

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

**TİBİALİS POSTERİOR KAS YORGUNLUK PROTOKOLÜNÜN
STATİK VE DİNAMİK AYAK PARAMETRELERİ ÜZERİNE
ETKİSİ**

**Fzt. Azize Reda CAFEROĞLU TUNÇ
Protez Ortez ve Biyomekanik Programı**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ANKARA

2014

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

**TİBİALİS POSTERİOR KAS YORGUNLUK PROTOKOLÜNÜN
STATİK VE DİNAMİK AYAK PARAMETRELERİ ÜZERİNE
ETKİSİ**

**Fzt. Azize Reda CAFEROĞLU TUNÇ
Protez Ortez ve Biyomekanik Programı**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Nilgün BEK**

ANKARA

2014

Anabilim Dalı: Fizyoterapi ve Rehabilitasyon

Program: Ortez Protez Biyomekani

Tez Başlığı: Tibialis Posterior Kas Yorgunluk Protokolünün Statik Ve Dinamik Parametreleri Üzerine Etkisi

Öğrenci Adı-Soyadı: Azize Reda Caferoğlu Tunç


Savunma Sınavı Tarihi: 21.01.2014

Bu çalışma jürimiz tarafından Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	Prof. Dr. Fatma UYGUR (Hacettepe Üniversitesi)	
Üye:	Prof. Dr. Nilgün BEK (Hacettepe Üniversitesi)	
Danışman:	Doç. Dr. Özlem ÜLGER (Hacettepe Üniversitesi)	
Üye:	Yrd. Doç. Dr. Bahar ANAFOROĞLU (Başkent Üniversitesi)	
Üye:	Yrd. Doç. Dr. Gürsoy COŞKUN (Hacettepe Üniversitesi)	

ONAY:

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun kararıyla kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Ersin FADILLIOĞLU
Enstitü Müdürü Y.

TEŐEKKÖR

Yüksek lisans eğitimin süresince, tezimin oluşturulması ve ilerletilmesi, tez sonucunda elde ettiğim bulguların istatistiksel analizi ve yorumlanabilmesinde desteğini ve bilgilerini esirgemeyen sevgili tez danışmanım, sayın hocam Prof. Dr. Nilgün Bek'e,

Tezimin gerçekleştirilmesi için Ayak Fonksiyon Kliniğı'nin tüm olanaklarından yararlanmamı sağlayan sayın Dr. Ahmet Hamdi ÇAĞLAR ve ekibine,

Tezimin zorlu sürecinde desteklerinden dolayı tüm dostlarıma,

Tezimin her aşamasında yanımda olan desteğini, anlayışını güler yüzünü hiç bir zaman kaybetmeden beni motive eden, hayat arkadaşım, sevgili eşim Fzt Yasin TUNÇ'a

Bu günlere gelmemi sağlayan maddi ve manevi desteklerini ve sevgilerini her zaman hissettiğim kıymetli aileme TEŐEKKÖR EDERİM.

ÖZET

Tunç, R. Tibialis Posterior Kas Yorgunluk Protokolünün Statik Ve Dinamik Ayak Parametreleri Üzerine Etkisi, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez Ortez ve Biyomekanik Programı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2014. Bu çalışma, yorgunluk protokolüncelikle aktive edilmiş tibialis posterior kasının, ayağın dinamik ve statik duruşta ölçülebilen parametreleri üzerinde açığa çıkarabileceği değişiklikleri araştırmak amacıyla yapıldı. Çalışmaya 30 sağlıklı birey (yaş ortalaması: $24,88 \pm 4,39$) dahil edilmiştir. Bireylerin sosyo-demografik bilgileri alındı. Pedobarografi cihazıyla ayağın statik ve dinamik parametrelerindeki değişimleri incelendi. Borg Yorgunluk Skalası (BORG) ile yorgunluk düzeyi kaydedildi. Çalışmanın sonucunda yapılan istatistiksel analizde, sağ ayağın dinamik parametrelerinde, uygulanan yorgunluk protokolüyle orta ayak maksimum basınç ölçümlerinde belirgin anlamlı artışın olduğu ($p < 0,05$); statik ayakta duruş pozisyonunda ölçülen toplam temas alanında, yorgunluk protokolünün anlamlı değişiklik meydana getirmediği ($p > 0,05$); yorgunluk protokolü uygulanmamış sol ayak dinamik parametrelerinde ise hızla birlikte anlamlı değişikliğin olmadığı bulundu ($p > 0,05$). Sonuçlara göre tibialis posterior kasının yorgunluğunun ayak statik ve dinamik parametreleri üzerinde etkili olduğu belirlendi.

Anahtar Kelimeler: Tibialis posterior, pedobarografi, yorgunluk

ABSTRACT

Tunç, R. The effect of Muscle Fatigue Protocol of Tibialis Posterior on the static and dynamic foot parameters, Hacettepe University, Institute Of Health Sciences, The program of Prothetics, Orthetics and Biomechanics.

The purpose of this study is to find out the changes in the measurable parameters the dynamic and static position of foot, caused by tibialis posterior muscle which is activated by the fatigue protocol. Thirty healthy patients were participated in this study. Socio-dermographic and descriptive characteristics of the participants were recorded. The changes on the dynamic and static position of foot were measured by pedobarography whereas the fatigue level was measured by Borg Fatigue Scale. In the statistical analysis carried out at the end of the study; through the fatigue protocol applied on the dynamic parameters of right foot a significant increase in the maximum pressure measurement of mid foot was observed ($p < 0.05$). The fatigue protocol measured in the total contact area during the static upright position, there was no significant changes were found ($p > 0.05$). Speed has no significant effect on the dynamic parameters of left foot without fatigue protocol application ($p > 0.05$). According to the results obtained at the end of this study, there was a correlation between the fatigue of tibialis posterior and the static and dynamic parameters of foot.

Keywords: Tibialis posterior, pedobarography, fatigue

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER ve RESİMLER	x
TABLolar	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ayak ve Ayak Bileği Anatomisi ve Biyomekaniği	3
2.2. Ayak ve Ayak Bileği Eklemleri	4
2.2.3. Midtarsal Eklem (Chopart Eklemi)	5
2.2.4 Tarsometatarsal Eklem (Lisfrank Eklem)	5
2.2.5. Metatarsofalangeal Eklem	5
2.2.6. İnterfalangeal Eklem	5
2.3. Ayak Arkları	6
2.4. Ayak Kasları	7
2.5. Ayak Bileği Kasları	7
2.5.1. Tibialis Posterior Kasının Ayak Biyomekaniğindeki Önemi	9
2.5.2 Yorgunluk	11
2.6. Yürüme Analizi	12
2.7. Pedobarografi	13
3. BİREYLER ve YÖNTEM	16
3.1. Bireyler	16
3.2. Yöntem	16
3.2.1. Demografik Veriler	16
3.2.2. Kas Kuvvet Değerlendirmesi	17
3.2.3. Pedobarografi	17

3.2.4. Borg Skalası	21
3.2.5. Prosedür	22
3.3. İstatistiksel Analiz	23
4. BULGULAR	24
5. TARTIŞMA	37
SONUÇLAR VE ÖNERİLER	46
LİMİTASYONLAR	47
KAYNAKLAR	48
EKLER	55
Ek 1. Araştırma Projesi Değerlendirme Formu	55

SİMGELER VE KISALTMALAR

°	Derece
Cm	Santimetre
FDL	Fleksör Digitorum Longus
FHL	Fleksör Hallusis Longus
Hz	Hertz
Kg	Kilogram
M	Metre
Mm	Milimetre
MR	Manyetik Rezonans
PBG	Pedobarografi
TPT	Tibialis Posterior Tendon
VKİ	Vücut Kütle İndeksi

ŞEKİLLER ve RESİMLER

	Sayfa
Şekil 2.3.1. A)Medial Longitudinal ark şekil; B) Lateral longitudinal ark;	7
C) Transvers ark; D) Ayağın yukarıdan görünüşü	7
Şekil 2.5.1. Ayak bileği anterior kompartman kasları (m. tibialis anterior, m. ekstansor hallucis longus, m. peroneus tertius , m. ekstansor digitorum longus)	8
Şekil 2.5.2 Ayak bileği lateral kompartman kasları (m. peroneus longus, m. peroneus brevis)	8
Şekil 2.5.3. Ayak bileği posterior kompartman yüzeysel tabaka kasları (m. gastrocnemius, m. soleus ve m. plantaris)	9
Resim 3.2.3.1. Yürüyüş platformu.	18
Resim 3.2.3.2. Statik değerlendirmede ayağın bölgeleri.	19
Resim 3.2.3.3. Statik ölçümde kullanılan değerleri veren ekran görüntüsü.	19
Resim 3.2.3.4. Dinamik pedobarografik ölçüm ekranı.	20

TABLOLAR

	Sayfa
Tablo 4.1. Bireylerin demografik özellikleri	24
Tablo 4.2. Egzersiz öncesi ve sonrası statik olarak ölçülen temas alanlarının karşılaştırılması.	24
Tablo 4.3. Normal yürümenin ikinci denemesinde, SAĞ ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.	25
Tablo 4.4. Normal yürümenin üçüncü denemesinde, SAĞ ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.	26
Tablo 4.5. Normal yürümenin ikinci denemesinde, SOL ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.	27
Tablo 4.6. Normal yürümenin üçüncü denemesinde, SOL ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.	28
Tablo 4.7. Hızlı yürümenin ikinci denemesinde, SAĞ ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.	29
Tablo 4.8. Hızlı yürümenin üçüncü denemesinde, SAĞ ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.	30
Tablo 4.9. Hızlı yürümenin ikinci denemesinde, SOL ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.	31
Tablo 4.10. Hızlı yürümenin üçüncü denemesinde, SOL ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.	32
Tablo 4.11. Egzersiz öncesi yürüyüşün ikinci denemesinin SAĞ ayakta normal ve hızlı yürümedeki değerlerin karşılaştırılması.	33
Tablo 4.12. Egzersiz öncesi yürüyüşün üçüncü denemesinin SAĞ ayakta normal ve hızlı yürümedeki değerlerin birbiri ile karşılaştırılması.	34
Tablo 4.13. Egzersiz sonrası ikinci denemede SAĞ ayakta normal ve hızlı yürüyüşlerdeki değerlerin karşılaştırılması.	35
Tablo 4.14. Egzersiz sonrası üçüncü denemede SAĞ ayakta normal ve hızlı yürüyüşteki basınç değerlerinin karşılaştırılması.	36

1. GİRİŞ

İnsanı diğer canlılardan ayıran en önemli özellik, dik pozisyonda durabilmesi, denge sağlayabilmesi ve günlük yaşamda ekstremitelerini dilediğinde kullanabilmesidir (1) Ayak, vücut ağırlığını taşımak, gerekli destek yüzeyini sağlamak ve itme fazında kaldıraç görevini yapmak üzere rijit, yürüme fonksiyonunu sağlamak üzere dinamik ve dış çevreye uyum sağlamak için *fleksible* bir yapıya sahiptir (2)

Ayak ile birlikte, ayak bileği ekleminin primer görevi, yerden gelen kuvvetleri absorbe etmek ve dinamik hareketler sırasında yapılan kapalı kinetik halka aktivitelerinde meydana gelen şokları uygun bir şekilde üst segmetlere iletmektir (3)

Ayak arkları yürüyüşte ve duruş esnasında stabilizasyondan sorumludur. Tibialis posterior kası hem medial longitudinal arkın dinamik stabilizatörüdür hem de arkın statik uyumunda rol alır. Bu yüzden tibialis posterior tendon disfonksiyonunda medial longitudinal ark çöker, subtalar eklem eversiyona gelir, topukta valgus gelişir. Ayak talonaviküler eklemden abduksiyona gider (4)

Ayak, hem ağırlık değişikliklerine hem de basılan yüzeydeki değişikliklere kolayca uyum sağlayacak bir yapıya sahiptir (5) Ayak tabanındaki basınç dağılımları ve temas yüzeylerinin bilinmesi hem ayak yapısı hem de fonksiyonu hakkında bilgi verir. Normal ayak biyomekaniğini araştırmak amacıyla plantar basınç ölçümü (pedobarografi) sıklıkla kullanılmaktadır (6-9)

Pedobarografi, yürüme esnasında yer tepki kuvvetinin (*ground reaction force*) oldukça hassas bir şekilde ve noktasal olarak ölçülmesine olanak sağlar. Yere temas eden ayağın dinamik olarak ve objektif kriterler dahilinde oluşturduğu basıncın karşılaştırılmasını ve değerlendirilmesini sağlar. Klinikte sıklıkla, ayak mekaniğinin bozulduğu ve buna bağlı ayak tabanında ortaya çıkan patolojilerin değerlendirilmesi için kullanılmaktadır. Ek olarak alt ekstremitenin aksiyel dizilimini etkileyen hastalıkların tanı, tedavi ve takiplerinde de plantar basınç analizinin yeri vardır (10)

Çalışmamızın amacı, yorgunluk protokolünce aktive edilmiş tibialis posterior kasının, ayağı dinamik ve statik duruşta ölçülebilen parametreleri üzerinde açığa çıkarabileceği değişiklikleri araştırmaktır.

Çalışmamız sonucunda elde edilen veriler uygun istatistiksel analiz yöntemleri ile karşılaştırılıp, ulusal ve uluslararası literatür ile birlikte tartışılmıştır.

1. Hipotez: Tibialis posterior kasına uygulanan yorgunluk protokolünün ayak parametreleri üzerinde etkisi vardır.

2. Hipotez: Tibialis posterior kasına uygulanan yorgunluk protokolünün ayak parametreleri üzerinde etkisi yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ayak ve Ayak Bileği Anatomisi ve Biyomekaniği

Ayak, yedi tarsal (talus, kalkaneus, kuboid, navikula, üç kuneiform), beş metatarsal kemik, 14 parmak kemiklerinden ve 33 eklemden oluşmaktadır. Ayağı oluşturan kemikler ayağı ön, orta ve arka olmak üzere üçe böler (11,12) Ayağı fonksiyonel bölümlere ayırarak incelemek biyomekanik prensipleri anlamayı kolaylaştırır.

Ön Ayak : Beş metatars ve uzantıları olan 14 falanks kemiklerinden oluşmaktadır. Ayak başparmağı proksimal ve distal, diğer dört parmak proksimal, orta ve distal falankstan oluşur. Birinci metatars kemiğin diğer dört metatarsal kemikten kısa olmasının ayağın arklarının etkinliğini arttırdığı düşünülmektedir (13) Birinci metatarsofalanjial eklemde plantar yüzünde pozisyonlanmış olan sesamaoid kemiklerin görevi, fleksör tendonlar için mekanik avantaj elde etmektedir, yürüme ve ayakta durma sırasında kuvvetlerin dağılımını sağlamaktır (11) Ön ayağın biyomekanik görevi yürüyüşün salınım fazı öncesinde yeri hızla itmektir.

Orta Ayak : Beş metatarsal kemik (navikula, kuboid, 3 kuneiform) ve iki eklemden (Lisfranc ve Chopart) oluşmuştur. Navikula orta ayağın medialindedir ve posterior tibialis tendonu için bağlantı yerine sahiptir. Orta ayak hareket sırasında ağırlığı dağıtan horizontal ve longitudinal arkları oluşturur (11)

Arka Ayak : Talus ve kalkaneus arka ayağı oluşturan kemik yapılarıdır. Kalkaneus, ayağın en geniş ve en güçlü kemiğidir. Arka ayak tüm vücudun yükünü taşıyıp hareket etmemize yardımcı olmak amacı ile bir araya gelmiş yumuşak doku, eklem ve kemiklerden oluşan bir yapıdır (14) Arka ayak, ayağın stabilitesinden sorumludur (15)

Ayakta duran bir kişide ağırlık her iki ayağa eşit dağıtılır. Bir ayağa gelen yükün %60'ı topukta, kalan %40'ı ayağın ön kısmında taşınır. Ön kısımdaki yükün 1/3'ü birinci metatarsa, 2/3'ü diğer metatarslardır. Ayağa yük binmediği zaman, ayak üç noktadan yerle temas eder ki bu noktalar calcaneusun tüberkülü, birinci ve beşinci metatars başlarıdır (16)

Normal yürümede, yürüme periyodunun %40'ı sallanma fazında, %60'ı ise duruş fazında geçer. Kişi yürürken alt ekstremitelerde proksimalden distale doğru artan derecelerde rotasyon görülür. Bu rotasyon ayak bileği ve subtalar eklem aracılığıyla

ayak kemiklerine iletilir. Alt ekstremitelerde sallanma fazında ve duruş fazının ilk %15'inde iç rotasyon yapar. Daha sonra başlayan dış rotasyon parmaklar yerden kesilinceye kadar yükselir ve sallanma fazının başlaması ile sona erer (16-18)

2.2. Ayak ve Ayak Bileği Eklemleri

2.2.1. Ayak Bileği Eklemi (Talokrural Eklem)

Tibia, fibula ve talus arasında oluşan menteşe tipi eklem olarak tanımlanır (19,20) Sagittal düzlemde 20° dorsifleksiyon, 50° plantarfleksiyon hareketine izin verir. Eklem ekseninin oblik olmasına bağlı, sagittal düzlemdeki hareketlere talar rotasyon fibular kayma ve rotasyon eşlik eder.

2.2.2. Subtalar Eklem

Talus ve kalkaneusun ayrı iki yerde meydana getirdiği oblik eksenli bir eklemdir (21) Bu eksen sagittal planda 42° eğimle, tranvers planda antero-medial deviasyonla 16°-23° eğimle pozisyonlanmıştır. Hareket bu oblik eksene dik olan düzlemde meydana gelir. Subtalar eklem, eksenini sayesinde ön ayağın hareketliliğini sağlar. Literatürde yer alan çalışmalar, subtalar eklemde plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon hareketine sağladığı katkının az, diğer yandan ayağın inversiyon/eversiyon ve abduksiyon/adduksiyon hareketine sağladığı katkının ise çok olduğunu göstermektedir (22-24) Subtalar eklem, ayağın longitudinal eksenini ile bağlantılı hareket ederek daha fazla inversiyon ve eversiyon hareketinin açığa çıkmasını sağlar (25) Subtalar ve midtarsal eklemlerin her ikisi de inversiyon ve eversiyon hareketlerine izin verirler ve arka ayaktan orta ayağa yük transferine yardımcı olurlar (18).

Yük dağılımında talus başı, kalkaneustan yeterince destek alamazsa ayağa etki eden kuvvetler talusu mediale ve aşağıya doğru doğru deprese eder. Yük dağılımı esnasında birinci ve ikinci metatarslara fazla yük biner ve medialdeki bağlar gerilir. Bu eklemden hareket bacağın rotasyonel hareketi ile ilgilidir. Tibialis posterior tendonunun medial arkın dinamik stabilizatör fonksiyonunun azalması sonucu gelişen pes planus deformitesinde eklemde ayağa aktardığı rotasyon miktarı değişir, 1°'lik tibia internal rotasyonu, 1°'den fazla calcaneal eversiyona neden olur (17)

2.2.3. Midtarsal Eklem (Chopart Eklemi)

Arka ayak (talus ve kalkaneus) ve orta ayak (navikula ve kuboid) arasında meydana gelen fonksiyonel eklemdir. Bu eklemde primer fonksiyonu, yürüyüş sırasında arka ayağın yerle teması kesildiğinde ön ayağın yerle temasını korumaktır. Bu eklem iki hareket eksenine sahiptir. Bunlardan longitudinal ekseninde eversiyon ve abduksiyon veya inversiyon ve adduksiyon hareketi meydana gelir. Oblik ekseninde ise dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketine katkıda bulunur.

Midtarsal eklemle subtalar eklemde hareketleri birbirine bağlıdır. Subtalar eklemdeki pronasyonla birlikte, kalkaneokuboid ve talonaviküler eklemlerin eksenleri paralelleşir. Midtarsal eklemde de pronasyon görülür. Bu eklemlerin her ikisinde pronasyon olması medial longitudinal arkın düzleşmesine neden olur ve ayak daha esnek hale gelir. Subtalar eklemde meydana gelen supinasyon ise paralelliği bozar, midtarsal eklemde de supinasyonla ark yükselir ve ayak daha rijit bir hale gelir (16-18)

2.2.4 Tarsometatarsal Eklem (Lisfrank Eklem)

Lisfrank eklemi olarak da anılır. Medialde 3 kuneiform kemik, ilk 3 metatarsla, Lateralde ise kuboid kemik 4. ve 5. metatarsla eklenir.

2.2.5. Metatarsofalangeal Eklem

Metatarsın distali ile proksimal falanksların proksimal uçları arasında meydana gelir. İki eksenli bir eklemdir. Dorsifleksiyon, plantarfleksiyon, abduksiyon ve adduksiyon hareketlerini açığa çıkarır.

2.2.6. İnterfalangeal Eklem

Ayak parmaklarının proksimal ve distal falanks kemikleri arasında meydana gelen menteşe tipi eklemdir. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketine izin verir.

2.3. Ayak Arkları

Ayağın 4 temel fonksiyonu vardır:

- Destek yüzeyi oluşturmak,
- Mobil adaptasyon göstermek,
- Şokları absorbe etmek,
- Rijit kaldıraç görevi yapmak.

Ayağın bu görevlerini yerine getirmesinde kaslar, eklemler, ligamentler tarafından sağlanan dinamik biyomekanik yanında ayak arkları da önemli rol oynar.

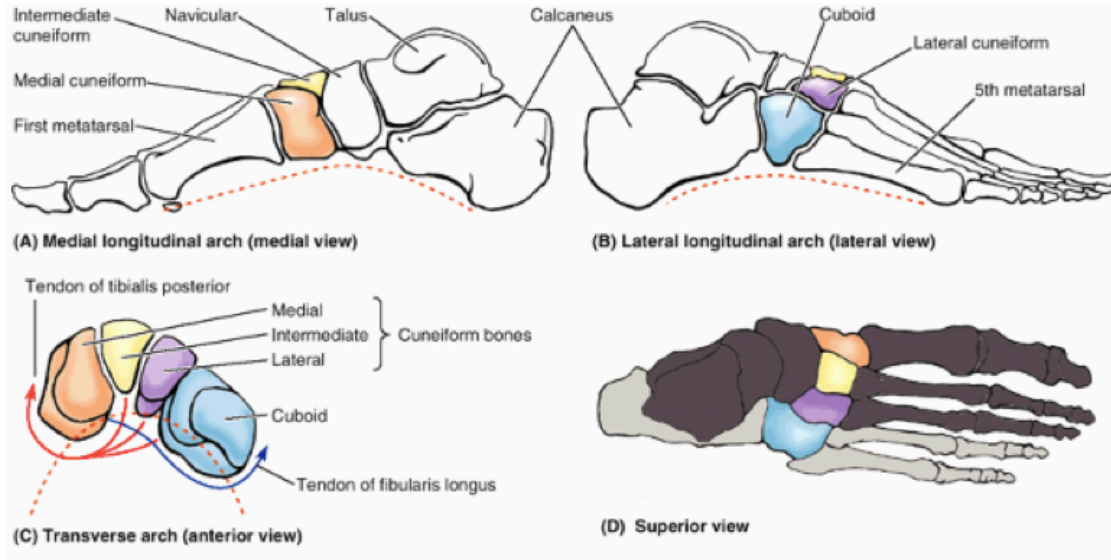
Ayakta 3 ark olduğu belirtilmektedir

- Medial longitudinal ark
- Lateral longitudinal ark
- Transvers ark

Dinamik olan medial longitudinal ark kalkaneus, talus, naviküler, kuneiformlar ve ilk üç metatars boyunca uzanır (Şekil 2.3.1.A). Apeksi navikuladır ve yerden yüksekliği 15-18mm'dir. Şok absorpsiyonunda önemli bir rol üstlenir. Topuk vuruşunda ilk kuvvetin bir kısmı kalkaneus altındaki yağ desteklerinin sıkışması ile azaltılır. Bunu medial longitudinal arkın, parmak teması sırasında maksimuma ulaşan hızlı uzaması takip eder. Medial ark, orta destek fazında kısalır sonra yavaşça uzar ve parmak kalkışı fazında hızla kısalır (17)

Lateral longitudinal arkı kalkaneus, kuboid, 4. ve 5. metatarslar oluşturur (Şekil 2.3.1.B). Nispeten düz ve hareketi sınırlıdır. Apeksi cuboid kemiktir ve yerden maksimum yüksekliği 3-5 mm'dir. Medial arkta alçak olduğu için yerle temas edip hareket sırasında ağırlığın bir kısmını taşır. Böylelikle ayakta destek rolü üstlenir (17)

Transvers ark tarsallerin ve metatars tabanlarının kamalaşmasıyla (kama şeklinde birbirleri ile temas ederek kemer oluşturmaları) şekillenir (Şekil 2.3.1.C-D).



Şekil 2.3.1. A)Medial Longitudinal ark şekil; B) Lateral longitudinal ark;
C) Transvers ark; D) Ayağın yukarıdan görünüşü (26)

2.4. Ayak Kasları

Ayağın dorsal yüzünde m. ekstansör digitorium brevis ve m. ekstansör hallucis brevis olmak üzere iki kas bulunur. Bu kaslar beşinci parmak dışındaki parmaklara ekstansiyon yaptırırlar.

Plantar yüzde 11 kas bulunmaktadır. Parmaklara fleksiyon ve abduksiyon yaptırırlar; m. abductor hallucis, m. fleksör digitorum brevis, m. abduktor digiti minimi, mm. interossei dorsalestir. Fleksiyon ve adduksiyon yaptırırlar ise mm. interossei planteris ve m. adduktor hallucistir. Ayrıca mm. lumbiraceles de 2-5 parmaklarının proksimal falanklarına fleksiyon medial ve distal falanklarına ekstansiyon yaptırır (11,27)

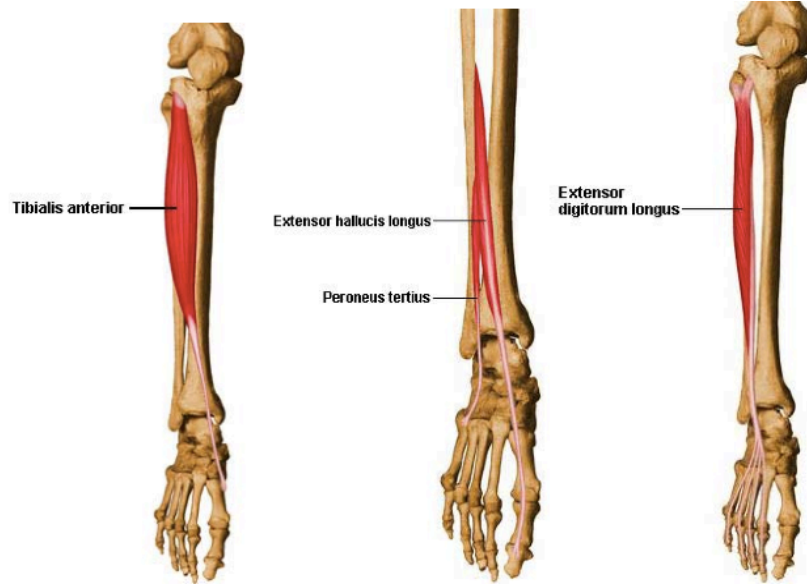
2.5. Ayak Bileği Kasları

Ayak bileği kasları üç kompartmanda incelenebilir.

Anterior Kompartman

Tibialis anterior, ekstansör digitorum longus, ekstansör hallucis longus, peroneus tertius kasları bacağın anterior kompartmanında bulunurlar ve ayak bileği eklem aksisinin önünde buldukları için bu eklem dorsifleksiyon hareketini

yaptırırlar. Bütün kaslar peroneal sinirin derin dalı (n.peronealis profundus) tarafından inerve edilir (28,29)



Şekil 2.5.1. Ayak bileği anterior kompartman kasları (m. tibialis anterior, m. ekstansor hallucis longus, m. peroneus tertius , m. ekstansor digitorum longus) (26)

Lateral Kompartman

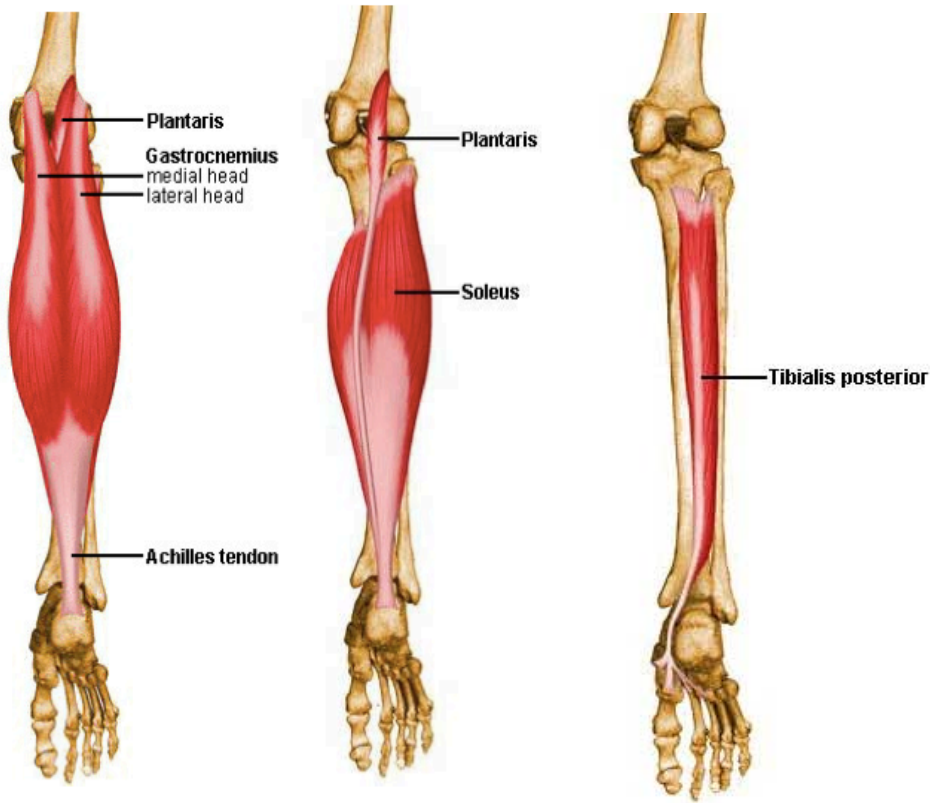
Peroneus longus ve peroneus brevis kasları bu kompartmanda bulunmaktadır. Her iki kas da peroneal sinirin yüzeysel dalı (n. peronealis superficialis) tarafından inerve edilir (30).



Şekil 2.5.2 Ayak bileği lateral kompartman kasları (m. peroneus longus, m. peroneus brevis) (26)

Posterior Kompartman

Ayak bileği posterior kompartmandaki kaslar yüzeysel ve derin tabaka olmak üzere ikiye ayrılır. Yüzeysel tabakayı gastrocnemius, soleus ve plantaris kasları oluştururken, derin tabakayı fleksör hallucis longus, fleksör digitorum longus, tibialis posterior kasları oluşturur. Ayak bileği eklem aksisinin posteriorunda bulunduğu için ayak bileğine plantar fleksiyon yaptırırlar. Bütün kaslar tibial sinir (n.tibialis) tarafından inerve edilir.



Şekil 2.5.3. Ayak bileği posterior kompartman yüzeysel tabaka kasları (m. gastrocnemius, m. soleus ve m. plantaris) (30)

2.5.1. Tibialis Posterior Kasının Ayak Biyomekaniğindeki Önemi

Tibialis posterior kası, bacağın derin posterior kompartmanının içindedir. Interosseöz membran ve tibia'nın 1/3 proksimalinden köken alır ve medial malleolün arkasına doğru uzanır. Daha sonra, keskin bir açı ile esas yapışma noktası olan naviküler tuberküle doğru döner. Tendonun ana yapışma yeri navikuladır. Tendonun diğer yapışma noktaları 2, 3 ve 4. metatarsların basisleri, kuneiformlar ve kuboid

kemiktir (31,32) Tibialis posterior tendonunun (TPT) medial lokasyonuna bağlı olarak ayak bileği ekleminde adduksiyon, inversiyon ve plantar fleksiyon açığa çıkarır (31-35) Ayrıca subtalar eklem ekseninin medial ve posteriora yönlenmesini sağlayarak bu eklemdede adduksiyon ve inversiyona yardımcı olur (31) Tibialis posterior tendonu midtarsal eklem longitudinal eksenine paralel, oblik eksenine dikey seyretmesi kas kontraksiyonuna izin vererek midtarsal eklem oblik aksında plantar fleksiyon ve adduksiyona yardımcı olur (31)

TPT, fleksör digitorum longus (FDL) ve fleksör hallusis longus kasları (FHL) ile birlikte medial longitudinal arkın dinamik stabilizatörüdür. Arkın statik desteklerinin uyumu da (spring ligament ve plantar kalkaneonaviküler ligament) TPT tarafından sağlanır (4)

TPT, ayak bileği eklemının hareket ekseninin posteriorundan, subtalar eklem hareket ekseninin medialinden geçer. Navikula ve midtarsal kemiklere yapıştığı için, midtarsal eklem adduksiyon ve ayak bileğine plantar fleksiyon hareketi yaptırır. Peroneus brevis kasının antagonisti olarak çalışır (36,37)

TPT'nin esas görevlerinden biri de medial longitudinal arkı yükseltmektir. Arkın dinamik stabilizatörüdür. Bununla beraber derin deltoid ligament, talonaviküler kapsül ve spring (kalkaneonaviküler) ligament ile olan ilişkisi ve medial malleolün posteriorundaki pulley etkisi nedeniyle, dolaylı olarak kalkaneusa ve ayağın arka kısmına destek olur (38)

Yürüyüşün duruş fazında tibialis posterior kasının aktivasyonu topuk temasından hemen sonra başlar. Subtalar eklem binen yükleri azaltmaya yardımcı olur. Kas eksantrik kasılarak arka ayak eversiyonunu bir miktar kontrol eder.

Yürüyüşün orta duruş fazında, ikinci dereceden ayak bileği stabilizasyonundan sorumludur. Ayağı itme fazına hazırlar.

Tibialis posterior kası, itme fazı boyunca subtalar eklemdede supinasyonu akselere ederken topuk kalkışını da destekler. Topuk kalkışından sonra kısa bir süre inaktif olur. Yürüyüşün sallanma fazında tibialis posterior akselerasyonu sağlamaktır.

Navikulaya yapışan tibialis posterior kası, adduktör ve plantar fleksör olarak medial longitudinal arkı destekler. Tibialis posterior aktivasyonu ile navikula mediale yer değiştirir. Böylece kuboid, bifurkuat (Y) ligamentin gerimi ile mediale çekilir. Bunu takiben kalkaneusta, kalkaneokuboidal ligamentin gerimi ile adduksiyon görülür. Bunun sonucu olarak, sinüs tarsi açılır, lateral ark azalır ve peroneus brevis kası zit aktivasyon gösterir. "Y" ligamenti ayrıca midtarsal eklemdede, Kapandji'nin tarif ettiği

“kilit taşı” gibi talonavikuler ve kalkaneokuboidal eklemleri birbirine bağlayarak biararada tutar (31)

Klinik çalışmalar sonucu TPT disfonksiyonunda erişkinlerde *flatfoot* (pes planus) deformitesi geliştiği görülmüştür. Tahmin edildiği gibi deformitenin gelişmesi iki mekanizmanın bozulması ile olur. Birincisi tibialis posteior kasının medial longitudinal arkı direkt olarak destekleme fonksiyonunun azalmasıdır. Tibialis posterior tendonu normalde yürüyüşün itme fazı boyunca arka ayağı inversiyona getirir (itme için arka ayağı rijit pozisyonda kitleme). İkinci mekanizma olarak, bu invertör fonksiyonun azalmasıyla ayağın kısmen instabil valgus pozisyonuna gelmesi gösterilmektedir. Sonuç olarak normal olmayan kuvvet pes planus ve abduksiyon deformitesine sebep olur (38)

2.5.2 Yorgunluk

Yorgunluk hem fizyolojik hem de psikolojik faktörleri içeren çok karmaşık bir kavramdır. Bu nedenle yorgunluğun tek bir kavram ya da süreç olarak ele alınması zordur (39)

Pek çok sporcu yorgunluğu “kasları bitkin, yavaş, zayıf ve bazen de ağrılı hissetme” olarak tanımlamaktadır (40-42)

Yorgunluk ve performans kaybı yakın ilişki içerir. Yorgunluk sonucu ortaya çıkan performans kaybının, santral sinir sisteminin bir unsuru olarak değerlendirilen nöral yolağın herhangi bir aşamasında ve/veya sinir kas kavşağında meydana gelen değişikliklerden oluşabileceği gibi; iskelet kas hücresinin kontraktıl sürecini etkileyen bir olumsuz değişiklikten de kaynaklanabileceği gösterilmiştir. Bu bilgiler altında yorgunluğun tanımının daha iyi anlaşılabilmesi amacıyla nöral yolaktaki değişiklikler ile oluşturulan yorgunluğa santral, kas hücresinde meydana gelen değişiklikler sonrası oluşan performans kaybına ise periferik yorgunluk adı verilmiştir.

Yorgunluk önce hızlı kaslarda ortaya çıkar; tibialis posterior tip 2 kas lifi ile hızlı kasılan kas grubundadır. İzometrik kasılmalarda yorgunluk, kasın kuvvet üretiminin baskılanması olarak ifade edilir. Dinamik kasılmalarda ise yorgunluk, kasın kuvvet üretiminin ve kasılma hızının azalması olarak tanımlanır.

Yüksek yoğunluktaki güç gerektiren egzersizlerde oluşan enerji açığı metabolik yorgunluğun etkeni olarak tartışılırken, fiziksel aktivite sonrası kas hücrelerinde meydana gelen harabiyetin yol açtığı işlev kaybı metabolik olmayan yorgunluğu

tanımlamaktadır (43,44)

Yorgunluk egzersizin şiddetine göre izometrik kas kuvvetinde, süratte ve esneklikte azalmaya yol açabilir. Yapılan çalışmalarda eksantrik ve konsantrik egzersizi izleyen 24-48 saatlik süre içinde, izometrik kas kuvvetlerinde azalmayla birlikte, kas ağrıları ve esneme yeteneğinde azalmanın, eksantrik egzersiz yapanlarda daha belirgin olduğu gösterilmiştir. Bu grupta toparlanmanın birkaç gün sürdüğü gözlemlenmiştir (45,46)

Kasın elastik kuvvetinin azalması sonucu elastik elemanların gerilme yeteneği bozulur ve sonucunda elastik gerilme enerjinin depolanmasında potansiyel kaybı ortaya çıkabilir (47,48)

Herhangi bir kasa yorgunluk yüklemek o kasın spesifik hareket paternini değerlendirilmesine yardımcı olur (49) Christina yaptığı çalışmada ayak bileği invertörlerine lokalize egzersiz uyguladığında yorgunluk sonucu arka ayak eversiyonunda artış olduğunu bulmuştur (50)

Kulig çalışmasında tibialis posterior kasının izole aktivitesini araştırmıştır. Egzersiz öncesinde ve sonrasında sinyal yoğunluğunu değerlendirmek için manyetik rezonans (51) kullanmıştır. Çalışma sonucunda tibialis posterior kasını izole olarak *close chain resisted foot adduction, unilateral heel raise ve open chain resisted foot supination* egzersizlerinin çalıştırdığını bulmuştur (52) *Close chain resisted foot adduction* egzersizinin *open chain resisted foot supination* egzersizine oranla MR sonuçlarına göre izole olarak daha aktif bulunmuştur (53)

Kassal yapısına özel olarak tasarlanmış izole ve seçici aktivitelerden oluşturulmuş yorgunluk protokolü tibialis posterior kasına uygulandığında, yürüyüş siklusu boyunca ortaya çıkarabileceği değişikliklerin araştırılmasına ışık tutacaktır.

2.6. Yürüme Analizi

Yürüme analizi dinamik bir değerlendirme yöntemidir. Klinisyen, anormal mekanik belirtileri saptayarak patolojik yürümeyi objektif ve subjektif olarak belirleyebilir. Gözleme dayalı olarak yapılan değerlendirmelerde yürüme patolojisi anlaşılabilir, ancak sayısal olarak yorumlamak, kaydedip daha sonra tekrar değerlendirmek ve yapılan tedavinin etkinliğini nesnel biçimde ortaya koymak için yürüme analizi teknolojisi gerekir.

Yürüme sadece eklem hareketlerinden ibaret olmayıp gözle anlaşılamayacak kuvvet, moment ve kas aktivitelerini de içerir. Doğru tanı ve başarılı bir tedavi için normal yürüme bilinmeli, anormal olandan ayırt edilmeli, yürümeyi bozan ana neden ve bu nedeni kompanse etmek için yapılan hareketler anlaşılmalıdır. Bunun için yürümenin tüm bileşenlerini eksiksiz kaydedecek, sayısal veriye dönüştürecek, kıyaslamaya ve tekrar incelemeye, tedavi girişimleri sonrası veya zaman içinde oluşan değişiklikleri değerlendirmeye olanak sağlayacak sistemler gereklidir.

Taban basıncını değerlendirmek için, hastayı ışıklandırılmış cam yüzeye veya çeşitli boyalar içeren yüzeylere bastırarak gibi basit yöntemler kullanılabilir. Fakat bu yöntemler ile sayısal bir değerlendirme yapmak mümkün değildir. Günümüzde bu ölçümler, içlerinde çok hassas yüzlerce sensör bulunduran platformlar ile yapılmaktadır. Bu cihazların kullanımıyla, ayak tabanının basıncı, temas alanı, temas süresi, basınca ne kadar maruz kaldığı gibi birçok bilgi elde edilebilmektedir(54)

Yürüme analizi laboratuvarında kullanılan değerlendirme yöntemleri aşağıda belirtildiği gibidir;

1. Gözleme dayalı analiz ve video görüntülemesi
2. Kinematik analiz
3. Kinetik analiz
4. Dinamik elektromyografi
5. Enerji tüketiminin hesaplanması
6. Dinamik pedobarografi

2.7. Pedobarografi

Pedobarografi (PBG) ile ayak taban basıncı ölçümleri 1980'li yıllardan itibaren yapılmaya başlamıştır. Ayak tabanı basıncı ölçümlerinde objektif değerlendirme yapabilecek cihazlara ilgi ve ihtiyaç giderek artmaktadır. Teknolojinin ilerlemesi ile birlikte yüksek çözünürlükte ve hızda basıncı ölçen sistemler üretilmeye başlanmıştır. Ancak klinikte bu cihazların kullanımları henüz yaygın değildir (55,56)

Yürüme sırasında ayak zemin temas basıncını ölçen PBG, nicel fonksiyonel değerlendirme sağlar. Bu cihazlar basıncı değer olarak verir ve kullanıcıya özgü renk şeması ile ayağın plantar yüzeyindeki basınçları grafik olarak gösterir.

Pedobarografik analizler yürüyüş postür ve sportif hareketlerin klinik-biyomekanik değerlendirmeleri için yapılmaktadır. Pedobarografi terimi Latince: pedes, ayak ve Yunanca: baros, ağırlık ve aynı zamanda basınç kelimelerinden *türetilmiştir* (55)

Kayıt altına alınan ilk pedobarografik çalışma 1882 yılında yayınlanmıştır. Lastik-mürekkep bir aparat ayağın plantar yüzeyi boyunca meydana gelen maksimum basıncı kaydetmek için kullanılmıştır. Yirminci yüzyılın başında ve ortalarında pek çok çalışmada olgular benzer aparatlar kullanarak yürütülmüştür. Fakat bilgisayarların gelişimine kadar rutin klinik çalışmalar için elverişli olmamıştır. Artık çeşitli biyomekanik ve nöropatik rahatsızlıkları belirlemede ve düzeltmede geniş ölçüde kullanılmaktadır (57)

Sonuçlar tablo veya basınç grafik formatında rapor edilir. Aynı zamanda dijital resim işleme yöntemiyle türetilen alternatif analiz teknikleri de mevcuttur. Bu teknikler kliniksel ve biyomekaniksel olarak bulunmuşlardır, fakat geleneksel bölgesel analizin literatürdeki baskınlığı devam etmektedir. Metodolojiye bakılmaksızın en fazla analiz edilen pedobarografik görüntüler *peak* basınç görüntüleridir. Bu görüntüler her bir sensörde ölçüm süresince gözlemlenen maksimum basınç değerlerini içermektedirler. Diğer değişkenler (temas süresi, basınç-zaman integrali, basınç merkezi yörüngesi vb.) ayağın biyomekanik fonksiyonu ile ilgilidir ama daha az yaygın değerlendirilirler.

Pedobarografinin en geniş klinik araştırma uygulaması diyabetik ayak ülserleridir. Hafif ve orta şiddetli vakalarda da önemli sağlık harcamalarına sebep olmaktadır. Pedobarografi aynı zamanda çeşitli klinik durumlarda da kullanılır: Bunlar, ameliyat sonrası biyomekanik değerlendirmeler, intra-operatif değerlendirme ve orteز tasarımıdır. Klinik uygulamalara ek olarak pedobarografi, laboratuvarlarda insan yürüyüş ve postürüne ait mekanizmaları anlamak için kullanılmaya devam edilmektedir (8) Pedobarografik analizler, olguların yürürken ortaya çıkardığı dinamik verileri toplayabildiği gibi statik olarak duruşta da objektif kayıtlar alabilmektedir.

Statik pedobarografi: Statik değerlendirme sonucunda, hastanın maksimal basınç ölçümleri; ön, orta ve arka ayaktaki maksimal basınç değerleri; ayaktaki toplam basınç; toplam basıncın ayağın ön, orta ve arka bölümüne düşen yüzdeleri, toplam temas alanı ve ön ve arka ayağın yüzdelik paylaşım değerleri elde edilir. Bu yöntemle ayak deformiteleri veya şekil farklılıkları belirlenebilir ancak ayak fonksiyonları sırasında ortaya çıkan stresler belirlenmez. Yürüyüş esnasında varus veya valgus pozisyonundaki basınç değişiklikleri dinamik ölçümlerle değerlendirilebilir (54)

Dinamik pedobarografi: Dinamik ölçüm platforma ayağın temasıyla otomatik olarak başlar ve 3 saniye sürer. Bu mod genellikle yürüyüş esnasında ayağın fonksiyonunu araştırmak için kullanılmaktadır. Dinamik ölçümde 25-100 Hz arasında örnekleme alınır. Hareket sırasında ayağın yere basan kısmının uzunluğu, valgus veya varus pozisyonundaki basınç değişiklikleri, parmakların fonksiyonları ve diğer etkenler ancak dinamik ölçümler ile değerlendirilebilir (55)

Pedobarografi, yürüme analizinin bir tamamlayıcısıdır. Pedobarografik ölçümler yürüme esnasında yer tepki kuvvetinin oldukça hassas ve noktasal olarak ölçülmesini sağlar. Ayrıca bu yöntem yere temas eden ayağın dinamik ve objektif kriterler dahilinde oluşan basıncının karşılaştırılması ve değerlendirilmesini sağlar (10)

Yürüyüş sırasında ayak tabanı basıncının ölçülmesi ile başta ayak ve ayak bileği fonksiyonları olmak üzere, diğer alt ekstremitte fonksiyonları hakkında bilgiler elde edilebilir. Yürüme analizi çalışmalarında kullanılan kuvvet platformları ile ayak ve yer arasındaki ilişkiyi, yer reaksiyon kuvvetlerini ölçerek değerlendirmek mümkünken, ayağın yere göre nasıl yüklendiğini değerlendirmek güçtür. Ayak tabanındaki atipik yüklenmeler sistemik veya lokalize bir alt ekstremitte patolojisinin varlığını veya varlığı bilinen bir patolojik durumun kötüye gittiğini gösterebilir. Bu sebeplerden dolayı taban basıncı ölçümü klinisyene değerli bilgiler sunmaktadır.

3. BİREYLER ve YÖNTEM

3.1. Bireyler

Bu çalışma Ayak Fonksiyon Merkezinde gerçekleştirilmiştir. Değerlendirmeye 30 sağlıklı birey katılmış ve çalışmaya katılan bütün bireylerden imzalı onam formu alınmıştır.

Çalışma için Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından LUT 12/46 – 16 sayılı ve 12.11.2013 tarihli kararıyla etik kurul izni alınmıştır.

Katılımcıların çalışmaya dahil edilme kriterleri aşağıda belirtildiği gibidir:

1. 18-35 yaş arasında olmak
2. Sağlıklı birey olmak
3. Gönüllü olarak çalışmaya katılıyor olmak
4. Test ve egzersizleri anlayabilecek kooperasyonda olmak
5. Sağ dominant olmak

Çalışmadan çıkarılma kriterleri:

1. Ortopedik problemi olmak
2. Nörolojik problemi olmak
3. Alt ekstremiteye ait yaralanma ve ameliyat öyküsüne sahip olmak

3.2. Yöntem

3.2.1. Demografik Veriler

Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş, özgeçmiş, soy geçmiş, cinsiyet, dominant ekstremita bilgileri testlerden önce kaydedildi.

Katılımcıların boy uzunlukları şerit formunda çift yönlü bir tarafı bant, bir tarafı cm göstergeli, cm gösteren taraf milimetre (58) bölüntülü ve 300 cm uzunluğunda, 7 mm genişliğinde esnek olmayan mezura kullanılarak başın en tepe noktasından yere olan dikey uzaklık m cinsinden kaydedildi.

Çalışmaya katılan bireylerin vücut ağırlıkları taşınabilen dijital baskül kullanılarak kilogram (kg) cinsinden kaydedildi. Ölçümler sırasında bireylerden mont, ayakkabı ve çantalarının çıkarılması istendi.

Vücut kütle indeksi (VKİ) vücut ağırlığının kilogram olarak, boy uzunluğunun metrekaresine bölünmesi ile hesaplandı.

3.2.2. Kas Kuvvet Değerlendirmesi

Manuel kas kuvvet ölçümü kas performans ölçümlerinden biridir. Dr. Lovett 1912 yılında kullanmaya başlamıştır. Hasta başlangıç pozisyonuna yerleştirilerek, hareketi yapması istenir yerçekimi ve dirence karşı kas kuvveti ölçülür (59) Alet gerektirmez ve her ortamda uygulama kolaylığı sağlar ancak subjektif sonuç verir.

Sağ ve sol ekstremiteler için ayrı ayrı, manuel olarak belirlenmiş olup, ayak dorsifleksiyon, plantar fleksiyon, inversiyon ve eversiyon yönünde kas değerleri 5 üzerinden puanlanarak not edildi. Olguların tümü sağlıklı olgulardan oluştuğu için, ölçülen kas değerlerinin tümü manuel testte 5 değerinde bulundu.

3.2.3. Pedobarografi

Çalışmamızdaki ölçümler için RsScan International Footscan® 3D sistemi kullanıldı. Bu sistem statik (ayakta) ve dinamik (yürürken) olarak ayak taban basınçlarının ölçümünü yapmaktadır. Sistem, basınç algılayıcı platform, güç birimi, kameralar (yüksek hızlı ve video), yazıcı, monitör, yazıcı -platform arası ve monitör platform arası bağlantılar içermektedir. Cihazın basınç ölçüm platformu 1800 x 40 cm büyüklükteki genel çerçeve içerisinde 200 X 40 cm algılayıcı alan içermekte ve toplam 16384 algılayıcıdan oluşmaktadır. Cihaz saniyede 500 Hz e kadar çıkan örnekleme hızına sahiptir.

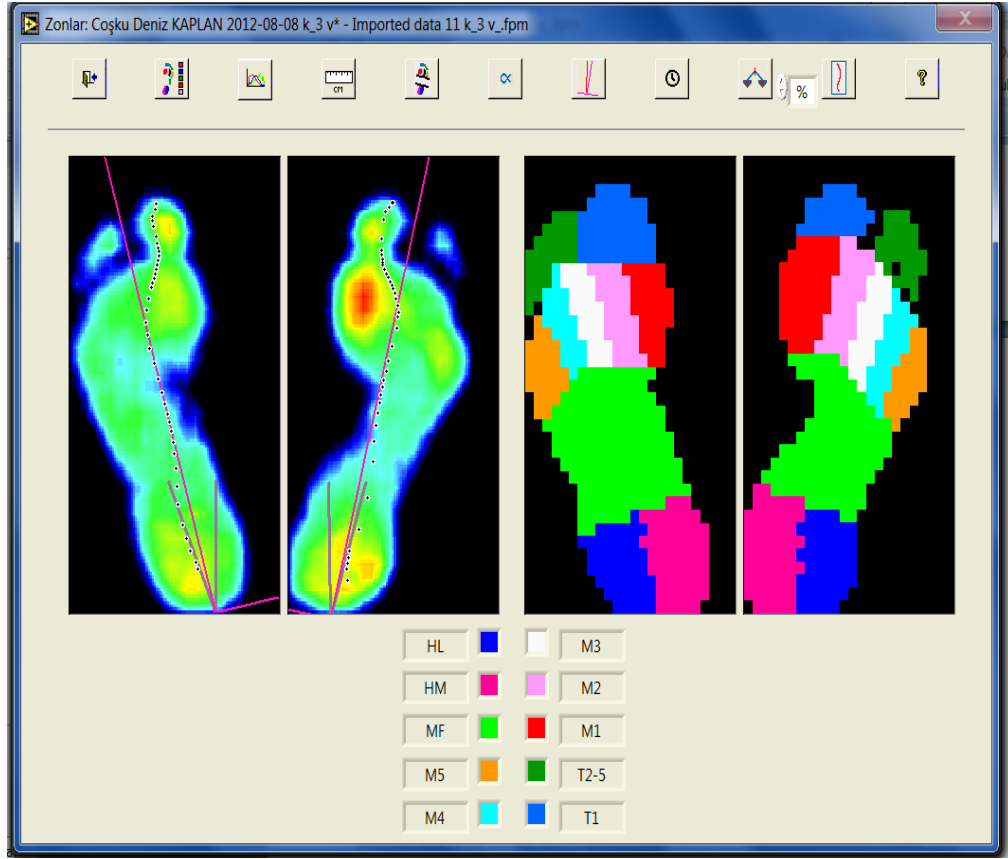


Resim 3.2.3.1. Yürüyüş platformu.

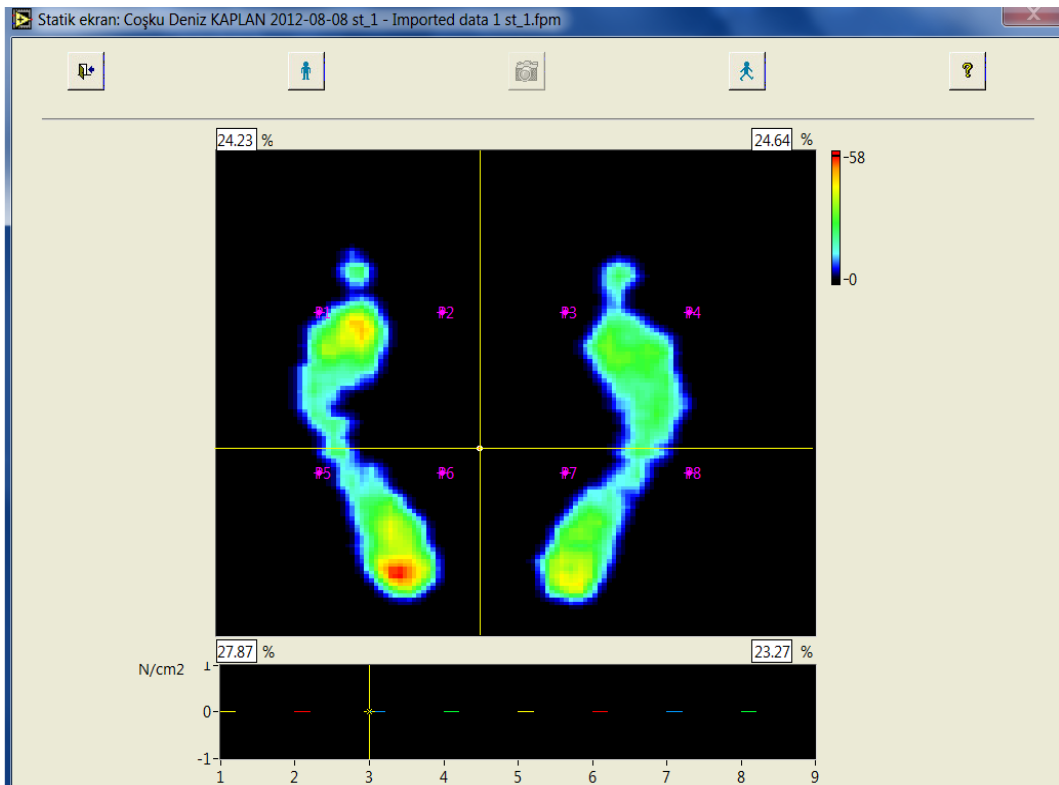
Tüm pedobarografik ölçümler çıplak ayakla yapılmıştır. Yürüyüş platformundaki algılayıcı alan olguların yürüyüşlerini değiştirmemesi için saklı olmalıdır (Resim 3.2.3.1).

Tüm katılımcılara önce statik değerlendirme yapılmıştır. Statik değerlendirme sağ ve sol ayak eş zamanlı olarak ekranda görülür. Statik pedobarografik değerlendirmede ayak tabanına düşen basınç N/cm^2 cinsinden 10 ayrı bölgede incelenmiştir (Resim 3.2.3.2) Bu bölgeler;

1. Başparmak
2. 2-5 parmaklar
3. Metatars 1
4. Metatars 2
5. Metatars 3
6. Metatars 4
7. Metatars 5
8. Orta ayak
9. Medial topuk
10. Lateral topuk

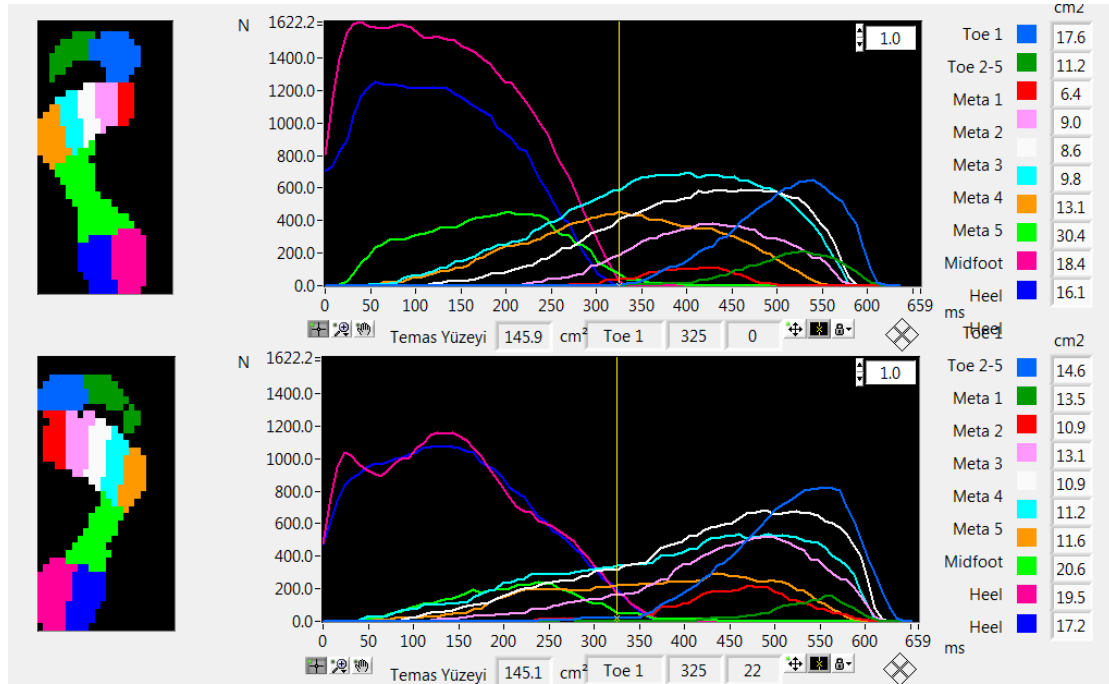


Resim 3.2.3.2. Statik değerlendirmede ayağın bölgeleri.



Resim 3.2.3.3. Statik ölçümde kullanılan değerleri veren ekran görüntüsü.

Ayağın statik pedobarografik değerlendirmesinde, ön ve arka ayaktaki maksimal basınç değerleri, ayaktaki toplam basınç, toplam basıncın ayağın ön/arka bölümüne düşen yüzdeleri, toplam temas alanı ve toplam temas alanının ön ve arka ayağa yüzdelik paylaşım değerleri elde edildi (Resim 3.2.3.3).



Resim 3.2.3.4. Dinamik pedobarografik ölçüm ekranı.

Dinamik değerlendirmeden önce olgulara normal yürüme hızlarının oluşması için platform boyunca en az üç kez normal yürüme döngüsü tamamlanması sağlandı. Ölçüm esnasında katılımcıların platformun dışına çıkmadan normal yürümesine devam etmesi ve normal adımı ile platforma basmaları istendi. Platform üzerinde sabit durma ve platforma yanlış basma durumlarında yürüme tekrarlandı (Resim 3.2.3.4) (10)

Dinamik test sırasındaki değerlerin elde edilmesi için, olgulardan yorgunluk protokolünü oluşturan egzersizler öncesinde, çıplak ayakla 4 kez kendilerini rahat hissettikleri normal kabul edilebilecek bir hızda yürümeleri istendi. Daha sonra kendilerine belirtilen ritme uyacak şekilde hızlanarak 4 kez de hızlı ritimde yürümeleri istendi. Olgulara protokolde anlatıldığı şekilde oluşturulan tibialis posterior kası yorgunluk protokolü uygulandı. Borg Skalasına göre yorgunluk oluşması tespit edildikten sonra olgulardan, ilk denemedeki gibi 4 kez normal hızda ve 4 kez de hızlı ritimde yürümeleri istendi. Çalışma istatistiği sırasında, normal ve hızlı yürüme birinci denemeleri öğrenme ve adaptasyon için, son denemelerinde yorgunluk ve

bıkkınlık yaratmış olabileceği düşüncesi ile analiz dışında bırakıldı. Tüm ölçümler ikinci ve üçüncü, yavaş ve hızlı yürümelemlerden elde edilen veriler üzerinden yapıldı.

3.2.4. Borg Skalası

Bireylerin performans sırasında algıladıkları yorgunluk düzeyi “ Borg Yorgunluk Skalası” kullanılarak kaydedildi. Borg tarafından geliştirilen, modifiye şekli 10 dereceli olan, kategori oran skalası (BORG CR-10 SKALASI) belirli sayılara karşılık gelen tanımlamalardan oluşur (60,61)

Borg Skalası kas yorgunluğunun değerlendirilmesinde kullanılan subjektif bir ölçektir. Bu ölçek objektif yorgunluk ölçümünde kullanılan elektromiyografik ölçümlerle de anlamlı korelasyon göstermektedir (62)

Bireylerin, yorgunluk protokolü egzersizlerini üç set 30 tekrarlı şekilde tamamladıktan hemen sonra, performansları sırasında algıladıkları kassal yorgunluk düzeyi skala kullanılarak sorgulandı. Bireylerden hissettikleri yorgunluk düzeyini 0 ile 10 arasında değerlendirmeleri istendi. Yorgunluk oluştuğu tespit edildikten sonra, olguların protokol sonrası pedobarografik analizleri yapıldı.

BORG SKALASI	
0	Hiç yok
0.5	Çok çok hafif
1	Çok hafif
2	Hafif
3	Orta
4	Biraz ağır
5	Ağır
6	
7	Çok ağır
8	
9	Çok çok ağır
10	Maksimum

3.2.5. Prosedür

Statik ölçümde hastanın vücut postürü düzeltilerek, ayaklar doğru alana yerleştirildi. Karşı duvara göz seviyesinde bir işaret koyuldu ve çekim esnasında karşıya bakması istendi.

Dinamik değerlendirmede katılımcı normal yürüme hızı ve ritminin oluşması için, birkaç dakika aralıksız yürüdü. Platform üzerinde en az 4 kez normal yürüme döngüsü tamamlamaları sağlandı. Burada amaç birkaç dakikalık normal yürümenin ölçüm platformunda da devam etmesiydi. Normal yürüme hızındaki ölçümler alındıktan sonra katılımcıdan koşmadan yürüyebilecekleri en hızlı şekilde yürümeleri istendi ve platform üzerinde hızlı yürüme döngüsü dört kez tamamlamaları sağlandı. Olguların anormal adım, platform üzerinde sabit durma ve platforma yanlış basma durumunda işlem tekrarlandı.

Statik ve dinamik olarak yapılan ilk değerlendirmelerden sonra yorgunluk protokolü için belirtilen iki egzersiz katılımcılara gösterildi ve en doğru şekilde yapabilmeleri için 1-3 deneme yaptırıldı. Protokol için seçilen iki egzersiz şu şekildedir:

1-*Unilateral heel raise* (Topuk yükseltme)

2-*Close chain resisted foot adduction* (kapalı kinetik ayak adduksiyonu)

Topuk Yükseltme: Tek ayak üzerinde parmak ucunda topuğu yerden kaldırılarak 30 tekrarlı iki set şeklinde yaptırıldı. Egzersiz boyunca diz ekstansiyonu korunarak ve duvardan sağ el işaret parmağı ile destek almasına izin verilerek yapıldı.

Kapalı Kinetik Ayak Adduksiyonu: Katılımcılar dizi yaklaşık 80 derece fleksiyonda ve önkol uzunluğu kadar diğer ekstremiteden ayırarak oturtuldu, karşı taraf diz aynı taraftaki eli ile stabilize edildi. Gümüş renkli therabant metatarslar hizasında sarılmış, bant zemin ile 45 derecelik açısını koruyacak şekilde gerildi. Ayak abduksiyon pozisyonundan adduksiyon pozisyonuna getirildi ve zemin üzerinde hareket aralığı işaretlendi ve hareket boyunca ayak yerden kaldırılmadan tamamlandı. Egzersiz 30 tekrarlı bir set şeklinde tekrarlanarak tamamlandı.

Egzersizler tamamlandıktan sonra katılımcıdan statik ve dinamik değerlendirmeleri aynı şekilde tekrarlaması istendi.

3.3. İstatistiksel Analiz

Olgulardan dinamik ve statik durumlarda elde edilen tüm parametrelerin, yorgunluk egzersiz protokolü öncesi ve sonrası değerlerinin sağ ve sol ayak için yapılan karşılaştırmaları, aynı zamanda, protokol öncesi normal hızda ve hızlı yürümeye ait değerleri ile protokol sonrası normal hızda ve hızlı yürümeye ait değerlerin karşılaştırılmaları için Paired Sample T test kullanılmıştır. İstatistiksel analiz için SPSS for (MAC 21) programından yararlanılmıştır. Tüm karşılaştırmalar için anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak belirlenmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda 30 sağlıklı birey değerlendirilmiştir. Dahil edilen tüm bireyler değerlendirmeleri tamamlamıştır. Çalışmaya 15 erkek 15 kadın katılımcı alınmıştır. Katılımcıların yaşları 17 ile 35 yıl ($24,88 \pm 4,39$) arasında idi. Boy ortalaması $171 \pm 8,9$ cm, vücut ağırlığı ortalaması $68,7 \pm 14,5$ kg bulunmuştur.

Çalışma kapsamında değerlendirilen olguların tümünün sağ dominant özellikte olmaları sağlanmıştır.

Tablo 4.1. Bireylerin demografik özellikleri

	X ± SS
Yaş (63)	$24,88 \pm 4,39$
Boy uzunluğu (cm)	$171 \pm 7,89$
Vücut Ağırlığı (kg)	$68,7 \pm 14,5$
VKİ (kg/m²)	$23,33 \pm 3,95$

Tablo 4.2. Egzersiz öncesi ve sonrası statik olarak ölçülen temas alanlarının karşılaştırılması.

	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası	t	p
	X± SS	X± SS		
Statik Sol Ön	$28,06 \pm 6,04$	$29,14 \pm 5,49$	-1,23	0,229
Statik Sol Arka	$28,98 \pm 5,88$	$29,77 \pm 5,56$	-0,911	0,37
Statik Sağ Ön	$16,36 \pm 5,61$	$16,63 \pm 5,86$	-0,511	0,613
Statik Sağ Arka	$25,88 \pm 4,89$	$24,50 \pm 5,80$	1,538	0,135

Olguların statik duruş pozisyonunda yapılan hastanın pedobarografik ölçümlerde ön, her iki ayağa ait toplam temas alanlarının ön ve arka ayaktaki maksimal basınç oranları elde edilmiştir. Egzersiz öncesi ve sonra statik pozisyonda ön ve arka ayağa düşen temas alanı yüzdelerinde herhangi bir farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.3. Normal yürümenin ikinci denemesinde, SAĞ ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.

	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası	t	p
	X ± SS	X ± SS		
Başparmak	13,16 ± 4,19	12,46 ± 2,87	1,127	0,269
2-5 Parmaklar	7,05 ± 4,87	6,39 ± 5,42	0,868	0,392
1. Metatars	11,72 ± 3,49	12,38 ± 3,8	-1,068	0,294
2. Metatars	10,47 ± 2,56	10,76 ± 2,56	-0,871	0,391
3. Metatars	8,83 ± 2,11	8,81 ± 1,96	0,068	0,946
4. Metatars	9,15 ± 2,19	8,84 ± 2,09	0,852	0,401
5. Metatars	8,21 ± 2,74	7,82 ± 3,08	0,726	0,474
Orta Ayak	19,78± 10,71	22,89 ± 13,03	-3,289	0,003*
Medial Topuk	17,87 ± 2,90	18,45 ± 2,99	-3,17	0,004*
Lateral Topuk	15,94 ± 2,58	16,27 ± 2,76	-1,562	0,129
Ayak Eksen Açısı	13,14 ± 7,29	13,07 ± 7,67	0,09	0,929
Subtalar Açı (Min)	-4,24 ± 7,43	-2,86 ± 6,91	-0,554	0,586
Subtalar Açı (Max)	10,86± 10,87	11,66 ± 7,86	-0,403	0,692
Arka Ayak Yüzde	28,26 ± 3,71	28,43 ± 4,03	-0,304	0,763
Orta Ayak Yüzde	15,33 ± 6,13	17,34 ± 7,12	-3,084	0,004*
Ön Ayak Yüzde	56,58 ± 4,75	54,25 ± 5,61	3,156	0,004*

*: p<0.05

Egzersiz öncesi ve egzersiz sonrası 2. normal yürümede dinamik pedobarografik değerlerinden elde edilen sağ ayaktaki 10 bölgeye ait maksimum basınç ve ayak maksimum alan ortalamaları karşılaştırıldığında, orta ayak ve medial topuk bölgelerindeki egzersiz sonrası basınç değerinin, egzersiz öncesi basınç değerine göre daha yüksek olduğu, orta ve ön temas alan yüzdelerinde de anlamlı artış tespit edilmiştir. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. (p<0,05) ölçülen diğer parametrelerde egzersiz öncesi ve sonrası durum karşılaştırıldığında herhangi bir anlamlı değişiklik bulunmamıştır (p>0.05) (Tablo 4.3).

Tablo 4.4. Normal yürümenin üçüncü denemesinde, SAĞ ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.

	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası	t	P
	X ± SS	X ± SS		
Başparmak	12,21 ± 3,28	11,92 ± 4,49	0,357	0,724
2-5 Parmaklar	7,07 ± 4,62	6,73 ± 4,91	0,408	0,687
1. Metatars	1,17 ± 4,60	12,09 ± 3,44	-1,408	0,17
2. Metatars	10,7 ± 2,18	10,88 ± 2,02	-0,627	0,536
3. Metatars	8,65 ± 1,86	9,00 ± 1,57	-1,215	0,234
4. Metatars	8,73 ± 1,95	9,39 ± 1,78	-2,045	0,05*
5. Metatars	8,30 ± 2,56	7,89 ± 3,09	0,811	0,424
Orta Ayak	18,86 ± 12,00	22,72 ± 12,12	-3,279	0,003*
Medial Topuk	17,63 ± 3,16	18,33 ± 2,84	-2,116	0,043*
Lateral Topuk	16,08 ± 3,42	16,10 ± 2,50	-0,033	0,974
Ayak Eksen Açısı	13,43 ± 8,02	13,13 ± 6,44	0,265	0,793
Subtalar Açı (Min)	-3,80 ± 7,31	-0,88 ± 6,27	-1,684	0,109
Subtalar Açı (Max)	12,40 ± 10,21	15,94 ± 9,39	-1,502	0,15
Arka Ayak Yüzde	28,39 ± 3,04	27,78 ± 4,76	0,987	0,332
Orta Ayak Yüzde	16,40 ± 10,18	18,16 ± 8,46	-1,062	0,297
Ön Ayak Yüzde	55,27 ± 7,96	54,60 ± 4,38	0,449	0,657

*: p<0.05

Egzersiz öncesi ve egzersiz sonrası 3. normal yürümede dinamik pedobarografik değerlerinden elde edilen sağ ayaktaki 10 bölgeye ait maksimum basınç ve ayak maksimum alan ortalamaları karşılaştırıldığında 4. metatars, orta ayak ve medial topuk bölgesindeki egzersiz sonrası basınç değerinin, egzersiz öncesi basınç değerine göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Ayağın diğer bölgelerindeki basınç değerleri, yüzey alan temasları ve subtalar açılarda egzersiz öncesi ve sonrası durum için karşılaştırıldığında anlamlı değişiklik bulunmamıştır (p>0.05) (Tablo 4.4).

Tablo 4.5. Normal yürümenin ikinci denemesinde, SOL ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.

	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası	t	P
	X ± SS	X ± SS		
Başparmak	14,14 ± 3,34	13,90 ± 3,46	0,419	0,679
2-5 Parmaklar	6,88 ± 4,87	8,12 ± 5,46	-1,199	0,24
1. Metatars	7,51 ± 3,25	7,57 ± 3,53	-0,136	0,893
2. Metatars	8,65 ± 2,65	8,88 ± 2,40	-0,589	0,56
3. Metatars	7,27 ± 2,10	7,72 ± 1,86	-1,933	0,063
4. Metatars	8,06 ± 2,09	8,52 ± 1,93	-1,436	0,162
5. Metatars	9,78 ± 3,02	10,73 ± 3,15	-1,849	0,075
Orta Ayak	24,13 ± 11,24	25,00 ± 12,32	-0,481	0,634
Medial Topuk	16,15 ± 3,03	16,48 ± 3,06	-1,134	0,266
Lateral Topuk	14,09 ± 2,62	14,32 ± 2,72	-0,824	0,417
Ayak Eksen Açısı	9,90 ± 8,13	7,38 ± 8,44	-0,909	0,371
Subtalar Açı (Min)	-0,97 ± 6,27	-3,53 ± 6,51	1,32	0,203
Subtalar Açı (Max)	13,93 ± 10,02	15,02 ± 9,24	-0,359	0,723
Arka Ayak Yüzde	26,48 ± 4,46	25,96 ± 4,11	0,772	0,446
Orta Ayak Yüzde	20,24 ± 6,29	19,84 ± 6,56	0,334	0,741
Ön Ayak Yüzde	53,3 ± 5,30	54,19 ± 4,53	-0,867	0,393

*: p<0.05

Egzersiz öncesi ve egzersiz sonrası 2. normal yürümede dinamik pedobarografik değerlerinden elde edilen sol ayaktaki 10 bölgeye ait maksimum basınç ve ayak maksimum alan ortalamaları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak benzer sonuç bulunmuştur (p>0,05). Sol ayağa ait subtalar eklem eklemine aldığı minimum ve maksimum açısal değerlerde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0.05) (Tablo 4.5).

Tablo 4.6. Normal yürümenin üçüncü denemesinde, SOL ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.

	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası	t	P
	X ± SS	X ± SS		
Başparmak	13,65 ± 3,13	14,11 ± 3,87	-0,702	0,488
2-5 Parmaklar	6,55 ± 4,90	7,44 ± 5,64	-0,834	0,411
1. Metatars	7,99 ± 3,17	7,9 ± 2,91	0,152	0,881
2. Metatars	8,49 ± 2,60	8,66 ± 2,34	-0,394	0,697
3. Metatars	7,28 ± 2,05	7,72 ± 1,70	-1,212	0,235
4. Metatars	7,69 ± 2,37	8,52 ± 1,60	-1,877	0,071
5. Metatars	9,52 ± 3,37	11,17 ± 3,17	-2,697	0,012*
Orta Ayak	23,95 ± 10,66	26,63 ± 12,27	-1,501	0,144
Medial Topuk	16,18 ± 3,15	16,32 ± 2,82	-0,487	0,63
Lateral Topuk	14,09 ± 2,84	14,22 ± 2,29	-0,457	0,651
Ayak Eksen Açısı	9,34 ± 8,68	13,43 ± 8,02	1,133	0,266
Subtalar Açı (Min)	-0,53 ± 6,84	-3,83 ± 9,56	1,378	0,184
Subtalar Açı (Max)	12,73 ± 9,71	12,68 ± 10,50	0,021	0,983
Arka Ayak Yüzde	26,56 ± 4,10	25,12 ± 3,4	1,985	0,057
Orta Ayak Yüzde	21,15 ± 9,57	21,05 ± 6,33	0,067	0,947
Ön Ayak Yüzde	50,52 ± 10,28	5 2,94 ± 7,61	-1,222	0,232

*: p<0.05

Egzersiz öncesi ve egzersiz sonrası 3. normal yürümede dinamik pedobarografik değerlerinden sol ayaktan elde edilen ayak maksimum alan ortalamaları karşılaştırıldığında 5. metatars altında meydana gelen değişiklik istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05). Diğer bölgelerde meydana gelen değişimler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p>0,05) (Tablo 4.6).

Tablo 4.7. Hızlı yürümenin ikinci denemesinde, SAĞ ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.

	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası	t	P
	X ± SS	X ± SS		
Başparmak	14,18 ± 3,92	13,88 ± 3,02	0,516	0,609
2-5 Parmaklar	10,59 ± 5,62	10,25 ± 5,62	0,303	0,764
1. Metatars	12,17 ± 3,61	12,88 ± 3,99	-0,818	0,42
2. Metatars	10,81 ± 2,26	10,81 ± 2,41	-0,007	0,994
3. Metatars	8,85 ± 1,87	9,04 ± 1,99	-0,583	0,564
4. Metatars	9,00 ± 2,13	9,17 ± 1,8	-0,428	0,671
5. Metatars	8,21 ± 2,92	8,82 ± 4,81	-0,642	0,526
Orta Ayak	21,36 ± 13,38	22,07 ± 14,52	-0,706	0,486
Medial Topuk	19,19 ± 2,82	19,26 ± 3,03	-0,246	0,807
Lateral Topuk	16,88 ± 2,37	16,85 ± 2,57	0,118	0,907
Ayak Eksen Açısı	11,22 ± 6,33	10,10 ± 6,50	1,251	0,221
Subtalar Açı (Min)	-1,05 ± 6,39	-2,55 ± 7,30	0,784	0,443
Subtalar Açı (Max)	12,15 ± 9,33	14,70 ± 11,26	-1,057	0,304
Arka Ayak Yüzde	27,96 ± 2,97	27,95 ± 3,74	0,022	0,982
Orta Ayak Yüzde	15,34 ± 7,55	15,42 ± 7,02	-0,137	0,892
Ön Ayak Yüzde	56,69 ± 6,10	56,59 ± 4,49	0,128	0,899

Egzersiz öncesi ve egzersiz sonrası 2. hızlı yürümede sağ ayaktan elde edilen dinamik pedobarografik değerlerinin sonuçlarına göre hiç bir parametrede anlamlı fark bulunamamıştır ($p > 0,05$) (Tablo 4.7).

Tablo 4.8. Hızlı yürümenin üçüncü denemesinde, SAĞ ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.

	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası	t	P
	X ± SS	X ± SS		
Başparmak	14,22 ± 3,21	13,54 ± 4,24	0,96	0,345
2-5 Parmaklar	11,70 ± 4,97	10,68 ± 5,35	1,163	0,254
1. Metatars	12,16 ± 3,39	13,09 ± 3,51	-1,302	0,203
2. Metatars	10,31 ± 2,75	10,67 ± 2,61	-0,802	0,429
3. Metatars	8,49 ± 2,31	8,95 ± 2,26	-1,109	0,277
4. Metatars	8,65 ± 2,40	9,07 ± 2,45	-0,979	0,336
5. Metatars	8,60 ± 3,28	7,38 ± 3,44	1,986	0,057
Orta Ayak	20,17 ± 13,68	23,57 ± 13,31	-3,109	0,004*
Medial Topuk	19,11 ± 2,79	19,33 ± 3,03	-0,708	0,485
Lateral Topuk	16,79 ± 2,38	16,76 ± 2,73	0,091	0,928
Ayak EksenAçısı	19,11 ± 2,79	19,33 ± 3,03	-0,011	0,991
Subtalar Açı (Min)	-1,95 ± 6,27	-2,31 ± 9,37	0,179	0,86
Subtalar Açı (Max)_	12,48 ± 10,12	13,96 ± 11,15	-0,62	0,543
Arka Ayak Yüzde	28,28 ± 4,02	27,75 ± 3,55	1,066	0,295
Orta Ayak Yüzde	14,29 ± 7,13	16,74 ± 6,96	-3,288	0,003*
Ön Ayak Yüzde	57,39 ± 5,31	55,51 ± 5,54	2,448	0,021*

*: p<0.05

Egzersiz öncesi ve egzersiz sonrası 3. hızlı yürümede dinamik pedobarografik değerlerinden elde edilen sağ ayaktaki 10 bölgeye ait maksimum basınç ve ayak maksimum alan ortalamaları karşılaştırıldığında orta ayak basınç değerlerinde anlamlı olarak artış gözlemlenmiştir (p<0,05). Sağ ayaktan elde edilen diğer veri hesaplamalarına göre; ayağın arka, orta ve ön bölgeleri altındaki yüklenmiş temas yüzeyleri kıyaslandığında orta ve ön ayak yüzde değerlerinde anlamlı artış bulunmuş (p<0.05), başparmak, metatarslar, arka ayak açısı ve subtalar eklemin aldığı minimum ve maksimum değerler arasında anlamlı fark bulunamamıştır (p>0,05) (Tablo 4.8).

Tablo 4.9. Hızlı yürümenin ikinci denemesinde, SOL ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.

	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası	t	p
	X ± SS	X ± SS		
Başparmak	15,94 ± 4,25	14,83 ± 3,26	1,497	0,145
2-5 Parmaklar	11,53 ± 7,09	10,60 ± 5,64	0,663	0,513
1. Metatars	8,19 ± 3,30	8,48 ± 3,73	-0,561	0,579
2. Metatars	8,86 ± 2,23	9,09 ± 2,31	-0,829	0,414
3. Metatars	7,62 ± 1,90	7,75 ± 1,91	-0,574	0,57
4. Metatars	8,26 ± 1,99	8,33 ± 1,68	-0,299	0,767
5. Metatars	10,71 ± 3,47	10,16 ± 2,67	0,993	0,329
Orta Ayak	25,17 ± 10,89	24,95 ± 13,94	0,154	0,879
Medial Topuk	17,07 ± 3,15	17 ± 2,87	0,269	0,79
Lateral Topuk	14,84 ± 2,91	14,81 ± 2,42	0,105	0,917
Ayak Eksen Açısı	8,97 ± 7,84	7,36 ± 6,78	1,905	0,067
Subtalar Açı (Min)	-1,43 ± 8,16	-2,61 ± 4,67	0,582	0,568
Subtalar Açı (Max)	13,23 ± 7,70	12,94 ± 7,91	0,147	0,885
Arka Ayak Yüzde	32,50 ± 3,95	25,94 ± 3,71	0,918	0,366
Orta Ayak Yüzde	19,14 ± 6,32	18,70 ± 6,62	0,504	0,618
Ön Ayak Yüzde	55,60 ± 6,20	55,35 ± 4,99	0,263	0,794

Egzersiz öncesi ve egzersiz sonrası 2. hızlı yürümede dinamik pedobarografik değerlerinden elde edilen sağ ayaktan elde edilen değerler karşılaştırıldığında hiçbir sonuçta anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.9).

Tablo 4.10. Hızlı yürümenin üçüncü denemesinde, SOL ayaktan elde edilen değerlerin karşılaştırılması.

	Yorgunluk Öncesi	Yorgunluk Sonrası	t	p
	X ± SS	X ± SS		
Başparmak	14,89 ± 3,11	14,57 ± 4,47	0,462	0,648
2-5 Parmaklar	10,65 ± 5,99	11,93 ± 6,33	-1,01	0,321
1. Metatars	9,38 ± 4,15	9,43 ± 3,69	-0,098	0,922
2. Metatars	8,45 ± 2,87	8,53 ± 2,79	-0,187	0,853
3. Metatars	7,5 ± 2,20	7,44 ± 2,35	0,228	0,821
4. Metatars	8,24 ± 2,39	8,3 ± 2,17	-0,213	0,833
5. Metatars	9,3 ± 3,74	9,70 ± 3,03	-0,757	0,455
Orta Ayak	23,96 ± 13,08	25,3 ± 12,77	-0,991	0,33
Medial Topuk	17,19 ± 2,81	16,95 ± 3,35	0,504	0,618
Lateral Topuk	15,11 ± 2,45	14,63 ± 3,21	0,975	0,338
Ayak Eksen Açısı	7,65 ± 8,20	6,87 ± 7,55	0,951	0,349
Subtalar Açı (Min)	-1,56 ± 5,90	-1,52 ± 6,10	-0,025	0,98
Subtalar Açı (Max)	13,72 ± 7,08	14,83 ± 5,43	-0,613	0,547
Arka Ayak Yüzde	26,51 ± 4,77	25,39 ± 5,16	1,22	0,232
Orta Ayak Yüzde	18,21 ± 7,61	19,15 ± 7,43	-1,181	0,247
Ön Ayak Yüzde	54,97 ± 6,22	55,36 ± 5,49	-0,425	0,674

Egzersiz öncesi ve egzersiz sonrası 3. hızlı yürümede dinamik pedobarografik analiz ile sol ayaktan elde edilen değerler karşılaştırıldığında hiçbir parametrede anlamlı fark bulunamamıştır ($p > 0,05$) (Tablo 4.10).

Çalışmamızın hipotezi olan tibialis posterior kas yorgunluk protokolü öncesi ve sonrası karşılaştırmalar yapıldıktan sonra, “ Oluşturulan kas yorgunluğu normal hız ve hızlı ritimde yapılan yürüme denemelerinde pedobarografik ölçümler arasında fark göstermekte midir?” sorusuna yanıt aramak için, olguların protokol öncesi ve sonrası normal hızda ve hızlı yürüyüşte elde edilen dinamik ve statik parametreler karşılaştırıldı. Yorgunluk protokolü öncesi ve sonrası durumlar için yapılan karşılaştırmalarda olguların sol ayaklarından elde edilen parametreler açısından fark saptanmamış olması ve çalışmamıza dahil edilen tüm olguların sağ dominant olması nedeniyle parametrelerin yürüme hızından etkilenmeleri sadece sağ ayakları için araştırılmıştır.

Tablo 4.11. Egzersiz öncesi yürüyüşün ikinci denemesinin SAĞ ayakta normal ve hızlı yürümedeki değerlerin karşılaştırılması.

	Yavaş Yürüyüş	Hızlı Yürüyüş	t	P
	X ± SS	X ± SS		
Başparmak	13,16 ± 4,19	14,18 ± 3,92	-1,242	0,224
2-5 Parmaklar	7,05 ± 4,87	10,59 ± 5,91	-3,097	0,004*
1. Metatars	11,72 ± 3,49	12,17 ± 3,61	-0,652	0,52
2. Metatars	10,47 ± 2,56	10,81 ± 2,26	-0,705	0,486
3. Metatars	8,83 ± 2,11	8,85 ± 1,87	-0,033	0,974
4. Metatars	9,15 ± 2,19	9,03 ± 2,13	0,343	0,734
5. Metatars	8,21 ± 2,74	8,21 ± 2,92	0	1
Orta Ayak	19,78 ± 10,71	21,36 ± 13,38	-1,198	0,241
Medial Topuk	17,87 ± 2,90	19,19 ± 2,82	-4,331	0*
Lateral Topuk	15,94 ± 2,58	16,88 ± 2,37	-3,445	0,002*
Ayak Eksen Açısı	13,14 ± 7,29	11,22 ± 6,33	1,82	0,079
Subtalar Açı (Min)	-4,24 ± 7,43	-1,05 ± 6,39	-1,36	0,19
Subtalar Açı (Max)	10,86 ± 10,87	12,15 ± 9,33	-0,572	0,574
Arka Ayak Yüzde	28,26 ± 3,71	27,96 ± 2,97	-0,557	0,581
Orta Ayak Yüzde	15,33 ± 6,16	15,34 ± 7,55	-0,005	0,996
Ön Ayak Yüzde	56,68 ± 4,75	56,69 ± 6,10	-0,123	0,903

*: p<0.05

Egzersiz öncesi 2. hızlı ve normal yürümede dinamik pedobarografik değerlerinden elde edilen sağ ayakta 10 bölgeye ait maksimum basınç ve ayak maksimum alan ortalamaları karşılaştırıldığında 2-5 parmaklarda, medial ve lateral topukta anlamlı farklılıklar bulunmuştur (p<0.05). Metatarslarda, arka ayak açısı, subtalar açısı, ayak yüzdeleri ve başparmak bölgesinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır (p>0.05) (Tablo 4.11).

Tablo 4.12. Egzersiz öncesi yürüyüşün üçüncü denemesinin SAĞ ayakta normal ve hızlı yürümedeki değerlerin birbiri ile karşılaştırılması.

	Yavaş Yürüyüş	Hızlı Yürüyüş	t	p
	X ± SS	X ± SS		
Başparmak	12,21 ± 3,28	14,22 ± 3,21	-3,161	0,004*
2-5 Parmaklar	7,07 ± 4,62	11,70 ± 4,97	-6,505	0*
1. Metatars	11,17 ± 4,60	12,16 ± 3,39	-1,498	0,145
2. Metatars	10,7 ± 2,18	10,31 ± 2,75	0,839	0,408
3. Metatars	8,65 ± 1,86	8,49 ± 2,31	0,333	0,742
4. Metatars	8,73 ± 1,95	8,65 ± 2,40	0,153	0,879
5. Metatars	8,30 ± 2,56	8,60 ± 3,28	-0,574	0,57
Orta Ayak	18,86 ± 12,00	20,17 ± 13,66	-1,027	0,313
Medial Topuk	17,63 ± 3,16	19,11 ± 2,79	-4,344	0*
Lateral Topuk	16,08 ± 3,42	16,79 ± 2,38	-1,379	0,178
Ayak Eksen Açısı	13,43 ± 8,02	10,30 ± 6,33	3,08	0,005*
Subtalar Açı (Min)	-3,80 ± 7,31	-1,98 ± 6,27	-0,831	0,416
Subtalar Açı (Max)	12,40 ± 10,21	12,48 ± 10,12	-0,03	0,974
Arka Ayak Yüzde	27,39 ± 3,04	28,28 ± 4,02	0,218	0,829
Orta Ayak Yüzde	16,40 ± 10,18	14,29 ± 7,13	1,631	0,114
Ön Ayak Yüzde	55,27 ± 7,96	57,39 ± 5,31	-1,607	0,119

*: p<0.05

Egzersiz öncesi 3. hızlı ve normal yürümede dinamik pedobarografik değerlerinden elde edilen sağ ayaktaki 10 bölgeye ait maksimum basınç ve ayak maksimum alan ortalamaları karşılaştırıldığında başparmak, 2-5 parmaklarda ve medial topukta istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur arka ayak eksen açısında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p<0,05). Ayağın temas alan yüzdeleri ve subtalar açının minimum ve maksimum değerleri benzer çıkmıştır (Tablo 4.12).

Tablo 4.13. Egzersiz sonrası ikinci denemede SAĞ ayakta normal ve hızlı yürüyüşlerdeki değerlerin karşılaştırması.

	Yavaş Yürüyüş	Hızlı Yürüyüş	t	P
	X ± SS	X ± SS		
Başparmak	12,46 ± 2,87	13,88 ± 3,02	-3,161	0,007*
2-5 Parmaklar	6,39 ± 5,42	10,25 ± 5,62	-6,505	0,001*
1. Metatars	12,38 ± 3,80	12,88 ± 3,99	-1,498	0,425
2. Metatars	10,76 ± 2,56	10,81 ± 2,41	0,839	0,876
3. Metatars	8,81 ± 1,96	9,04 ± 1,99	0,333	0,511
4. Metatars	8,84 ± 2,09	9,17 ± 1,87	0,153	0,403
5. Metatars	7,82 ± 3,08	8,81 ± 4,81	-0,574	0,279
Orta Ayak	22,89 ± 13,03	22,07 ± 14,52	-1,027	0,425
Medial Topuk	18,45 ± 2,99	19,26 ± 3,03	-4,344	0,001*
Lateral Topuk	16,27 ± 2,76	16,85 ± 2,57	-1,379	0,037*
Ayak Eksen Açısı	13,07 ± 7,67	10,10 ± 6,50	2,662	0,013*
Subtalar Açı (Min)	-2,86 ± 6,91	-2,55 ± 7,30	-0,138	0,892
Subtalar Açı (Max)	11,66 ± 7,86	14,70 ± 11,26	-1,26	0,223
Arka Ayak Yüzde	28,44 ± 4,03	27,95 ± 3,74	0,047	0,963
Orta Ayak Yüzde	17,34 ± 7,12	15,42 ± 7,02	1,193	0,243
Ön Ayak Yüzde	54,25 ± 5,61	56,59 ± 4,49	-0,878	0,387

*: p<0.05

Egzersiz sonrası sağ ayakta ikinci denemenin normal ve hızlı yürüyüşlerdeki ayak plantar basınç değerlerine bakıldığında başparmak, 2-5. Parmaklar, ayak eksen açısında, topuk medial ve lateralinde anlamlı olarak farklılıklar bulunmuştur (p<0.05). Metatarslarda, subtalar açının aldığı maksimum ve minimum değerlerde, ayağın temas alan yüzdelerinde ve orta ayakta istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunamamıştır (p>0,05) (Tablo 4.13).

Tablo 4.14. Egzersiz sonrası üçüncü denemede SAĞ ayakta normal ve hızlı yürüyüşteki basınç değerlerinin karşılaştırılması.

	Yavaş Yürüyüş	Hızlı Yürüyüş	t	P
	X ± SS	X ± SS		
Başparmak	11,92 ± 4,49	13,54 ± 4,24	-1,948	0,061
2-5 Parmaklar	6,76 ± 4,92	10,68 ± 5,35	-3,374	0,002*
1. Metatars	12,09 ± 3,44	13,09 ± 3,51	-1,817	0,08
2. Metatars	10,88 ± 2,02	10,67 ± 2,61	0,579	0,567
3. Metatars	9,00 ± 1,57	8,95 ± 2,26	0,14	0,89
4. Metatars	9,39 ± 1,7	9,07 ± 2,46	0,971	0,339
5. Metatars	7,89 ± 3,09	7,38 ± 3,44	0,985	0,333
Orta Ayak	22,72 ± 12,12	23,57 ± 13,31	-0,878	0,387
Medial Topuk	18,33 ± 2,84	19,33 ± 3,03	-4,114	0*
Lateral Topuk	16,1 ± 2,50	16,76 ± 2,73	-2,559	0,016*
Ayak Eksen Açısı	13,13 ± 6,44	10,31 ± 6,63	2,662	0,013*
Subtalar Açı (Min)	-0,88 ± 6,27	-2,31 ± 9,37	0,537	0,598
Subtalar Açı (Max)	15,94 ± 9,39	13,96 ± 11,15	0,78	0,445
Arka Ayak Yüzde	27,78 ± 4,76	27,75 ± 3,55	0,047	0,963
Orta Ayak Yüzde	18,16 ± 8,46	16,74 ± 6,96	1,193	0,243
Ön Ayak Yüzde	54,60 ± 4,38	55,51 ± 5,54	-0,878	0,387

*: p<0.05

Egzersiz sonrası sağ ayakta üçüncü denemenin normal ve hızlı yürüyüşleri kıyaslandığı zaman 2-5 parmaklar, medial ve lateral topukta manidar şekilde anlamlıdır (p<0.05)Metatarslar, subtalar açısı, ayak temas alanları ve orta ayaktaki sonuçlar benzer bulunmuştur (Tablo 4.14).

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı, yorgunluk protokolüncü aktive edilmiş tibialis posterior kasının, dinamik ve statik duruştaki parametreler üzerinde açığa çıkarabileceği değişiklikleri pedobarografik ölçüm ile araştırmaktır.

Ayaklarımız, doğumdan itibaren yaş arttıkça gelişmekte, cinsiyetle birlikte farklılaşmakta, dış etkenlerle şekillenmektedir (64) Plantar basınç değerleri ayağın anatomik yapısı, dominantlık, eklem hareket aralığı, VKİ ve cinsiyet, kas kuvveti ve ayak deformiteleri gibi faktörlerden etkilenmektedir (65,66)

Vücut kütle indeksi (VKİ) normal sınırlardan yüksek olan kişilerde ayağın aşırı pronasyonda olması bilimsel çalışmalar ile gösterilmiştir (63,67-69) Tuna ve diğerleri (63) dinamik ölçümlerde VKİ ile maksimum ayak basınçları ile kuvvetli pozitif ilişki bulmuşlar, ancak statik ölçümlerde orta düzeyde korelasyon saptamışlardır. Birtane ve diğerleri de, bir çalışmalarında vücut kütle indekslerine göre ayırdıkları 25 obez ve 25 obez olmayan 50 kişinin her iki ayakları statik ve dinamik olarak plantar basınçlarını incelemişler ve statik pedobarografi değerlendirmesinde obez olan kişilerin ön ayaklarında temas alanı ve toplam plantar basınç değerleri yüksek bulunmuştur. Dinamik pedobarografi değerlendirme ise obez bireylerde orta ayak basınç değerleri yüksek bulunmuştur (70) Bu sonuçlar, vücut ağırlığının artışı ile birlikte orta ayağa ve medial longitudinal arka destekleyen yapılara binen yükün artışı ile açıklanabilir. Bizim çalışmamızda bireylerin VKİ ortalaması $23,33 \pm 3,95 \text{ kg/m}^2$ 'dir. Çalışmamızda ortalama değerlerin diğer çalışmalardaki ortalama değerlere göre düşük olması literatür ile verilerimizi tartışmamıza olanak sağlamamış, bu nedenle de VKİ ile ölçülen ayak parametreleri arasında herhangi bir korelasyon bakılmamıştır.

Çalışmamızda tibialis posterior, tibialis anterior, peroneus longus ve brevis, gastrocnemius ve gastrosoleus kaslarının kuvvetleri manuel kas testi ile subjektif olarak değerlendirilmiştir. Olgularımızın sağlıklı bireylerden oluşması nedeniyle değerlendirilen tüm kasların maksimum kuvvet değerinde olduğu saptanmıştır. Kas kuvvet değerlerinin yüksek ve homojen olması, çalışmamızda spesifik yorgunluk protokolünden etkilenme oranı sorgulanan, ayağa ilişkin statik ve dinamik parametreleri etkileyecek herhangi bir kassal problem olmadığını göstermektedir.

Imamura ve diğerleri (71) çalışmalarında statik ve dinamik ayak taban basınç ölçümlerinde dominant ve non-dominant ayak arasında belirgin farklılıklar bildirmektedirler. Statik değerlendirmede ön ayak *peak* basınç ölçümlerinde anlamlı

değişim bulunurken, dinamik ölçümde anlamlı fark bulunamamıştır. Orta ayakta ise hem statik hem de dinamik ölçümlerde anlamlı fark elde edilmiştir. Anlamlı farklılığın bulunduğu yerlerde dominant tarafta daima daha yüksek değerler görülmüştür. İzlenen farklılıklar yumuşak doku, kassal yapı ve ligamentlerin ön ve orta ayağa olan etkileriyle açıklanabilir. Gravi ve diğerleri (72) arka ayakta ise bu etkilerin yokluğunda vücut ağırlığının kuvvetinin topuk bölgesine simetrik dağıldığını gösterilmişlerdir. Sağlıklı ve ayağa ilişkin farklı patolojileri olan bireylerde dominant ayaktaki statik duruş ve yürüyüş parametrelerinin nondominant ayağa göre farklılıklar gösterdiğini vurgulayan bu çalışmalara bakıldığında, yapılan pedobarografik analiz çalışmalarında da, dominant ayak verilerine dikkat çekilmesi gerekliliği ortaya çıkmaktadır. Çalışmamıza da bu nedenle sağ dominant olgular seçilmiş ve yorgunluk protokolü egzersizleri sağ ayağa uygulanmıştır. Ancak literatürdeki diğer pek çok çalışma ile karşılaştırabilmek amacıyla, kaydedilen statik ve dinamik verilerin egzersiz öncesi ve sonrası durumlardaki karşılaştırmalarına yönelik istatistiksel analizler her iki ayak için de alınmıştır. Sadece normal hızda ve hızlı ritimde yapılan yürümeye ilişkin karşılaştırmalar sağ ayak için yapılmıştır.

Ayağı değerlendirmek ve tanımlamak için pek çok ölçüm yöntemi geliştirilmişse de, yaygın olarak kabul görmüş tek bir yöntem yoktur. Teknolojinin gelişmesi ile ayak tabanından basınç ölçümü yapabilen cihazlara olan ve giderek artan ilgi başta biyomekanik, diyabetli ayak, ortopedik cerrahi ve ortez-ayakkabı modifikasyonu ile ilgili çalışmalara yönelmiştir. Günümüzde ayağın arkları değerlendirilirken sıklıkla radyolojik incelemelerde ölçülen çeşitli açılar dikkate alınır. Ancak, bu incelemeler statik durumdaki değerleri ölçmektedir ve ayağın dinamik yapısını ve yürüyüş süresince etkiyen faktörlerin etkisini yansıtmaz. Yürüme fonksiyonu karmaşık, dinamik bir harekettir ve son yıllarda ayak sorunlarını statik olarak ta değerlendiren, aynı zamanda farklı hız ve durumlarda dinamik ölçüm yaparak pek çok objektif veri sunan pedobarografik analizlerin kullanılması giderek yaygınlaşmaktadır (73-76) Literatürde arka ayağın aşırı ve uzamış pronasyonunu ve medial longitudinal arkın özelliklerini pedobarografi ile değerlendiren birçok çalışmaya rastlamak mümkündür (77-79) Bazı yayınlarda, dinamik olarak değişen ayak yapısının bazı statik ölçüm yöntemleri ile de gösterilebileceği savunulurken (7,80) bunun tersini iddia eden yayınlar da vardır (73,81) Ayak yapısını incelerken radyografik yöntemle pedobarografik yöntem kıyaslandığında, dinamik pedobarografik ölçüm sistemlerinin radyografik ölçümlere göre bazı üstünlükleri olduğu rapor

edilmiştir (82) Tekrarlayan röntgen çekimlerinin, hastayı uzun vadede olumsuz etkileyebilecek radyoaktiviteye maruz bıraktığı bilinen bir gerçektir. Açıkların doğru ölçümü için, grafiklerin standart ve doğru pozisyon ve teknikle çekilmeleri gerekir. Öte yandan, dinamik ölçüm sistemlerinin her klinikte bulundurulup, kullanılabilmesi pek mümkün değildir. Dinamik pedobarografik ölçüm ile elde edilen açısal değerlerin radyografi ile elde edilen açılar ile koorelasyon gösterdiği gösterilmiştir (76,79,80,82-84) Bu sonuç, pedobarografik analizler ile elde ettiğimiz parametrelerin, kemiksel dokuların ve eklemlerin gerçek görüntüsünü veren ve pek çok çalışmada altın standart olarak kabul edilen radyografik ölçümler kadar güvenilir olduğunu vurgulamaktadır. Tuna ve diğerleri, ayağa ilişkin patolojilerde, pedobarografik değerlendirme yaptıkları çalışmalarında ayağın statik ölçümlerde, 6 bölgeden (arka ayak, orta ayak, ön ayağın iç-orta-yan tarafı ve parmaklar) N/cm² cinsinden maksimum basınç ölçümleri, ön ve arka ayakta maksimal basınç değerleri, ayaktaki toplam basınç, toplam basıncın ayağın ön/arka bölümüne düşen yüzdeleri, toplam temas alanının ön ve arka ayağa yüzdellik paylaşım değerleri elde edilmiştir. Bu yöntemle ayak deformite ya da şekil farklılıklarının belirlenebildiği, ancak ayak fonksiyonları sırasında ortaya çıkan streslerin saptanamadığı belirtilmiştir (75). Hareket sırasında ayağın yerle temas eden yüzeyinin uzunluğu varus veya valgus pozisyonunda basınç değişiklikleri, parmakların fonksiyonları ve diğer etmenlerin ancak dinamik ölçümlerde elde edilebileceği bildirilmiştir (55) Çalışmamızda statik değerlendirme ile her iki ayağın toplam temas alanının sağ ve sol ön ve arka ayağa yüzdellik olarak paylaşımı ölçüldü. Dinamik pedobarografik değerlendirme ile ise, her iki ayağın toplam temas alanı, ön, orta ve arka ayağa düşen temas alanı yüzdeleri, 1. parmak, 2., 3., 4. ve 5. parmak, 1., 2., 3., 4. ve 5. metatars, orta ayak, topuk mediali ve topuk laterali altındaki maksimum basınç değerleri ölçüldü. Kullanılan bu parametrelerin literatürde yer alan çalışmalarda ölçülen parametrelerle benzerlik göstermesi, çalışma sonuçlarımızın literatür bilgileriyle karşılaştırılmasına imkan tanınması ve literatüre katkı sağlayabilir nitelikte olması açısından değerli olduğunu düşünmekteyiz.

Tibialis posterior kasının ve tendonunun temel görevi medial longitudinal arki yükseltmektir. Arkın dinamik stabilizatörüdür. Bununla beraber derin deltoid ligament, talonaviküler kapsül ve spring (kalkaneonaviküler) ligament ile olan ilişkisi ve medial malleolün posteriorundaki makara etkisi nedeniyle, dolaylı olarak kalkaneusa ve ayağın arka kısmına destek olur (38,85) Subotnick (86) çalışmasında normal medial longitudinal ark yapısına sahip bireylerin oranının %60, yüksek arklı kavus yapısına

sahip bireylerin %20, ayakta aşırı pronasyon ile birlikte görülen düşük arklı planus yapısına sahip bireylerin oranının ise %20 olduğunu belirtmiştir.

Tibialis posterior kasının yetmezliği arka ayakta aşırı pronasyon ile sonuçlanır (87) Literatürde her yaşta arka ayak aşırı pronasyonu ve bu durum ile birlikte görülen problemler ile ilgili çalışmalarla karşılaşılmaktadır (80,88,89) Holmes ve diğerleri (67) tibialis posterior yetmezliğinin görülme sıklığının kadınlarda erkeklerden üç kat fazla olduğunu belirtmişlerdir. Klinik çalışmalar sonucu TPT disfonksiyonunda erişkinlerde pes planus deformitesi geliştiği görülmüştür (85) Tahmin edildiği gibi deformitenin gelişmesinin iki mekanizmanın bozulması ile oluştuğu bildirilmiştir. Birinci mekanizma tibialis posterior kasının medial longitudinal doğrudan destekleme fonksiyonunun azalmasıdır. Tibialis posterior tendonu normalde yürüyüşün duruş fazı boyunca arka ayağı inversiyona getirir (itme için arka ayağı rijit pozisyonda kilitleme). İkinci mekanizma olarak, bu invertör fonksiyonunun azalmasıyla ayağın kısmen instabil valgus pozisyonuna gelmesi gösterilmektedir. Sonuç olarak, kasın normal olmayan kuvveti ve disfonksiyonunun *flatfoot* (pesplanus) ve abduksiyon deformitesine sebep olduğu gösterilmiştir (38) .

Çalışmamıza dahil edilen olgularımızda, pes planus deformitesi ya da tibialis posterior tendon disfonksiyonu bulunmamaktaydı. Bu çalışma, ayağın duruş fazı boyunca ayağın fleksibilitesi üzerine etkisi bilinen subtalar ve midtarsal eklem pronasyonunu ve itme fazı sırasında rijit kaldıraç fonksiyonunu gerçekleştirilebilmesi için ayağın kilitlenmesini sağlayan sağlıklı tibialis posterior kasında yorgunluk geliştirilmesi ile ne gibi değişiklikler ortaya çıkabileceğini gözlemlemek amacıyla planlandı. Bu nedenle, spesifik yorgunluk protokolünden oluşan egzersizler öncesi ve sonrası, statik duruş ve iki farklı hızdaki yürüyüş sırasında elde edilen parametrelerde, kasta oluşturulan yorgunluğun tibialis posterior tendon disfonksiyonuna benzer etkiler gösterip göstermediği incelenmiştir.

Literatürdeki çalışmalara bakıldığında, Uzunca ve diğerleri (90) pes planusta ön ayağın eversiyonundaki artışın ayağın lateralindeki *peak* basıncının azalmasına , arka ayak pronasyonundaki artışın ise arkın çökmesine sebep olduğu ve bunların sonucunda ayak mekaniğinin bozularak taban temas alanında artışın meydana geldiğini bulmuşlardır (91) Chuckpaiwong ve diğerleri (92) normal ark yapısı ile pes planus deformitesi olan ayak yapısını farklı hızlarda değerlendirmiştir. Düşük ark yapısına sahip olgularda, orta ayak temas alanında anlamlı artış bulmuşlardır. Yine düşük ark yapısına sahip kişilerde orta ayağın lateralinde *peak* basınç değerlerinde negatif

korelasyon bildirmişlerdir. Bir başka çalışmada Nakhaee ve diğerleri (93) normal, düşük ve yüksek medial longitudinal arka sahip bireylerin tabanlarının toplam temas alanlarını incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda düşük ark yapısına sahip bireylerde temas alanlarının daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Williams ve diğerleri yaptıkları çalışmada (91) düşük ark yapısına sahip kişilerle ve pes kavus ayak yapısına sahip kişilerin ayaklarının özelliklerini araştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda, düşük ark yapısına sahip kişilerin 2. ve 3. metatarslarındaki *peak* basınç değerini, yüksek ark yapısına sahip kişilerin ise 5. metatarslarındaki *peak* basınç değerini yüksek bulduklarını bildirmişlerdir. Nakhaee ve diğerleri de (92), pes planus gibi düşük ark yapısına sahip bireylerin basınç analizlerinde ölçülen toplam temas alanlarında artış olduğu belirtmiştir.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz verilere bakıldığında, sağ ve sol ayakta, statik ayakta duruş pozisyonunda ölçülen toplam temas alanının ön ve arka ayak bölümlerindeki yüzdeler oranları açısından, yorgunluk protokolü sonrası durumda önceki ölçümlere göre herhangi bir fark bulunmamıştır. Ayağın bir yürüyüş siklusundaki dinamik mobilitesi ve bu mekanizmalara tibialis posterior ve sinerjisti olan diğer kasların etkisi göz önünde bulundurulduğunda, statik duruşta beklenen etkinin ortaya çıkmamış olması beklenen bir durumdur. Çalışmamızda olduğu gibi yorgunluk yerine, tibialis posterior kasına ya da tendonuna ilişkin daha ciddi problemlere bağlı ayak problemlerinde ve sekonder deformitelerde statik basınç parametrelerinde de değişiklikler olması muhtemeldir.

Olgularımızdan iki farklı hızda yaptıkları tekrarlı yürüyüşleri sonucunda elde ettiğimiz dinamik parametre verilerine bakıldığında, olgularımızın sol ayaklarından kaydedilen değerlerin hiç birinde (normal hızda yürüyüşün üçüncü denemesinde 5. metatars başı altındaki basınç artışı hariç), sağ ayaklara uygulanmış yorgunluk protokolü sonrasında, egzersiz öncesi duruma göre bir değişiklik saptanmamıştır. Bu durum, temelde egzersizin sol ayaklarca yapılmamış olmasından kaynaklansa da, yürüyüş gibi bilateral simetrik bir aktivitede oluşan kapalı kinetik zincirde, sağ ayaktaki kassal yorgunluğun ve endurans kaybının ortaya çıkarabileceği dinamik biyomekanik değişikliklerden sol ayağın etkilenmemiş olmasını göstermesi açısından da önem taşımaktadır. Tek taraflı patalojiden karşı ekstremitedeki yürüyüş ve basınç parametrelerinin etkilendiği gösteren Becker ve diğerleri (94) ayak bileği kırıklarında ortama 18,5 ay takip ettiği klinik durumlarını iyi olan 40 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada, travma geçiren ayak ile travma geçirmemiş ayak basınçları arasında belirgin

derecede asimetri bulmuşlar. Travma geçiren ekstremitede ön ayağın lateralinde basınç artışı gözlemlenirken, metatars başındaki basınçta azalma belirtilmiştir. Simetrik yürüyüşü sağlanırken, kompensasyon mekanizması ile basınçlar arasında simetrinin bozulması, patolojik ayak durumundan yürüyüş siklusu boyunca diğer ayağa ilişkin parametrelerin de etkilendiği gösterilmiştir. Çalışmamız bu yönüyle Becker ve diğerlerinin çalışmasından farklılık göstermektedir.

Olgularımızın sağ ayaklarından kaydedilen dinamik parametreler açısından ise, normal ve hızlı ritimdeki yürüme sırasında elde edilen analizlerde yorgunluk protokolü öncesi ve sonrası durum karşılaştırmaları, bazı verilerde çalışmamızın hipotezini doğrulayacak yönde anlamlı değişiklikler gösterdiğini ortaya koymuştur. Yapılan istatistiksel analizlerde, normal ritimde yapılan yürüme tekrarlarının her ikisinde ve hızlı ritimde yürümenin üçüncü tekrarında, orta ayak maksimum basınç ölçümlerinde egzersiz sonrasında belirgin artış ortaya çıktığını göstermiştir. Orta ayak, ön ayak ve arka ayak olarak iki kısma ayrılan ayak bölümlerinin birleşim alanıdır. Arka ayaktaki değişiklikler ön ayakta adaptasyon geliştirilene ve yürüyüşte sabit bir yapılanma oluşturulana dek orta ayak tarafından karşılanır. Tibialis posterior kasının yorulmasını içeren protokol sonrası orta ayak *peak* basınç dağılımlarında artış olması, pronasyonun açısal miktarının artması ve süresinin uzamasıyla orta ayakta yıkılması şeklinde açıklanabilir. Bu sonuç Chuckpaiwong ve diğerlerinin çalışmasıyla benzer özellikler ortaya koymuştur (91). Aynı şekilde, egzersiz öncesi ve sonrası yapılan normal yürüme analizlerinin karşılaştırılmasında, egzersizden sonra topuğun medialinde maksimal basınç artışı olduğu gözlenmiştir. Bu sonuç, doğrudan talusun artmış pronasyonunun tibialis posterior tarafından kontrol edilememesi sonucu kalkaneusun medial tüberkülünün yerde kalma süresinin artmasını göstermektedir. Böylece, yorgunluğun tibialis posterior kas disfonksiyonuna benzer etkiler gösterdiği söylenebilir. Normal hızda yürümenin ikinci ve hızlı yürümenin üçüncü tekrarında, egzersiz sonrası orta ayak basınç yüzdelerinde de artış ve ön ayak basınç yüzdelerinde de azalma olduğu saptanmıştır. Ön ayak yüzdelerindeki azalma, orta ayaktaki basınç alanlarının artışı ile ilişkilendirilebilir. Arka ayakta pronasyon miktarının artması ve bunun sonucunda orta ayakta ölçülebilen basınç kuvvetlerinin ve alana ait yüzde oranlarının artması, yürüyüş siklusu boyunca ön ayaktan ağırlığın alınmasına yol açmaktadır. Ön ayak yüzdelerinin azalması bu değişiklere paralel olarak gelişmektedir.

Egzersiz öncesi duruma göre, egzersiz protokolünden sonra, ilginç olarak, hızlı ritimde yürümenin ikinci tekrarında, yukarıda sözü edilen tüm parametreler açısından hiç bir değişiklik saptanmamıştır. Hızlı yürümenin ikinci tekrarında değişiklik olmaması ancak üçüncü tekrarda arka ve orta ayakta pronasyonda artış belirten değişikliklerin gözlenmiş olması, üçüncü denemede kassal yorgunluğun daha etkili biçimde ortaya çıkmasına bağlanabilir. Çalışmamızda her bir durumda dört yürüyüş tekrarı yapılmış ancak 2. ve 3. tekrarlardaki değerler için istatistiksel analizler yapılmıştır. Belki de egzersiz sonrası 4. demelerin alınması durumunda sonuçlar daha farklı olarak bulunabilirdi. Egzersiz öncesi duruma göre, egzersiz protokolü sonrası, ölçülen diğer parametrelerden parmaklar, metatarslar ve topuk lateralindeki *peak* basınç değerler de herhangi bir değişiklik gözlenmemesi, kasta ortaya çıkarılan yorgunluğun kısa dönemde tüm ayakta özellikle de ön ayakta belirgin biyomekanik değişiklikler çıkarmak konusunda yetersiz kalmasıdır. Topuğun lateralindeki maksimal basınçların azalması, pronasyonun artması ile beklenen bir değişiklik olmasına karşın, dinamik parametreler daha çok duruş fazı boyunca kaydedilebildiğinden ve ayak tabanının tümü yürüyüş boyunca yerle temas halinde olduğundan beklenen değişiklikler kaydedilememiş olabilir.

Ayak eksen açısı, ayak uzun ekseninin yürüyüşün ilerleme hattı ile yaptığı açıdır. Edinilmiş pes planus deformitesinin ilerlemiş durumlarında ayakta abduksiyona gidiş olduğu pek çok çalışma ile gösterilmiştir, yani ayak eksen açısı arka ayağın pronasyonundaki artış ile birlikte artar (36,95) Ancak, bizim çalışmamızda olgularımızın ayak eksen açılarında herhangi bir değişiklik saptanmamıştır, bunun nedeni tibialis posterior kas yorgunluk protokolünün ayağın tümünü etkileyerek abduksiyona gitmesine neden olacak şiddette fonksiyonel yetersizlik ortaya çıkarmaması ve kısa dönem sonuçlarının akut olarak değerlendirilmesidir.

Subtalar eklem yürüyüş boyunca aldığı minimum ve maksimum açısal değer ölçümlerinde ve arka ayak temas yüzdelerinde de egzersiz sonrası herhangi bir değişiklik saptanmamıştır. Literatür bu açıdan incelendiğinde doğrudan bu parametrelerde oluşan değişikliklerin vurgulandığı bir çalışmaya rastlanamamıştır. Belki de, olgu sayısının daha fazla tutulduğu, daha şiddetli yorgunluğun açığa çıkarıldığı ileriki çalışmalarda bu parametrelerdeki değişiklikler ortaya konabilecek ve bilimsel çalışmalara ışık tutabilecektir.

Kassal yorgunluk, kasın konsentrik ve eksentrik kontraksiyon özelliklerini, kasılma zamanlamasını, fonksiyonel performansını ve dolayısıyla enduransını

etkilemektedir. Çalışmamızın hipotezlerinin oluşturulması aşamasında planlanmamış olmasına karşın, olgularımızın farklı hızlarda ve tekrarlarda yürüyüşlerine ilişkin dinamik analiz verileri de kaydedilmiştir. Yorgunluk protokolü öncesi ve sonrasında, ayağa ilişkin barografik parametrelerin yürüyüş hızından nasıl etkilendiğini araştırmak amacıyla da normal ve hızlı ritimde yürümede elde edilen veriler karşılaştırılmıştır.

Chuckpaiwong ve diğerleri (92) yaptıkları çalışmada, yürüyüş ve koşmada ayakta oluşan değişikliklerin, plantar basınca etkisini araştırmışlardır. Koşmada, *peak* basınç değerinin ve temas alanının arttığını tespit etmişlerdir. Plantar basınçtaki artışın, yürüyüş hızıyla ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. Segal ve diğerleri de, yürüyüş hızlarıyla ilgili yaptıkları çalışmada, koşmada ayağın temas alanlarındaki basıncın, farklı bölgelerde karşılaştırılmasında, orta ayakta, 2-5 parmaklarda ve baş parmakta anlamlı artış bulmuşlardır. Sadece topuk bölgesi temas alanında artış bulamamışlardır. *Peak* basınç değerlerinin ise ön ayağın laterali hariç tüm bölgelerde koşma ile birlikte arttığını göstermişlerdir. Sonuç olarak hızdaki artışın ön ayaktaki ağırlık dağılımını daha fazla etkilediğini ancak başparmak ve topukta *peak* basınç değerlerinde daha az değişiklik olduğunu göstermişlerdir (95). Bu sonuç literatürde başka çalışmalarla da desteklenmiştir (96,97) Çalışmamıza dahil edilen olguların sağ ayaklarından kaydedilen verilere bakıldığında, egzersiz öncesi ve sonrası tüm yürüyüş tekrarlarında 2-5 parmaklardaki ve topuğun medialindeki maksimal basınç değerlerinde hızlı yürümede artış olduğu bulunmuştur. Bu sonuç, literatürdeki benzer çalışmalarla uyum göstermekte ve yürüyüş hızının artmasıyla kassal yorgunluktan bağımsız olarak arka ayaktaki pronasyonun arttığına ve pronasyon artışına bağlı olarak gelişen fleksibilitenin de 2-5 parmaklardaki yere tutunma reaksiyonuyla kontrol edilmeye çalışıldığını vurgulamaktadır. Ayrıca, egzersiz protokolü öncesi normal yürümeye göre hızlı yürümelerde, ikinci yürümede topuk lateralindeki *peak* basınçta artış ve üçüncü yürümede ise ayak eksen açısında anlamlı azalma izlenmiştir. Egzersiz sonrası yürümelerde de hızlı ritimde yürüyüşle, literatür sonuçlarıyla uyumlu olarak 2-5 parmaklar ve topuk medialinin maksimal basınçlarındaki artışlara ek olarak, topuğun lateralinde de pik basınç kuvvetleri artmış ve ayak eksen açılarında azalma kaydedilmiştir. Egzersiz öncesi üçüncü yürümede ve egzersiz sonrası ikinci yürümede aynı zamanda diğerlerinden farklı olarak, hızlı yürüme ile baş parmakdaki maksimal basınç kuvvetlerinde artış olduğu saptanmıştır. Tüm bu sonuçlar, yorgunluğun arka ayakta değişiklikler yaratırken, yürüme hızındaki artışın yorgunluktan bağımsız olarak ön ayağa daha fazla yük binmesine neden olduğunun kanıtlamaktadır. Yürüyüş ve

koşmaya ilişkin kinetik ve kinematik analizlerin yer aldığı pek çok çalışmada, koşma esnasında topuk vuruşu yapılmadığı, doğrudan taban temasına geçildiğini göstermiştir. Çalışmamızdaki olgulardan iki farklı yürüme hızında elde edilen dinamik basınç parametreleri de bu bilgilerle uyum göstermektedir.

Bu çalışmanın sonucunda, ayağın yürüyüş boyunca aldığı açısal değerlerde oluşan değişiklikler tibialis posterior kasının fonksiyonunun bu değerler üzerindeki etkisi gösterilmiştir. Yürüyüş siklusu boyunca arka ayak pronasyonunu kontrol ettiği ve arkı dinamik olarak yükselttiği bilinen tibialis posterior kasının, yapısına özel olarak tasarlanmış izole ve seçici aktivitelerle yüklenmesiyle oluşturulmuş yorgunluğunun taban basınçlarına etkileri pedobarografik yöntemle incelediğimiz çalışmada ortaya konulmuştur. Bu şekilde, tibialis posterior kasının yorgunluğunun da disfonksiyonuna benzer bulgular ortaya çıkardığı belirlenmiştir. Bulduğumuz sonuçlar ışığında fizyoterapistlerin ayakta oluşabilecek sekonder problemleri önleyici ve tedavi edici yöntem geliştirilmesine katkı sağlayacağını düşünmekteyiz.

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

- ✓ Çalışmamız incelendiğinde ayağın ve yürüyüş boyunca aldığı açısal değerlerin önemi ve tibialis posterior kasının fonksiyonunun bu değerler üzerinde etkisi görülmektedir. Tibialis posterior kası medial arkın önemli stabilizatörü olup yetmezliğinde arka ayakta aşırı pronasyon ile sonuçlanır.
- ✓ Tibialis posterioru izole selektif çalıştıran egzersizler klinikte kasın enduransının düşük olması ve kuvvetinin yetersiz olduğu tespit edildiğinde kası izole ve selektif çalıştıracak egzersizler *Unilateral heel raise* (Topuk yükseltme ve *Close chain resisted foot adduction* (kapalı kinetik zincir ayak adduksiyonu) tavsiye edilmelidir.
- ✓ Tibialis posterior kasının ayak statik ve dinamik fonksiyonları üzerine etkisini araştırmak için kullanılan yorgunluk protokolünden sonra, doğrudan talusun pronasyonunun kontrolünden sorumlu olan kasın fonksiyonun yerine tam anlamıyla getirememesinden ötürü topuğun medialinde basınç artışı ve orta ayakta temas alanında artma ile sonuçlanmaktadır. Böylece, yorgunluğun tibialis posterior kas disfonksiyonuna benzer etkiler gösterdiği söylenebilir.
- ✓ Yürüyüş hızına bağlı olarak arka ayaktaki pronasyonun arttığına ve pronasyon artışına bağlı olarak gelişen fleksibilitenin de parmaklardaki pik basıncın artması ve yere tutunma reaksiyonuyla kontrol edilmeye çalışıldığını göstermektedir.
- ✓ Yürüyüş simetrik bir siklus olup ayaklarda simetrik hareketlerle bu döngünün içinde yer alırken ayak bölümleri kendi içerisinde farklılıklar göstermektedir. Orta ayak statik ve dinamik ölçümlerde en çok etkilenen bölge olup dominant ekstremitede genellikle non-dominant ayağa göre yüksek değerler almıştır.
- ✓ Ayak sorunlarını statik olarak değerlendiren, aynı zamanda farklı hız ve durumlarda dinamik ölçüm yaparak pek çok objektif veri sunan, kolay uygulanan ve güvenilir sonuçlar veren bir yöntem olarak pedobarografi kullanımını doğru tanı ve tedavi programının şekillenmesinde önemlidir.

LİMİTASYONLAR

Çalışmamıza aldığımız bireylerin yaş aralığını daha geniş tutmamamız homojen bir grup elde edemememize neden olmuştur. Yorgunluk protokolüncü uyguladığımız egzersizlerin akut yorgunluk ve sonrasında gecikmiş yorgunluk oluşturması olgular açısından zorlayıcı olmuştur.

KAYNAKLAR

1. Rodgers, M.M. (1988) Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Physical therapy*, 68 (12), 1822-1830.
2. Salathe, E.P., Jr., Arangio, G.A., Salathe, E.P. (1990) The foot as a shock absorber. *Journal of biomechanics*, 23 (7), 655-659.
3. Donatelli, R. (1990). *The biomechanics of the foot and ankle*: F.A. DAVIS.
4. Pedowitz, W.J., Kovatis, P. (1995) Flatfoot in the Adult. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 3 (5), 293-302.
5. Manna, I., Pradhan, D., Ghosh, S., Kar, S.K., Dhara, P. (2001) A comparative study of foot dimension between adult male and female and evaluation of foot hazards due to using of footwear. *Journal of physiological anthropology and applied human science*, 20 (4), 241-246.
6. Kanatli, U., Yetkin, H., Yalcin, N. (2003) The relationship between accessory navicular and medial longitudinal arch: evaluation with a plantar pressure distribution measurement system. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 24 (6), 486-489.
7. Kanatli, U., Yetkin, H., Bolukbasi, S. (2003) Evaluation of the transverse metatarsal arch of the foot with gait analysis. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 123 (4), 148-150.
8. Morag, E., Cavanagh, P.R. (1999) Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of biomechanics*, 32 (4), 359-370.
9. Orlin, M.N., McPoil, T.G. (2000) Plantar pressure assessment. *Physical therapy*, 80 (4), 399-409.
10. Kanatlı, U. (2006) Yürüme Analizinin Ortopedik Uygulamaları. *TOTBİD (Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği) Dergisi*, 1-2 (5), 53-59.
11. McBryde, A.M. (2007) The Adolescent Athlete. *A Practical Approach*, Springer, 348-395.
12. Cumhuriyet, M. (2001) Temel Anatomi. (Semih Ofset).
13. Watkins, J. (1999) Structure and Function of The Musculoskeletal System. (Human Kinetics).
14. Işıklar, U. (2006) Kalkaneus Kırıkları. *TOTBİD (Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği) Dergisi*, cilt:5 (Sayı:1-2), 2-9.
15. Yavuzer, M. (2007) Ayak- Ayak Bileği Eklem Sorunları ve Rehabilitasyonu. *Türkiye Klinikleri J Med SCI*, 3 (27), 44-59.

16. H., F.V. (1980). *Basic Biomechanics of the Skeletal System*. Philadelphia-USA: Lea&Febiger.
17. F.Ş., U. (1992). *Ayak Deformite ve Ortezleri*. Türkiye-Ankara: Hacettepe Ü. Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Y.O.
18. A., Ç. (1994). *Ayak Defotmiteleri ve Düzeltilmesi* (c. 3): J. Rheum. Med. Rehab.
19. braddom, R.L. (2004). *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon El Kitabı*: Güneş Kitapevi.
20. Arıncı, K. (2001). *Anatomi*. Ankara: Güneş Kitapevi.
21. Rein, S., Fabian, T., Weindel, S., Schneiders, W., Zwipp, H. (2011) The influence of playing level on functional ankle stability in soccer players. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 131 (8), 1043-1052.
22. Leardini, A., Stagni, R., O'Connor, J.J. (2001) Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex. *Journal of biomechanics*, 34 (6), 805-809.
23. Lundberg, A., Goldie, I., Kalin, B., Selvik, G. (1989) Kinematics of the ankle/foot complex: plantarflexion and dorsiflexion. *Foot & ankle*, 9 (4), 194-200.
24. Lundberg, A., Svensson, O.K., Bylund, C., Goldie, I., Selvik, G. (1989) Kinematics of the ankle/foot complex--Part 2: Pronation and supination. *Foot & ankle*, 9 (5), 248-253.
25. Oatis, C.A. (1988) Mobility of The Subtalar Joint in The Intact Ankle Complex. *Biomechanics of the Foot and Ankle Under Static Conditions*. *Physical therapy*, 68 (12), 1815-1821.
26. Teitz, C.G., D. (2011). *Musculoskeletal Atlas: Amusculoskeletal Atlas of the Human Body*.
27. Ledoux, W.R., Hirsch, B.E., Church, T., Caunin, M. (2001) Pennation angles of the intrinsic muscles of the foot. *Journal of biomechanics*, 34 (3), 399-403.
28. Oatis, C. (2009). *Kinesiology-The Mechanics&Pathomechanics Of Human Movement*.: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.
29. Neumann, D. *Kinesiology of the Musculoskeletal System-Foundations for Physical Rehabilitation*. Mosby: Elsevier.
30. Netter, F.H. *Atlas of Human Anatomy*.
31. Kapandji, I.A. (1983). *The Foot. The Physiology of the Joints* (c. 2, s. 154-195). New York: Churchill Livingstone
32. Kapandji, I.A. (1983). *The plantar vault. The Physiology of the Joints* (c. 2, s. 196-219). New York: Churchill Livingstone

33. Basmajian, J.V., Stecko, G. (1963) The Role of Muscles in Arch Support of the Foot. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 45, 1184-1190.
34. Klein, P., Mattys, S., Rooze, M. (1996) Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: an in vitro study. *Journal of biomechanics*, 29 (1), 21-30.
35. Mueller, T.J. (1991) Acquired flatfoot secondary to tibialis posterior dysfunction: biomechanical aspects. *The Journal of foot surgery*, 30 (1), 2-11.
36. Myerson, M.S. (1997) Adult acquired flatfoot deformity: treatment of dysfunction of the posterior tibial tendon. *Instructional course lectures*, 46, 393-405.
37. Ross, J.A. (1997) Posterior tibial tendon dysfunction in the athlete. *Clinics in podiatric medicine and surgery*, 14 (3), 479-488.
38. Popovic, N., Lemaire, R. (2003) Acquired flatfoot deformity secondary to dysfunction of the tibialis posterior tendon. *Acta orthopaedica Belgica*, 69 (3), 211-221.
39. McKenna, P.J. (2003). Mechanisms of Muscle Fatigue. M. J. M.-H. Hargreaves (Ed.). *Physiological bases of sport performance*. New South Wales
40. Wilmore JH, C.D. (2004). *Physiology of Sport and Exercise*.
41. Baechle TR, E.R. (200). *Essentials of strength training and conditioning, national strength and conditioning association*. United States of America: Human Kinetics.
42. McArdle WD, F.I. (2000). *Essentials of Exercise Physiology*.: Lippincott Williams.
43. Skurvydas, A., Streckis, V., Mickeviciene, D., Kamandulis, S., Stanislovaitis, A., Mamkus, G. (2006) Effect of age on metabolic fatigue and on indirect symptoms of skeletal muscle damage after stretch-shortening exercise. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 46 (3), 431-441.
44. Green, H.J. (1997) Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. *Journal of sports sciences*, 15 (3), 247-256.
45. Allen, D.G. (2001) Eccentric muscle damage: mechanisms of early reduction of force. *Acta physiologica Scandinavica*, 171 (3), 311-319.
46. Lavender, A.P., Nosaka, K. (2006) Changes in fluctuation of isometric force following eccentric and concentric exercise of the elbow flexors. *European journal of applied physiology*, 96 (3), 235-240.
47. Komi, P.V. (2000) Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of biomechanics*, 33 (10), 1197-1206.
48. Duchateau, J., Hainaut, K. (1993) Behaviour of short and long latency reflexes in fatigued human muscles. *The Journal of physiology*, 471, 787-799.

49. Ferber, R., Pohl, M.B. (2011) Changes in joint coupling and variability during walking following tibialis posterior muscle fatigue. *Journal of foot and ankle research*, 4, 6.
50. Christina, K.A., White, S.C., Gilchrist, L.A. (2001) Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Human movement science*, 20 (3), 257-276.
51. Kulig, K., Burnfield, J.M., Requejo, S.M., Sperry, M., Terk, M. (2004) Selective activation of tibialis posterior: evaluation by magnetic resonance imaging. *Medicine and science in sports and exercise*, 36 (5), 862-867.
52. Pohl, M.B., Rabbito, M., Ferber, R. (2010) The role of tibialis posterior fatigue on foot kinematics during walking. *Journal of foot and ankle research*, 3, 6.
53. Yetkin, H. (1999). *Yürüme analizi ve ayak basınç ölçümleri* (c. 2). Ankara: Türk Hava Kurumu Basımevi.
54. Yetkin, H. (1999). *Yürüme Analizi ve Ayak Basınç Ölçümleri*. R. Ege (Ed.). *Ayak ve Ayak Bileği Sorunları* (2 bs., s. 1109-1118): Türk Hava Kurumu Basımevi
55. Abboud, R., Rowley, D. (1996). Foot pressure measurement. B. Helal (Ed.). *Surgery of the foot and ankle* (s. 123-138). London: Martin Dunitz Ltd
56. U, K. (2003) Evaluation of the Transverse Metatarsal Arch of the Foot with Gait Analysis. *Arch Orthop Trauma Surg*, 123 (4), 148-152.
57. Otman, S. (2003). *Tedavi Hareketleri Temel Değerlendirme Prensipleri* (3 bs.). ANKARA: Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları.
58. Borg, G., Dahlstrom, H. (1982) Psychophysical basis of perceived exertion. *Medicine And Science In Sports And Exercise*, 14, 361-377.
59. GAV, B. (1982). *Psychophysical basis of perceived exertion* (c. 14): Med Sci Sports Exerc
60. Dederig, A., Nemeth, G., Harms-Ringdahl, K. (1999) Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clinical biomechanics*, 14 (2), 103-111.
61. Tuna, H., Yildiz, M., Celtik, C., Kokino, S. (2004) [Static and dynamic plantar pressure measurements in adolescents]. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, 38 (3), 200-205.
62. El, O., Akcali, O., Kosay, C., Kaner, B., Arslan, Y., Sagol, E. ve diğerleri. (2006) Flexible flatfoot and related factors in primary school children: a report of a screening study. *Rheumatology international*, 26 (11), 1050-1053.
63. Bennett, P.J., Duplock, L.R. (1993) Pressure distribution beneath the human foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83 (12), 674-678.

64. Kellis, E. (2001) Plantar pressure distribution during barefoot standing, walking and landing in preschool boys. *Gait & posture*, 14 (2), 92-97.
65. Holmes, G.B., Jr., Mann, R.A. (1992) Possible epidemiological factors associated with rupture of the posterior tibial tendon. *Foot & ankle*, 13 (2), 70-79.
66. Bordin, D., De Giorgi, G., Mazzocco, G., Rigon, F. (2001) Flat and cavus foot, indexes of obesity and overweight in a population of primary-school children. *Minerva pediatrica*, 53 (1), 7-13.
67. Sachithanandam, V., Joseph, B. (1995) The influence of footwear on the prevalence of flat foot. A survey of 1846 skeletally mature persons. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 77 (2), 254-257.
68. Birtane, M., Tuna, H. (2004) The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clinical biomechanics*, 19 (10), 1055-1059.
69. Imamura, M., Imamura, S.T., Salomao, O., Pereira, C.A., De Carvalho, A.E., Jr., Neto, R.B. (2002) Pedobarometric evaluation of the normal adult male foot. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 23 (9), 804-810.
70. Grieve, D.W., Rashdi, T. (1984) Pressures under normal feet in standing and walking as measured by foil pedobarography. *Annals of the rheumatic diseases*, 43 (6), 816-818.
71. Kanatli, U., Yetkin, H., Cila, E. (2001) Footprint and radiographic analysis of the feet. *Journal of pediatric orthopedics*, 21 (2), 225-228.
72. Viladot, A. (1992) Surgical treatment of the child's flatfoot. *Clinical orthopaedics and related research* (283), 34-38.
73. Forriol, F., Pascual, J. (1990) Footprint analysis between three and seventeen years of age. *Foot & ankle*, 11 (2), 101-104.
74. Cavanagh, P.R., Rodgers, M.M. (1987) The arch index: a useful measure from footprints. *Journal of biomechanics*, 20 (5), 547-551.
75. Healy, A., Dunning, D.N., Chockalingam, N. (2012) Effect of insole material on lower limb kinematics and plantar pressures during treadmill walking. *Prosthetics and orthotics international*, 36 (1), 53-62.
76. Aminian, G., Safaeepour, Z., Farhoodi, M., Pezeshk, A.F., Saedi, H., Majddoleslam, B. (2013) The effect of prefabricated and proprioceptive foot orthoses on plantar pressure distribution in patients with flexible flatfoot during walking. *Prosthetics and orthotics international*, 37 (3), 227-232.
77. Tuna, H., Birtane, M., Tastekin, N., Kokino, S. (2005) Pedobarography and its relation to radiologic erosion scores in rheumatoid arthritis. *Rheumatology international*, 26 (1), 42-47.

78. Chen, C.H., Huang, M.H., Chen, T.W., Weng, M.C., Lee, C.L., Wang, G.J. (2006) The correlation between selected measurements from footprint and radiograph of flatfoot. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87 (2), 235-240.
79. Cobey, J.C., Sella, E. (1981) Standardizing methods of measurement of foot shape by including the effects of subtalar rotation. *Foot & ankle*, 2 (1), 30-36.
80. Yalcin, N., Esen, E., Kanatli, U., Yetkin, H. (2010) Evaluation of the medial longitudinal arch: a comparison between the dynamic plantar pressure measurement system and radiographic analysis. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, 44 (3), 241-245.
81. Menz, H.B. (1998) Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 88 (3), 119-129.
82. Huang, C.K., Kitaoka, H.B., An, K.N., Chao, E.Y. (1993) Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot & ankle*, 14 (6), 353-357.
83. Imhauser, C.W., Siegler, S., Abidi, N.A., Frankel, D.Z. (2004) The effect of posterior tibialis tendon dysfunction on the plantar pressure characteristics and the kinematics of the arch and the hindfoot. *Clinical biomechanics*, 19 (2), 161-169.
84. Subotnick, S.I. (1985) The biomechanics of running. Implications for the prevention of foot injuries. *Sports medicine*, 2 (2), 144-153.
85. Valmassy, R.L. (1996). Pathomechanics of Lower Extremity Function. R. L. Valmassy (Ed.). *Clinical Biomechanics of the Lower Extremities* (s. 59-84): St. Louis: Mosby
86. Westberry, D.E., Davids, J.R., Anderson, J.P., Pugh, L.I., Davis, R.B., Hardin, J.W. (2013) The operative correction of symptomatic flat foot deformities in children: the relationship between static alignment and dynamic loading. *The bone & joint journal*, 95-B (5), 706-713.
87. Dunn, J.E., Link, C.L., Felson, D.T., Crincoli, M.G., Keysor, J.J., McKinlay, J.B. (2004) Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults. *American journal of epidemiology*, 159 (5), 491-498.
88. Uzunca K, T.N. (2006) The Relation of Pain and Disability with Radiographic and Pedobarographic Parameters in adult Pes Planus. *Rheumatism* 21, 95-99.
89. Williams, D.S., 3rd, McClay, I.S., Hamill, J. (2001) Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical biomechanics*, 16 (4), 341-347.
90. Chuckpaiwong, B., Nunley, J.A., Mall, N.A., Queen, R.M. (2008) The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & posture*, 28 (3), 405-411.
91. Nakhaee, Z., Rahimi, A., Abaee, M., Rezasoltani, A., Kalantari, K.K. (2008) The relationship between the height of the medial longitudinal arch (MLA) and the ankle and knee injuries in professional runners. *Foot*, 18 (2), 84-90.

92. Becker, H.P., Rosenbaum, D., Kriese, T., Gerngross, H., Claes, L. (1995) Gait asymmetry following successful surgical treatment of ankle fractures in young adults. *Clinical orthopaedics and related research* (311), 262-269.
93. Conti, S.F. (1994) Posterior tibial tendon problems in athletes. *The Orthopedic clinics of North America*, 25 (1), 109-121.
94. Segal, A., Rohr, E., Orendurff, M., Shofer, J., O'Brien, M., Sangeorzan, B. (2004) The effect of walking speed on peak plantar pressure. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 25 (12), 926-933.
95. Kernozek, T.W., LaMott, E.E., Dancisak, M.J. (1996) Reliability of an in-shoe pressure measurement system during treadmill walking. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 17 (4), 204-209.
96. Novacheck, T.F. (1998) The biomechanics of running. *Gait & posture*, 7 (1), 77-95.
97. Garcia-Perez, J.A., Perez-Soriano, P., Llana, S., Martinez-Nova, A., Sanchez-Zuriaga, D. (2013) Effect of overground vs treadmill running on plantar pressure: influence of fatigue. *Gait & posture*, 38 (4), 929-933.

EKLER

Ek 1. Araştırma Projesi Değerlendirme Formu



HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

06100 Sıhhiye-Ankara
Telefon: 0 (312) 305 1082 • Faks: 0 (312) 310 0580
E-posta: kliniketik@hacettepe.edu.tr
www.etikkurul.hacettepe.edu.tr

Sayı: 16969557 - 1038

12 Kasım 2013

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 08.11.2013 CUMA
Toplantı No : 2013/18
Proje No : LUT 12/46 (Değerlendirme Tarihi (05.06.2012))
Karar No : LUT 12/46 - 16

Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğretim üyelerinden Prof. Dr. Nilgün BEK'in sorumlu araştırmacı olduğu Azize Reda TUNÇ'un tezi olan LUT 12/46 kayıt numaralı ve "*Tibialis Posterior Kas Yorgunluk Protokolünün Statik ve Dinamik Ayak Parametreleri Üzerine Etkisi*" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

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