderilmesi için problemli dokuya yönelik yapılan uygulamalar, genel tedavi yaklaşımını oluşturur (149, 150). Akut dönemde dokudaki yüklenmeyi azaltmak için aktivite modifikasyonu, ortez tedavisi, ayakkabı modifikasyonu, kilo kontrolü ve gerektiğinde immobilizasyon teknikleri kullanılır (11, 150). Akut dönemde fizyoterapi ajanları olarak soğuk uygulama, kesikli ultrason, derin friksiyon, bantlama gibi yöntemler kullanılabilmektedir (149). Akut dönemde ek olarak non-steroid antiinflamatuar ilaçlar da kullanılabilmektedir (151). Ağrı ve ödem gibi semptomların azalmasıyla birlikte hastanın toleransına göre asemptomatik durumlarda verilen egzersiz programı da tedaviye eklenebilir (152, 153). Çalışmalar; fizyoterapi modaliteleri, ortez ve antiinflamatuar ilaç kullanımı ile takip edilen semptomatik olgularda başarı oranının yaklaşık %70 ila %90 olduğunu göstermektedir (153, 154).

Üç aylık konservatif tedaviye yanıt alınamaması durumunda subtalar eklem pronasyonunu kontrol altına almak amacıyla, hastadaki deformitenin şiddetine göre kalkaneal osteotomi, tendon transferleri, subtalar artrodez ve hatta tibiotalar artrodeze kadar uzanan cerrahi tedavi seçenekleri kullanılabilmektedir (11, 151, 155).

Ayak Kor Eğitimi

Plantar intrinsik ayak kaslarını kuvvetlendirmek için geleneksel olarak havlu toplama ve boncuk toplama egzersizleri kullanılmaktadır. Fakat bu egzersizler intrinsik kasları aktif olarak çalıştırırken fleksör digitorium longus ve fleksör hallusis longus kaslarını da çalıştırmaktadır (19). Ayak kaslarının izole kasılmasından daha entegre çalışan bir duruma ilerleyecek şekilde bir eğitime ihtiyaçları vardır. Bu durum dinamik ayak kontrolünde ayak kor sisteminin fonksiyonel olarak çeşitlilik yaratabilmesini sağlar. Ayak intrinsik kasları izole olarak çalıştırabilmek için son yıllarda kısa ayak (*short foot*) egzersizleri tanımlanmıştır. Bu egzersizde birinci metatarsofalangeal eklem kalkaneusa doğru çekilirken MLA yükselir ve ayak kubbeleşir (Şekil 2.8). Ayak kor eğitimi için kısa-ayak egzersizi üç aşama şeklinde verilebilir. Birinci aşama olan pasif modellemede, fizyoterapist tarafından ayak kısa ayak pozisyonuna alınarak bireye ayak pozisyonları arasındaki farklar öğretilir. İkinci aşama olan aktif yardımlı modellemede, terapistin pasif yardımı ve hastanın istemli kontraksiyonu beraberdir. Son aşama olan aktif modellemede ise global hareket ettirici kaslar inaktifken, intrinsik kaslar aktiftir ve birey bu süreci kendi başına devam ettirebilmekte başarılıdır. Aktif modellemede hasta bu hareketi oturmada, ayakta durmada, tek ayak üzerinde statik ve dinamik zeminlerde dengede durmada, farklı fonksiyonel aktiviteleri yerine getirirken de yapabilmektedir (14, 19, 156).



Şekil 2.8. Kısa ayak egzersizi (14).

Pes planusta görülen MLA düzleşmesi, artan ayak pronasyonu, azalmış plantar fleksör kas kuvveti ayağın medial tarafında plantar basıncın artmasına neden olmaktadır (102). Plantar basınçtaki bu değişim kinetik zincir yoluyla bütün vücut

segmentelerindeki dizilimi ve yüklenmeyi değiştirerek kişinin fonksiyonel performansını etkilemektedir (117). Pes planus, ayrıca yürüyüş sırasında ayak ve ayak bileği eklemlerinde bozulan yük aktarımı sebebiyle aşırı stres oluşumuna, diz ekleminde kompresif parçalayıcı kuvvetlere ve kalça ekleminde internal rotasyona sebep olur (12, 68). Pes planuslu bireylerde normal kişilere oranla yürüme sırasındaki ekstrinsik ve intrinsik ayak kaslarının aktivasyonlarında farklılıklar gösterilmiştir (6, 77, 93, 96). İntrinsik ve ekstrinsik kaslar tarafından desteklenen MLA'nın koordineli bir nöromüsküler aktivasyonu, dinamik yürüyüş sırasında ayak arkını stabilize etmek ve ayak basıncını dağıtmak için çok önemlidir (157). İntrinsik ayak kaslarını kuvvetlendirmek için geleneksel olarak havlu toplama ve boncuk toplama egzersizleri kullanılmaktadır. Fakat bu egzersizler intrinsik kasları aktif olarak çalıştırırken fleksör digitorium longus ve fleksör hallusis longus kaslarını da çalıştırmaktadır (19). Ayak tabanı yerdeyken farklı pozisyonlarda MLA'yı yükseltmeye dayanan ayak kor eğitimi, intrinsik kasları kuvvetlendirmede etkili bulunmuştur (158). Fakat literatürde ayak kor eğitiminin pes planuslu kişilerde kas aktivasyonları, yürüyüş, denge ve alt ekstremite performansı üzerindeki etkisini ortaya çıkaran kanıtlar sınırlıdır. Pes planus tedavisinde verilen egzersiz programı içerisinde ayak kor eğitiminin de yer alması ile MLA'yı destekleyen kasların etkinliğinin artacağını ve buna bağlı olarak da yürüyüş, denge ve alt ekstremite performansının olumlu yönde etkileneceğini düşünmekteyiz.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Çalışma Dizaynı

Çalışmamız asemptomatik pes planusu olan bireylerde sekiz hafta süre ile klasik egzersiz tedavisine ek olarak uygulanan ayak kor eğitiminin etkilerini araştırmak üzere prospektif, randomize kontrollü bir çalışma olarak planlandı. Bu çalışma için Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 10354421-2020/15-04 sayılı kararla gerekli izin alındı ve çalışmamız Helsinki Deklarasyonuna uygun olarak gerçekleştirildi (EK-1). Çalışmamız pandemi döneminde yapıldığı için pandemi kurallarına dikkat edilerek tamamlandı.

3.2. Katılımcılar

Çalışmaya 18-25 yaş aralığında, bilateral asemptomatik pes planusu olan bireyler dahil edildi. Araştırma öncesinde asemptomatik pes planusu olan bireyleri belirleyebilmek için tarama çalışması yapıldı. Çalışmaya katılan tüm bireylere çalışmanın amacı, süresi ve kapsamı hakkında yazılı ve sözlü olarak bilgi verildi ve bireylerden araştırmaya katılmayı kabul ettiklerine dair "Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu" alındı (EK-2).

Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri:

- Çalışmaya katılmaya gönüllü olmak,
- Yaş aralığı 18-25 arası olmak,
- Vücut kütle indeksi 18,5-30 kg/m^2 arasında olmak,
- Naviküler düşme testine göre ağırlıklı ve ağırlıksız ölçümler arasında 10 mm ve üzeri fark olmak,
- Jack'in parmak kaldırma testine göre esnek pes planusu olmak.

Çalışmadan Dışlanma Kriterleri:

- Ayak- ayak bileğinde herhangi bir ağrı, yorgunluk gibi semptomları olmak,
- Herhangi bir nörolojik, ortopedik yada sistemik hastalığa sahip olmak,
- Ayak-ayak bileği travma-cerrahi öyküsü bulunmak,

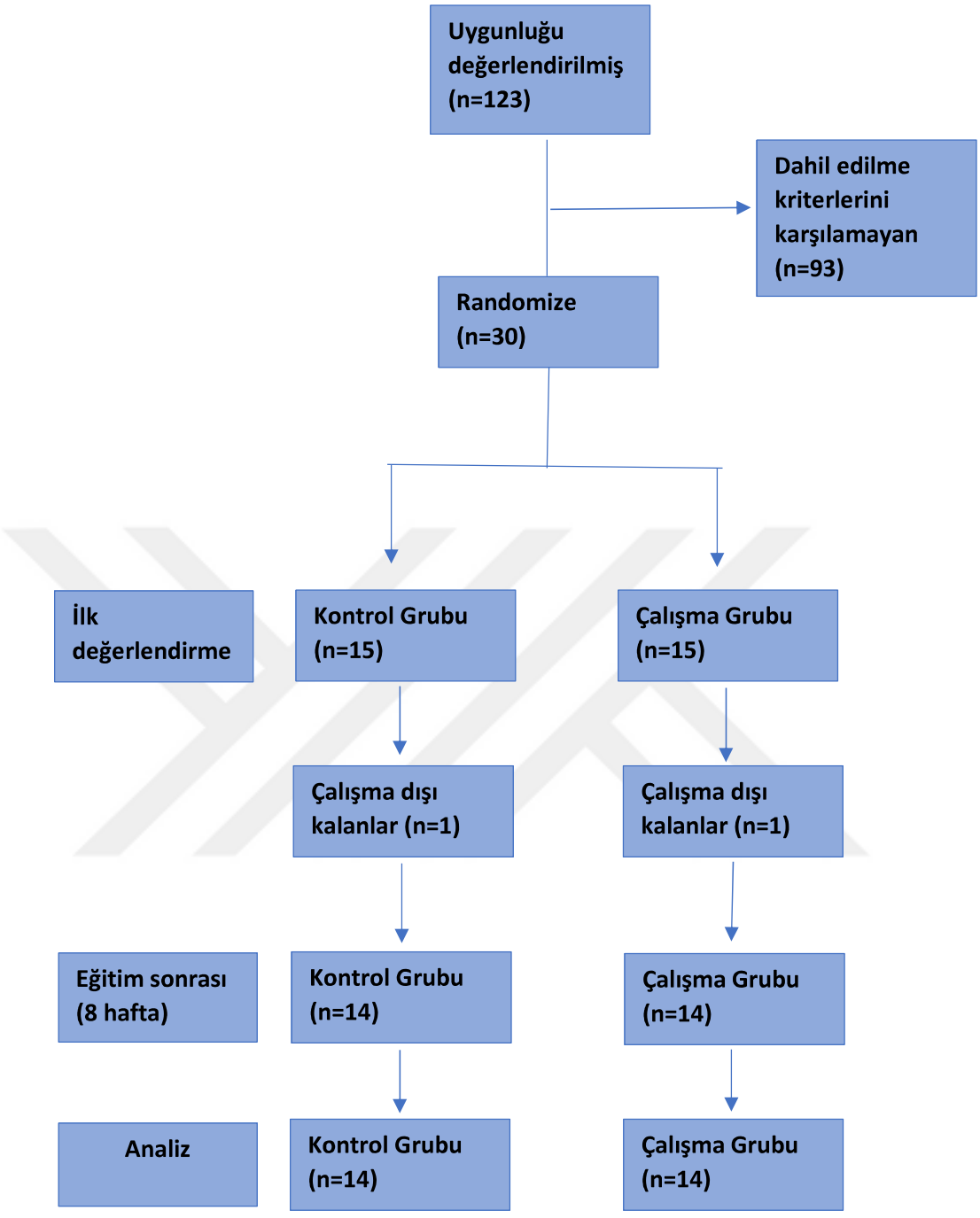
- 1 cm'den fazla alt ekstremite eşitsizliği bulunmak

Çalışmadan Çıkarılma Kriterleri:

- Çalışma süresince herhangi bir nedenle egzersizlere devam etmemiş olmak,
- Son değerlendirmelere katılmamış olmak.

Çalışma için gerekli örneklem büyüklüğü hesabı için gruplara yedişer birey alınarak pilot çalışma yapıldı. Çalışmanın primer bulgusu hassas objektif sonuç verebilmesi sebebiyle yEMG yöntemi ile değerlendirilen dominant taraf abduktor hallusis kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı (AHDF) sonuçları olarak belirlendi. Ön çalışma verilerinden, gruplarda uygulama öncesi ve sonrası abduktor hallusis kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değişkenine ait etki genişliği f=0.761 (Partial eta squared=0.367) (159) olarak elde edildi. Çalışma için gereken örneklem büyüklüğü; G*Power (G*Power, Ver. 3.0.10, Universität Kiel, Germany) programı ile tekrarlı ölçümlerde karma Anova, etkileşim bölümü kullanılarak hesaplandı. Yapılan analiz sonucunda, bağımsız iki grup, iki tekrar, 0.05 tip I hata, 0.20 tip II hata, %80 güç oranları ile iki uygulama arasındaki farklılığı f=0.761 etki genişliğinde belirleyebilmek için en az birey sayısı toplam 24 (her bir grupta 12 birey) olarak belirlendi. Yaşanabilecek veri kayıpları da dikkate alınarak her bir grupta (12*1.25=15) 15'er kişi olacak şekilde çalışmaya toplam 30 bireyin alınması planlandı. Çalışmaya dahil edilme kriterlerine uyan, çalışmaya katılmaya gönüllü olmuş ve onam kağıdını imzalamış bireyler kapalı zarflar içerisinde rastgele seçtikleri zarfa göre kontrol grubu ve çalışma grubu olmak üzere iki gruba ayrıldılar.

Çalışma kapsamında 123 birey ile görüşme sağlandı. Pes planus varlığı olan ve çalışma dahil edilme kriterlerini sağlayan 30 birey her bir grupta 15 birey olacak şekilde randomize olarak çalışma ve kontrol gruplarına atandı. Her bir gruptan birer birey çalışmaya devam etmedi ve çalışma her bir grupta 14 birey ile tamamlandı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Akış şeması.

Başlangıç değerlendirmesi yapılan bireyler sekiz haftalık egzersiz tedavisine dahil edilerek takip edildiler. Sekiz haftanın sonunda düzenli bir şekilde egzersiz tedavisine devam eden bireyler egzersiz sonrası değerlendirmeleri başlangıçta yapılan değerlendirmelerle aynı protokoller uygulanarak tekrar değerlendirildi. Elde edilen veriler analiz edildi.

3.3. Değerlendirmeler

Bireylerin tüm değerlendirme parametreleri araştırmacı tarafından hazırlanan veri toplama formuna kaydedildi (EK-3).

3.3.1. Demografik Bilgiler ve Fiziksel Özellikler

Çalışmaya dahil edilme kriterlerini sağlayan gönüllü bireyler için yaş, cinsiyet, alt ekstremite dominantlığı, boy uzunluğu, vücut ağırlığı, alt ekstremite uzunluğu kaydedildi. Vücut kütle indeksleri (VKİ) vücut ağırlıklarının, boy uzunluğunun karesine bölünmesi (kg/m²) formülüyle hesaplandı. Alt ekstremite uzunluğu için spina iliaka anterioer superior ile medial malleol arasındaki mesafe kaydedildi. Alt ekstremite dominantlığı ise kişinin topa vurmak için kullandığı taraf olarak sorgulanarak belirlendi. Ayrıca bireylerin ayakkabı alışkanlığı bilgileri, bireylerin sıklıkla giydikleri ayakkabı türleri sorularak not edildi.

3.3.2. Pes Planus Değerlendirmesi

Çalışmamızda pes planusun değerlendirilmesinde Naviküler Düşme (ND) Testi kullanıldı. Test için bireyler kalçaları ve dizleri 90° olacak şekilde yüksekliği ayarlanabilir bir sandalyeye oturdu ve ayak bileği eklemi subtalar nötral pozisyonda olacak şekilde sabitlendi. Subtalar eklem nötral pozisyonu, talus başı derinliğinin simetrik olarak her iki tarafta hissedildiği pozisyon olarak tanımlandı. Naviküler tüberkül, medial malleol ucunun yaklaşık 2,5 cm antero-inferiorunda palpe edildi ve ardından silinebilir bir işaretleyici ile işaretlendi. Naviküler tüberkülün zemine göre yüksekliği ölçüldü. Aynı ölçüm, her bir bacağa eşit miktarda vücut ağırlığı verilerek ayakta dururken de yapıldı. Oturma ve ayakta durma pozisyonları arasındaki naviküler yükseklik farkı hesaplandı; fark ND'yi temsil ediyordu. 6-9 mm arası ND miktarı normal MLA, 10 mm ve üzeri ise, pes planus olarak değerlendirildi (145, 160) (Şekil 3.2). Ölçümler her iki ekstremite için de yapıldı.



Şekil 3.2. Naviküler düşme testi (a: Oturur pozisyonda, b: Ayakta duruş anında).

3.3.3. Kassal Aktivasyon Değerlendirmesi

Çalışmamızda yüzeyel EMG (yEMG) ölçümleri BTS FreeEMG 100 RT cihazı kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.3). Her kanal için örnekleme hızı 1000 Hertz (Hz)'dir. EMG sinyallerini iletebilmek için kullanılan elektrotlar, yEMG uygulamaları için kullanılan *disposable*, kendinden yapışkanlı gümüş/gümüş klorür (Ag / AgCl) elektrotlardır. Ölçümlere başlamadan önce bireylerin ölçüm yapılacak kasları için ölçüm yerleri üzerindeki kıllar tıraşlanıp isopropil alkol ile temizlendi. Ölçümler bu alanda 10 yıllık tecrübeye sahip bir uzman klinisyen tarafından gerçekleştirildi. Ölçüm için yEMG ile aktivasyonlarına bakılabilen AH, TA ve PL kasları seçildi.



Şekil 3.2. BTS FreeEMG RT-100 EMG cihazı.

Abduktor hallusis kasının seçilmesinin sebebi ayak intrinsik kaslarının en medial ve en yüzeyelinde yer almasıdır. Ayrıca kasın MLA'yı desteklemek ve statik duruş sırasında pronasyonu kontrol etmek için de önemli bir rol oynadığı bilinmektedir. Abduktor hallusis kası için yEMG elektrotları naviküler tüberositenin yaklaşık 1-2 cm arkasına ve medial malleolün ön kenarı üzerine çizilen hayali bir çizginin önüne yerleştirildi (137, 158, 161).

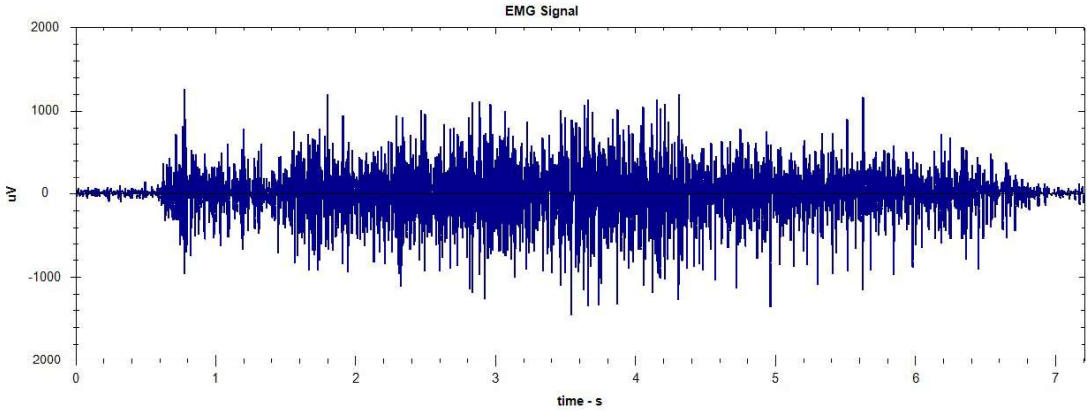
Medial longitudinal ark üzerindeki etkisi için ayak ekstrinsik kaslarına odaklanıldığında ise ilk olarak her durumda tibialis posterior kası disfonksiyonunun MLA düzleşmesine yol açabileceği bilinmektedir (162). Fakat tibialis posterior kası lokalizasyonunun derinde olması sebebiyle yEMG için uygun değildir. Hem MLA üzerindeki etkileri hem de yüzeyelde bulunmaları nedeniyle TA ve PL kaslarının yEMG analizi tercih edildi (6, 77, 94-96). İlk temastan sonra TA kası ön ayak bölgesinin alçalmasını eksantrik olarak yavaşlatır ve ayağın kontrollü temasını sağlar (163). Birinci metatarsın tabanını aşağıya doğru çeken PL kası, ayağın plantar fleksiyonuna yardım eder ve MLA'nın stabilize edilmesini ve desteklenmesini sağlar (164-166). SENİAM referanslarına göre TA kası için yüzeyel elektrotlar fibula başı ile medial malleol arasındaki hattın 1/3 proksimal kısmına, PL kası için fibula başı ile lateral malleol arasındaki hattın 1/4 proksimal kısmına yerleştirildi (87).

Kasların EMG verilerini normalleştirmek için standart manuel kas testi pozisyonunda maksimum istemli izometrik kasılma (MVIC) değerleri alındı (167) (Şekil 3.4). Test öncesi 3 kez submaksimal deneme gerçekleştirildi. En az bir dakika dinlendikten sonra her biri arasında 30 sn dinlenme olacak şekilde 5 sn'lik 5 maksimal kasılma ile test yapıldı. Elde edilen ham EMG verileri 20 Hz Butterworth High-Pass hareket artefakt filtresinden geçirildi (Şekil 3.5). Daha sonra EMG sinyallerinin RMS (Root Mean Square) değerleri alındı (Şekil 3.6). Yürüyüş sırasında elde edilen yEMG değerlerinin normalizasyon işleminde kullanılmak üzere tekrarlardaki en yüksek değer MVIC değeri olarak kaydedildi. Ayak arklarının koordineli bir nöromüsküler aktivasyonu, dinamik yürüyüş sırasında ayak arkını stabilize etmek ve ayak basıncını dağıtmak için çok önemlidir (157). Yürüyüşün farklı fazlarında ayakta farklı kasların aktivasyon gösterdiği ve bu kasların aktivasyonlarının ayakta bulunan biyomekanik bozukluktan etkilendiği bilinmektedir (93). Yürüyüş sırasında MLA üzerinde etkisi bilinen AH, TA ve PL kaslarının aktivasyonlarının ölçülebilmesi için bireylerden

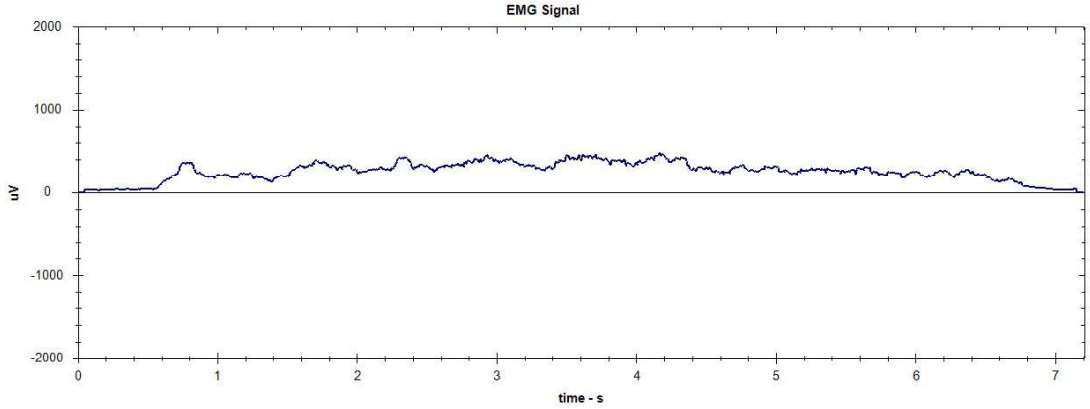
çıplak ayakla 20 metrelik bir mesafede doğal yürüme paterni ve hızda yürümesi istendi. Yürüyüş sırasındaki kas aktivasyon ölçümleri MVIC ölçümlerinden 5 dakika sonra yapıldı. Yürüme fazlarının ayırt edilebilmesi için BTS FreeEMG cihazı ile birlikte kullanılabilen, yürüyüşün zaman-mesafe özelliklerini ölçebilen ve EMG trasesi üzerinde yürüme fazlarını işaretleyebilen BTS G-walk® zaman-mesafe yürüyüş analiz sistemi (G Sensor, BTS Bioengineering S.p.A., Italy) cihazı kullanıldı. Bu cihaz bireylerin L5 vertebra hizasına yerleştirildi. Bu şekilde EMG elektrotlarının yerleri hiç değiştirilmedi. Yürüme sırasında hedeflenen kasın ilgili sallanma ve duruş fazı kontraksiyonlarının 5 maksimum pik değerinin ortalaması dikkate alındı. Elde edilen ham EMG verilerinin kesiti alınarak 20 Hz Butterworth High-Pass hareket artefakt filtresinden geçirildi ve RMS (Root Mean Square) değerleri hesaplandı. Elde edilen bu değerler MVIC değerlerine göre normalizasyonları yapılarak kassal aktivasyon yüzdeleri hesaplandı. Şekil 3.7 ve Şekil 3.8'de yürüme esnasındaki yürüme fazı çizgileri ile AH kasına ait ham EMG ve RMS değerleri hesaplanmış EMG traseleri görülmektedir. Yürüme fazları kırmızı, mavi, açık mavi, yeşil, gri ve kahverengi çizgiler ile trase üzerinde gösterilmektedir. Trase üzerindeki gri çizgi başlangıç, yeşil çizgi sol topuk vuruşu, kırmızı çizgi sağ topuk vuruşu, açık mavi çizgi sol topuk kalkışı, mavi çizgi sağ topuk kalkışı ve kahverengi çizgi bitiş anını göstermektedir. Ölçümler her iki ekstremite için de kaydedildi.



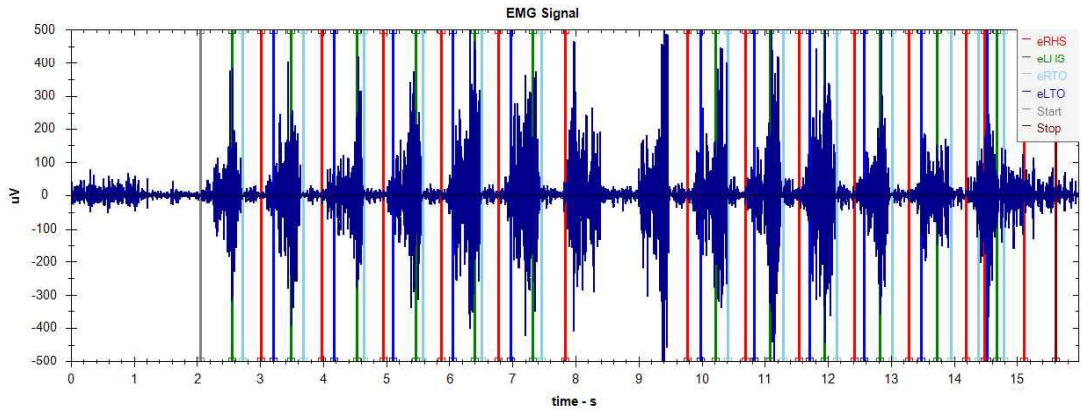
Şekil 3.4. Yüzeyel EMG ile kasların MVIC ölçüm pozisyonları (A-AH kasının MVIC ölçümü, B-TA kasının MVIC ölçümü, C-PL kasının MVIC ölçümü).



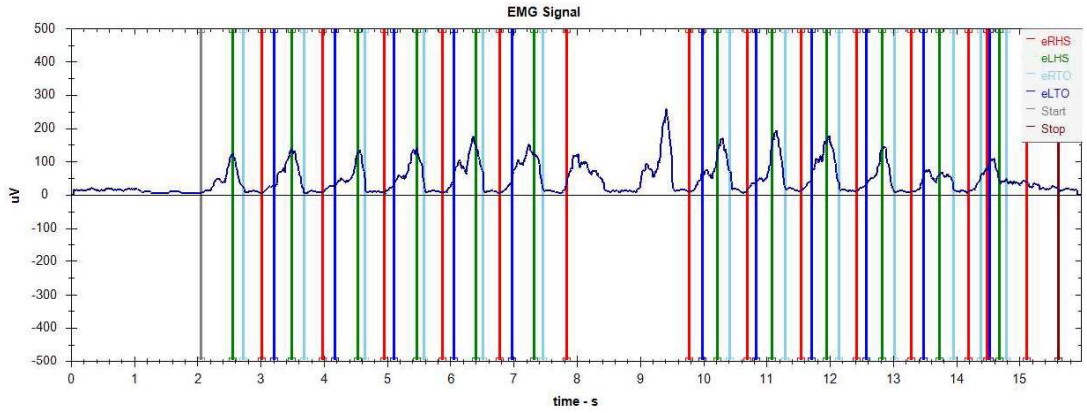
Şekil 3.5. Maksimum istemli kontraksiyon sırasında AH kasının ham EMG trasesi.



Şekil 3.6. Maksimum istemli kontraksiyon sırasında 20 Hz HP (4. Derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri hesaplanmış AH kasına ait EMG trasesi.



Şekil 3.7. Yürüme esnasındaki yürüme fazı çizgileri ve AH ham EMG trasesi.



Şekil 3.8. Yürüme esnasındaki yürüme fazlarına göre 20 Hz HP (4. Derece Butterworth) filtresinden geçirilerek RMS değerleri alınmış AH kasına ait EMG trasesi.

3.3.4. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda yürüyüşün zaman-mesafe özelliklerinin değerlendirilmesinde BTS G-walk® yürüyüş analiz sistemi (G Sensor, BTS Bioengineering S.p.A., Italy) kullanıldı (Şekil 3.9-A). Bu sistem minyatür ve kablosuz bir şekilde akselerometre vasıtasıyla anteroposterior, mediolateral ve superoinferior eksenlerde hareket analizi yapabilmektedir. Cihaz değerlendirme yapılacak bireyin L5-S1 seviyesine bir kemerle sabitlenmektedir. Elde edilen veriler bluetooth aracılığı ile bilgisayara ortamına aktarılabilmektedir (168, 169). Değerlendirmeye başlamadan önce cihaz değerlendirme yapılacak bireyin L5-S1 seviyesine sabitlendi (Şekil.3.9-B). Bireylerden sakin bir ortamda doğal yürüme şekli ve hızlarında 20 metrelik bir mesafede çıplak ayakla yürümeleri istendi. Sistem sayesinde elde edilen yürüyüşün zaman-mesafe özelliklerinden yürüyüş hızı (H), tempo, çift adım uzunluğu (ÇAU), yürüyüşün simetri indeksi (YSİ) verileri analizde kullanıldı.



Şekil 3.9. A) BTS G-walk® yürüyüş analiz sistemi, B) BTS G-walk® cihazının yerleşimi.

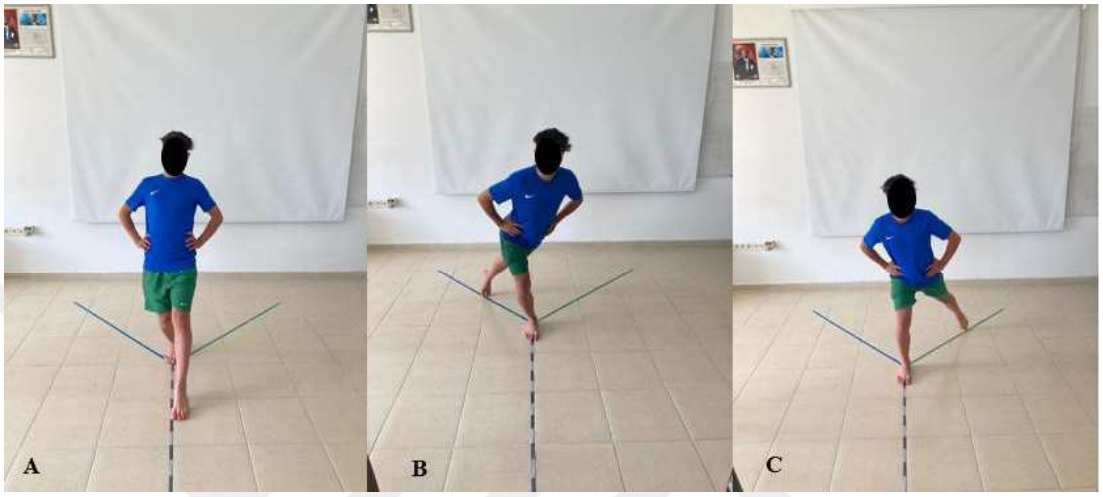
3.3.5. Dinamik Denge Değerlendirmesi

Çalışmamızda alt ekstremite dinamik denge gelişimini değerlendirmek için dinamik denge performansının klinik ortamda değerlendirilmesinde en sık kullanılan testlerden bir tanesi olan Y denge testi tercih edildi. Güvenilirliği ve ulaşılabilirliği yüksek olan Y denge testi anterior, posterolateral ve posteromedial yönde dinamik dengeyi değerlendirir (170). Bu test motor kontrol seviyesini belirlemek, sakatlanma riskini belirlemek, sportif performans gelişimin ölçmek ve dinamik denge performans gelişimini değerlendirmek için kullanılmaktadır. Y denge testi Yıldız Gezi Denge Testinin (Star Excursion Balance Test) modifiye edilmiş şeklidir. Bu testin geçerlilik güvenirlik testleri Plisky ve ark. tarafından yapılmıştır (171).

Testi yapabilmek için zemin üzerine Y şeklinde bir düzenek hazırlandı. Sert bir zemin üzerine şerit metre kullanılarak anterior yönde sabitleme yapıldıktan sonra buna 135°'lik açıyla posteromedial ve posterolateral yönde şerit metreler yerleştirildi. Test yapılmadan önce testin ne şekilde yapılacağı bireylere gösterilerek anlatıldı ve en az 3'er kez denetildi. Test yapılırken bireylerden eller belde olacak şekilde çıplak ayakla üç yöndeki şerit metreler üzerinde ayak parmak uçlarıyla ağırlık aktarmadan ulaşabildikleri kadar uzağa dokunmaları istendi ve ulaştıkları mesafe santimetre (cm) cinsinden kaydedildi. Bireylerin dengesinin bozulması, ellerini belinden ayırması, başlangıç noktasına geri dönememesi ve topuğunu yerden kaldırması halinde test tekrar edildi. Her yöne yapılan başarılı üç uzanma mesafesinin ortalaması analiz için kullanıldı. Her iki ekstremite içinde test bu şekilde tekrarlandı. Elde edilen değer alt

ekstremite uzunlukları kullanılarak normalize edildi. Alt ekstremite uzunluğu *spina iliaka anterior superior* ile medial malleol arası mesafe olarak kabul edildi (171-174) (Şekil 3.10).

Bağıl (normalize edilmiş) erişim mesafesi (%) = Ortalama uzanma mesafesi / ekstremite uzunluğu X 100 (171, 174).

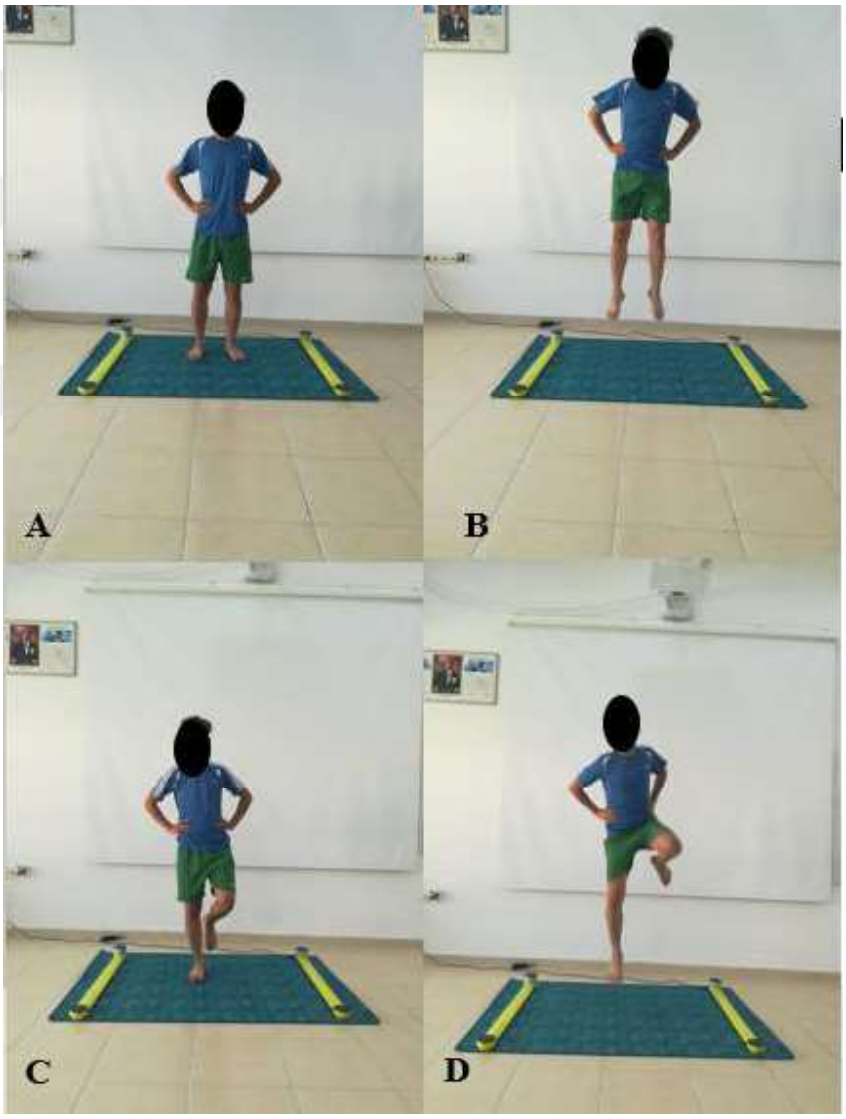


Şekil 3.10. Y denge testi (A- Anterior, B- posteromedial, C-posterolateral).

3.3.6. Alt Ekstremite Fonksiyonel Performans Değerlendirmesi

Çalışmamıza katılan bireylerin alt ekstremite fonksiyonel performans gelişimlerini değerlendirmek için sıçrama testleri kullanıldı. Bireylerin sıçrama yükseklikleri OptoJump sistemi ve yazılımı (Microgate, Bolzano, İtalya) kullanılarak değerlendirildi. Bu sistemin geçerlilik güvenirlik çalışması Glatthorn ve ark. tarafından yapılmıştır (175). Harekete duyarlı iki adet fotoselli barı bulunan OptoJump sistemi sıçrama mesafesini (santimetre) ayağın yerle temasının kesilmesi ve tekrar yere değmesi arasında geçen süreye (milisaniye) göre hesaplamaktadır. Bu sistem kullanılarak bireylere Dikey Sıçrama (DS) ve Tek Ayak Sıçrama (TAS) testleri uygulandı. Dikey Sıçrama testi için ölçümü cihaz içerisinde yer alan ‘’*vertikal jump test’’* protokolüne göre yapıldı. Dikey Sıçrama testi için bireylerden ayaklar fotoselli barların ortasında ve paralel, omuzlar hizasında açık bir şekilde, dizleri yaklaşık 90° bükülü iken, bireyin elleri kalçada sabit ve başlangıçta yaylanma hareketi olmadan yapmaları istendi. Tek ayak sıçrama testi için ise cihaz içerisinde yer alan “*5 jumps single leg 2D drift*” protokolü kullanıldı. Tek ayak sıçrama testi için bireylerden başlangıç pozisyonunda elleri belde dizler gergin olarak tek ayak üzerinde sıçramaları

istendi. Bireyler test protokolüne göre dizleri yukarı çekmeden bacaklar gergin olacak şekilde ulaşabilecekleri en yüksek mesafeye sıçramaya çalıştılar. Sıçramalarda bireylerin maksimum yüksekliğe ulaşmaları için sözel olarak motive edildiler. Her bir birey için DS testi 3 kez, TAS testi ise her iki ekstremite için 5 kez tekrar edildi ve en iyi değerler kaydedildi. Testler sırasında sıçrama öncesi aşırı çökme, sıçramada diğer ayağın da katılması veya ellerin belden ayrılması durumlarında testler tekrarlandı. Testler arasında 3-5 dk dinlenme araları verildi. Dikey sıçrama ve tek ayak sıçrama testlerinde elde edilen en yüksek sıçrama yüksekliği santimetre cinsinden kaydedildi (176, 177) (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Dikey sıçrama değerlendirmesi (A- Dikey sıçrama testi başlama pozisyonu, B- Dikey sıçrama anı, C- Tek ayak sıçrama testi başlama pozisyonu, D- Tek ayak sıçrama anı).

3.4. Uygulamalar

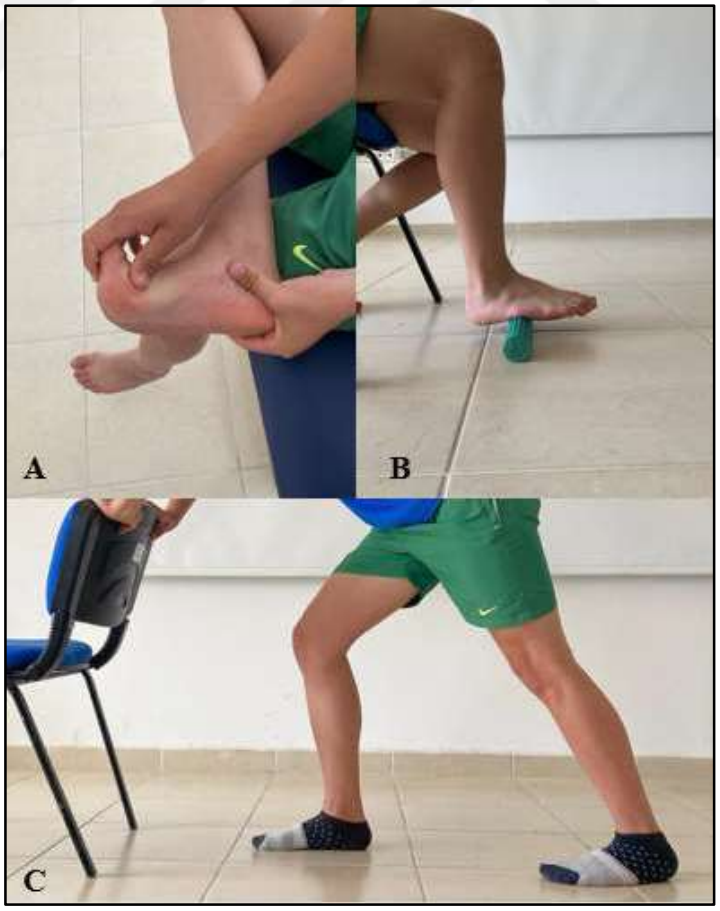
Başlangıç değerlendirmeleri yapılan katılımcılar rastgele olarak kontrol grubu ve çalışma grubu olarak iki gruba ayrıldı. Her iki gruba da pes planus etyolojisi, prognozu, uygun ayakkabı önerisi ve vücut ağırlığı kontrolü gibi bilgilendirmeler yapıldı. Kontrol grubuna klinikte asemptomatik esnek pes planus tedavisinde kullanılan klasik egzersiz tedavisi uygulandı. Çalışma grubuna ise kontrol grubunda verilen egzersiz tedavisine ek olarak ayak kor eğitimi eklendi. Her iki grup içinde sekiz hafta boyunca verilen egzersiz programları her gün yapılması istendi. Egzersizlerin öğretilmesi, kontrolü ve güncellenebilmesi için her iki gruba da haftada 2 kez fizyoterapist kontrolü altında egzersizler yaptırıldı. Katılımcıların egzersizleri yapması için çevrimiçi sosyal erişim uygulaması vasıtasıyla her gün hatırlatma yapıldı ve katılımcılar da egzersizleri her gün yaptıklarına dair geri bildirimde bulundular.

3.4.1. Egzersiz Programı

Hazırlanan egzersiz protokolleri Tablo 3.1'de verildi (12, 154). Egzersiz protokolleri içerisinde verilen kuvvetlendirme egzersizleri kişilerin kas kuvvetlerine uygun olarak seçilmiş dirençli bantlarla ilerleyici dirençli bir şekilde uygulandı. Germe egzersizleri ise hastanın toleransına göre her seansta 20-30 sn süreyle 10 tekrar şeklinde verildi.

Tablo 3.1. Egzersiz protokolleri.

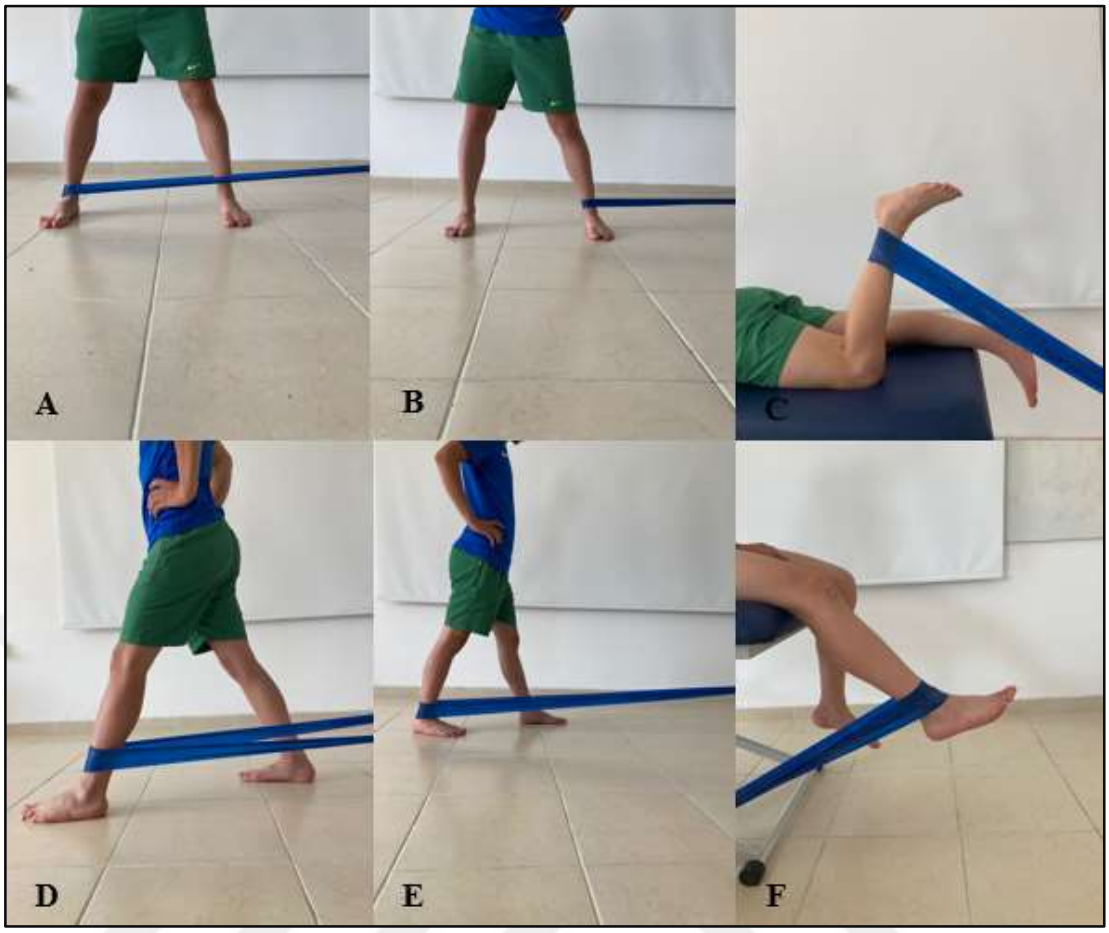
Egzersiz Protokolleri	
Kontrol Grubu	Çalışma Grubu
1. Gastroknemius ve soleus kasları için germe egzersizleri, plantar fasia germe egzersizi (Şekil 3.12) 2. Tibialis posterior, tibialis anterior, peroneus longus, ayak ve parmak fleksör kasları, kalça ve diz çevresi kasları için dirençli bantlarla kuvvetlendirme, havlu toplama egzersizleri (Şekil 3.13, Şekil.3.14) 3. Parmak ucunda yürüme, tek ayak üzerinde ağırlık aktarma (Şekil 3.15)	1. Kontrol grubu için verilen egzersizler 2. Ayak kor eğitimi • Pasif Modelleme • Aktif Yardımlı Modelleme • Aktif Modelleme • Fonksiyonel Eğitim



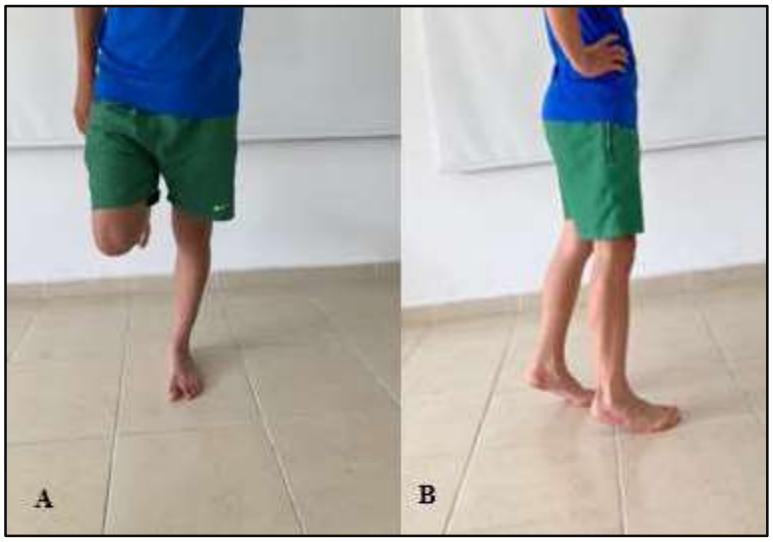
Şekil 3.12. Germe egzersizleri (A-B Plantar fasya germe, C-Gastro-soleus kaslarını germe).



Şekil 3.13. Ayak-ayak bileği kasları kuvvetlendirme egzersizleri (A-Tibialis anterior kası kuvvetlendirme, B-C- Tibialis posterior kası kuvvetlendirme, D-E-Peroneal kasları kuvvetlendirme, F-Havlu toplama egzersizi).



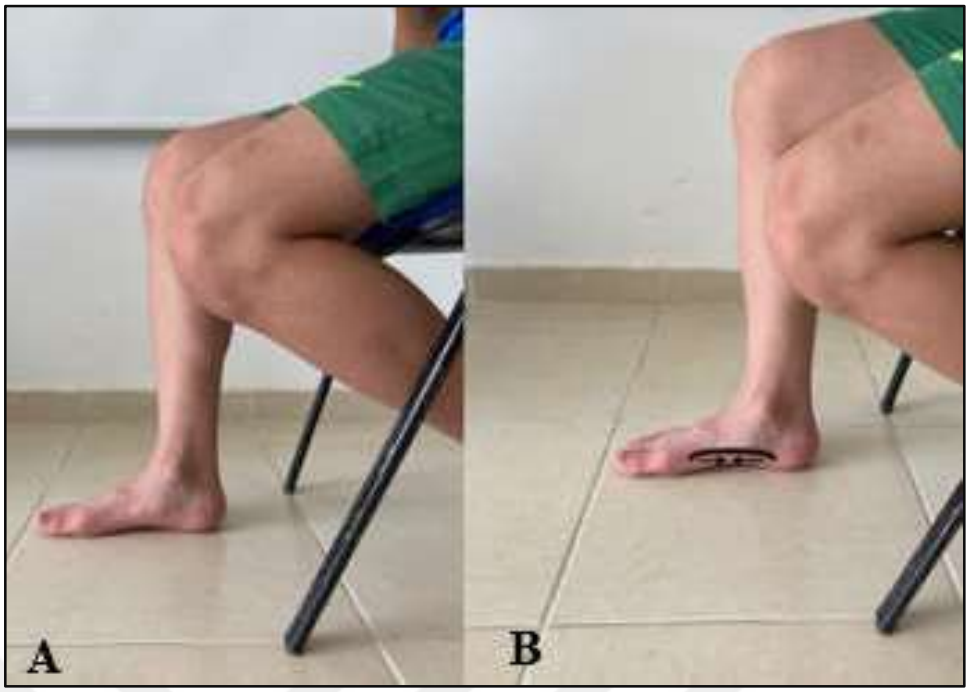
Şekil 3.14. Kalça ve diz çevresi kasları kuvvetlendirme egzersizleri (A-Kalça abduktor kasları kuvvetlendirme, B-Kalça adduktor kasları kuvvetlendirme, C-Hamstring grubu kasları kuvvetlendirme, D-Kalça fleksör kasları kuvvetlendirme, E-Kalça ekstansör kasları kuvvetlendirme, F-Kuadriceps kasını kuvvetlendirme).



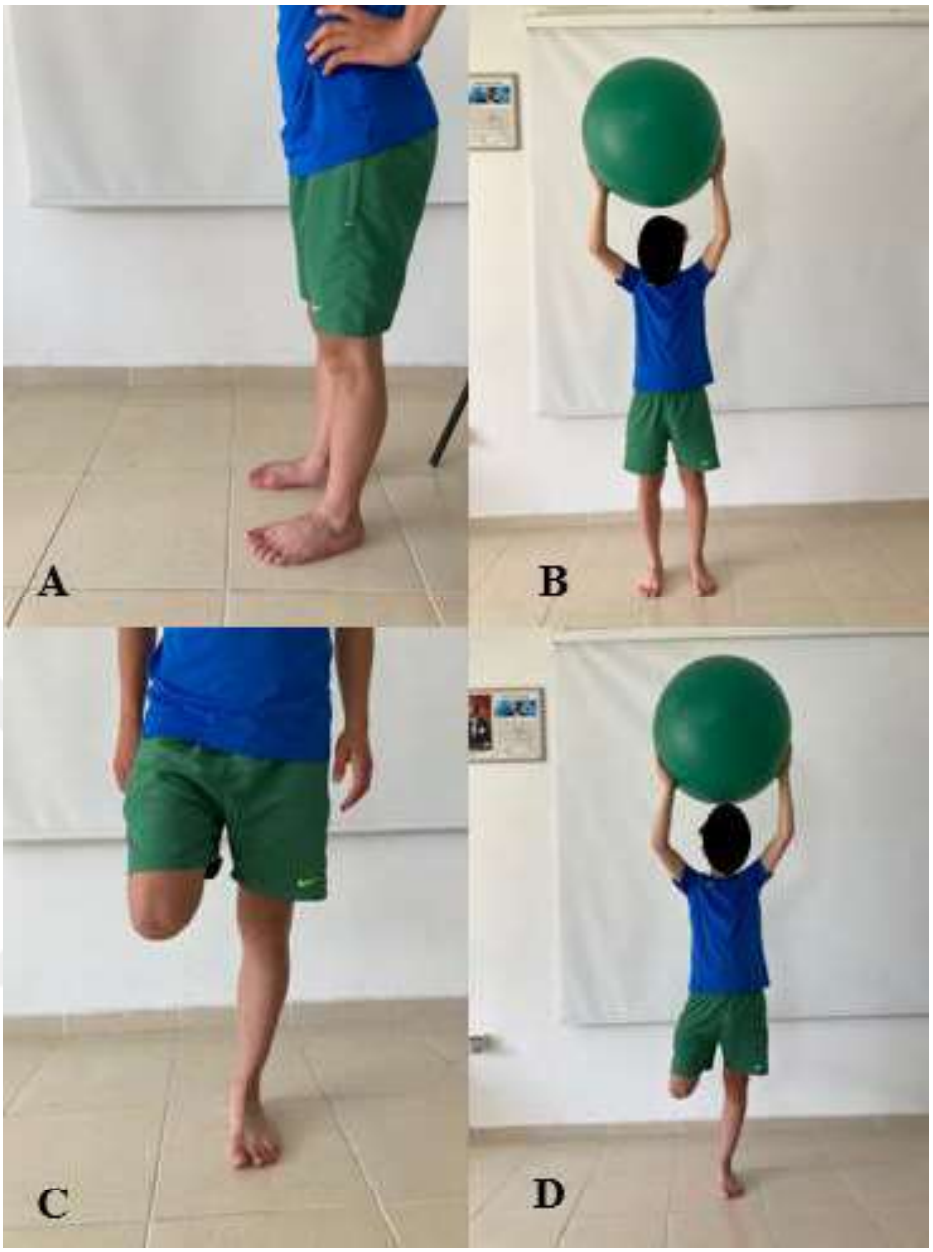
Şekil 3.15. A-Tek ayak üzerinde ağırlık aktarma, B-Parmak ucunda yürüme.

3.4.2. Ayak Kor Eğitimi

Ayak kor sistemini oluşturan ayak intrinsik kaslarını izole olarak çalıştırabilmek için kısa-ayak (*short-foot*) egzersizi kullanıldı. Bu egzersizde birinci metatarsofalangeal eklem kalkaneusa doğru çekilirken MLA yükselir ve ayak kubbeleşir fakat bu hareket yapılırken ayak ekstrinsik kaslarının çalışmasını önlemek için parmakların fleksiyonuna engel olunmalıdır (Şekil 3.16). Ayak kor eğitimi içim kısa-ayak egzersizi üç aşama şeklinde verildi. İlk hafta birinci aşama olan pasif modelleme ile başlandı. Bu aşamada katılımcılara görsel destekler yardımıyla fizyoterapist tarafından ayak, kısa ayak pozisyonuna alınarak ayak pozisyonları arasındaki farklar öğretildi. İkinci hafta ise ikinci aşama olan aktif yardımlı modellemede ile terapistin pasif yardımı ve hastanın istemli kontraksiyonu ile kısa-ayak egzersizi pekiştirildi. Kısa-ayak egzersizini öğrenen katılımcılar son aşama olan aktif modellemeyi başarmış sayıldı. Egzersizi öğrenen kişiler global hareket ettirici kaslar inaktifken, intrinsik kaslar aktif bir şekilde bu süreci kendi başına devam ettirebildiler. Kişiler her seansta egzersizi 5 saniye intrinsik kasları kasma 10 saniye dinlenme şeklinde 10-30 dakika arasında uyguladılar (157, 178, 179). İlerleyen haftalarda kişilerin performansına göre bu egzersizi oturmada, ayakta durmada, tek ayak üzerinde durmada farklı fonksiyonel aktiviteleri sırasında sırayla ilerlettiler (14, 19) (Şekil 3.17).



Şekil 3.16. Kısa-ayak egzersizi (A-Nötral, B-Egzersiz sırasında).



Şekil 3.17. Fonksiyonel pozisyonlarda ayak kor eğitimi (A-Ayakta dururken, B-İki ayak üstünde topu kaldırırken, C-Tek ayak üstünde dururken, D- Tek ayak üstünde topu kaldırırken).

3.5. İstatistiksel Analiz

Sayısal değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu grafiksel olarak ve Shapiro-Wilks Testi kullanılarak değerlendirildi. Sayısal değişkenlerde, normal dağılım göstermeyen veriler ortanca, 1. çeyrek ve 3. çeyrek (Ç1-Ç3) değerlerle birlikte verilirken normal dağılım gösteren veriler ise ortalama standart sapma değerleri ve minimum-maksimum değerleri ile verildi. Kategorik değişkenlerde ise sayı (n) ve yüzde değerleri verildi.

Gruplarda cinsiyet ve dominant taraf dağılımı Pearson Chi-square Testi; yaş, boy, kilo, vücut kütle indeksi (VKİ) değerleri ise Bağımsız İki Örnek T Testi (Independent Sample T Test) ve Mann Whitney U Testi ile karşılaştırıldı.

Tedavi öncesi ve sonrasında gruplar arası farklılık Bağımsız İki Örnek T Testi ve Mann Whitney U Testi analizlerinden uygun yöntem ile incelendi. Gruplarda tedavi öncesi ile sonrası ölçümler arasındaki farklılık Wilcoxon Testi ve Bağımlı İki Örnek T Testi (Paired Sample T Test) analizlerinden uygun olan yöntem ile test edildi.

Gruplarda zamana bağlı değişim (Tedavi öncesi-Tedavi sonrası) gerekli varsayımların test edilmesi sonucunda İki Yönlü Karma Varyans Analizi (Two Way Mixed ANOVA) ile incelendi. Varsayımların incelenmesinde; varyansların homojenliği Levene Testi, kovaryans matrisinin eşitliği Box's M Testi, artıkların normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilks Testi ile incelendi.

Etkileşim etkisi için etki büyüklüğü 0.10-0.24 arasında ise “küçük”, 0.25-0.39 arasında ise “orta”, ≥0.40 ise “büyük”; eşleştirilmiş iki örnek (ön-son test) için etki büyüklüğü 0.10-0.29 arasında ise “küçük”, 0.3-0.49 arasında ise “orta”, ≥0.5 ise “büyük” olarak kabul edildi (180).

İstatistiksel analizler IBM SPSS Statistics (Version 21.0. Armonk, NY, USA) programında yapıldı (181). Grafikler MS-Excel 2016 ve IBM SPSS Statistics programında çizildi. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Demografik Özellikler

Çalışmamıza katılan bireyler yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve vücut kütle indeksi bakımından incelendiğinde iki grubun istatistiksel olarak benzer olduğu elirlendi (p>0.05) (Tablo 4.1). Çalışma grubunda yer alan kişilerin %35.7'si (n=5) erkek, %64.3'ü kadın (n=9); kontrol grubunda yer alan kişilerin %42.9'u (n=6) erkek, %57.1'i (n=8) kadındı. Gruplarda cinsiyet dağılımının da benzer olduğu bulundu (p>0.05). Hem çalışma grubunda hem de kontrol grubunda yer alan kişilerin %92.8'inin (n=13) alt ekstremite dominant tarafı sağ taraftı ve dominant taraf açısından grupların benzer olduğu belirlendi (p>0.05).

Tablo 4.1. Demografik bilgiler ve fiziksel özellikler.

	Çalışma grubu (n=14)		Kontrol Grubu (n=14)			
	Ortanca (Ç1-Ç3)	**Min-Maks**	**Ortanca (Ç1-Ç3)**	**Min-Maks**	**T, Z**	**P**
Yaş (yıl)	20 (18-20.25)	18-25	19 (18-20.5)	18-25	Z=0.260	0.760
	Ort±SS	**Min-Maks**	**Ort±SS**	**Min-Maks**	**T, Z**	**P**
Boy uzunluğu (cm)	167.5±9.99	152-189	170.64±7.97	158-185	T=0.92	0.366
Vücut Ağırlığı (kg)	63.64±12.3	47-86	65.57±11.11	47-86	T=0.435	0.667
VKİ (kg/m²)	22.54±2.77	18.56-26.84	22.38±2.47	18.83-27.68	T=0.155	0.877

Ort±SS: Ortalama±standart sapma, T: Bağımsız iki örnek testi, Z: Mann Whitney U testi, VKİ: Vücut Kütle İndeksi, Ç1-Ç3: 1. Çeyrek - 3. Çeyrek

4.2. Naviküler Düşme Testi

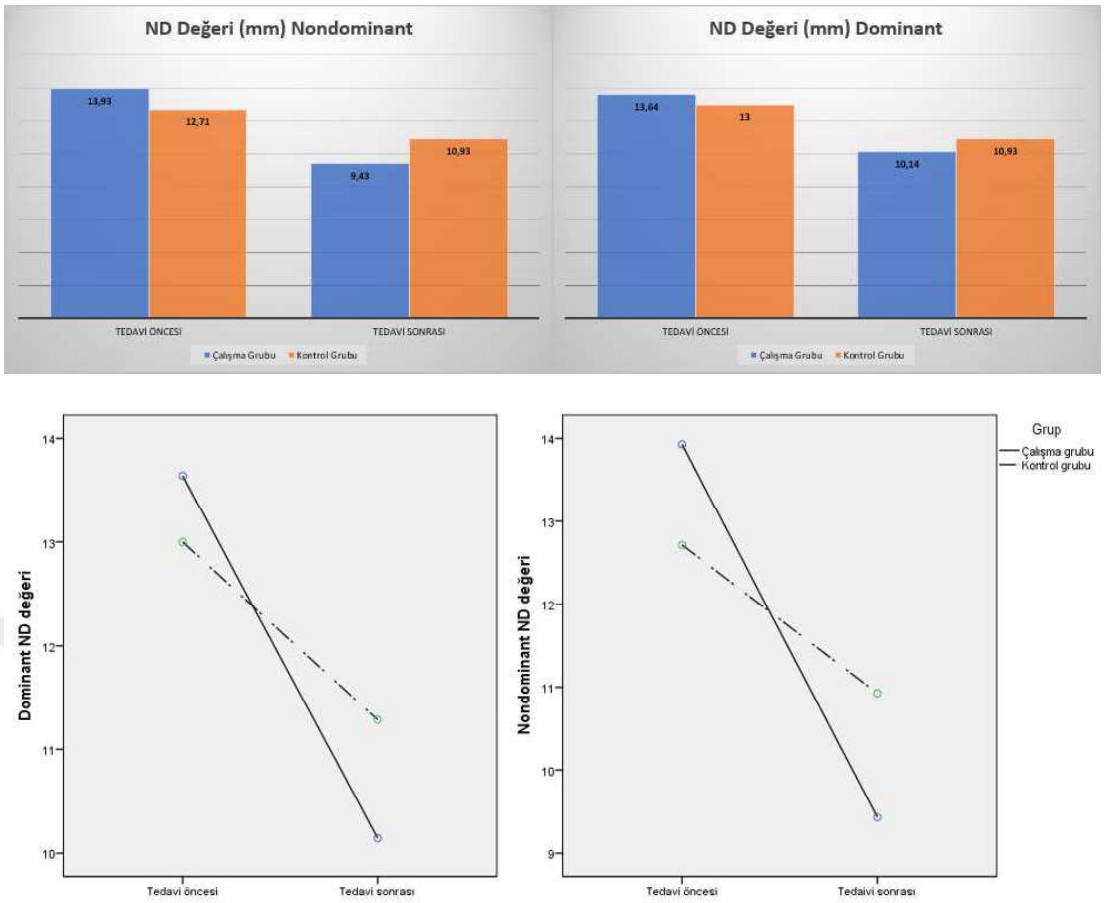
Çalışma öncesinde her iki ekstremite ND değerlerinin benzer olduğu bulundu (p>0.05). Her iki ekstremitede de çalışma ve kontrol grubunda tedavi sonrasında ND değerlerinin belirgin olarak azaldığı (p<0.01); her iki ekstremitede de çalışma grubunun etki büyüklüğünün kontrol grubuna göre daha yüksek olduğu tespit edildi Zamana göre değişim incelendiğinde hem dominant hem de nondominant tarafta

ortaya çıkan değişimin farklı olduğu belirlendi ($p<0.05$) (Şekil 4.1). Buna göre her iki ekstremitede de çalışma grubundaki değişim kontrol grubundakinden fazlaydı ($p<0.05$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Naviküler düşme testi ölçümlerinin ilk ve son testlerinin gruplara göre değerlendirilmesi.

		Çalışma Grubu (n=14)		Kontrol Grubu (n=14)		Tİ†	
		Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	T/Z	P
ND değeri (mm) (Dominant)	İlk	13.64± 1.27	11-15	13±1.03	11-15	T=1.46	0.156
	Son	10.14±2.07	7-14	11.29±1.49	9-14	T=1.67	0.106
	Tİ¥	t=6.58 **p<0.01** r= 0.79		t=4.63 **p<0.01** r= 0.67			
	F	F=7.6 **p=0.01** r= 0.54					
	Fark (%)	25.46±14.85	0-46.15	13.02±10.29	0-35.71	T=2.57	**0.016**
ND değeri (mm) (Nondominant)	İlk	13.93±2.05	11-18	12.71±2.1	11-18	T=1.5	0.14
	Son	9.43±2.53	6-15	10.93±1.63	9-15	T=-1.86	0.74
	Tİ¥	t= 9.65 **p<0.01** r= 0.88		t=5.95 **p<0.01** r= 0.75			
	F	F=24.05 **p<0.01** r= 0.96					
	Fark (%)	32.60±12.73	13.33-50	13.47±7.79	0-25	Z=4.79	**<0.01**

ND: Naviküler düşme, Tİ: Test istatistikleri, İlk: İlk Ölçüm, Son: Son Ölçüm, *F*: İki yönlü karma varyans analizi, r: Etki Büyüklüğü †Gruplar arası karşılaştırma, ¥Grup içi karşılaştırma, Fark: İlk ve Son ölçümler arasındaki yüzdelik değişim oranı, T: Bağımsız iki örnek testi / Z: Mann Whitney U testi, Ort±SS: Ortalama±standart sapma



Şekil 4.1. ND değerlerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi.

4.3. Kassal Aktivasyon Ölçümü

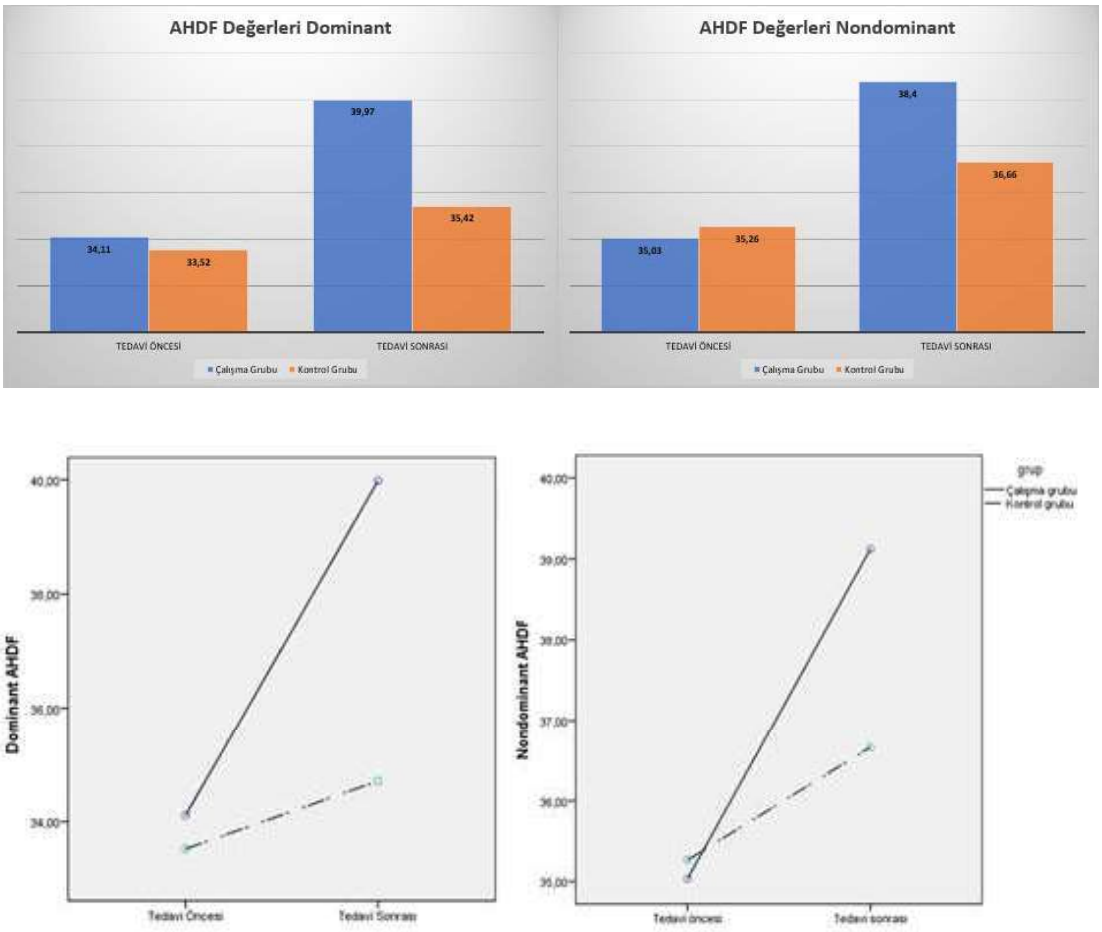
Çalışma öncesinde her iki ekstremitede yürüme sırasındaki AH kasının hem duruş fazında (AHDF) hem de sallanma fazında (AHSF) kassal aktivasyon oranları benzerdi ($p>0.05$). Her iki ekstremitede de çalışma grubunda tedavi sonrası abduktor hallusis kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerlerinin belirgin derecede arttığı belirlendi (sırasıyla, dominant $p<0.01$; nondominant $p=0.03$). Kontrol grubunda ise her iki ekstremitede de çalışma sonrasında abduktor hallusis kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerlerindeki artışın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlendi ($p>0.05$). Her iki ekstremitede abduktor hallusis kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerlerinin zamana göre değişiminin benzer olduğu bulundu (sırasıyla, dominant $p=0.06$, $F=3.88$, nondominant $p=0.3$, $F=1.07$) (Şekil 4.2). Her iki tarafta da abduktor hallusis kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerlerinde çalışma grubunda tedavi öncesi ve sonrası oluşan yüzdelik fark kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlılık düzeyine ulaşmadığı

belirlendi (p>0.05). Her iki tarafta da hem çalışma grubunda hem de kontrol grubunda abduktor hallusis kasının yürüyüşün sallanma fazı kas aktivasyon oranı değerlerinde tedavi sonrasında anlamlı bir değişim saptanmadı (p>0.05) (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Yürüme sırasında AH kasının aktivasyon ölçümlerinin ilk ve son testlerinin gruplara göre değerlendirilmesi.

		Çalışma Grubu (n=14)		Kontrol Grubu (n=14)		Tİ†	
		Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	T/Z	P
AHDF (%) (Dominant)	İlk	34.11±15.79	8.85-59.32	33.52±14.59	10-58.72	T=0.1	0.91
	Son	39.97±18.72	15.98-68.59	35.42±11.46	12.81-52.98	T=0.87	0.38
	Tİ¥	t=-3.48 **p<0.01** r= 0.56		t=-1.73 p=0.107 r= 0.32			
	F	F=3.88 p=0.06 r= 0.38					
	Fark (%)	26.43±30.44	-19.83-86.69	9.36±20.82	-12.89-71.3	Z=1.73	0.09
AHSF (%) (Dominant)	İlk	13.02±6.28	4.23-23.6	12.41±6.86	5.29-21.28	T=0.28	0.77
	Son	11.95±7.38	0.24-24.46	12.84±4.66	7.97-23.33	T=-0.37	0.7
	Tİ¥	t= 1.34 p=0.20 r= 0.24		t=-0.48 p=0.63 r= 0.09			
	F	F= 1.6 p=0.21 r= 0.24					
	Fark (%)	-13.3±42.73	-94.71-85.82	11.61±38.36	-31.61-94.67	Z=-1.62	0.11
AHDF (%) (Nondominant)	İlk	35.03±15.46	10.99-63.64	35.26±15.43	12.28-64.29	T=-0.04	0.96
	Son	38.4±14.28	7.67-58	36.66±13.3	15.42-62.72	T=0.33	0.74
	Tİ¥	t=-2.34 **p=0.03** r= 0.41		t=-1.12 p=0.282 r= 0.2			
	F	F=1.07 p=0.3 r= 0.20					
	Fark (%)	12.27±20.56	-30.22-47.04	8.93±17.28	-12.07-38.17	Z=0.46	0.64
AHSF (%) (Nondominant)	İlk	16.04±8.15	2.88-32.42	15.02±9.6	7.88-30.66	T=0.05	0.99
	Son	15.2±6.54	2.83-35.33	13.96±7.86	5.1-33.04	T=0.4	0.69
	Tİ¥	t=-0.13 p=0.894 r= 0.03		t=1.33 p=0.206 r= 0.25			
	F	F=0.74 p=0.39 r= 0.16					
	Fark (%)	-5.94±30.82	-54.5-53.14	-6.35±21.93	-48.78-31.2	T=1.03	0.3

AHDF: Abduktor hallusis kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı, AHSF: Abduktor hallusis kasının yürüyüşün sallanma fazı kas aktivasyon oranı, Tİ: Test istatistikleri, İlk: İlk Ölçüm, Son: Son Ölçüm, *F*: İki yönlü karma varyans analizi, r: Etki Büyüklüğü †Gruplar arası karşılaştırma, ¥Grup içi karşılaştırma, Fark: İlk ve Son ölçümler arasındaki yüzdelik değişim oranı, T: Bağımsız iki örnek testi / Z: Mann Whitney U testi, Ort±SS: Ortalama±standart sapma



Şekil 4.2. Abduktor hallusis kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerlerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi.

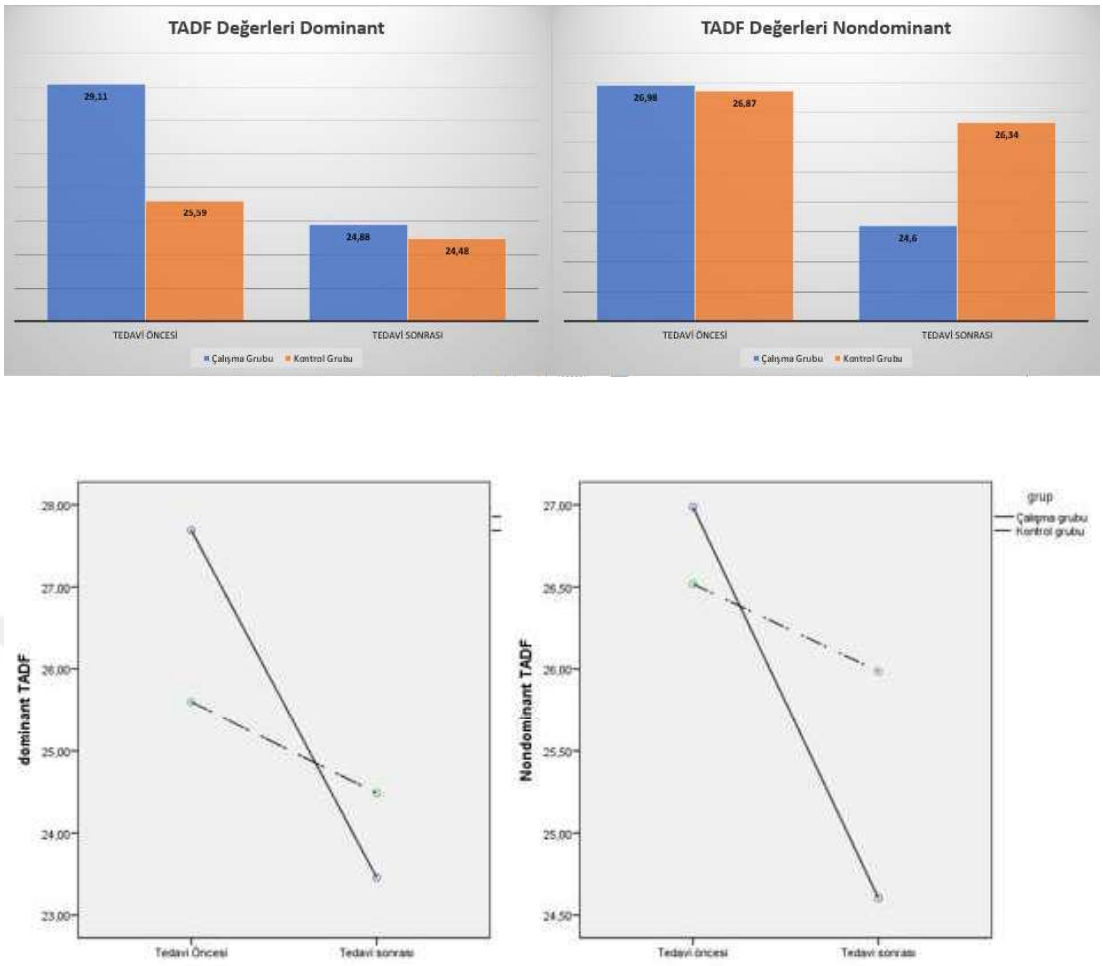
Çalışma öncesinde her iki ekstremitede yürüme sırasındaki TA kasının hem duruş fazında (TADF) hem de sallanma fazında (TASF) kassal aktivasyon oranları benzer bulundu ($p>0.05$). Her iki ekstremitede de çalışma grubunda tedavi sonrası TA kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerleri belirgin derecede azaldı ve etki büyüklükleri her ikisinde de orta düzeyde çıktı (sırasıyla, dominant $p=0.02$, $r=0.45$, nondominant $p=0.02$, $r=0.46$). Kontrol grubunda ise her iki ekstremitede de çalışma sonrasında TA kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerlerinin ortalamasında azalma olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlılık düzeyine ulaşmadı. ($p>0.05$). Tibialis anterior kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerleri zamana göre değişimi incelendiğinde ortaya çıkan değişim her iki tarafta da benzer bulundu (sırasıyla, dominant $p=0.16$, $F=1.99$, nondominant $p=0.23$, $F=1.5$) (Şekil 4.3). Tedavi sonrasında her iki tarafta da TA kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerleri çalışma grubunda tedavi öncesi ve sonrası oluşan yüzdelik fark ortalaması kontrol grubuna göre daha yüksek olmasına rağmen

istatistiksel olarak anlamlılık düzeyine ulaşmadı (p>0.05). Her iki tarafta da hem çalışma grubunda hem de kontrol grubunda TA kasının yürüyüşün sallanma fazı kas aktivasyon oranı değerlerinde tedavi sonrasında anlamlı bir değişim saptanmadı (p>0.05) (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Yürüme sırasında TA kasının aktivasyon ölçümlerinin ilk ve son testlerinin gruplara göre değerlendirilmesi.

		Çalışma Grubu (n=14)		Kontrol Grubu (n=14)		Tİ†	
		Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	T/Z	P
TADF (%) (Dominant)	İlk	29.11±15.31	10.8-59.08	25.59±12.1	9.94-53.4	T=0.67	0.55
	Son	24.88±12.1	12.13-47.84	24.48±9.03	11.16-47.53	T=0.09	0.92
	Tİ¥	t= 2.58 **p=0.02** r= 0.45		t=0.75 p=0.46 r= 0.14			
	F	F= 1.99 p=0.16 r= 0.28					
	Fark (%)	-9.88±22.37	-45.4-25.18	3.39±28.66	-32.45-65.07	Z=-1.36	0.18
TASF (%) (Dominant)	İlk	18.56±9.15	6.32-38.15	19.92±7.66	6.59-35.24	T=0.2	0.84
	Son	18.04±11.52	5.36-37.96	17.78±9.29	5.19-32.57	T=0.07	0.93
	Tİ¥	t=0.56 p= 0.58 r= 0.10		t=0.11 p=0.9 r= 0.02			
	F	F= 0.06 p=0.79 r= 0.05					
	Fark (%)	-1.06±21.22	-39.16-37.17	2.3±26.98	-38.35-51.06	T=-0.36	0.71
TADF (%) (Nondominant)	İlk	26.98±10.61	14.38-52.4	26.87±11.07	12.78-55.64	T=0.27	0.97
	Son	24.6±9.38	11.24-48.78	25.34±13.04	9.42-52.54	T=-0.47	0.64
	Tİ¥	t= 2.63 **p= 0.02** r= 0.46		t=0.44 p=0.66 r= 0.09			
	F	F= 1.5 p= 0.23 r= 0.24					
	Fark (%)	-7.94±12.84	-27.9-15.47	-0.46±17.52	-27.3-18.56	Z=-1.2	0.2
TASF (%) (Nondominant)	İlk	15.62±7.13	5.62-27.11	16.62±8.87	7.17-27.38	T=-0.4	0.68
	Son	15.21±6.98	6.14-26.35	15.75±6.41	4.64-25.66	T=-0.21	0.83
	Tİ¥	t= 0.31 p=0.75 r= 0.06		t=0.67 p=0.51 r= 0.13			
	F	F= 0.06 p= 0.8 r= 0.04					
	Fark (%)	2.93±31.32	-40.34-58.9	-0.69±41.79	-64.43-109.34	Z=0.26	0.79

TADF: Tibialis anterior kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı, TASF: Tibialis anterior kasının yürüyüşün sallanma fazı kas aktivasyon oranı, Tİ: Test istatistikleri, İlk: İlk Ölçüm, Son: Son Ölçüm, *F*: İki yönlü karma varyans analizi, r: Etki Büyüklüğü †Gruplar arası karşılaştırma, ¥Grup içi karşılaştırma, Fark: İlk ve Son ölçümler arasındaki yüzdelik değişim oranı, T: Bağımsız iki örnek testi / Z: Mann Whitney U testi, Ort±SS: Ortalama±standart sapma



Şekil 4.3. Tibialis anterior kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerlerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi.

Çalışma öncesinde her iki ekstremitede yürüme sırasındaki PL kasının hem duruş fazında (PLDF) hem de sallanma fazında (PLSF) kassal aktivasyon oranları benzer bulundu ($p>0.05$). Dominant taraf ekstremitede hem çalışma grubu hem de kontrol grubunda tedavi sonrası PL kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede arttı ve etki büyüklükleri orta düzeyde çıktı (sırasıyla; çalışma grubu $p=0.01$, $r=0.48$, kontrol grubu $p=0.04$, $r=0.40$). Nondominant tarafta ise her iki grupta da çalışma sonrası PL kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerleri ortalamasında artış olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlılık düzeyine ulaşmadı ($p>0.05$). Peroneus longus kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerleri zamana göre değişimi incelendiğinde ortaya çıkan değişim her iki tarafta da benzer bulundu (sırasıyla, dominant $p=0.82$, $F=0.05$, nondominant $p=0.36$, $F=0.85$) (Şekil 4.4). Tedavi sonrasında her iki tarafta da PL kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerleri çalışma grubunda tedavi

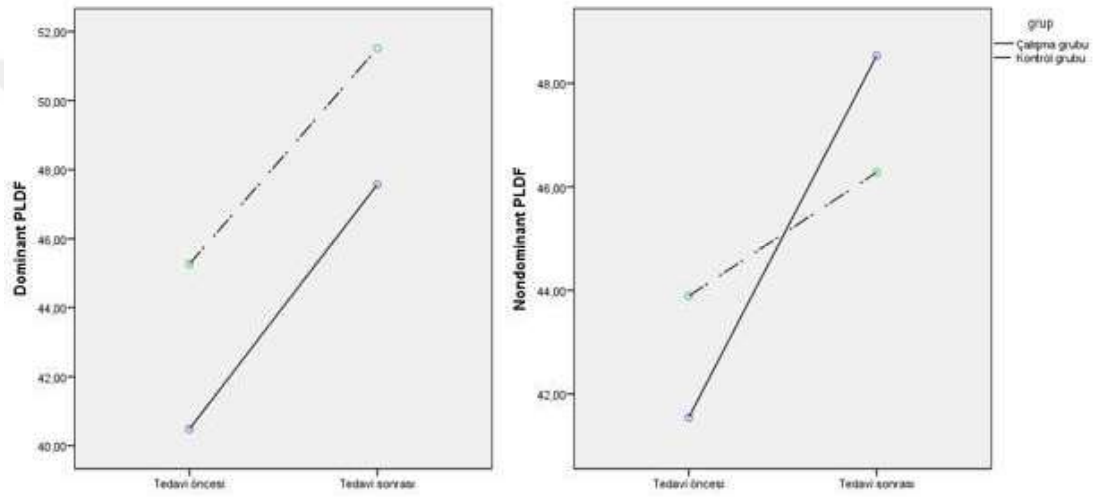
öncesi ve sonrası oluşan yüzdelik fark ortalaması kontrol grubuna göre daha yüksek olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlılık düzeyine ulaşmadı (p>0.05). Her iki tarafta da hem çalışma grubunda hem de kontrol grubunda PL kasının yürüyüşün sallanma fazı kas aktivasyon değerlerinde tedavi sonrasında anlamlı bir değişim saptanmadı (p>0.05) (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Yürüme sırasında PL kasının aktivasyon ölçümlerinin ilk ve son testlerinin gruplara göre değerlendirilmesi.

		Çalışma Grubu (n=14)		Kontrol Grubu (n=14)		Tİ†	
		Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	T/Z	P
PLDF (%) (Dominant)	İlk	40.48±15.4	17.8-68.26	45.26±13.9	20.39-71.9	T=-0.85	0.39
	Son	47.56±13.38	21.42-68.08	51.51±18.71	41.7-73.51	T=-0.92	0.36
	Tİ¥	t=-2.84 **p=0.01** r= 0.48		t= -2.23 **p=0.04** r= 0.40			
	F	F= 0.05 p=0.82 r= 0.04					
	Fark (%)	24.5±29.44	-13.73-80.41	23.9±42.42	-14.48-125.73	Z=0.29	0.96
PLSF (%) (Dominant)	İlk	14.6±5.78	7.51-27.78	13.11±7.49	5.2-28.96	T=0.58	0.56
	Son	15.08±6.54	7.74-25.81	12.75±5.25	2.21-25.23	T=0.63	0.53
	Tİ¥	t= -0.40 p=0.69 r= 0.07		t= -0.49 p=0.63 r= 0.09			
	F	F<0.01 p=0.95 r= 0.01					
	Fark (%)	10.99±35.41	-29.52-86.27	9.38±38.15	-57.5-72.66	Z=-0.11	0.9
PLDF (%) (Nondominant)	İlk	41.54±18.4	13.14-74.34	43.89±19.06	16.42-74.31	T=-0.33	0.74
	Son	47.82±13.82	15.33-80.68	45.56±16.39	12.96-76.9	T=0.39	0.69
	Tİ¥	t= -1.54 p= 0.14 r= 0.28		t= -0.58 p=0.57 r= 0.11			
	F	F= 0.85 p= 0.36 r= 0.18					
	Fark (%)	27±39.71	-30.23-98.48	9.75±30.23	-27.04-67.66	Z=1.29	0.2
PLSF (%) (Nondominant)	İlk	15.15±6.71	6.43-33.03	13.03±6.54	4.91-27.12	T=0.84	0.4
	Son	11.41±5.09	3.49-23.1	9.97±8.39	4.09-24.48	T=-0.23	0.81
	Tİ¥	t= 1.22 p= 0.24 r= 0.23		t= -0.79 p=0.43 r= 0.15			
	F	F= 2.11 p= 0.15 r= 0.28					
	Fark (%)	-9.3±36.77	-57.03-73.75	13.92±40.55	-54.04-92.11	Z=-1.6	0.12

PLDF: Peroneus longus kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı, PLSF: Peroneus longus kasının yürüyüşün sallanma fazı kas aktivasyon, Tİ: Test istatistikleri, İlk: İlk Ölçüm, Son: Son Ölçüm, *F*: İki yönlü karma varyans analizi, r: Etki Büyüklüğü †Gruplar arası karşılaştırma, ¥Grup içi karşılaştırma, Fark: İlk ve Son ölçümler arasındaki yüzdelik değişim oranı, T: Bağımsız iki örnek testi / Z: Mann Whitney U testi; Ort±SS: Ortalama±standart sapma





Şekil 4.4. Peroneus longus kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı değerlerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi.

4.4. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Parametreleri

Çalışma öncesinde yapılan yürüyüş değerlendirmesi sonucu yürüyüşün zaman-mesafe parametreleri her iki grupta benzer bulundu ($p>0.05$). Her iki grupta da yürüyüşün zaman-mesafe parametre değerlerinde tedavi sonrası anlamlı bir değişim saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Yürüyüşün zaman-mesafe parametrelerinin ilk ve son testlerinin gruplara göre değerlendirilmesi.

		Çalışma Grubu (n=14)		Kontrol Grubu (n=14)		Tİ†	
		Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	T/Z	P
Yürüme Hızı (m/sn)	İlk	1.23±0.14	0.94-1.44	1.22±0.11	1.04-1.43	T=0.22	0.82
	Son	1.2±0.14	0.9-1.4	1.27±0.16	1-1.61	T=-1.27	0.21
	Tİ¥	t= 1.02 p=0.32 r= 0.19		t= -2 p=0.06 r= 0.36			
	F	F=4.18 p=0.051 r= 0.40					
	Fark (%)	-2.2±10.05	-21.58-12.15	4.14±8.05	-8.7-18.27	Z=-1.85	0.07
Tempo (adım sayısı/dk)	İlk	113.92±8.78	101.2-130.7	111.18±8.81	100.2-130.1	T=0.82	0.41
	Son	115.77±9.12	96.1-128.8	112.3±8.62	101.5-133.5	T=1.03	0.31
	Tİ¥	t= -1.27 p=0.22 r= 0.24		t= -1.08 p=0.29 r= 0.20			
	F	F= 0.16 p=0.68 r= 0.08					
	Fark (%)	1.71±5.05	-9.93-10.28	1.08±3.59	-4.19-7.14	Z=0.37	0.7
Çift adım uzunluğu (m)	İlk	1.3±0.12	1.1-1.52	1.32±0.08	1.2-1.46	T=-0.49	0.62
	Son	1.28±0.11	1.13-1.47	1.35±0.12	1.12-1.61	T=-1.44	0.15
	Tİ¥	t= 1.61 p=0.13 r= 0.29		t= -0.86 p=0.4 r= 0.16			
	F	F= 2.45 p=0.12 r= 0.30					
	Fark (%)	-1.66±4.17	-11.72-3.28	1.62±6.95	-7.3-12.21	T=-1.51	0.14
Simetri indeksi (%)	İlk	93.66±5.62	81.5-99.3	95±2.47	88-97.7	T=-0.81	0.42
	Son	95.42±3.24	87.5-99.5	95.62±2.22	92.3-99.2	T=-0.18	0.85
	Tİ¥	t= -1.38 p= 0.18 r= 0.26		t= -0.77 p=0.45 r= 0.14			
	F	F=0.58 p=0.45 r= 0.14					
	Fark (%)	2.13±5.34	-5.37-14.54	0.7±3.17	-3.9-5.8	T=0.86	0.39

Tİ: Test istatistikleri, İlk: İlk Ölçüm, Son: Son Ölçüm, *F*: İki yönlü karma varyans analizi, r: Etki Büyüklüğü †Gruplar arası karşılaştırma, ¥Grup içi karşılaştırma, Fark: İlk ve Son ölçümler arasındaki yüzdelik değişim oranı, T: Bağımsız iki örnek testi / Z: Mann Whitney U testi, Ort±SS: Ortalama±standart sapma

4.5. Dinamik Denge

Çalışma öncesinde her iki grupta Y balans denge testi değerleri benzer bulundu ($p>0.05$). Her iki ekstremitede hem çalışma hem kontrol grubunda tedavi sonrası bütün yönlerde denge sonuçları anlamlı derecede arttı ($p<0.05$). Nondominant tarafta posteromedial yöndeki değişim çalışma grubunda kontrol grubundan anlamlı düzeyde daha fazlaydı ($F= 11.55$, $p<0.01$). Diğer bütün yönlerdeki denge sonuçlarının tedavi

öncesi ve sonrası değişimleri (etkileşim etkisi) her iki grupta benzer bulundu ($p>0.05$) (Şekil 4.5, Şekil 4.7). Her iki tarafta da çalışma grubunda anterior yönde denge değişimlerinin etki genişliği büyük iken kontrol grubunda orta düzeyde olduğu tespit edildi (sırasıyla dominant çalışma grubu ANTr=0.66; kontrol grubu ANTr=0.48; nondominant çalışma grubu ANTr=0.69; kontrol grubu ANTr=0.40). Bütün yönlerde tedavi öncesi ve sonrası arasındaki değişimin ortalama yüzdelik farkı çalışma grubunda kontrol grubundan daha yüksek çıktı. Fakat aradaki bu fark nondominant taraf posteromedial yön dışında istatistiksel olarak anlamlılık seviyesine ulaşmadı ($p<0.05$). Nondominant taraf posteromedial yönde elde edilen veriler zamana göre karşılaştırıldığında ise ortaya çıkan değişimin farklı olduğu belirlendi ($p<0.05$) (Şekil 4.6). Buna göre nondominant taraf çalışma grubunda posteromedial yöndeki değişim kontrol grubundakinden fazlaydı ($p<0.05$) (Tablo 4.7, Tablo 4.8).

Tablo 4.7. Dominant taraf dinamik denge değerlendirmesi ölçümlerinin ilk ve son testlerinin gruplara göre değerlendirilmesi.

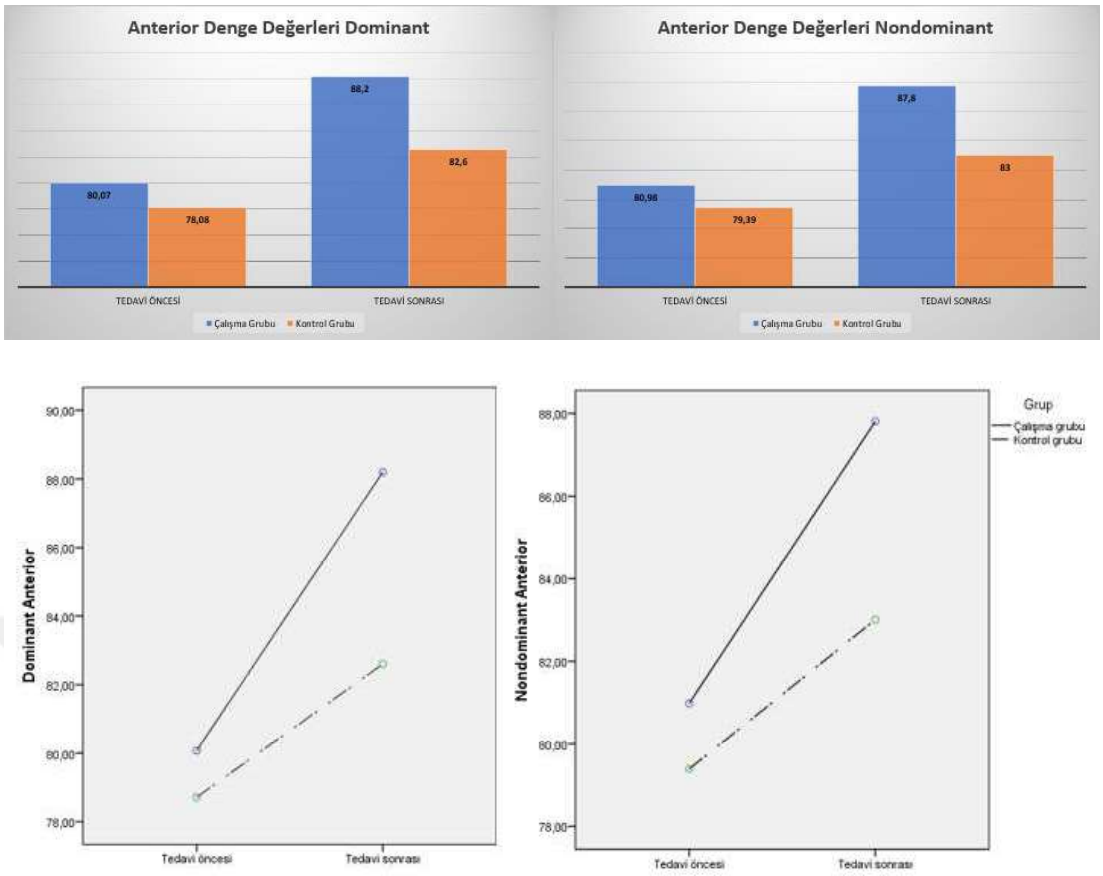
		Çalışma Grubu (n=14)		Kontrol Grubu (n=14)		Tİ†	
		Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	T/Z	P
Anterior (Dominant) (%)	İlk	80.07±6.65	72.84-95.85	78.08±6.05	68.29-88.55	T=0.56	0.57
	Son	88.2±6.17	78.06-98.27	82.60±6.47	68.46-91.25	T=2.34	0.02
	Tİ¥	t= -4.57 **p=0.01** r= 0.66		t= -2.85 **p=0.01** r= 0.48			
	F	F=3.59 p=0.06 r= 0.37					
	Fark (%)	10.54±8.59	-4.71-25.93	5.11±6.57	-6.59-15.15	Z=0.19	0.07
Posteromedial (Dominant) (%)	İlk	77.15±6.57	67.95-85.9	78.98±8.62	67.9-97.03	T=0.81	0.53
	Son	92.82±7.39	78.82-104.44	90.33±8.06	80-106.36	T=0.84	0.40
	Tİ¥	t= -9.6 **p<0.01** r= 0.88		t= -7.9 **p<0.01** r= 0.83			
	F	F= 4.01 p=0.056 r= 0.39					
	Fark (%)	20.64±9.11	9.4-43.15	14.8±7.6	-0.61-30.18	T=1.84	0.07
Posterolateral (Dominant) (%)	İlk	88.09±5.11	80.65-96.86	87.81±8.56	76.05-106.92	T=0.1	0.91
	Son	100.78±6.19	92.04-115.12	97.9±9.52	84.6-119.32	T=0.94	0.35
	Tİ¥	t= -12.79 **p<0.01** r= 0.92		t= -5.7 **p<0.01** r= 0.74			
	F	F= 1.67 p=0.2 r= 0.25					
	Fark (%)	14.45±4.3	8.08-22.66	11.76±8.2	0-29.54	Z=1.08	0.29

Tİ: Test istatistikleri, İlk: İlk Ölçüm, Son: Son Ölçüm, *F*: İki yönlü karma varyans analizi, r: Etki Büyüklüğü †Gruplar arası karşılaştırma, ¥Grup içi karşılaştırma, Fark: İlk ve Son ölçümler arasındaki yüzdelik değişim oranı, T: Bağımsız iki örnek testi / Z: Mann Whitney U testi, Ort±SS: Ortalama±standart sapma

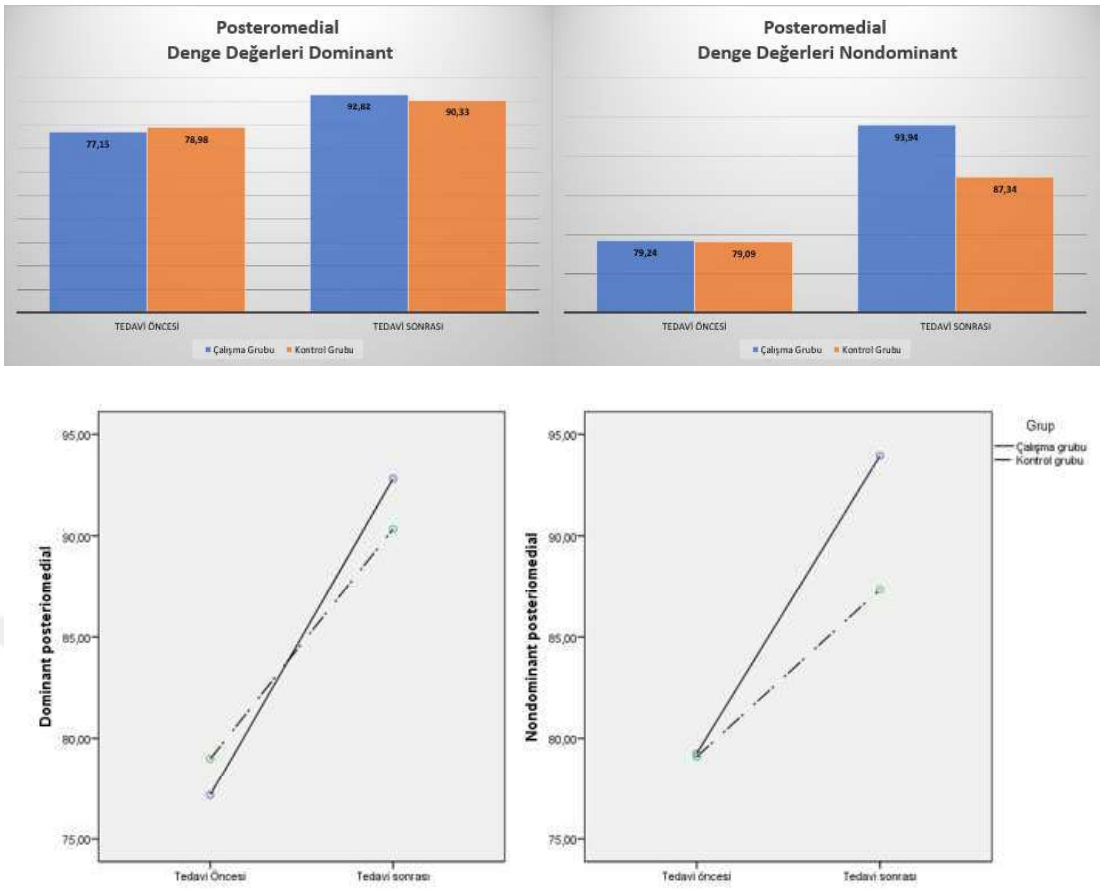
Tablo 4.8. Nondominant taraf dinamik denge değerlendirmesi ölçümlerinin ilk ve son testlerinin gruplara göre değerlendirilmesi.

		Çalışma Grubu (n=14)		Kontrol Grubu (n=14)		Tİ†	
		Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	T/Z	P
Anterior (Nondominant)	İlk	80.98±5.53	73.12-93.41	79.39±5.75	69.31-92.32	T=0.74	0.46
	Son	87.8±5.61	97.04-75.5	83±5.52	68.72-91.59	T=0.72	0.03
	Tİ¥	t= -4.92 **p<0.01** r= 0.69		t= -2.24 **p=0.04** r= 0.40			
	F	F= 2.28 p=0.14 r= 0.29					
	Fark (%)	8.63±6.59	-3.96-15.9	4.86±7.99	-7.04-23.22	T=1.36	0.18
Posteromedial (Nondominant)	İlk	79.24±5.93	68.19-87.91	79.09±4.88	71.46-89.88	T=0.07	0.94
	Son	93.94±5.43	85.9-104.65	87.34±6.46	79.31-99.19	T=2.92	0.02
	Tİ¥	t=-13.67 **p<0.01** r= 0.93		t= -5.27 **p<0.01** r= 0.71			
	F	F= 11.55 **p<0.01** r= 0.66					
	Fark (%)	18.81±5.85	6.39-27.8	10.58±7.42	-2.82-22.22	T=3.25	**0.003**
Posterolateral (Nondominant)	İlk	86.78±4.97	78.67-94.53	87.35±7.45	77.78-101.1	T=-0.23	0.81
	Son	101.88±6.45	89.88-113.09	98.39±9.38	83.91-120.45	T=1.14	0.26
	Tİ¥	t=-14.61 **p<0.01** r= 0.94		t= -6.31 **p<0.01** r= 0.77			
	F	F= 3.98 p=0.057 r= 0.39					
	Fark (%)	17.43±4.48	12.24-27.22	12.8±7.63	1.39-27.9	T=1.96	0.06

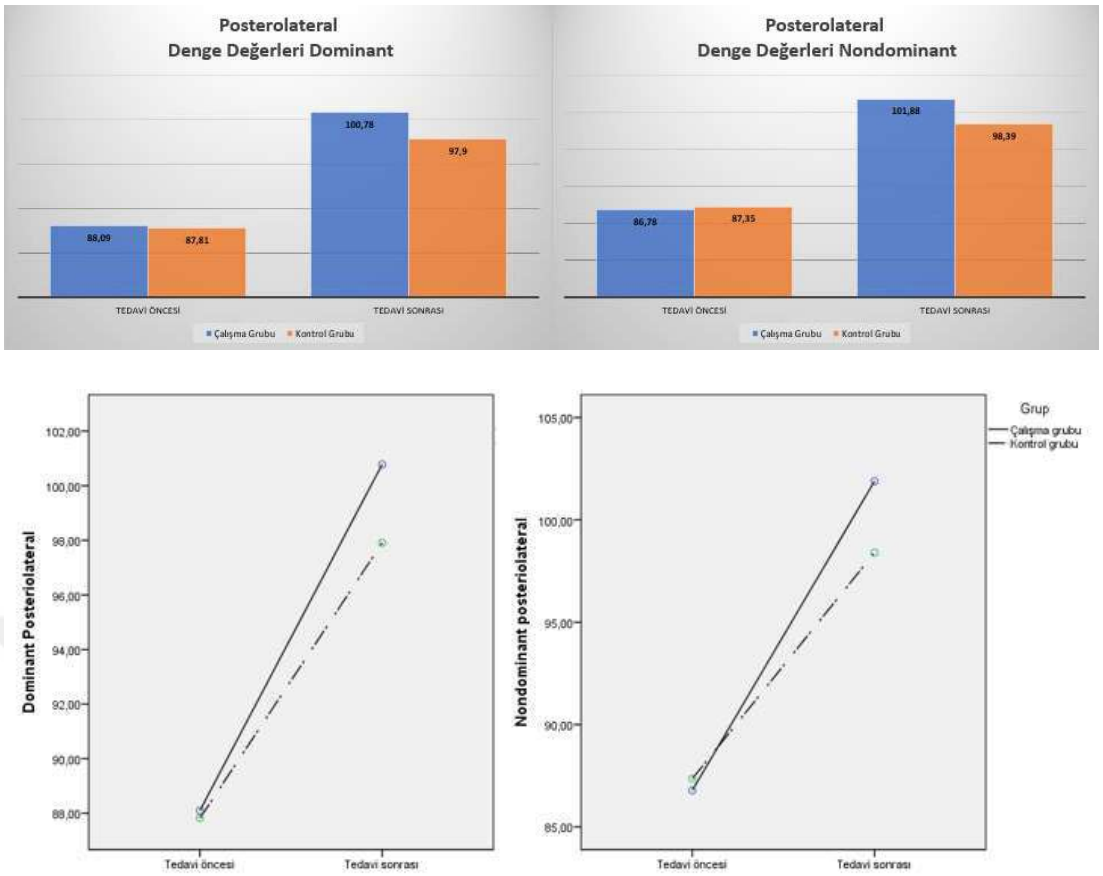
Tİ: Test istatistikleri, İlk: İlk Ölçüm, Son: Son Ölçüm, *F*: İki yönlü karma varyans analizi, r: Etki Büyüklüğü †Gruplar arası karşılaştırma, ¥Grup içi karşılaştırma, Fark: İlk ve Son ölçümler arasındaki yüzdelik değişim oranı, T: Bağımsız iki örnek testi / Z: Mann Whitney U testi, Ort±SS: Ortalama±standart sapma



Şekil 4.5. Anterior yönde Y balans denge testi verilerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi.



Şekil 4.6. Posteromedial yönde Y balans denge testi verilerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi.



Şekil 4.7. Posterolateral yönde Y balans denge testi verilerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi.

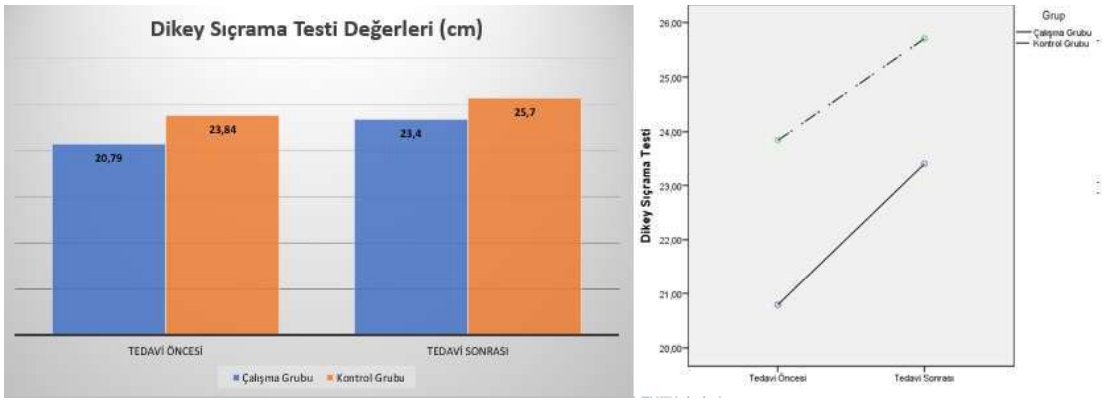
4.6. Alt Ekstremite Fonksiyonel Performansı

Çalışma öncesinde her iki grupta sıçrama testleri değerleri benzer bulundu ($p>0.05$). Dikey sıçrama ve her iki ekstremitede TAS yükseklik değerleri hem çalışma hem kontrol grubunda tedavi sonrası anlamlı derecede arttı ($p<0.05$). Bütün sıçrama yükseklik sonuçlarının tedavi öncesi ve sonrası değişimleri (etkileşim etkisi) her iki grupta benzer bulundu ($p>0.05$). Her iki tarafta da çalışma grubunda TAS değişimlerinin etki büyüklükleri kontrol grubundan daha yüksekti (sırasıyla dominant çalışma grubu TASr=0.86, kontrol grubu TASr=0.59; nondominant çalışma grubu TASr=0.79; kontrol grubu TASr=0.67). Dikey sıçrama ve TAS değerlerinin zamana bağlı değişimleri incelendiğinde ise gruplar benzer bulundu ($p>0.05$) (Şekil 4.8, Şekil 4.9).

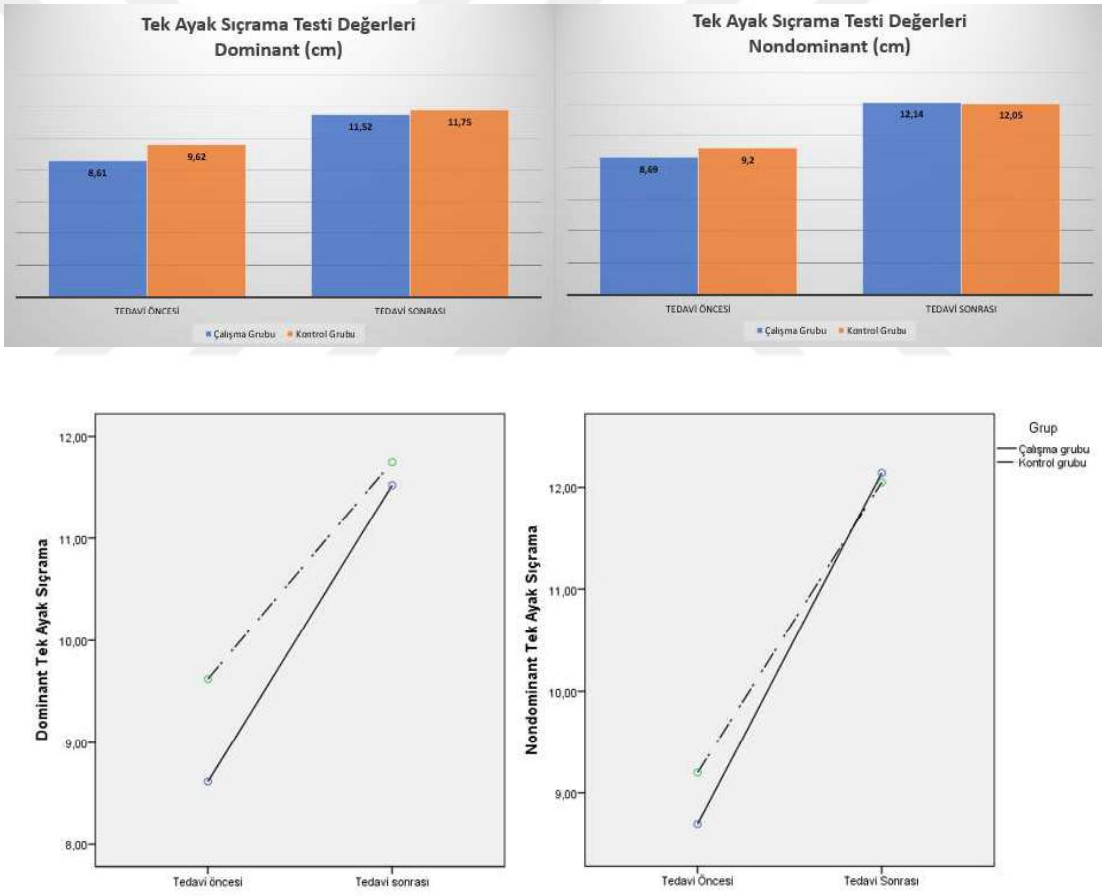
Tablo 4.9. Sıçrama testlerinin ilk ve son verilerinin gruplara göre değerlendirilmesi.

		Çalışma Grubu (n=14)		Kontrol Grubu (n=14)		Tİ†	
		Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	T/Z	P
Dikey Sıçrama Testi (cm)	İlk	20.79±4.91	14.9-29.9	23.84±8.26	11.2-42.5	T=-1.18	0.24
	Son	23.4±5.92	16.2-33.7	25.7±8.7	12.3-45.2	T=-0.82	0.42
	Tİ¥	t=-7.33 **p<0.01** r= 0.82		t= -4.66 **p<0.01** r= 0.67			
	F	F= 2.09 p=0.16 r= 0.28					
	Fark (%)	12.15±3.82	6.53-19.32	8.35±6.53	0.94-22.76	T=1.87	0.07
Tek Ayak Sıçrama Testi (cm) (Dominant)	İlk	8.61±3.18	4.6-13.9	9.62±3.85	2.7-15.8	T=-0.75	0.45
	Son	11.52±3.19	6.5-17.2	11.75±4.98	4.5-23	T=0.14	0.88
	Tİ¥	t= -8.99 **p<0.01** r= 0.86		t= -3.77 **p=0.02** r= 0.59			
	F	F= 0.92 p=0.34 r= 0.18					
	Fark (%)	40.76±31.83	10.79-116.39	27.89±43.39	-13.19-166.67	Z=0.89	0.37
Tek Ayak Sıçrama Testi (cm) (Nondominant)	İlk	8.69±2.23	5.5-11.9	9.2±3.63	4.2-16.2	T=-0.44	0.66
	Son	12.14±3.16	7.7-17.9	12.05±4.78	6.4-21.5	T=0.61	0.95
	Tİ¥	t= -6.61 **p<0.01** r= 0.79		t= -4.65 **p<0.01** r= 0.67			
	F	F= 0.55 p=0.46 r= 0.15					
	Fark (%)	41.61±23.91	10.19-92.73	34.96±30.98	4.23-107.14	T=0.63	0.53

Tİ: Test istatistikleri, İlk: İlk Ölçüm, Son: Son Ölçüm, *F*: İki yönlü karma varyans analizi, r: Etki Büyüklüğü †Gruplar arası karşılaştırma, ¥Grup içi karşılaştırma, Fark: İlk ve Son ölçümler arasındaki yüzdelik değişim oranı, T: Bağımsız iki örnek testi / Z: Mann Whitney U testi, Ort±SS: Ortalama±standart sapma



Şekil 4.8. Dikey sıçrama verilerinin zamana göre değişimi.



Şekil 4.9. Tek ayak üstünde sıçrama verilerinin dominant ve nondominant ekstremitelerde zamana göre değişimi.

5. TARTIŞMA

Asemptomatik esnek pes planus olan genç yetişkin bireylerde klasik egzersiz tedavisine ek olarak verilen ayak kor eğitiminin kas aktivasyonları, yürüyüş, denge ve alt ekstremite fonksiyonel performans üzerine etkilerini belirlemek amacıyla yapılan bu randomize kontrollü çalışma sonucunda; her iki grupta da ND değerleri, PL kasının yürüme sırasındaki kas aktivasyonu, dinamik denge ve alt ekstremite performansı açısından gelişmeler olduğu görüldü. Ayak kor eğitimini içeren pes planus egzersiz protokolünün, klasik pes planus egzersiz programına göre AH, TA ve PL kaslarının yürüyüş sırasındaki kas aktivasyonları ve denge performansı üzerinde olumlu anlamda değişmesinde daha etkili olduğu belirlendi.

Vücut kütle indeksinin ve vücut ağırlığının ayak postürü ve yapısı üzerinde etkili olduğunu gösteren çalışmalar olduğu gibi etkili olmadığını savunan çalışmalara da rastlanmıştır (182, 183). Sağlıklı genç erkekler üzerinde yapılan bir çalışmada fiziksel parametrelerin denge üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir (110). Yılmaz ve ark. yaptığı çalışmada VKİ'nin artmasıyla birlikte arka ayağın plantar basınç yüzdesinde artış bulunmuştur (184). Ayak parmak plantar fleksörlerinin kas kuvvetinin yaş ve cinsiyet bakımından araştırıldığı bir çalışmaya göre kadınların erkeklere göre; yaşlıların da gençlere göre kas kuvveti daha düşük bulunmuştur (185). Esnek pes planusun prevelansına yönelik adölesanlar üzerine yapılan geniş çaplı bir çalışmada VKİ, cinsiyet ve boy uzunluğunun esnek pes planus prevelansı üzerinde etkili olduğu savunulmuştur (186). Vücut ağırlığının ayak postürü, denge ve performansı etkilememesi için VKİ değerleri 18.5-30 kg/m² aralığında olan katılımcılara çalışmamızda yer verildi. Katılımcıların 18-25 yaş aralığında olmasıyla da yaşa bağlı biyomekaniksel, kas kuvveti, denge ve performans farklılıklarının önüne geçildiğini düşünmekteyiz. Çalışma gruplarımızdaki katılımcıların cinsiyet yönünden de benzer olmasının, çalışmamızın özellikle denge ve performans sonuçlarına etki edebilecek cinsiyet faktörünün engellemiş olduğunu düşünüyoruz. Ayrıca genç erişkin popülasyonda henüz semptom vermeden pes planusun fark edilmesi ve sebep olan faktörlerin erken dönemde anlaşılması, bu biyomekaniksel bozukluğun zamanla vücudun diğer bölgelerini etkilemeden, egzersizler ve yaşam stili değişikliklerinin erken dönemde gerçekleştirilebilmesini ve böylece ileride oluşabilecek risklerin önlenebilmesi ya da azaltılabilmesini sağlayacaktır. Çalışmamıza dahil edilen gönüllü

kişilerin demografik ve fiziksel özellikleri bakımından her iki grupta da benzer olması, çalışmamızın homojen gruplar üzerinde gerçekleştirilmiş olması ve ölçülen parametrelerin bu değişkenlerden etkilenmemesi adına önemlidir.

5.1. Naviküler Düşme Değerleri

Pes planus tanısını koymak için standart yöntem olarak radyografik ölçümler kullanılmaktadır. Klinikte ise alternatif olarak farklı ölçüm yöntemleri de kullanılmaktadır (187). Naviküler düşme testi pes planus değerlendirmesi için klinikte sıkça kullanılan, geçerlilik ve güvenilirliği gösterilmiş bir testtir (144). Ayağa yük binmesi ile naviküler düşme miktarının 10 mm ve üzerinde olması pes planus olarak isimlendirilir. Çalışmamızda sekiz haftalık tedavi sonrasında her iki ekstremitede de hem çalışma grubunda hem de kontrol grubunda ND değerlerinin belirgin bir şekilde azaldığı belirlendi. Kurbaloğlu 32 esnek pes planuslu kişi üzerinde yaptığı çalışmada tabanlık uygulamasına ilave verilen klasik egzersiz programının etkinliğini araştırmış ve 8 hafta sonunda egzersiz grubunda ayak postür indeksi sonuçlarında olumlu gelişmeler olduğunu göstermiştir (188). Gheitasi ve ark. pes planus deformitesi olan 36 adölasan kişide yaptıkları çalışmada kalça ve diz kaslarının da dahil edildiği klasik egzersiz grubunda naviküler düşme indeksinin azaldığını bulmuşlardır (189). Alvarez ve ark. posterior tibial disfonksiyonu olan 47 pes planuslu hasta üzerinde ortez uygulamasına ek olarak gatstrosoleus kasına germe, peronealler, tibialis anterior, tibialis posterior ve gastroknemius kasları için kuvvetlendirme, parmak ucunda yürümeyi içeren egzersiz programıyla olumlu sonuçlar almışlardır (154). Klasik egzersiz grubunda ayak postüründeki olumlu değişimin klasik egzersiz programında yer alan havlu toplama egzersizlerinin ayak intrinsik kaslarının etkinliğini artırarak bu kasların MLA üzerindeki destekleyici etkisini artırdığını düşünmekteyiz. Ayrıca egzersiz programı içerisinde ayak ekstrinsik kaslarına yönelik kuvvetlendirme egzersizlerinin bulunması nedeniyle MLA'yı aktif olarak destekleyen tibialis posterior gibi kasların etkinliğinin arttığını düşünmekteyiz. Bizim çalışmamızda her iki ekstremitede de ayak kor eğitimini içeren çalışma grubundaki ND değerlerindeki düşüş, klasik egzersiz uygulanan kontrol grubundan önemli bir şekilde daha fazla idi. Ayrıca çalışmamızda çalışma grubundaki ND değerindeki değişimin etki büyüklüğü kontrol grubundan daha yüksek bulunmuştur. Lynn ve ark. 24 sağlıklı genç erişkinlerde yaptıkları randomize kontrollü çalışmada 3 grup oluşturmuşlardır. Dört

hafta boyunca süren çalışma sonunda kısa ayak egzersiz grubu, havlu toplama egzersiz grubu ve kontrol grubunda ND değerleri açısından anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır (157). Okamura ve ark. yaptıkları randomize kontrollü pilot çalışmada pes planusu olan 20 üniversite öğrencisinde ayak intrinsik kaslarını kuvvetlendirmek için sekiz hafta uygulanan kısa ayak egzersizlerinin dinamik ND miktarını değiştirmediğini göstermişlerdir (190). Bu çalışmalardaki farklılığın örneklem ve yöntem farklılığı ile uygulama süresinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Okamura ve ark. pronasyonlu ayak deformitesine sahip 26 kişi üzerinde yaptıkları çalışmada, AH ve fleksör hallusis brevis kas kalınlıklarının dinamik ND değeri ile ilişkili olduğu sonucunu bulmuşlardır (160). Ayak intrinsik kasları MLA'yı desteklemede önemli rol oynamaktadır. Pes planus tedavisinde ayak intrinsik kaslarını kuvvetlendirme amacıyla geleneksel olarak havlu toplama ve boncuk toplama egzersizleri verilmektedir. Fakat bu egzersizler sırasında ayak intrinsik kasları aktif olarak çalışırken fleksör digitorium longus ve fleksör hallusis longus gibi ayağın ekstrinsik kasları da çalışmaktadır. Jung ve ark. oturmada, ayakta durmada ve tek ayak üstünde dururken AH kas aktivasyonu üzerinde kısa ayak egzersizlerinin havlu toplama egzersizlerine göre daha etkili olduğunu göstermişlerdir. Buna ek olarak tek ayak üzerinde iken kısa ayak egzersizlerinin havlu toplama egzersizlerine göre MLA üzerinde daha etkili bulmuşlardır (158). Bu sonuç kısa ayak egzersizlerinin izole bir şekilde ayak intrinsik kaslarına odaklandığını göstermektedir. Chung ve ark. ayak instabilitesi ve pronasyonu olan 30 hasta üzerinde yaptıkları randomize kontrollü bir çalışmada MLA iyileştirebilecek en etkili ayak intrinsik kas eğitimini araştırmışlardır. Çalışmada sekiz hafta boyunca bir gruba kısa ayak egzersizleri uygulanırken diğer gruba ise yine sekiz hafta boyunca havlu toplama egzersizleri yaptırılmıştır. Her iki grupta da ND değerlerinde belirgin bir azalma gözlenmesine karşı kısa ayak egzersizleri uygulanan grupta meydana gelen değişim havlu toplama egzersiz grubuna göre daha büyük olmuştur (191). Mulligan ve ark. plantar intrinsik kas eğitiminin medial longitudinal ark morfolojisi ve dinamik fonksiyon üzerindeki etkisini incelemek amacıyla yaptıkları çalışmada kontrol grubu olmadan yaş ortalaması 26.1 yıl olan 21 kişide dört haftalık kısa ayak egzersizi eğitimiyle ark çökmesinin önemli derecede azaldığını göstermişlerdir (19). Ayak intrinsik kaslarının izole çalıştırılmasını hedef alan ayak kor eğitimini içeren egzersiz programının bu kasların MLA üzerindeki destekleyici etkisini artırdığını ve somatosensorial iyileşmeyi

hızlandırdığını, buna bağlı olarak da bu grupta ND değerlerindeki düşüşün daha etkili olduğunu düşünmekteyiz.

5.2. Kassal Aktivasyon Ölçümleri

Alt ekstremite kaslarının anormal fonksiyonu ayak yapısını etkileyebileceği gibi ayakta oluşan yapısal bozukluklar da alt ekstremite kaslarının fonksiyonlarını etkileyebilmektedir. Pes planus deformitesi olan kişilerde ayağa binen yük dengesi bozulur. Bu dengesizliği karşılamak için kaslar ve diğer yapılar kompansasyon mekanizmasını kullanırlar. Pes planus olan kişilerde ayak intrinsik ve ekstrinsik kaslarının aktivasyonları yürüme, sıçrama gibi fonksiyonel aktiviteler sırasında olumsuz şekilde etkilenebilmektedir (95, 121, 192, 193). Bu etkilenimin pes planus tedavisi için verilen egzersiz programıyla değişimini izlediğimiz çalışmamızda sekiz haftalık eğitim sonunda ayak kor eğitiminin bulunduğu çalışma grubunda her iki ekstremitede de abduktor hallusis kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı tedavi sonrası belirgin derecede artmıştır. Buna karşılık tedavi sonrası çalışma grubunda her iki ekstremitede de TA kasının yürüyüşün duruş fazındaki kas aktivasyon oranı belirgin derecede azalmıştır. Verilen egzersiz programlarının PL kası üzerindeki etkilerine baktığımızda; dominant taraf ekstremitede hem çalışma grubu hem de kontrol grubunda tedavi sonrası yürüyüşün duruş fazı sırasındaki kas aktivasyonu belirgin şekilde artmıştır.

Abduktor hallusis kası ayak intrinsik kaslarından en medial ve en yüzeyelde olanıdır. Yapılan çalışmalar AH kasının MLA'yı desteklemek ve statik duruş sırasında ayak pronasyonunu kontrol etmek için önemli rol aldığını göstermiştir (137, 158, 161). Fiolkovski ve ark. yaşları 21 ile 35 arasında değişen 10 sağlıklı kişi üzerinde yaptığı EMG çalışmasında tibial sinir bloğu sonrası sırtüstü pozisyonda AH kasının aktivitesini engellemişler ve bunun sonucunda MLA'ın yüksekliğini kaybettiğini göstermişlerdir (137). Headle ve ark. ise 21 sağlıklı genç üzerinde yaptıkları çalışmalarında ayak intrinsik kaslarının yorgunluğunun naviküler düşüş üzerindeki etkilerini araştırmak için özel bir kasnak sistemi kullanarak uyguladıkları 75 tekrarlı egzersiz ile ayak intrinsik kasları üzerinde yorgunluk oluşturmuşlar ve yorgunluk düzeyini yEMG yöntemi kullanılarak AH kasının maksimum istemli kontraksiyonunu ölçerek belirlemişlerdir. Egzersiz öncesi ve sonrası naviküler düşüş değerleri arasında önemli bir fark olduğunu göstermişlerdir (161). Jung ve ark.

çalışmalarında normal ayak yapısına sahip 20 kişi üzerinde tek ayak üstünde dururken ve otururken havlu toplama ve kısa ayak egzersizleri sırasında AH kas aktivitesini ve MLA açısını karşılaştırmışlar ve çalışma sonunda her iki pozisyonda da kısa ayak egzersizleri sırasında AH kas aktivitesinin havlu toplama egzersizlerine göre daha yüksek olduğunu bulmuşlardır (158). Bizim çalışmamızda her iki ekstremitede de çalışma grubunda abduktor hallusis kasının yürüyüşün duruş fazı kas aktivasyon oranı tedavi sonrası belirgin derecede artmıştır. Dinamik aktiviteler sırasında MLA'yı aktif bir şekilde destekleyen ayak intrinsik kaslarından en büyüğü olan AH kasının ayak kor eğitimi içerisinde yer alan ve izole bir şekilde ayak intrinsik kaslarına odaklanan kısa ayak egzersizleri sayesinde etkinliğinin arttığını düşünüyoruz. Literatürdeki çalışmalar ve bizim ulaştığımız sonuçlar, AH kasının MLA'nın etkin bir şekilde desteklenmesindeki önemini göstermektedir. Çalışmamızda AH kasının aktivasyonunu artırmaya yönelik ayak kor eğitimi ile MLA'nın statik şartlarda etkin bir şekilde desteklenmesinin yansıra, yürüyüş sırasında da ayak dizilimine katkı sunacağı kanaatindeyiz.

Ayak ekstrinsik kaslarının MLA üzerindeki etkisine odaklanıldığında ise ilk olarak her durumda tibialis posterior kası disfonksiyonunun MLA düzleşmesine yol açabileceği karşımıza çıkmaktadır (162, 194-196). Fakat tibialis posterior kası lokalizasyonunun derinde olması sebebiyle yEMG için uygun değildir. Çalışmamızda TA ve PL kasları ise hem MLA üzerinde etkileri hem de yüzeyelde bulunması nedeniyle yEMG analizi için tercih edildi (6, 77, 94-96). Murley ve ark. ağrısı veya hastalığı olmayan kişilerde normal ve pes planuslu bireylerin alt ekstremite kas fonksiyonunu karşılaştırmak amacıyla planladıkları çalışmaya yaşları 18 ile 47 arasında değişen 30 pes planuslu 30 normal arka sahip 60 kişi katılmıştır. Katılımcılar çıplak ayakla normal hızlarında yürürken peroneus longus, tibialis posterior, tibialis anterior ve medial gastroknemius kaslarının aktivasyonları incelenmiştir. Pes planus olan grupta temas fazı sırasında TA kas aktivitesi daha yüksek iken PL kas aktivitesi ise daha düşük bulunmuştur. Orta duruş fazında ise pes planuslu grupta tibialis posterior kas aktivitesi daha yüksek iken PL kas aktivitesi daha düşük olduğunu göstermişlerdir (77). Franettovich ve ark. yürüyüş sırasında alt ekstremite kas aktivitesi üzerine bantlama ve korselemenin etkisini karşılaştırmak için yaptıkları çalışmada asemptomatik pes planuslu 27 kişi çalışmaya katılmıştır. Çalışma sonucuna göre korse ve bantlama yöntemi ile desteklenen ayak yapısında çıplak ayak yapısına

göre yürüme sırasındaki tibialis posterior, TA ve PL kaslarının EMG tepe amplitüdünde önemli bir azalma olduğunu göstermişlerdir (197). Schmitt ve ark. ise pes planovalgus deformitesi olan 73 kişi üzerinde yaptıkları çalışmada askeri bot ile kullanılan farklı tabanlık türlerinin (sensorimotor, destekleyici, plasebo tabanlıklar) yürüme sırasında PL ve TA kası üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Bu çalışmada sensörimotor tabanlık kullananlarda PL kasında esas olarak aktive edici etkiler gözlenirken destekleyici tabanlıklarda PL kas aktivasyonunda azalma gözlenmiştir. Fakat TA kas aktivasyonunda önemli farklılıklar gözlenmediğini bildirmişlerdir (198). Peroneus longus kasına yoğunlaşan başka bir çalışmada esnek pes planuslu katılımcılarda abduktor hallusis kasını güçlendirmek için egzersiz öncesinde PL kasının miyofasyal gevşetilmesinin etkisi araştırılmış ve esnek pes planuslu 16 kişinin katıldığı çalışma sonunda egzersiz öncesi PL kasının gevşetilmesi sonucu egzersiz sırasında AH kasının kas aktivasyonunun arttığı bu durumun MLA yüksekliğinde artışa sebep olduğu görülmüştür (199). Franettovich ve ark. yaptığı başka bir çalışmada ise egzersize bağlı ayak ağrısı olan 14 kadın ve asemptomatik 14 kadın katılımcının yer aldığı çalışmada güçlendirilmiş düşük yoğunluklu bantlama tekniği ile yürüyüşün duruş fazı sırasında ayak pronasyonu önlenerek PL ortalama kas aktivitesinde artış sağlanırken tibialis posterior ve TA kaslarının aktivasyonunda orta derecede azalma gözlenmiştir (200). Bizim çalışmamızda ise her iki ekstremitede de TA kasının yürüyüşün duruş fazındaki kas aktivasyon oranı değerleri çalışma grubunda tedavi sonrası belirgin şekilde azalmıştır. Yürümenin itme fazı sırasında çıkrık mekanizmasının aktif olabilmesi ve MLA'yı desteklemek için parmak ekstansörleri ile birlikte TA kası görev almaktadır (201, 202). Pes planuslu ayak yapısında meydana gelen biyomekaniksel farklılıktan dolayı normalde invertör bir kas olan TA kasının yürüyüşün duruş fazı sırasında aşırı aktivasyonuna sebep olabilir (77). Bizim çalışmamızda çalışma grubunda ayak intrinsik kaslarının MLA üzerindeki artmış destekleyici etkisi ile yürüyüşün duruş fazı sırasında ayağın biyomekaniksel dizilimindeki iyileşme sonucu TA kas aktivitesinin azaldığını düşünüyoruz. Pes planuslu kişilerde artmış TA kas aktivasyonunun yorgunluk ve aşırı kullanıma bağlı bozukluklara sebep olabileceği düşünüldüğünde, çalışmamız pes planuslu kişilere önerilen egzersiz tedavisi içerisinde ayak kor eğitiminin yer alması ile MLA'nın ayak intrinsik kasları tarafından desteklenmesinin önemini göstermektedir. Çalışmamızın PL kası üzerindeki etkilerine baktığımızda; dominant taraf ekstremitede hem çalışma grubu hem de kontrol grubunda tedavi sonrası PL

kasının yürüyüşün duruş fazındaki kas aktivasyon oranı değerlerinin arttığı belirlendi. Dominant tarafta her iki grubun tedavi öncesi ve sonrası farkları benzer bulunmuştur. Fakat ayak kor eğitimi eklenen egzersiz programındaki çalışma grubunda çalışma sonrası PL kasının yürüyüşün duruş fazındaki kas aktivasyon oranı değerlerindeki değişimin etki büyüklüğü kontrol grubundan daha büyük olduğu görüldü. Dominant taraftaki değişimin nondomiant tarafa göre daha belirgin olmasını, dominant taraftaki kasların günlük yaşamda daha yoğun kullanımı ve egzersizlere uyum açısından daha hızlı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmamız pes planuslu kişilerde normal ayak yapısına sahip kişilere göre yürüyüşün orta duruş fazında PL kas aktivasyonun daha düşük olduğunu gösteren ve MLA takviyesi sonucunda PL kas aktivasyonunun yükseldiğini gösteren literatürdeki çalışmaları desteklemektedir (77, 203, 204). En kuvvetli arka ayak evertörü olarak bilinen PL kası birinci parmak yayı ve arka ayak için plantar fleksör olarak görev yapar ve arkı dinamik olarak destekler. Bu şekilde itme fazı sırasında çıkrık mekanizmasının etkisini artırır (201, 205). Ayrıca yürüyüşün orta duruş fazında subtalar eklem nötral pozisyonda iken tibialis posterior kası ile birlikte MLA'ın düşmesini önler ve ark dizilimini kontrol eder (136, 205). Bu bilgiler ışığında pes planuslu kişilerde yürümenin duruş fazı sırasında azalmış PL kas aktivitesinin değişen ayak yapısındaki biyomekaniksel dizilimden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmamızda egzersiz eğitimi sonrası her iki gruptaki PL aktivasyonunun artmasını ayak yapısındaki düzelme ile PL kasının etkinliğinin artmasına bağlıyoruz. Farklı bir yönden bakıldığında ise PL kası yürüyüşün erken duruş fazında TA kası ile ko-kontraksiyon yaparak ayak bileğinin mediolateral stabilizasyonunu da sağlamaktadır (201, 205). Pes planuslu kişilerdeki PL kas aktivasyonun düşük olmasını, MLA arkın düzleşmesine bağlı olarak ayağın mediolateral stabilitedeki kontrolünün daha az olmasıyla daha az PL kas aktivitesine gerek duyulacağı ile ilgili de olabileceğini düşünmekteyiz. Buradan yola çıkarak çalışmamız sonucunda yürüyüşün duruş fazı sırasında PL kas aktivasyonunun artması ise desteklenen ayak yapısındaki mediolateral stabilizasyonu yeniden sağlama çabası olarak düşünülebilir. Gruplardaki etki büyüklükleri göz önüne alındığında ise çalışmamız pes planusa yönelik verilen egzersizlere eklenen ayak kor eğitiminin PL kası üzerindeki etkisini kesin olarak açıklamasa da pozitif yönde etkileri olabileceğini göstermiştir.

Literatürde normal ayak yapısına sahip kişilere göre pes planus olan kişilerin yürüme hızlarında farklılıklar gözlenebilmektedir. Bu da yürüyüşü değerlendiren EMG ölçümlerinin limitasyonu olarak gösterilebilmektedir (77). Yürüme hızının EMG genliği ile doğrusal olarak arttığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (206-208). Bizim çalışmamızda ise kişilerden EMG ölçümleri sırasında doğal ve rahat yürüme hızlarında yürümeleri istendi ve gruplar arası yürüme hızlarının benzer bulunması nedeniyle bu limitasyonun aşılmış olduğunu düşünmekteyiz.

5.3. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Parametreleri

Pes planus olan bireylerde ayağın yapısal ve fonksiyonel yapısındaki değişiklikler, vücudun kinetik zincir halkasıyla bütün alt ekstremitenin hatta bütün vücudun biyomekanik yapısını etkileyebileceği düşünülerek, bu dizilim bozukluğuna bağlı olarak yürüme fonksiyonunun da etkilenebileceği varsayılmıştır. Murley ve ark. yaptığı çalışmada esnek pes planuslu 30 kişinin yürüme hızı normal ayak yapısına sahip 30 kişiye göre daha yüksek çıkmıştır (77). Kothari ve ark. 83 çocuk üzerinde yaptıkları çalışmada pes planuslu çocuklarla normal ayak yapısına ait çocuklar arasında yürüme hızı, tempo ve adım uzunluğu açısından fark görülmezken, pes planuslu çocuklarda pes planus şiddeti arttıkça yürüme hızı ve adım uzunluğunun azaldığını tespit etmişlerdir (209). Hösl ve ark. 14 semptomatik 21 asemptomatik pes planuslu ve 11 normal ayak yapısına ait katılımcının karşılaştırıldığı çalışmalarında sadece semptomatik pes planuslu olanların diğerlerine oranla daha yavaş yürüdüğünü bulmuşlardır (76). Shin ve ark. kadınlarda düztabanlığın yürüyüş sırasında ayağın segmental hareketine etkisini sağlıklı yetişkinlerle karşılaştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada, semptomatik düz tabanlı 36 kişinin tempo, hız, adım uzunluğu ve adım genişliği parametreleri 42 sağlıklı kişiye göre önemli ölçüde daha düşük çıkmıştır (210). Aboutorabi ve ark. pes planuslu ve sağlıklı 62 çocuğun katıldığı çalışmalarında iki farklı ortez kullanımının ayak basınç ölçümü ve yürüme parametreleri açısından karşılaştırılmasını hedeflemişlerdir. Çalışma sonunda fonksiyonel ayak ortezinin medikal ayakkabıya oranla adımların simetrisinde ve yürüme hızında önemli bir gelişme gösterdiğini ve bu iki ortezin çıplak ayakla yürümeye göre yürüme hızını önemli ölçüde artırdığını bulmuşlardır (211). Bu çalışmayla çelişkili olarak Nejafi ve ark. ortez kullanımının yürüme hızına etkisinin olmadığını savunurken (212), Selby-Silverstein ve ark. ise Down Sendromlu çocuklarda ortez kullanımın yürüme hızını

düşürdüğünü bildirmişlerdir (213). Asgaonkar ve Kadam yaşları 5-15 arasında değişen pes planusu olan 80 çocuk üzerinde yaptıkları çalışmada ayak ortezinin kullanılıp kullanılmamasına göre yürüme parametreleri üzerinde farklılık bulunmamıştır (214). Sulowska ve ark. uzun mesafe koşucularında kısa ayak egzersizlerinin ayak postürü ve yürüme parametreleri üzerindeki etkisini değerlendirmeyi amaçladıkları çalışmalarında, yaşları 21-45 arasında değişen 48 sporcuya altı hafta boyunca her gün kısa ayak egzersizlerini uygulamışlardır. Sonuç olarak sporcuların ayak yapısında olumlu gelişmeler gözlenirken yürüme parametrelerinin değerlendirilmesinde ise tempo, yürüme hızı ve adım uzunluğu azalmış, yürüyüş döngü süresi ise artmıştır (215). Bizim çalışmamızda her iki grupta da tedavi sonrasında yürüme hızı, tempo, çift adım uzunluğu ve simetri indeksi açısından belirgin bir değişim saptanmadı. Bu sonucu; verdiğimiz egzersiz programı sonunda meydana gelen yapısal ve fonksiyonel düzeltmelerin katılımcıların kendine özgü oluşturdukları yürüme özelliklerine sekiz haftadan daha uzun sürede etki edebileceğine bağlıyoruz. Literatürdeki bazı çalışmaların bizim çalışmamızdan farklı sonuçlar doğurmasının sebebi olarak bu çalışmaların örneklem ve yöntem farklılığına bağlamaktayız.

5.4. Dinamik Denge

Pes planus olan ayak yapısı pronasyona gitme ve mediale yuvarlanma eğilimindedir. Bu eğilim ayağın MLA ve transvers arkta çökmelerle ayağın yapısında bozulmalara sebep olmaktadır. Bunun sonucunda ayak tabanının zeminle temas yüzeyi artsa da ayağın dengesini sağlayan yapılar özelliklerini kaybederler (216). Pes planus olan kişilerde ayakta meydana gelen bu biyomekaniksel bozukluklar denge ve koordinasyonun bozulmasına neden olabilir (217). Ayak postürünün pronasyon ya da supinasyonda olması dinamik ve statik postüral stabiliteyi etkiler (101-103). Bu bilgiler ışığında ayağın biyomekaniksel yapısı ve postürü üzerinde doğrudan etkisi olduğu bilinen ayak intrinsik kaslarının oluşturduğu ayak kor sistemi denge üzerinde önemli rol oynadığı düşünülmektedir. Geçmişte yapılan çalışmalar incelendiğinde dengenin değerlendirilebilmesi için çok farklı yöntemler kullanılmıştır. Y balans denge testi kolay, anlaşılır, ekipman gerektirmeyen bir test olduğu için klinikte oldukça sık kullanılmaktadır. Bu test dengenin anterior, posteromedial ve posterolateral yönde değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır (171, 218). Dabholkar

ve ark. yaşları 18.5-25 arasında değişen 30 pes planuslu kadın ve 30 pes planuslu olmayan kadın üzerinde yaptıkları çalışmada pes planus olan kişilerde üç yönde de denge sonuçlarının daha kötü olduğunu bulmuşlardır (216). Karabacak tarafından yapılan yaşları 12-18 arasında değişen 60 gönüllü bireyin katıldığı çalışmasında da pes planus olan kişilerin her üç yöndeki Y balans denge skorlarının pes planus olmayan gruba göre daha düşük olduğunu bulmuştur (219). Kabak ve ark. *Feiss* çizgisine göre tespit ettikleri pes planuslu 36 sporcu üzerinde yaptıkları çalışmada pes planusun denge performansı üzerindeki olumsuz etkisini göstermişlerdir (220). Çalışmamızda her iki egzersiz grubunda da dinamik denge üzerine olumlu sonuçları olduğu belirlendi. Sativani ve Pahlawi esnek pes planuslu 6-10 yaş arasındaki 30 çocuk üzerinde yaptıkları çalışmada dört hafta boyunca uygulanan klasik pes planus egzersiz programının postüral dengeyi ve fonksiyonel yeteneği geliştirdiğini bulmuşlardır (221). Kalkan'ın esnek pes planus tanısı olan 18-40 yaş aralığındaki 40 kişi üzerinde yaptığı çalışmada iki ay boyunca klasik pes planus egzersiz programı uygulanması sonucunda statik ve dinamik denge performansının geliştiği gözlenmiştir (222). Lee ve Choi'nin esnek pes planus olan 16 kişi üzerinde yaptıkları çalışmada intrinsik kas kuvvetlendirme egzersizlerine ek olarak tibialis posterior kasının çalıştırıldığı grupta sadece intirinsik kasların kuvvetlendirildiği kontrol grubuna göre altı hafta sonunda dinamik denge performansının daha fazla geliştiğini göstermiştir (223). Tibialis posterior kasının subtalar eklem üzerindeki etkisi ile dinamik denge sırasında MLA'ın stabilizasyonunda önemli rol oynamaktadır (224). Ayrıca peroneus longus kasının dinamik denge sırasında ayağın mediolateral stabilizasyonunda aktif rol oynadığı da bilinmektedir (203). Bu kaslara özel olarak verilen kuvvetlendirme egzersizlerinin yer aldığı klasik pes planus tedavisinin denge performansı gelişimi üzerinde etkili olduğunu düşünmekteyiz. Lee ve ark. semptomatik esnek düztabanı olan 20 çocuğun katıldığı; ayak ortezinin 1 ay ve 3 ay kullanımının ayak ağrısı ve denge üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışma sonucunda 3 aylık ortez kullanımı sonrası denge yeteneğinde önemli iyileşmeler gözlenmiştir (225). Moon ve Jung, düztabanlığı olan katılımcılar arasında sensorimotor egzersizler ile kısa ayak egzersizlerinin postural stabilite üzerindeki tek ve birleşik etkilerini karşılaştırmayı hedefledikleri çalışmalarına toplam 32 pes planuslu kişi katılmıştır. Altı haftalık egzersiz sonunda kısa ayak egzersizi ile kombine edilmiş sensorimotor egzersizlerinin tek başına sensorimotor egzersizlerine kıyasla statik ve dinamik denge performansını geliştirmede önemli ölçüde daha etkili

olduğunu bulmuşlardır (226). Lynn ve ark. 24 sağlıklı genç üzerinde dört hafta boyunca uyguladıkları havlu toplama ve kısa ayak egzersizlerinin statik ve dinamik denge üzerine etkilerini araştırmışlar ve çalışma sonucunda kısa ayak egzersizlerinin havlu toplama egzersizlerine göre intrinsik kasları daha etkili eğittiğini ve basınç merkezinin toplam hareket aralığı ile değerlendirilen dinamik denge performansı eğitiminde daha etkili olduğunu bulmuşlardır (157). Mulligan ve Cook yaptıkları çalışmada 21 asemptomatik gönüllü üzerinde dört haftalık kısa ayak egzersizlerini uygulamışlar ve uygulama sonrasında yıldız gezi testi ile değerlendirdikleri dinamik denge performansında kısa ayak egzersizleri sonrasında anterior hariç bütün yönlerdeki denge performansının arttığını bulmuşlardır (19). Kim ve Kim'in yaptığı çalışmada düztabanlığı olan kişilerde kısa ayak egzersizleri ile ark destekli tabanlık uygulamasının MLA ve dinamik denge üzerindeki etkilerini karşılaştırmayı hedeflemişlerdir. Pes planuslu 14 kişi üzerinde beş hafta boyunca yürütülen çalışma sonucunda kısa ayak egzersizlerinin uygulanmasının MLA gelişimi ve dinamik denge yeteneği açısından ark destekli tabanlık uygulamasına göre daha etkili olduğunu göstermişlerdir (20). Çalışmamızda dinamik dengede gelişme görülen her iki egzersiz grubunda da bütün alt ekstremite için esneklik ve kuvvetlendirme egzersizleri bulunmaktaydı. Dinamik postüral stabilite kontrolü sadece ayak/ayak bileği ekleminin nöromüsküler kontrolünden değil, diz ve kalça eklemleri dahil olmak üzere tüm alt ekstremite kinetik zincirinden de etkilenmesi her iki gruptaki bu gelişmeyi açıklayabilir. Çalışmamızda nondominant taraftaki ayak kor eğitiminin dahil edildiği pes planus egzersiz programının dominant tarafa göre daha etkili olduğu görülmektedir. Bu sonucun, nondominant taraftaki pes planusta oluşan biyomekaniksel değişimlere bağlı ekstrinsik kasların oluşturduğu kompansasyon mekanizmasından dominant tarafa göre daha az etkilenmiş olabileceğinden kaynaklandığını düşünüyoruz. Çalışmamızın sonucunda çalışma gruplarının etki büyüklükleri açısından karşılaştırıldığında ayak kor eğitiminin dahil edildiği pes planus egzersiz programının dinamik denge kontrolünü daha etkili bir şekilde geliştirdiğini görmekteyiz. Ortaya çıkan bu farkın ise ayak kor eğitimi ile odaklanılan ayak intrinsik kaslarının ayak yapısını destekleyici etkisinin yanı sıra bu kaslarda yer alan duyu reseptörlerinin de artmış etkinliği ile somatosensorial sistemdeki düzelmeden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Özellikle posteromedial yöndeki gelişim için ayak kor eğitiminin MLA'nın dinamik stabilizatörleri olan intrinsik kaslar üzerindeki önemini göstermektedir. Yani ayak kor eğitimi ile kombine edilmiş

egzersiz programının mediolateral yöndeki ayak stabilizasyonu açısından çok daha etkili olabileceğini düşünüyoruz.

5.5. Alt Ekstremite Fonksiyonel Performansı

Alt ekstremite fonksiyonel performansını değerlendiren performans testleri, spor performansının yanı sıra ileri düzey aktiviteleri gerçekleştirebilme yeteneği hakkında da bilgi verir (112). Dikey sıçrama yüksekliği alt ekstremite gücü, nöromuskuler yorgunluk ve sıçrama performansı ile ilgili bilgi veren bir değerlendirme yöntemidir (119). Dikey sıçrama performansındaki en genel ölçüm yükseklikliktir. Dikey sıçrama performansındaki amaç zeminden ayrılarak maksimum yüksekliğe ulaşmaktır. Bunun için ise nöromuskuler sistemin dahil olduğu fizyolojik bir süreç ve biyomekaniksel şartlar etkilidir (120). Ayak arkının dinamik fonksiyonu ile ayağın intrinsik kasları arasındaki potansiyel bağlantı göz önüne alındığında sıçrama fonksiyonunda itme gücü sağlayabilmek için bu kasların önemi ortaya çıkmaktadır (227). Maeda ve ark. 27 sağlıklı ve genç erkekler üzerinde yaptıkları çalışmada ayak intrinsik kas morfolojisi ve intrinsik kas kuvvet ile statik ve dinamik postüral stabiliteyi araştırmışlardır. Dinamik postüral stabilite değerlendirilmesi için kişiler bir kuvvet platformuna tek ayak üzerinde sıçramış ve inmişlerdir. Çalışma sonunda fleksör digitorium brevis kas sertliği ile maksimum dikey zemin reaksiyon kuvveti arasında pozitif ilişki tespit edilmiştir (228). Arima ve ark. 60 adölesan sporcu üzerinde yaptıkları çalışmada fleksör digitorium brevis kasının kalınlığının sıçrama yüksekliği ve reaktif sıçrama indeksi ile ilişkili olduğunu bulmuşlardır (229). Morikawa ve ark. 21 sağlıklı yetişkin üzerinde yaptıkları çalışmada AH kasının enine kesit alanı ve plantar fasya kalınlığının tekrarlı sıçrama sırasında temas süresi ve sıçrama yüksekliğini etkilediğini bulmuşlardır (230). Ayak intrinsik kaslarının dinamik olarak desteklediği MLA'nın çökmesi pes planus olarak tanımlanan biyomekaniksel bir bozukluktur. Güner, 46 kişi üzerinde yaptığı çalışmasında pes planus olan grubun normal ayak yapısına sahip gruba göre sıçrama yüksekliklerini daha düşük bulmuştur (231). Çalışmamızda sekiz haftalık egzersiz programı sonucunda hem çalışma grubu hem de kontrol grubunda dikey sıçrama yükseklikleri ve her iki ekstremitedeki tek ayak üzerinde sıçrama yükseklikleri belirgin şekilde artmıştır. Yurt, pes planuslu kişilerde farklı tabanlık uygulamalarının fiziksel performans üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmada 67 kişiyi 3 farklı grupta

incelenmiştir. Bütün gruplara iki ay boyunca klasik pes planus egzersiz programı verilmiş olup kontrol grubundaki hastalarda dikey sıçrama mesafelerinde artış görülmüştür (232). Dikey sıçrama performansındaki bu olumlu gelişmelerin klasik pes planus egzersiz programı sonucu ayak ve parmak plantar fleksör kaslarının etkinliğinin artmasıyla dikey sıçrama sırasında gluteus maksimus, kuariseps femoris ve triceps surae kaslarının oluşturduğu ekstansör enerjinin yere daha etkili bir şekilde iletilebilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca bizim çalışmamızda bu ekstansör momenti oluşturan büyük kaslara yönelik kuvvetlendirme eğitimlerinin egzersiz programında yer almasının dikey sıçrama performansında her iki gruptaki olumlu gelişimi açıklayabileceğini düşünmekteyiz. Goldman ve ark. 15 sağlıklı erkek üzerinde yaptıkları çalışmada ayak parmak fleksör kaslarının yürüme koşma ve zıplama performansı üzerine etkilerini incelemeyi amaçlamışlardır. Yedi hafta boyunca ağır dirençli parmak fleksör kuvvet antrenmanı sonunda yatay sıçrama mesafesinde önemli bir artış bulmuşlardır (116). Hashimoto ve Sakuraba sağlıklı 12 erkek üzerinde yaptıkları çalışmada 8 hafta boyunca ayak intrinsik fleksör kaslarını kuvvetlendirmeye yönelik bir eğitim yöntemi uygulamışlardır. Sekiz hafta sonunda intrinsik ayak fleksör kuvvet skorları ile birlikte dikey sıçrama yüksekliği ve tek ayak ile uzun atlama mesafelerinde önemli artışlar görülmüştür (233). Çalışmamızda egzersiz öncesi-sonrası farklar bakımından iki gruptaki değişim benzer olmasına rağmen çalışma grubunun etki büyüklükleri kontrol grubuna göre yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte çalışma grubunun çift ayak dikey sıçrama yüksekliğindeki değişim oranı da kontrol grubundan daha fazladır. Çalışma grubundaki bu değişimin ayak kor eğitimi ile güçlenen intrinsik kasların ayak yapısında oluşturduğu potansiyel enerjiden ve bu kasların yer reaksiyon kuvvetini karşılayabilme yeteneğindeki iyileşmeden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Limitasyonlar

Bu çalışmanın bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Katılımcılar sadece genç yetişkin bireylerden seçilmiş olması, araştırma sonuçlarımızın pes planusa sahip tüm popülasyona genellenebilmesine engel olmuştur. Farklı yaş gruplarındaki pes planusu olan bireylerin de dahil edileceği daha geniş popülasyonlu çalışmalar ile farklı sonuçlara ulaşılabilir.

Çalışmamızda yürümenin sadece sallanma ve duruş fazı süresince belirlenen kasların tepe aktivasyonlarına odaklanılmış olması da çalışmamız için diğer bir limitasyon sayılabilir. Bu fazların kasların aktivasyon oranlarının değişebildiği alt fazlarının daha detaylı araştırılabildiği gelişmiş değerlendirme yöntemleri ile farklı sonuçlara ulaşılabilir.

Yaptığımız çalışmanın sonucunda ayağın yapısal ve fonksiyonel düzeltmelerinin katılımcıların çok uzun sürelerde kendine özgü oluşturdukları yürüme gibi kompleks fonksiyonlara sekiz haftadan daha uzun sürede etki edebileceğini düşünüyoruz. Bu yüzden bizim çalışmamız yürüme parametrelerini değerlendirmede süre olarak yetersiz kalmış olabilir. Ayak kor eğitiminin yürüme üzerindeki etkilerini ortaya koyabilmek için daha uzun süreli izlem gerektiren çalışmalara ihtiyaç vardır.

Çalışmamız asemptomatik bilateral esnek pes planusa sahip genç bireylerde klasik pes planus egzersiz tedavisine eklenen ayak kor eğitiminin kas aktivasyonları, yürüme, denge ve alt ekstremite performansı üzerine etkilerini inceleyen ilk çalışma özelliğini taşımaktadır. Çalışmamız randomize kontrollü bir çalışma olduğu ve objektif değerlendirme yöntemleri içerdiği için kanıt değeri yüksek nitelikte olmuştur. Çalışmamız bu yönüyle özgündür.

Çalışmamızın hipotezlerini değerlendirdiğimizde;

- Hipotez 1: Asemptomatik esnek pes planus olan kişilerde klasik egzersiz tedavisine ilave verilen ayak kor eğitimi kas aktivasyonları üzerine etkilidir. (Kabul edildi)

- Hipotez 2: Asemptomatik esnek pes planus olan kişilerde klasik egzersiz tedavisine ilave verilen ayak kor eğitimi yürüyüş parametreleri üzerine etkilidir. (Reddedildi)

- Hipotez 3: Asemptomatik esnek pes planus olan kişilerde klasik egzersiz tedavisine ilave verilen ayak kor eğitimi dinamik denge parametreleri üzerine etkilidir. (Kabul edildi)

- Hipotez 4: Asemptomatik esnek pes planus olan kişilerde klasik egzersiz tedavisine ilave verilen ayak kor eğitimi alt ekstremite fonksiyonel performansı üzerine etkilidir. (Kabul edildi)

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Asemptomatik esnek pes planus olan genç bireylerde klasik egzersiz tedavisine eklenen ayak kor eğitiminin kas aktivasyonu, yürüme, denge ve alt ekstremite performansı üzerine etkilerini belirlemek için yaptığımız bu randomize kontrollü çalışma sonucunda;

- Asemptomatik esnek pes planus olan genç bireylerde naviküler düşme miktarının azaltılması açısından her iki egzersiz yöntemi de etkiliyken, ayak kor eğitimi verilen grubun diğer gruba göre daha etkili olduğu bulundu.

- Asemptomatik esnek pes planus olan genç bireylerde yürüyüşün duruş fazında azalmış AH kas aktivasyonlarının artırılmasında, artmış TA kas aktivitesinin ise azaltılmasında klasik egzersiz tedavisine göre ayak kor eğitimi ile kombine edilmiş egzersiz tedavisinin daha etkili olduğu görüldü.

- Asemptomatik esnek pes planus olan genç bireylerde sekiz haftalık egzersiz uygulamaları sonucunda yürümenin zaman-mesafe parametreleri açısından her iki grupta da değişim saptanmadı.

- Asemptomatik esnek pes planus olan genç bireylerde denge performansının artırılmasında her iki egzersiz yöntemi de etkiliyken, ayak kor eğitimi verilen grubun diğer gruba göre daha etkili olduğu belirlendi.

- Asemptomatik esnek pes planus olan genç bireylerde alt ekstremite performansının artırılmasında her iki egzersiz yönteminin de etkili olduğu, ayak kor eğitimi verilen grubun diğer gruba göre daha etkili olduğu saptandı.

Öneriler

- Çalışmamızda elde edilen bulgulara göre klasik olarak verilen pes planus egzersiz tedavisine ayak kor eğitimini eklenmesinin yararlı olacağını düşünmekteyiz. Fakat ayak kor eğitiminin başta anlaşılması zor olduğu için fizyoterapist tarafından birebir bu eğitimin verilmesi daha etkili olacaktır.
- Çalışmamız pes planus olan kişilerde normal ayak yapılarına oranla farklılaşan kas aktivasyonlarının ayak kor eğitimi içeren egzersiz tedavisiyle

normal aktivasyon oranlarına yaklaşabileceğini göstermektedir. Fakat yEMG yöntemi tek başına kasların sahip olduğu bütün motor ünitelerin kas aktivasyonlarını değerlendirebilen bir yöntem değildir (234). Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçları desteklemek için kas kuvveti ölçümlerini de içeren ileri çalışmalara gerek olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca çalışmamızda yürüyüşün duruş ve sallanma fazları içerisindeki kasların tepe aktivasyon oranlarına odaklanılmıştır. Yürüyüşün bu fazları içindeki alt fazlarında da kasların aktivasyonlarının değiştiği bilinmektedir. Bu yüzden daha detaylı bir şekilde yürümenin her alt fazına özgü kasların aktivasyonlarının ölçülebileceği kinetik ve kinematik analizlerin yapılacağı çalışmalara ihtiyaç vardır.

- Ayak kor eğitiminin yürüme üzerindeki etkilerini ortaya koyabilmek ve kuvvetlenen ayak intrinsik kaslarının oluşturduğu değişikliklerin devamlılığını literatüre sunabilmek için daha uzun dönem takip çalışmalarının faydalı olacağını düşünmekteyiz.
- Gelecekte yapılması planlanan çalışmaların farklı yaş grupları ve VKİ aralıklarını kapsayan semptomatik pes planusu olan bireylerin de dahil edildiği, geniş kapsamlı çalışmalar olmasının literatürdeki eksik kalan alanlara ışık tutacağı kanaatindeyiz.

7. KAYNAKLAR

1. Banwell HA, Mackintosh S, Thewlis D. Foot orthoses for adults with flexible pes planus: a systematic review, *Journal of Foot and Ankle Research*. 2014;7(1):1-18.

2. Shibuya N, Jupiter DC, Ciliberti LJ, VanBuren V, La Fontaine J. Characteristics of adult flatfoot in the United States, *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 2010;49(4):363-8.

3. Golightly YM, Hannan MT, Dufour AB, Jordan JM. Racial differences in foot disorders and foot type, *Arthritis Care & Research*, 2012;64(11):1756-9.

4. Luhmann SJ, Rich MM, Schoenecker PL. Painful idiopathic rigid flatfoot in children and adolescents, *Foot & Ankle International,* 2000;21(1):59-66.

5. Haendlmayer KT, Harris NJ. (ii) Flatfoot deformity: an overview, *Orthopaedics and Trauma,* 2009;23(6):395-403.

6. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking, *Clinical Biomechanics*, 2004;19(4):391-7.

7. Levinger 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*, 2010;32(4):519-23.

8. Buldt AK, Levinger P, Murley GS, Menz HB, Nester CJ, Landorf KB. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet, *Gait & Posture*, 2015;42(1):42-8.

9. Bennett JE, Reinking MF, Pluemer B, Pentel A, Seaton M, Killian C. Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy,* 2001;31(9):504-10.

10. Fuller EA. The windlass mechanism of the foot. A mechanical model to explain pathology, *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 2000;90(1):35-46.

11. Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, et al. Diagnosis and treatment of adult flatfoot, *The Journal of Foot and Ankle Surgery.* 2005;44(2):78-113.

12. Vulcano E, Deland JT, Ellis SJ. Approach and treatment of the adult acquired flatfoot deformity. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*. 2013;6(4):294-303.

13. Jung D-Y, Koh E-K, Kwon O-Y. 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 1, *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2011;24(4):225-31.

14. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*. 2015;49(5):290-.

15. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 1992;5:383-.

16. Johna S. Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice Elsevier/Churchill Livingstone, 2005, ISBN 0-443-06676-0, *World Journal of Surgery*. 2006;30(8):1624.

17. McKenzie J. The foot as a half-dome. *British Medical Journal*. 1955;1(4921):1068.

18. Ünver B. Pes Planus, *Ayak Bileği Ve Ayak Problemleri*. Bek N, editor. Ankara: Hipokrat Yayınevi; 2018. 117-28

19. Mulligan EP, Cook PG. Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function, *Manual Therapy*. 2013;18(5):425-30.

20. Kim E-K, Kim JS. The effects of short foot exercises and arch support insoles on improvement in the medial longitudinal arch and dynamic balance of flexible flatfoot patients. *Journal of Physical Therapy Science*. 2016;28(11):3136-9.

21. Valmassy RL. Clinical Biomechanics Of The Lower Extremities, *Mosby Incorporated*; 1996.

22. Chiou-Tan F, Cianca J, Pandit S, John J, Furr-Stimming E, Taber KH. Procedure-oriented torsional anatomy of the proximal arm for spasticity injection, *Journal of Computer Assisted Tomography*. 2015;39(3):449-52.

23. Snell R. *Topografik Klinik Anatomi*. 9. Baskı ed. Ankara: Palme Yayıncılık; 2015.

24. Ridola C, Palma A. Functional anatomy and imaging of the foot. *Italian Journal of Anatomy and Embryology= Archivio Italiano di Anatomia ed Embriologia.* 2001;106(2):85-98.

25. Kaplan Arıncı AE. *Anatomi*. Ankara: Güneş Kitabevi; 2001.

26. Peng J, Xiang Z-J, Ren G-G, Xiao B, Zhu J, Rong H, et al. Successful resection of esophageal carcinoma with a double aortic arch, *The Annals of Thoracic Surgery*. 2018;106(2):e85-e7.

27. Moore KL, Dalley AF. *Clinically Oriented Anatomy,* Wolters kluwer india Pvt Ltd; 2018.

28. Palastanga N, Field D, Soames R. *Anatomy and Human Movement: Structure and Function*, Elsevier Health Sciences; 2006.

29. Frank CB. Ligament structure, physiology and function, *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 2004;4(2):199.

30. Kanatli U, Yetkin H, Cila E. Footprint and radiographic analysis of the feet, *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 2001;21(2):225-8.

31. Leardini A, O'connor J, Catani F, Giannini S. A geometric model of the human ankle joint, *Journal of Biomechanics*, 1999;32(6):585-91.

32. Oatis CA. *Kinesiology The Mechanics And Pathomechanics Of Human Movement*, Lippincott Williams & Wilkins; 2009.

33. Wernick J, Volpe R. Lower extremity function and normal mechanics, *Clinical Biomechanics of The Lower Extremities*. 1996;1.

34. Sarsılmaz M. *İnsan Anatomisi Klinik Bilgiler Eşliğinde Sistematik Anlatımlı,* İstanbul: Akademi Yayıncılık; 2014.

35. Perry J. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clinical orthopaedics and related research*, 1983(177):9-15.

36. Sammarco GJ HR. *Biomechanics of the Foot and Ankle*, USA, Lippincott Williams&Wilkins, 2001.

37. Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, et al. Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot, *Gait & Posture,* 2013;37(3):445-51.

38. Rodgers MM. Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running, *Physical Therapy*, 1988;68(12):1822-30.

39. Şener G. *Kinezyoloji Ve Biyomekanik*, Hipokrat Kitabevi; 2016.

40. Romanes G. *Cunningham's Manual of Practical Anatomy*, Egypt, Mass Publishing, 1997.

41. Ouzounian TJ, Shereff MJ. In vitro determination of midfoot motion, *Foot & Ankle*, 1989;10(3):140-6.

42. Ayak Bileği Ligamentleri 21.10.2022 [Available from: https://teachmeanatomy.info/wpcontent/uploads/Ligaments-of-the-Ankle-Joint.jpg.

43. Chui KC. Jorge M, Yen S-C, Lusardi MM, *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation,* E-Book, Elsevier Health Sciences; 2019.

44. Oatis CA. *Kinesiology The Mechanics And Pathomechanics Of Human Movement*, Wolters Kluwer; 2009.

45. Welte L, Kelly LA, Lichtwark GA, Rainbow MJ. Influence of the windlass mechanism on arch-spring mechanics during dynamic foot arch deformation, *Journal of the Royal Society Interface*, 2018;15(145):20180270.

46. Card RK, Bordoni B. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Foot Muscles*, 2019.

47. James G. Biomechanics of the foot. *Basic Biomechanics of The Musculoskeletal System*, London. 1989:163-83.

48. Taner D, Sancak B, Akşit D, Cumhur M, İlgi S, Kural E, et al. *Fonksiyonel Anatomi Extremiteler ve Sırt Bölgesi*, Ankara, HYB Yayın, 5. Baskı; 2011.

49. Eils E, Nolte S, Tewes M, Thorwesten L, Völker K, Rosenbaum D. Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. *Journal of Biomechanics*. 2002;35(10):1307-13.

50. McKeon PO, Hertel J. Diminished plantar cutaneous sensation and postural control, *Perceptual and Motor Skills*, 2007;104(1):56-66.

51. Moon D, Kim K, Lee S-k. Immediate effect of short-foot exercise on dynamic balance of subjects with excessively pronated feet, *Journal of physical therapy science,* 2014;26(1):117-9.

52. Goble DJ, Coxon JP, Van Impe A, Geurts M, Van Hecke W, Sunaert S, et al. The neural basis of central proprioceptive processing in older versus younger adults: an important sensory role for right putamen, *Human Brain Mapping*, 2012;33(4):895-908.

53. Snell RS. *Clinical Anatomy by Regions*, Lippincott Williams & Wilkins; 2011.

54. Lin C-J, Lai K-A, Kuan T-S, Chou Y-L. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children, *Journal Of Pediatric Orthopaedics*, 2001;21(3):378-82.

55. Jenkins DB, Hollinshead WH. *Functional Anatomy Of The Limbs And Back*, Saunders Elsevier; 2009.

56. Alagoz MS, Orbay H, Uysal AC, Comert A, Tuccar E. Vascular anatomy of the metatarsal bones and the interosseous muscles of the foot, *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery*, 2009;62(9):1227-32.

57. Wang W, Crompton R. Analysis of the human and ape foot during bipedal standing with implications for the evolution of the foot, *Journal of Biomechanics*, 2004;37(12):1831-6.

58. Sizer Jr PS, Phelps V, James R, Matthijs O. Diagnosis and management of the painful ankle/foot part 1: clinical anatomy and pathomechanics, *Pain Practice*, 2003;3(3):238-62.

59. Hunt AE, Smith RM, Torode M, Keenan A-M. Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking, *Clinical Biomechanics*, 2001;16(7):592-600.

60. Staheli T. *Pediatrik Ortopedinin Temelleri,* İstanbul, Nobel Tıp Kitabevi, 1998.

61. Tweed JL, Campbell J, Thompson R, Curran M. The function of the midtarsal joint: a review of the literature, *The Foot*, 2008;18(2):106-12.

62. Zhou K, Song L, Zhang P, Wang C, Wang W. Surgical versus non-surgical methods for acute Achilles tendon rupture: a meta-analysis of randomized controlled trials, *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 2018;57(6):1191-9.

63. Nordin M, Frankel VH. *Basic Biomechanics of The Musculoskeletal System*, Lippincott Williams & Wilkins; 2001.

64. Perry J, Burnfield JM. Gait analysis: normal and pathological function, *Slack*, Inc, Thorofare, NJ. 1992.

65. Erbahçeci F BK. *Yürüyüş. Ankara*, Hipokrat Kitabevi; 2017. 3-75 p.

66. Pirker W, Katzenschlager R. Gait disorders in adults and the elderly, *Wiener Klinische Wochenschrift,* 2017;129(3):81-95.

67. Nawoczenski DA, Saltzman CL, Cook TM. The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot, *Physical Therapy,* 1998;78(4):404-16.

68. Wiewiorski M, Valderrabano V. Painful flatfoot deformity, *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 2011;78(1):20-6.

69. Karahan Ünver B. Farklı Eksternal Destaklerin Ayağın Pedobarografik Parametrelerine Etkisinin İncelenmesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Hacettepe Üniversitesi, 2014.

70. Yalçın S ÖN. *Yürüme analizi,* İstanbul, Avrupa Matbaacılık; 2001. 25-8 p.

71. Bayhan A. Serebral palside yürüme analizi, *TOTBID Dergisi,* 2018;17:465-74.

72. Andrejiová M, Dolná Z, Simsík D, Kimáková Z. An analysis of temporal and spatial parameters of human gait, *Annals of the Faculty of Engineering Hunedoara*, 2012;10(3):49.

73. Jacquelin Perry J. Gait Analysis, *Normal And Pathological Function*, New Jersey, Slack. 2010.

74. Türk A. Ayak bileği instabilitesine bağlı gelişen fonksiyonel kayıpların yürüme analizi ve diğer biyomekanik parametrelere etkisi, İstanbul, İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi; 2009.

75. Whittle MW. *Gait Analysis*, An Introduction, Burlington: Elsevier Science; 2014. 30-210 p.

76. Hösl M, Böhm H, Multerer C, Döderlein L. Does excessive flatfoot deformity affect function? A comparison between symptomatic and asymptomatic flatfeet using the Oxford Foot Model, *Gait & Posture*, 2014;39(1):23-8.

77. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait, *Journal of foot and ankle research*, 2009;2(1):1-9.

78. Yavuzer MG. Hareket Analizi ve Yöntemleri Değerlendirme Normal ve Patolojik Yürüyüş, *Yürüyüş*, Ankara: Hipokrat Kitapevi; 2018.

79. Soylu A. Olası hata kaynakları ve bazı teknik detaylar, *Spor Bilimleri Için Yüzey Elektromyografi*, Ankara ISBN. 2010:978-605.

80. Day S. *Important Factors in Surface EMG Measuremen*t, Bortec Biomedical Ltd publishers, 2002:1-17.

81. Rash GS, Quesada P. *Electromyography Fundamentals*. Retrieved February. 2003;4.

82. Hacıoğlu S. Osteoartritte İzokinetik Egzersizlerin Kuadriseps Kas Gücüne Etkisinin İzokinetik Dinamometre ve Yüzeyel Emg İle Değerlendirilmesi, TC Uzmanlık Tezi Sağlık Bakanlığı Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Kliniği, 2009.

83. Cram JR, Kasman GS. Cram's introduction to surface electromyography, *The Basics Of Surface Electromyography,* 2nd ed Sudbury, MA: Jones and Bartlett. 2011:1-170.

84. Merlo A, Campanini I. Technical aspects of surface electromyography for clinicians, *The Open Rehabilitation Journal*, 2010;3(1).

85. Uzun S. Elit Sporcularda Kassal Dayanıklılığın Yüzeyel Elektromyografi Güç Dağılımı Parametreleri Ile Değerlendirilmesi, Marmara Universitesi (Turkey); 2008.

86. Florimond V. *Basics of Surface Electromyography Applied To Physical Rehabilitation And Biomechanics*, Montreal, Canada: Thought Technology Ltd. 2009.

87. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. *European Recommendations for Surface Electromyography*, Roessingh research and development, 1999;8(2):13-54.

88. Vaughan CL, Davis BL, O'connor JC. Dynamics of human gait, *Human Kinetics*, 1992.

89. Soderberg GL. Selected Topics In Surface Electromyography For Use In The Occupational Setting, Expert Perspectives, US Department of Health and Human Services, Public Health Service, Centers, 1992.

90. Ada N. Yürüme Analizinde Bacak Kaslarının Yüzeyel EMG Ile Değerlendirilmesi, Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2015.

91. Miller D. Emg normalization, *Physical Therapy,* 1986.

92. Cerrah AO, Ertan H, Soylu AR. Spor Bilimlerinde Elektromyografi Kullanımı, *Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi,* 2010;8(2):43-9.

93. Boakes J. Muscle activity during walking, *Human walking,* 2006.

94. Alam F, Raza S, Moiz JA, Bhati P, Anwer S, Alghadir A. Effects of selective strengthening of tibialis posterior and stretching of iliopsoas on navicular drop, dynamic balance, and lower limb muscle activity in pronated feet: A randomized clinical trial, *The Physician and Sportsmedicine*, 2019;47(3):301-11.

95. Kim M-K, Lee Y-S. Kinematic analysis of the lower extremities of subjects with flat feet at different gait speeds, *Journal of physical therapy science*, 2013;25(5):531-3.

96. Lee C-R, Kim M-K. The effects on muscle activation of flatfoot during gait according to the velocity on an ascending slope, *Journal of physical therapy science*, 2014;26(5):675-7.

97. Angin S, Crofts G, Mickle KJ, Nester CJ. Ultrasound evaluation of foot muscles and plantar fascia in pes planus, *Gait & Posture*, 2014;40(1):48-52.

98. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking, *Gait & Posture,* 1995;3(4):193-214.

99. Hrysomallis C. Balance ability and athletic performance, *Sports Medicine*, 2011;41:221-32.

100. Annino G, Palazzo F, Lebone P, Caronti A, Lombardo M, Campoli F, et al. The efficacy of plantar stimulation on human balance control, *Somatosensory & Motor Research*, 2015;32(3):200-5.

101. Al Abdulwahab SS, Kachanathu SJ. The effect of various degrees of foot posture on standing balance in a healthy adult population, *Somatosensory & Motor Research*, 2015;32(3):172-6.

102. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability, *Journal of Athletic Training*, 2005;40(1):41.

103. Justine M, Ruzali D, Hazidin E, Said A, Bukry SA, Manaf H. Range of motion, muscle length, and balance performance in older adults with normal, pronated, and supinated feet, *Journal Of Physical Therapy Science*, 2016;28(3):916-22.

104. Liaw M-Y, Chen C-L, Pei Y-C, Leong C-P, Lau Y-C. Comparison of the static and dynamic balance performance in young, middle-aged, and elderly healthy people, *Chang Gung Med J,* 2009;32(3):297-304.

105. Cabell L, Pienkowski D, Shapiro R, Janura M. Effect of age and activity level on lower extremity gait dynamics: an introductory study, *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2013;27(6):1503-10.

106. Cohen A, Laughner T, Pupp G. Calcaneonavicular bar resection. A retrospective review, *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 1993;83(1):10-7.

107. Aydoğ E, Bal A, Aydoğ ST, Çakci A. Evaluation of dynamic postural balance using the Biodex Stability System in rheumatoid arthritis patients, *Clinical rheumatology*, 2006;25:462-7.

108. Günendi Z ÖTÖ, Uzun K, Öztürk G, Demirsoy Ü. Reliability of quantitative static and dynamic balance tests on kinesthetic ability trainer and their correlation with other clinical balance tests, *Journal Of Physical Medicine And Rehabilitation Sciences*, 2010;13.

109. Bennie S, Bruner K, Dizon A, Fritz H, Goodman B, Peterson S. Measurements of balance: comparison of the Timed" Up and Go" test and Functional Reach test with the Berg Balance Scale, *Journal of Physical Therapy Science*, 2003;15(2):93-7.

110. Kılavuz G. Sağlıklı Genç Erkeklerde Denge Yeteneği Ve Alt Ekstremite Performans Düzeyi Arasındaki Ilişkinin Incelenmesi, Pamukkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2013.

111. Cook G, Burton L, Hoogenboom BJ, Voight M. Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function-part 2, *International Journal of Sports Physical Therapy*, 2014;9(4).

112. McGrath TM, Waddington G, Scarvell JM, Ball NB, Creer R, Woods K, et al. The effect of limb dominance on lower limb functional performance–a systematic review, *Journal of Sports Sciences*, 2016;34(4):289-302.

113. Wisløff U, Castagna C, Helgerud J, Jones R, Hoff J. Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players, British Journal of Sports Medicine, 2004;38(3):285-8.

114. Young WB. Transfer of strength and power training to sports performance, I*nternational Journal Of Sports Physiology And Performance*, 2006;1(2):74-83.

115. Deweese BH, Bellon C, Magrum E, Taber CB, Suchomel TJ. Improving sprint performance via strength training, *Strengthening the Springs*, 2016.

116. Goldmann J-P, Sanno M, Willwacher S, Heinrich K, Brüggemann G-P. The potential of toe flexor muscles to enhance performance, *Journal Of Sports Sciences*, 2013;31(4):424-33.

117. Sung PS. Kinematic analysis of ankle stiffness in subjects with and without flat foot, *The Foot,* 2016;26:58-63.

118. Karartı C, Bilgin S, Büyükturan Ö, Büyükturan B. Arka Ayaktaki Pronasyon Artışının Fiziksel Performans Üzerine Etkisi, *Hacettepe University Faculty of Health Sciences Journal*, 2018;5(1):1-10.

119. Brooks ER, Benson AC, Bruce LM. Novel technologies found to be valid and reliable for the measurement of vertical jump height with jump-and-reach testing, *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2018;32(10):2838-45.

120. Häkkinen K. Force production characteristics of leg extensor, trunk flexor and extensor muscles in male and female basketball players, *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 1991;31(3):325-31.

121. Fu FQ, Wang S, Shu Y, Li JS, Popik S, Gu YD, editors. A comparative biomechanical analysis the vertical jump between flatfoot and normal foot, *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*, 2016: Trans Tech Publ.

122. Zhao X, Tsujimoto T, Kim B, Tanaka K. Association of arch height with ankle muscle strength and physical performance in adult men, *Biology of sport,* 2017;34(2):119-26.

123. Contarlı N, Çankaya T. Effect of the pes planus on vertical jump height and lower extremity muscle activation in gymnasts, *Turkish Journal of Sport and Exercise*, 2022;24(1):81-9.

124. Çilli F, Pehlivan O, Keklikçi K, Mahiroğullari M, Kuşkucu M. Prevalence of flatfoot in Turkish male adolescents, *Joint diseases & related surgery,* 2009;20(2):90-2.

125. Uzunca K, Tafltekin N, Birtane M. Erişkin Tip Pes Planusta Ağrı ve Dizabilitenin Radyografik ve Pedobarografik Parametreler ile İlişkisi, *Rheumatism*, 2006;21:95-9.

126. Neumann D. Foundations for Rehabilitation, *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, E-Book, Elsevier Health Sciences. 2013.

127. Bolgla LA, Malone TR. Plantar fasciitis and the windlass mechanism: a biomechanical link to clinical practice, *Journal of Athletic Training*, 2004;39(1):77.

128. Stolzman S, Irby MB, Callahan AB, Skelton JA. Pes planus and paediatric obesity: a systematic review of the literature, *Clinical Obesity*, 2015;5(2):52-9.

129. Queen RM, Mall NA, Nunley JA, Chuckpaiwong B. Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks, *Gait & Posture*, 2009;29(4):582-6.

130. Kızılcı H, Erbahçeci F. Pes planus olan ve olmayan erkeklerde fiziksel uygunluğun değerlendirilmesi, *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, 2016;27(2):25-33.

131. Kim J-a, Lim O-b, Yi C-h. Difference in static and dynamic stability between flexible flatfeet and neutral feet, *Gait & Posture*, 2015;41(2):546-50.

132. Uygur F. *Ayak deformite ve Ortezleri*, Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları Ankara, Volkan Matbaacılık, 1992.

133. Ege R. *Ayak ve Ayak Bileği Sorunları*, Türkiye Rehabilitasyon Vakfı, Ankara, 1997, 595-612 p.

134. Giannini S. Operative treatment of the flatfoot: why and how, *Foot & ankle international*, 1998;19(1):52-6.

135. Narvaez J, Narvaez J, Sanchez-Marquez A, Clavaguera M, Rodriguez-Moreno J, Gil M. Posterior tibial tendon dysfunction as a cause of acquired flatfoot in the adult: value of magnetic resonance imaging, *British Journal of Rheumatology*, 1997;36(1):136-9.

136. Huang C-K, Kitaoka HB, An K-N, Chao EY. Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability, *Foot & Ankle*, 1993;14(6):353-7.

137. Fiolkowski P, Brunt D, Bishop M, Woo R, Horodyski M. Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyography study, *The Journal of Foot And Ankle Surgery*, 2003;42(6):327-33.

138. Kuhn H, Thomas M. Influence of the abductor hallucis muscle on the medial arch of the foot: a kinematic and anatomical cadaver study, *Fuss und Sprunggelenk*, 2007;4(5):279.

139. Meszaros A, Caudell G. The surgical management of equinus in the adult acquired flatfoot, Clinics In Podiatric Medicine And Surgery, 2007;24(4):667-85.

140. Herring J. Tachdjian's pediatric orthopaedics: from the Texas Scottish Rite Hospital for Children, *Elsevier Health Sciences*, 2013. p. 1696.

141. Rose G, Welton E, Marshall T. The diagnosis of flat foot in the child, *The Journal of bone and joint surgery British*, volume. 1985;67(1):71-8.

142. Dahle LK, Mueller M, Delitto A, Diamond JE. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1991;14(2):70-4.

143. McPoil TG, Cornwall MW. Use of the longitudinal arch angle to predict dynamic foot posture in walking, *Journal of the American Podiatric Medical Association,* 2005;95(2):114-20.

144. Mueller M, Host J, Norton B. Navicular drop as a composite measure of excessive pronation, *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 1993;83(4):198-202.

145. Sell KE, Verity TM, Worrell TW, Pease BJ, Wigglesworth J. Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1994;19(3):162-7.

146. Vanderwilde R, Staheli L, Chew D, Malagon V. Measurements on radiographs of the foot in normal infants and children, *The Journal of bone and joint surgery American*, 1988;70(3):407-15.

147. Hoke M. An operation for the correction of extremely relaxed flat feet, *JBJS*, 1931;13(4):773-83.

148. Tüzün F, Eryavuz M, Akarırmak Ü. *Hareket Sistemi Hastalıkları,* Nobel Tıp Kitabevleri; 1997.

149. Bowring B, Chockalingam N. Conservative treatment of tibialis posterior tendon dysfunction—A review, *The Foot*, 2010;20(1):18-26.

150. Marzano R. Nonoperative management of adult flatfoot deformities, *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery,* 2014;31(3):337-47.

151. Deland JT. Adult-acquired flatfoot deformity, *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 2008;16(7):399-406.

152. Conti SF. Posterior tibial tendon problems in athletes, *The Orthopedic Clinics of North America*, 1994;25(1):109-21.

153. Nielsen MD, Dodson EE, Shadrick DL, Catanzariti AR, Mendicino RW, Malay DS. Nonoperative care for the treatment of adult-acquired flatfoot deformity, *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 2011;50(3):311-4.

154. 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 International*, 2006;27(1):2-8.

155. Parsons S, Naim S, Richards PJ, McBride D. Correction and prevention of deformity in type II tibialis posterior dysfunction, *Clinical Orthopaedics and Related Research,* 2010;468(4):1025-32.

156. Hodges PW. Core stability exercise in chronic low back pain, *Orthopedic Clinics*, 2003;34(2):245-54.

157. Lynn SK, Padilla RA, Tsang KK. Differences in static-and dynamic-balance task performance after 4 weeks of intrinsic-foot-muscle training: the short-foot exercise versus the towel-curl exercise, *Journal of Sport Rehabilitation*, 2012;21(4):327-33.

158. Jung D-Y, Kim M-H, Koh E-K, Kwon O-Y, Cynn H-S, Lee W-H. A comparison in the muscle activity of the abductor hallucis and the medial longitudinal arch angle during toe curl and short foot exercises, *Physical Therapy in Sport*, 2011;12(1):30-5.

159. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences, *Routledge*, 2013.

160. Okamura K, Egawa K, Ikeda T, Fukuda K, Kanai S. Relationship between foot muscle morphology and severity of pronated foot deformity and foot kinematics during gait: A preliminary study, *Gait & Posture,* 2021;86:273-7.

161. Headlee DL, Leonard JL, Hart JM, Ingersoll CD, Hertel J. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2008;18(3):420-5.

162. Wirth SH, Viehöfer A, Schöni M, editors, *Der erworbene Pes planovalgus beim Erwachsenen*, Swiss Medical Forum; 2017: EMH Media.

163. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis: Part II Kinematics, *Gait & posture*, 2002;16(2):159-79.

164. Patil V, Frisch NC, Ebraheim NA. Anatomical variations in the insertion of the peroneus (fibularis) longus tendon, *Foot & Ankle International*, 2007;28(11):1179-82.

165. Zermatten P, Crevoisier X. Avulsion fracture of the peroneus longus tendon insertion at the base of the first metatarsal: report of a case, *Foot and Ankle Surgery*, 2011;17(1):e10-e2.

166. Kokubo T, Hashimoto T, Nagura T, Nakamura T, Suda Y, Matsumoto H, et al. Effect of the posterior tibial and peroneal longus on the mechanical properties of the foot arch, *Foot & Ankle International*, 2012;33(4):320-5.

167. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. Testing and function with posture and pain, *Muscles,* Lippincott Williams & Wilkins Baltimore, MD; 2005.

168. Bugané F, Benedetti M, Casadio G, Attala S, Biagi F, Manca M, et al. Estimation of spatial-temporal gait parameters in level walking based on a single accelerometer, Validation on normal subjects by standard gait analysis, *Computer methods and programs in biomedicine*, 2012;108(1):129-37.

169. Pau M, Leban B, Collu G, Migliaccio GM. Effect of light and vigorous physical activity on balance and gait of older adults, *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 2014;59(3):568-73.

170. Walaszek R, Chwała W, Walaszek K, Burdacki M, Błaszczuk J. Evaluation of the accuracy of the postural stability measurement with the Y-Balance Test based on the levels of the biomechanical parameters, *Acta Of Bioengineering And Biomechanics,* 2017;19(2):121-8.

171. Plisky PJ, Gorman PP, Butler RJ, Kiesel KB, Underwood FB, Elkins B. The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test, *North American Journal Of Sports Physical Therapy*, 2009;4(2):92.

172. Gribble PA, Hertel J. Considerations for normalizing measures of the Star Excursion Balance Test, *Measurement In Physical Education And Exercise Science*, 2003;7(2):89-100.

173. Lai WC, Wang D, Chen JB, Vail J, Rugg CM, Hame SL. Lower quarter Y-balance test scores and lower extremity injury in NCAA division I athletes, *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2017;5(8):2325967117723666.

174. Shaffer SW, Teyhen DS, Lorenson CL, Warren RL, Koreerat CM, Straseske CA, et al. Y-balance test: a reliability study involving multiple raters, *Military medicine*, 2013;178(11):1264-70.

175. Glatthorn JF, Gouge S, Nussbaumer S, Stauffacher S, Impellizzeri FM, Maffiuletti NA. Validity and reliability of Optojump photoelectric cells for

estimating vertical jump height, *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2011;25(2):556-60.

176. Çınarlı FS, Kafkas ME, BASTIK C, Çimen O. Türkiye masa tenisi genç milli takım aday sporcularının vücut kompozisyonu ve biyomotor performans parametrelerinin incelenmesi, *İnönü Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 2017;4(3):22-39.

177. Maulder P, Cronin J. Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability, *Physical Therapy in Sport,* 2005;6(2):74-82.

178. Yıldırım Şahan T, Aydoğan Arslan S, Demirci C, Oktaş B, Sertel M. Comparison Of Short-Term Effects Of Virtual Reality and Short Foot Exercises In Pes Planus, *The Foot*, 2021;47:101778.

179. Unver B, Erdem EU, Akbas E. Effects of short-foot exercises on foot posture, pain, disability, and plantar pressure in Pes Planus, *Journal Of Sport Rehabilitation*, 2019;29(4):436-40.

180. Field A, Miles J, Field Z. Discovering statistics using R, *Sage Publications*, 2012.

181. Team RC. R: A language and environment for statistical computing, *R Foundation for Statistical Computing*, Vienna, Austria. 2013.

182. Riddiford-Harland D, Steele J, Storlien L. Does obesity influence foot structure in prepubescent children?, *International journal of obesity*, 2000;24(5):541-4.

183. Butterworth PA, Landorf KB, Smith S, Menz HB. The association between body mass index and musculoskeletal foot disorders: a systematic review, *Obesity Reviews*, 2012;13(7):630-42.

184. Yilmaz NA, Erdem F, Tat AM, Hayriye A. Vücut Kitle İndeksinin Ayak Taban Basinç Dağilimina Etkisi, *Adnan Menderes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Dergisi,* 2017;1(2):33-9.

185. Menz HB, Zammit GV, Munteanu SE, Scott G. Plantarflexion strength of the toes: age and gender differences and evaluation of a clinical screening test, *Foot & Ankle International*, 2006;27(12):1103-8.

186. Tenenbaum S, Hershkovich O, Gordon B, Bruck N, Thein R, Derazne E, et al. Flexible pes planus in adolescents: body mass index, body height, and gender—an epidemiological study, *Foot & Ankle International*, 2013;34(6):811-7.

187. Tamayo NCR, Hyppolite N. Pes Planus 72. Musculoskeletal Sports and Spine Disorders, *A Comprehensive Guide*, 2018;315.

188. Kurbaloğlu ED. Esnek Pes Planuslu Bireylerde Egzersiz Tedavisinin Etkinliği, İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2018.

189. Gheitasi M, Maleki M, Bayattork M. Corrective exercise for intrinsic foot muscles versus the extrinsic muscles to rehabilitate flat foot curving in adolescents: randomized-controlled trial, *Sport Sciences for Health*, 2022;18(2):307-16.

190. 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,* 2020;75:40-5.

191. Chung KA, Lee E, Lee S. The effect of intrinsic foot muscle training on medial longitudinal arch and ankle stability in patients with chronic ankle sprain accompanied by foot pronation, *Physical Therapy Rehabilitation Science*, 2016;5(2):78-83.

192. Gray EG, Basmajian JV. Electromyography and cinematography of leg and foot ("normal" and flat) during walking, *The Anatomical Record*, 1968;161(1):1-15.

193. Kim M-K, Lee C-R. Muscle activation analysis of flatfoot according to the slope of a treadmill, *Journal of Physical Therapy Science*, 2013;25(3):225-7.

194. Kohls-Gatzoulis J, Angel JC, Singh D, Haddad F, Livingstone J, Berry G. Tibialis posterior dysfunction: a common and treatable cause of adult acquired flatfoot, *BMJ*, 2004;329(7478):1328-33.

195. Basmajian JV, Stecko G. The role of muscles in arch support of the foot: an electromyographic study, *JBJS*, 1963;45(6):1184-90.

196. Toullec E. Adult flatfoot. Orthopaedics & Traumatology, *Surgery & Research,* 2015;101(1):S11-S7.

197. Franettovich MM, Murley GS, David BS, Bird AR. A comparison of augmented low-Dye taping and ankle bracing on lower limb muscle activity during walking in adults with flat-arched foot posture, *Journal Of Science And Medicine In Sport,* 2012;15(1):8-13.

198. Schmitt AP-L, Liebau K-H, Hamm A, Hacke C, Mittelmeier W, Schulze C. Comparison of the Influence of Supportive and Sensorimotor Insoles in the Muscle Activity of Tibialis anterior and Peroneus longus in Combat Boots, *The Foot*, 2022:101910.

199. Choi Y, Lee J, editors. Effect of Peroneus Longus Muscle Release on Abductor Hallucis Muscle Activity and Medial Longitudinal Arch before Toe-Tap Exercise in Participants with Flexible Pes Planus, *Healthcare*, 2021: MDPI.

200. Franettovich M, Chapman AR, Blanch P, Vicenzino B. Augmented low-Dye tape alters foot mobility and neuromotor control of gait in individuals with and without exercise related leg pain, *Journal of Foot And Ankle Research*, 2010;3(1):1-9.

201. Hunt AE, Smith RM, Torode M. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking, *Foot & Ankle International*, 2001;22(1):31-41.

202. Czerniecki JM. Foot and ankle biomechanics in walking and running: a review, *American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation*, 1988;67(6):246-52.

203. 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, *Clinical Biomechanics*, 2006;21(10):1074-80.

204. 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?, *Clinical Biomechanics*, 2010;25(7):728-36.

205. Castro MD. Ankle biomechanics, *Foot Ankle Clinics,* 2002;7(4):679-93.

206. Den Otter A, Geurts A, Mulder T, Duysens J. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds, *Gait & Posture*, 2004;19(3):270-8.

207. Van Hedel H, Tomatis L, Müller R. Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading, *Gait & Posture*, 2006;24(1):35-45.

208. Warren GL, Maher RM, Higbie EJ. Temporal patterns of plantar pressures and lower-leg muscle activity during walking: effect of speed, *Gait & Posture,* 2004;19(1):91-100.

209. Kothari A, Dixon PC, Stebbins J, Zavatsky AB, Theologis T. The relationship between quality of life and foot function in children with flexible flatfeet, *Gait & Posture,* 2015;41(3):786-90.

210. 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*, 2019;72:123-8.

211. Aboutorabi A, Saeedi H, Kamali M, Farahmand B, Eshraghi A, Dolagh RS. Immediate effect of orthopedic shoe and functional foot orthosis on center of pressure displacement and gait parameters in juvenile flexible flat foot, *Prosthetics And Orthotics International*, 2014;38(3):218-23.

212. Najafi B, Miller D, Jarrett BD, Wrobel JS. Does footwear type impact the number of steps required to reach gait steady state?: an innovative look at the impact of foot orthoses on gait initiation, *Gait & Posture,* 2010;32(1):29-33.

213. Selby-Silverstein L, Hillstrom HJ, Palisano RJ. The effect of foot orthoses on standing foot posture and gait of young children with Down syndrome, *NeuroRehabilitation*, 2001;16(3):183-93.

214. Asgaonkar B, Kadam P. Effectiveness of valgus insole on pain, gait parameters and physiological cost index of walking in flat feet in 5-15 years, *Physiotherapy and Occupational Therapy*, 2012;6(2):90.

215. Sulowska Iwona, Mika Anna, Łukasz O. The Influence Of Plantar Short Foot Muscle Exercıses On Foot Posture And Gaıt Parameters In Long-Dıstance Runners, *Journal of Kinesiology and Exercise Sciences*, 2017;22:75-86.

216. Dabholkar A, Shah A, Yardi S. Comparison of dynamic balance between flat feet and normal individuals using star excursion balance test, *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*, 2012;6(3):33-7.

217. Harris EJ, Vanore JV, Thomas JL, Kravitz SR, Mendelson SA, Mendicino RW, et al. Diagnosis and treatment of pediatric flatfoot, *The Journal of foot and ankle surgery*, 2004;43(6):341-73.

218. Bulow A, Anderson JE, Leiter JR, MacDonald P, Peeler J. The modified star excursion balance and Y-balance test results differ when assessing physically active healthy adolescent females, *International Journal of Sports Physical Therapy,* 2019;14(2):192.

219. Karabacak R. Pes Planusu Olan Adölesanlarda Denge Ve Ayak Basınç Dağılımının Değerlendirilmesi, Yüksek lisans tezi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, 2020.

220. Kabak B, Kocahan T, Akınoğlu B, Genç A, Hasanoğlu A. Pes Planus Sporcularda Denge Performansını Etkiler mi?, *Spor Hekimliği Dergisi,* 2019;54(3):195-201.

221. Sativani Z, Pahlawi R. Foot Strengthening Exercise on Postural Balance and Functional Ability of Foot on Children 6-10 Years Old with Flexible Flatfoot, *Jurnal Ilmiah Kesehatan (JIKA)*, 2020;2(3):99-107.

222. Oğuzhan K. Pes Planuslu Hastalarda Ev Egzersiz Programı Ve Medial Ark Desteğinin Denge Üzerine Etkisinin Karşılaştırılması, Uzmanlık Tezi, Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Konya, 2022.

223. Lee D-b, Choi J-d. The effects of foot intrinsic muscle and tibialis posterior strengthening exercise on plantar pressure and dynamic balance in adults flexible pes planus, *Physical Therapy Korea*, 2016;23(4):27-37.

224. Kamiya T, Uchiyama E, Watanabe K, Suzuki D, Fujimiya M, Yamashita T. Dynamic effect of the tibialis posterior muscle on the arch of the foot during cyclic axial loading, *Clinical Biomechanics*, 2012;27(9):962-6.

225. Lee H-J, Lim K-B, Yoo J, Yoon S-W, Yun H-J, Jeong T-H. Effect of custom-molded foot orthoses on foot pain and balance in children with symptomatic flexible flat feet, *Annals of Rehabilitation Medicine*, 2015;39(6):905-13.

226. Moon D, Jung J, editors. Effect of incorporating short-foot exercises in the balance rehabilitation of flat foot: A randomized controlled trial, *Healthcare*, 2021, MDPI.

227. Varol F. Ayak İntrinsik Kas Kuvvetinin Denge ve Fonksiyonel Performans ile İlişkisinin İncelenmesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Hacettepe Üniversitesi, Ankara 2020.

228. Maeda N, Hirota A, Komiya M, Morikawa M, Mizuta R, Fujishita H, et al. Intrinsic foot muscle hardness is related to dynamic postural stability after landing in healthy young men, *Gait & Posture,* 2021;86:192-8.

229. Arima S, Maeda N, Tsutsumi S, Ishihara H, Ikuta Y, Ushio K, et al. Association of the intrinsic foot muscles and plantar fascia with repetitive rebound jumping and jump landing in adolescent athletes: An ultrasound-based study, *Gait & Posture*, 2023;99:146-51.

230. Morikawa M, Maeda N, Komiya M, Hirota A, Mizuta R, Kobayashi T, et al. Contribution of plantar fascia and intrinsic foot muscles in a single-leg drop landing and repetitive rebound jumps: an ultrasound-based study, *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 2021;18(9):4511.

231. Güner Z. Pes Planuslu Bireylerde Atletik Bantlamanın Alt Ekstremite Performansı Ve Denge Üzerine Etkisi, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2019.

232. Yurt Y. Cad Cam ve Geleneksel Yöntemlerle Üretilmiş Iki Farklı Tabanlık Uygulamasının, Ağrılı Esnek Düz Tabanlı Bireylerde Ağrı, Yaşam Kalitesi ve Fiziksel Performans Üzerindeki Etkilerinin Karşılaştırılması, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, 2015.

233. Hashimoto T, Sakuraba K. Strength training for the intrinsic flexor muscles of the foot: effects on muscle strength, the foot arch, and dynamic parameters before and after the training, *Journal of Physical Therapy Science*, 2014;26(3):373-6.

234. Cerrah AO, Ertan H, Soylu A. Elektromiyografi ile kuvvetin değerlendirilmesi, *Türkiye Klinikleri Nöroloji Dergisi*, 2010;5(3):160.

Ek-2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

KLİNİK ARAŞTIRMALAR İÇİN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırma Projesinin Adı: PES PLANUSLU BİREYLERDE AYAK-KOR EĞİTİMİNİN KAS AKTİVASYONLARI, YÜRÜYÜŞ, DENGE VE ALT EKSTREMİTE PERFORMANSINA ETKİLERİ
Sorumlu Araştırıcının Adı: Öğr. Gör. Tahir Fatih DİKİCİ
Diğer Araştırıcıların Adı: Dr. Öğr. Üyesi Ertuğrul DEMİRDEL, Dr. Fzt. Erdem DEMİR

"PES PLANUSLU BİREYLERDE AYAK-KOR EĞİTİMİNİN KAS AKTİVASYONLARI, YÜRÜYÜŞ, DENGE VE ALT EKSTREMİTE PERFORMANSINA ETKİLERİ" isimli bir çalışmada yer almak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışma, araştırma amaçlı olarak yapılmaktadır. Çalışmaya katılma konusunda karar vermeden önce araştırmanın neden ve nasıl yapıldığını, sizinle ilgili bilgilerin nasıl kullanılacağını, çalışmanın neler içerdiğini, olası yararlarını, risklerini ve rahatsızlıklarını bilmeniz önemlidir. Lütfen aşağıdaki bilgileri dikkatlice okumak için zaman ayırın ve bu bilgileri ailenizle ve/veya doktorunuzla tartışın. Çalışma hakkında tam olarak bilgi sahibi olduktan sonra ve sorularınız cevaplandıktan sonra eğer katılmak istiyorsanız sizden bu formu imzalamanız istenecektir.

Çalışmanın amaçları ve dayanağı nelerdir, benden başka kaç kişi bu çalışmaya katılacak?

Bu çalışma kapsamında herhangi bir şikayeti olmayan esnek pes planus (düz taban) olan kişilere verilecek iki farklı egzersiz eğitiminin etkinliği araştırılacaktır.

Tasarladığımız çalışmaya benzer birçok çalışma yapılmış olup, bu çalışmaların sonuçları uluslararası akademik dergilerde yayınlanmıştır.

Çalışmaya 30 gönüllü kişiler dâhil edilecektir.

Çalışmaya dâhil edilme kriterleri:

- Çalışmaya katılmaya gönüllü olan bireyler
- Yaş aralığı 18-25 arası olan bireyler
- Vücut kütle indeksi 18,5-30 değerleri arasında olan bireyler
- Naviküler düşme testi uygulanarak ağırlıklı ve ağırlıksız ölçümler arasındaki farkın 10 mm ve üzeri olan bireyler
- Jack'in parmak kaldırma testinin pozitif çıkmasıyla esnek düz taban olduğu kabul edilen bireyler

Çalışmadan dışlanma kriterleri:

- Ayak- ayakbileğinde herhangi bir ağrı, yorgunluk gibi semptomları olan bireyler
- Alt ekstremiteyi etkileyen herhangi bir nörolojik yada ortopedik hastalığa sahip olan bireyler
- Ayak-ayakbileği travma-cerrahi öyküsü bulunan bireyler
- 1 santimetre (cm)'den fazla alt ekstremite eşitsizliği bulunan bireyler

Tüm değerlendirmeler ve egzersizler Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu'nda yapılacaktır.

Bu çalışmaya katılmalı mıyım?

Bu çalışmada yer alıp almamak tamamen size bağlıdır. Eğer katılmaya karar verirseniz bu yazılı bilgilendirilmiş olur formu imzalamanız için size verilecektir. Şu anda bu formu imzalasanız bile istediğiniz herhangi bir zamanda bir neden göstermeksizin çalışmayı bırakmakta özgürsünüz.

Bu çalışmaya katılırsam beni neler bekliyor?

Araştırma kapsamında ilk olarak kilo, boy uzunluğu, yaş gibi demografik bilgiler alınacak ve ayak yapınız değerlendirilecektir. Çalışmaya dahil edilme kriterlerini sağlıyorsanız bir sonraki değerlendirme aşamasına geçilecektir.

Ek-2. Devamı

Değerlendirme aşamasında ilk olarak bacak ve ayak bölgesinde yer alan bazı kaslara yapışkan elektrot vasıtasıyla küçük sensörler yerleştirilecektir. Bu sensörler kablosuz şekilde bir cihaza ve dolayısıyla bilgisayara bağlı olacaktır. Sizden istenen hareketleri yaptığınızda bu sensörler yapıştırıldıkları bölgede yer alan kasların ne kadar aktive olduklarını bilgisayar programına aktaracaklardır. Bu değerlendirme Dr. Fzt. Erdem DEMİR ve Öğr. Gör. Tahir Fatih DİKİCİ tarafından yapılacaktır.

Bir sonraki değerlendirmede belinize yerleştirilen özel bir cihaz yardımı ile yürüyüştüntürün özellikleri yine bilgisayar ortamına aktarılacaktır.

Daha sonra farklı özel bir cihaz yardımı ile iki ve tek ayak üçrama özelliklerinizi 3 tekrarlı olacak şekilde bilgisayar ortamında değerlendirilecek ve kaydedilecektir.

Son olarak yere çizilen Y harfi üzerinde tek ayak üzerinde dururken diğer ayakla istenilen yerlere uzanılarak yapılan dinamik denge değerlendirilmesi yapılacaktır. Bu değerlendirmeler ise Öğ. Gör. Tahir Fatih DİKİCİ tarafından yapılacaktır.

Değerlendirmeler tamamlandıktan sonra bilgisayar programından yararlanılarak randomize (rastgele) bir gruba dahil olacaksınız ve 8 hafta boyunca düz taban için verilen egzersiz eğitimi alacaksınız. Egzersiz eğitiminin tamamı Öğr. Gör. Tahir Fatih DİKİCİ tarafından verilecektir.

Sekiz haftalık egzersiz eğitimi sonunda değerlendirmeler tekrarlanacak olup, egzersizler öncesindeki durum ve diğer grubun değerleri ile karşılaştırılacaktır.

Bu çalışma sırasında invaziv (deri bütünlüğünüzü bozan uygulamalar, örneğin; iğne, enjeksiyon, kesi vb.) girişimler kesinlikle olmayacaktır.

Çalışma kapsamında herhangi bir ilaç kullanmanız istenmeyecektir. Egzersizler sırasında sağlığınızı kötü yönde etkileyecek herhangi bir uygulama yapılmayacaktır.

Elde edilen verileriniz kesinlikle kimse ile paylaşılmayacak, herhangi bir fotoğraf, video vb. kayıt izinsiz olarak alınmayacaktır. Kayıt alınması gerektiğinde sizden gerekli yazılı izin talep edilecektir.

Ne yapmam gerekiyor, sorumluluklarım nelerdir?

Araştırma başlangıcında ve sonunda sensörler aracılığıyla belli hareketlerde kas aktivasyonunuz ölçülecektir. Bu sensörlerin yapıştırılabilmesi için vücudunuzda ilgili alanların sensör yapıştırmaya uygun olması gerekmektedir. Bunun için uygun spor kıyafetleri giymeniz gereklidir.

İlk değerlendirme sonunda yer aldığınız gruba bağlı olarak size ve araştırmacıya uygun bir egzersiz çizelgesi oluşturulacaktır ve haftada 2 gün olmak üzere bu egzersizlere mutlaka katılmanız gerekmektedir. Eğer egzersiz programına katılmamayı engelleyecek bir durum olursa belirlenen saatten en az 6 saat önce araştırmacıya bilgi vermeniz ve belirlenen bir tarihte katılmadığınız saatin telafisinin yapılması gerekmektedir.

Çalışmanın riskleri ve rahatsızlıkları nelerdir, göreceğim olası bir zarar durumunda ne yapılacak?

Egzersizler sırasında sağlığınızı etkileyecek herhangi bir uygulama yapılmayacaktır. İlk egzersizler sonrasında aktivite ve yorgunluğa bağlı olarak kas ağrıları görülebilir. Bu durumlarda araştırmacı size gerekli desteği ve yönlendirmeyi yapacaktır.

Egzersizler sırasında araştırmacı Öğr. Gör. Tahir Fatih DİKİCİ size egzersiz uygulamalarını yaptıracaktır ve herhangi bir aksilik durumunda yine aynı araştırmacı ile irtibat kurmanız yeterli olacaktır.

Ek-2. Devamı

Çalışmada yer almamın yararları nelerdir?

Araştırma sonrasında düz tabanlı kişilerde ilerleyen dönemlerde görülebilecek riskleri (plantar fasiit, epin kalkanei, posterior tibial tendon yetmezliği, aşil tendiniti, medial tibial stres sendromu vb.) azaltmayı yada engellemeyi hedefliyoruz. Ayrıca toplumun yararlılığı için düz tabanlı olan kişilerde egzersizlerin bacak ve ayak kaslarının aktivasyonuna, yürüyüşe, denge üzerine ve alt uzuv performansına nasıl etki ettiği hakkında elde edilecek bilgiler ile topluma bu uygulamaların daha bilinçli ve amaca yönelik uygulanmasına yardım edilmesi amaçlanmıştır.

Çalışma hakkında yeni bilgiler elde edilirse ne olacak?

Araştırmaya katılmaya devam etme isteğinizi etkileyebilecek, araştırma konusuyla ilgili yeni bilgiler elde edildiğinde siz veya yasal temsilciniz zamanında bilgilendirilecektir.

Araştırmadan kendi istediğim dışında çıkmam gerekebilir mi?

Araştırma kapsamında yapılacak değerlendirmelere katılmamak, sekiz haftalık egzersiz programına düzenli olarak devam etmemek, egzersiz programı sırasında gruba uyum sağlayamama gibi durumlarda çalışmadan ayrılabilirsiniz.

Bu çalışmaya katılmamın maliyeti nedir?

Çalışmaya katılmakla parasal yük altına girmeyeceksiniz ve size de herhangi bir ödeme yapılmayacaktır.

Kişisel bilgilerim nasıl kullanılacak?

Araştırmacı kişisel bilgilerinizi, araştırmayı ve istatiksel analizleri yürütmek için kullanacaktır. Çalışmanın sonunda, bu bilgiler hakkında bilgi istemeye hakkınız vardır. Çalışma sonuçları çalışma bitiminde tıbbi literatürde yayınlanabilecektir ancak kimliğiniz açıklanmayacaktır.

İzleyiciler, yoklama yapan kişiler, Etik Kurul, Sağlık Bakanlığı ve diğer ilgili sağlık otoriteleri orijinal tıbbi kayıtlarınıza doğrudan erişebilir. Bu yasalı bilgilendirilmiş gönüllü olur formunu imzalayarak yalnızca adı geçen kişi ve kurumlara erişim izni vermiş olacaksınız. Ancak kimlik bilgileriniz gizli tutulacak, kamuoyuna açıklanmayacak; araştırma sonuçlarının yayımlanması halinde dahi kimliğiniz gizli kalacaktır.

Daha fazla bilgi, yardım ve iletişim için kime başvurabilirim?

Çalışma yöntemi/ilacı ile ilgili bir sorununuz olduğunda ya da çalışma ile ilgili ek bilgiye gereksiniminiz olduğunuzda aşağıdaki kişi ile lütfen iletişime geçiniz.

ADI : Öğr. Gör. Tahir Fatih DİKİCİ
GÖREVİ : Araştırmacı / Öğretim Görevlisi
TELEFON :

(Katılımcının/Hastanın Beyanı)

Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi Sağlık Hizmetleri MYO Terapi Rehabilitasyon Bölümü'nde Öğr. Gör. Tahir Fatih DİKİCİ tarafından tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı ve ilgili metni okudum. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya "katılımcı" olarak davet edildim.

Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımıma ve hekim ile olan ilişkime herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum. Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir neden göstermeden araştırmadan

Ek-2. Devamı

çekilebilirim. (*Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemin uygun olacağının bilincindeyim).* Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorununun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu koşullarla söz konusu klinik araştırmaya kendi rızamla, hiç bir baskı ve zorlama olmaksızın, gönüllülük içerisinde katılmayı kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Katılımcı
Adı, soyadı:
Adres:
Tel:
İmza:
Tarih:

Görüşme tanığı
Adı, soyadı:
Adres:
Tel:
İmza:
Tarih:

Katılımcı ile görüşen araştırmacı

Adı soyadı, unvanı:	Öğr. Gör. Tahir Fatih DİKİCİ
Adres:	Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi Sağlık Hizmetleri MYO Terapi ve Rehabilitasyon Bölümü Kestel/Alanya/ANTALYA
Tel:	

İmza:
Tarih:

Ek-3. Veri Toplama Formu

TARİH:

VERİ TOPLAMA FORMU

KATILIMCI NO:

TEL:

DOĞUM TARİHİ- YIL :

YAŞ :

CİNSİYET :

DOMİNANT TARAF ALT EKSTREMİTE:

BOY : KİLO : VKİ:

ALT EKSTREMİTE UZUNLUĞU: SAĞ: SOL:

AYAKKABI ALIŞKANLIĞI

Spor Ayakkabı ☐ Bot ☐ Bez/Konvers ☐ Kundura ☐
Ugg Bot ☐ Babet ☐ Yüksek Topuklu ☐

AĞRI: VAR ☐ YOK ☐

ŞİKAYET: VAR ☐ YOK ☐

ALT EKSTREMİTEYİ ETKİLEYEN HERHANGİ BİR NÖROLOJİK YADA ORTOPEDİK HASTALIK ÖYKÜSÜ: VAR ☐ YOK ☐

AYAK-AYAKBİLEĞİ TRAVMA-CERRAHİ ÖYKÜSÜ : VAR ☐ YOK ☐

NAVİKÜLER DÜŞME TESTİ

	AĞIRLIK VERMEDEN	AĞIRLIK VERİLEREK	FARK
SAĞ			
SOL			

JACK'İN PARMAK KALDIRMA TESTİ: POZİTİF ☐ NEGATİF ☐

Ek-3. Devamı

Y BALANCE DENGE TESTİ

Sağ Alt Ekst	1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm
Anterior			
Posteromedialis			
Posterolateralis			

Sol Alt Ekst	1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm
Anterior			
Posteromedialis			
Posterolateralis			