

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TİBİALİS ANTERİOR KAS YORGUNLUK PROTOKOLÜNÜN STATİK,
DİNAMİK AYAK PARAMETRELERİ VE DENGE ÜZERİNE ETKİSİ**

**Halime GÜLLE
Fizyoterapist**

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2017 - KIRIKKALE

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TİBİALİS ANTERİOR KAS YORGUNLUK PROTOKOLÜNÜN STATİK,
DİNAMİK AYAK PARAMETRELERİ VE DENGE ÜZERİNE ETKİSİ**

**Halime GÜLLE
Fizyoterapist**

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Arzu DAŞKAPAN

YARDIMCI DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Meltem İŞINTAŞ ARIK

2017 – KIRIKKALE

KABUL VE ONAY SAYFASI

Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yüksek Lisans Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: / / 2017

İmza
Prof. Dr. Arzu Daşkapan
Kırıkkale Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Jüri Başkanı

İmza

İmza

.....
Kırıkkale Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Üye

.....
Kırıkkale Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Üye

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ÖNSÖZ	v
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vii
ŞEKİLLER.....	viii
ÇİZELGELER.....	ix
ÖZET.....	x
SUMMARY	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Ayak ve Ayak Bileği Biyomekanisi ve Anatomisi	2
1.1.1. Ayak ve Ayak Bileği Eklemleri.....	2
1.1.1.1. Talokrural Eklem	2
1.1.1.2. Subtalar Eklem.....	2
1.1.1.3. Transver Tarsal Eklem	3
1.1.1.4. Tarsometatarsal Eklem	3
1.1.1.5. Intermetatarsal Eklemler	3
1.1.1.6. Metatarsofalangeal Eklem.....	4
1.1.1.7. Interfalangeal Eklemler	4
1.1.2. Kasların Anatomi ve Fonksiyonu	4
1.1.2.1. Anterior Kompartman Kasları	4
1.1.2.2. Lateral Kompartman Kasları.....	5

1.1.2.3. Posterior Kompartman Kasları	6
1.2. Normal Yürüme.....	6
1.2.1. Sallanma ve Duruş Fazı.....	7
1.3. Zaman Mesafe Parametreleri.....	8
1.4. Yürüme Analizi	9
1.4.1. Yürüme Analizinin Tarihçesi.....	9
1.4.2. Yürüme Analizi Çeşitleri	11
1.4.2.1. Gözleme Dayalı Analiz	11
1.4.2.2. Kinetik Analiz.....	11
1.4.2.3. Kinematik Analiz.....	11
1.4.2.4. Dinamik Pedobarografik Analiz	11
1.4.2.5. Dinamik Elektromiyografik Analiz	12
1.4.2.6. Yürüme Analizi ile Enerji Tüketiminin Hesaplanması	12
1.5. Tibialis Anterior'un Hareket Sistemindeki Önemi	12
1.6. Yorgunluk	14
2. GEREÇ VE YÖNTEM.....	17
2.1. Bireyler	17
2.2. Yöntem.....	18
2.2.1. Değerlendirmeler	18
2.2.1.1. Eklem Hareket Genişliği Ölçümü.....	18
2.2.1.2. Kas Kuvvetinin Değerlendirilmesi	19
2.2.1.3. Borg Yorgunluk Skalası	20
2.2.1.4. Yürüme Analizi Sistemi	21

2.2.1.5. Statik Duruş Değerlendirmesi	22
2.2.1.6. Dinamik Duruş Değerlendirmesi	23
2.2.1.7. EMG	24
2.2.1.8. Tibialis Anterior Kası Yorgunluk Protokolü	25
2.2.1.9. İstatistiksel analiz.....	26
3. BULGULAR	28
4. TARTIŞMA VE SONUÇLAR	33
KAYNAKÇA.....	42

ÖNSÖZ

Tezimin oluşturulmasında, içeriğinin düzenlenmesinde ve sonuçların yorumlanmasında akademik bilgi ve deneyimleri ile yol gösteren danışmanım,

Prof. Dr. Arzu Daşkapan'a,

Tezimin her aşamasında sabrı, hoşgörü ve bilgisinden faydalandığım danışmanım,

Yrd. Doç. Dr. Meltem Işıntaş ARIK'a,

Tezimin istatistik analiz ve yorumlaması aşamasında yardımını esirgemeyen hocam,
Prof. Dr. Yavuz YAKUT'a,

Tezimin oluşturulmasın bana fikirleriyle yol gösteren değerli hocam,

Öğr. Gör. Uzm. Fzt. Tezel YILDIRIM'a

Uzmanlıktaki zorlu yollarda yardımlarını esirgemeyen Kütahya Dumlupınar Üniversitesi'ndeki asistan arkadaşlarım ve hocalarıma,

Kıymetli zamanlarını aldığım, hoşgörü ve özverileri ile tezimin oluşmasında önemli yere sahip olan değerli katılımcılarıma,

Akademik hayatımda bana en büyük yardımı ve desteği yapan sevgili ablam Münibe GÜLLE'ye,

Hayatım boyunca desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen ve tezimin her aşamasında fikirleriyle bana yardımcı olan sevgili arkadaşlarım Ayşe ŞİMŞEK ve Burak YILDIZ'a,

Desteklerini her zaman hissettiğim, varlıklarıyla hayatıma anlam katan ve çalışkanlığıyla hayatımdaki en büyük rol-model olan annem Selma GÜLLE, babam Bekir GÜLLE ve tüm aileme,

Hayatım boyunca desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen ve tezimin her aşamasında fikirleriyle bana yardımcı olan sevgili arkadaşlarım Ayşe ŞİMŞEK ve Burak YILDIZ'a,

Teşekkür ederim.



SİMGELER VE KISALTMALAR

ark	: Arkadaşları
BM	: Basınç merkezi
cm	: Santimetre
EMG	: Elektro Miyografi
Kg	: Kilogram
m	: Metre
mak.	: Maksimum
MFI	: Çok Boyutlu Yorgunluk Envanteri
min.	: Minumum
TA	: Tibialis anterior
VKI	: Vücut Kütle İndeksi

ŞEKİLLER

Şekil 1 : Anterior Kompartman Kasları	5
Şekil 2 : Lateral Kompartman Kasları	5
Şekil 3 : Posterior Kompartman Kasları	6
Şekil 4 : Basma Fazı – Salınma Fazı	7
Şekil 5 : Yürüme Siklusü Alt Grupları	8
Şekil 6 : Zaman Mesafe Parametreleri	9
Şekil 7 : Tibialis Anterior Kası	14
Şekil 8 : Kas Kuvvetinin Değerlendirilmesi	20
Şekil 9 : Modifiye Borg Yorgunluk Skalası	21
Şekil 10 : Zebris FDM Sistem İkili Kuvvet Dağılımı Ölçüm Platformu	22
Şekil 11 : Statik Duruş Değerlendirmesi	22
Şekil 12 : Dinamik Duruş Değerlendirmesi	23
Şekil 13 : Dinamik Duruş Değerlendirmesi	24
Şekil 14 : Elektrotların Yerleşim Yeri ve EMG Cihazı	25
Şekil 15 : Tibialis Anterior Kası Yorgunluk Protokolü Aparatı	26

ÇİZELGELER

Çizelge 1	: Bireylerin Demografik Özellikleri	28
Çizelge 2	: Yorgunluk Protokolü Öncesi ve Sonrası Borg Yorgunluk Skalası ve Tibialis Anterior Kas Testi.....	29
Çizelge 3	: İlk ve Son Egzersiz Sırasındaki EMG Ortalama ve Power Değerleri.....	29
Çizelge 4	: Yürüyüş Analizi Zaman-Mesafe Ölçüm Sonuçları.....	30
Çizelge 5	: Sağ ve Sol Ayak Yürüyüş Analizlerinden Elde Edilen Yürüyüş Faz Parametreleri Ölçüm Sonuçları.....	30
Çizelge 6	: Sağ Ayakta Yürüme Sırasında Ortaya Çıkan Maksimum Basınç, Ayağın Ön Bölgesinin Temas Zamanları Ölçüm Sonuçları ve Yük Değişim Yüzdesi.....	31
Çizelge 7	: Yürüyüş Analizinde Statik Duruş Parametrelerinin Ölçüm Sonuçları .	32

ÖZET

Gulle, H. Tibialis anterior Kas Yorgunluk Protokolünün Statik, Dinamik Ayak Parametreleri ve Denge Üzerine Etkisi, Kırıkkale Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Kırıkkale, 2017. Bu çalışmanın amacı, Tibialis Anterior kasında yorgunluk protokolünün yürüyüş analizi ve denge parametreleri üzerinde etkilerini değerlendirmektir. Çalışmaya 38 sağlıklı birey (yaş ortalaması; 20.6 ± 1.18 yıl) dahil edildi. Tüm bireylerde ayak bileğinin eklem hareket açıklığı ve kas kuvveti ölçüldü. Kişilerin yorgunluk düzeyleri Borg Yorgunluk Skalası ile değerlendirildi. Zebris FDM-2 basınç platformu ile yürüyüş esnasında ayakta statik, dinamik parametreler ve denge değerlendirildi. İlk değerlendirmelerden sonra yorgunluk protokolü uygulandı. Yüzeysel emg ile yorgunluk protokolü boyunca tibialis anterior kasının aktivasyon düzeyi incelendi. Yorgunluk protokolü sonrası tüm değerlendirmeler tekrarlandı. Yorgunluk protokolü sonrası; yürüyüş esnasında sağ ayağın dinamik parametrelerinden, arka ayak maksimum basıncı, duruş fazı öncesi yüzdesi ve duruş fazında ön ayağın temas zaman yüzdesi; statik duruşta, basınç merkezi çizgi uzunluğu ve ortalama hız değişimlerinde anlamlı bir artış olduğu bulundu ($p < 0.05$). Her iki alt ekstremitede zaman- mesafe parametrelerinde anlamlı bir değişiklik yoktu ($p > 0.05$). Sonuç olarak; tibialis anterior kas yorgunluğu, yürümenin dinamik parametreleri ve statik duruşta değişikliklere neden olmuştur, aynı zamanda dengeyi olumsuz etkilemiştir.

Anahtar kelimeler: Tibialis anterior, yürüyüş analizi, yorgunluk

SUMMARY

Gulle, H. The effect of Fatigue Protocol of Muscle Tibialis Anterior on the static, dynamic foot parameters and balance, Kırıkkale University, Institute of Health Sciences, Physiotherapy and Rehabilitation, Master Science, Master thesis, Kırıkkale, 2017. The aim of this study was to evaluate the effects of fatigue protocol of tibialis anterior muscle on gait analysis and balance parameters. 38 healthy subjects were included into the study. (mean age: 20.6 ± 1.18 years) Range of motion and muscle strength of ankle were measured in all subject. Exertion levels of the subjects were evaluated by Borg Exertion Scale. Static and dynamic parameters of ankle during gait and balance were evaluated by Zebris FDM-2. After first evaluations fatigue protocol was performed. Activation level of tibialis anterior muscle was assessed by surface EMG throughout the fatigue protocols. All assessments were repeated after fatigue protocols. After the fatigue protocol, the dynamic parameters of right foot a significant increase in the maximum pressure measurement of rear foot, percentage of pre-swing phase and fore foot contact-time in stance phase was observed ($p < 0.05$). In addition to this, Center of Pressure (COP) velocity and length is extremely increased in static measurement ($p > 0.05$). There is not significant changes in time-distance parameters of dynamic measurement ($p > 0.05$). As a result, tibialis anterior muscle fatigue led to some changes in dynamic parameters of gait and static stance as well as balance.

Keywords: Tibialis anterior, gait analysis, fatigue

1. GİRİŞ

İnsan ayağı lokamasyon sisteminin diğer komponentleri ile birbirine bağlı şekilde fonksiyon gösteren bir mekanizmadır. Hastalık, dış kuvvetler veya cerrahi yaklaşımlar nedeniyle tek bir kısımda ortaya çıkan fonksiyonel yetersizlik, kalan diğer kısımların fonksiyonlarını değiştirebilmektedir. Ayrıca ayak ve ayak bileğini oluşturan normal tamamlayıcı kısımlarda gözlenen geniş farklılıklar, ayağı kompleks hale geçirmektedir; bu farklılıklar da bütün olarak ayağın fonksiyonları düşünüldüğünde, her bir kısmın fonksiyona katılım derecesini etkilemektedir (Mann and Haskell, 1993).

Ayaktaki biyomekanik aktivitenin önemli bir parçası olan ayak dorsifleksiyonu günlük aktiviteler esnasında, özellikle yürümede önemli bir rol oynamaktadır. Yürüme sırasında ayak plantar fleksörleri duruş fazında tibianın talus üzerindeki öne rotasyonunu engellemekte, ayağın stabilizasyonunu sağlamakta, diz stabilitesine katkıda bulunmakta ve ağırlık merkezinin vertikal salınımlarını azaltarak enerjinin korunmasına yardımcı olmaktadır (Di Nardo, Ghetti et al. 2013). Yürüme sırasında ayak dorsi fleksör kaslarının rolü ise, duruş fazının başlangıcında ayağın yere çarpmasını engellemek, sallanma fazının başlangıcında ön ayağın yerden kalkmasını sağlamak ve ayağı yerle olan ilk teması için gerekli pozisyonda tutmaktır. Yürüme sırasında tibialis anterior kası, sallanma fazından önce ve sonra ritmik ve sterotipik bir aktivasyon sergilemektedir (Rambour, Caux-Dedeystère et al. 2016). Ayak ve ayak bileğinin fonksiyon bozukluğu, yürüme paterninin değişmesi ile sonuçlanabilmekte ve bazı kompensatuar değişiklikleri beraberinde getirebilmektedir (Mann and Haskell 1993). Özellikle kas yorgunluğu tarafından tetiklenen denge bozukluğunu kontrol edebilmek için yürüme paterninin nasıl bir değişime uğradığı birçok çalışmaya konu olmaktadır (Kanekar, Santos et al. 2008). Bacak ön kompartmanında en önemli kas olan tibialis anterior kasının yorgunluğuna bağlı olarak gelişen yürüme ile ilgili değişiklikleri değerlendiren çok az çalışma olduğu dikkati çekmektedir.

1.1. Ayak ve Ayak Bileği Biyomekanisi ve Anatomisi

Ayak ve ayak bileği eklemi; 26 farklı şekilden oluşan kemik 30 sinovial eklem, 100'den fazla ligament ve farklı segmentlerde çalışan 30'dan fazla kastan oluşan kompleks anatomik bir yapıdır. Hareketin çoğu ayakta bulunan 3 sinovial eklemdede oluşur. Bunlar talokrural, subtalar ve midtarsal eklemdir (Donald, 2010).

1.1.1. Ayak ve Ayak Bileği Eklemleri

1.1.1.1. Talokrural Eklem

Ayağın en proksimal eklemidir. Ayak bileği eklemi olarak da bilir. Bu eklem stabiliteden ziyade mobilite sağlamak için dizayn edilmiştir. Talocrural eklem trochlear yüzdeki eklemleşme ve talus kenarları ile tibiyanın distal ucu ve her iki malleollar tarafından oluşturulan dikdörtgen biçimindeki kavite tarafından oluşturulur. Talocrural eklem marangozların kullandığı ahşap eklemlerle benzerlik gösterdiği içindelik delik/yuva olarak da isimlendirilir. Ayak bileği yuvasının proksimalinin konkav şekli konnektif dokular tarafından korunur ve tibiayı fibulaya bağlar. İlginç olarak talocrural eklemdede toplam temas alanı yaklaşık 350 metrekaredir. Diz ve kalayla karşılaştırıldığında relatif olarak daha kktr (Gross and Foxworth, 2003).

1.1.1.2. Subtalar Eklem

Subtalar eklem kalcaneusun posterior anterior fasetlerinden ve talustan oluşan bir eklem setidir. Subtalar eklem mobilitesi, ayak bileği ve bacağın oryantasyonunun bağımsız olmasına ve ayağın pozisyon almasına olanak verir. Bu fonksiyon; sarp ve tepede yürüme, ayaklar birbirinden ayrılacak şekilde ayakta durma, sallanan bir teknede dengeyi sağlayabilme gibi aktivitelerde çok önemlidir (Donald, 2010).

1.1.1.3. Transver Tarsal Eklem

Transvers tarsal eklem, üç kardinal düzlemden neredeyse eşik bir biçimde geçen daha oblik hareket seyri ile tanımlanmaktadır. Ağırlık aktarımı sırasında ayak orta kısmının pronasyonu ve supinasyonu, ayağın farklı zeminlere adapte olmasını sağlar.

Transvers tarsal eklem subtalar eklemle güçlü bir fonksiyonel ilişkiye sahiptir. Bu iki major eklem, tüm ayağın pronasyon ve supinasyon postürünü kontrol etmek için işbirliği içinde fonksiyon görür (Braune and Fischer, 2012).

1.1.1.4. Tarsometatarsal Eklem

Metatars tabanlarıyla üç küneiform kemik ve küboid kemiğin distal yüzleri arasında beş adet tarsometatarsal eklem bulunur. Spesifik olarak birincil metatarsal kemik medial küneiformla, ikincisi intermedial küneiformla ve üçüncüsü ise lateral küneiformla eklenmiştir. Dört ve beşinci metatars tabanları ise küboidin distal yüzleri ile eklem yapar.

1.1.1.5. Intermetatarsal Eklemler

Lateral dört metatarsal kemiğin tabanı plantar, dorsal ve interosseöz ligamentlerle birbirine bağlanır. Bu metatarsal kemik tabanları arasındaki temas bölgelerinde üç adet küçük intermetatarsal sinovyal eklem oluşur. Ligamentlerle birleşmelerine rağmen birinci ve ikinci metatars tabanları arasında tipik olarak gerçek bir eklem oluşmaz. Bu eklem yetersizliği birinci dizinin hareketini artırır. İntermetatarsal eklemlerdeki hafif hareket tarsometatarsal eklemlerdeki esnekliği artırır (Donald, 2010).

1.1.1.6. Metatarsofalangeal Eklem

Her bir metatarsın konveks başıyla her proksimal falanksın proksimal ucundaki sığ konkavite arasında beş metatarsofalangeal eklem oluşur.

1.1.1.7. Interfalangeal Eklemler

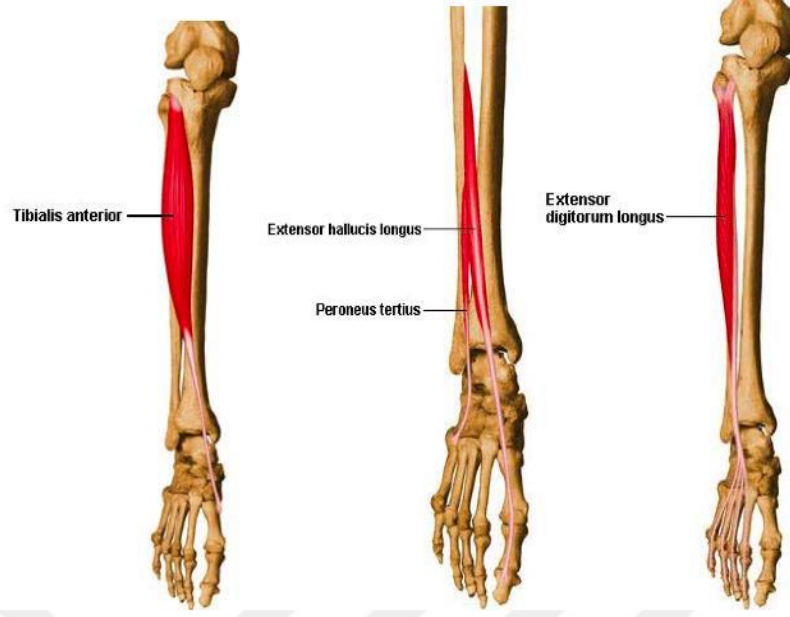
Ayaktaki tüm interfalangeal eklemler benzer özelliklere sahiptir. Eklem daha proksimaldeki falanksın konveks başıyla distaldeki falanksın konkav tabanı arasında oluşur. İnterfalangeal eklem mobilitesi temel olarak fleksiyon ve ekstansiyonla limitlidir.

1.1.2. Kasların Anatomi ve Fonksiyonu

Ayak bileği ve ayak kaslarının primer fonksiyonları distal alt ekstremitede statik kontrol, dinamik itme ve şok absorpsiyonu sağlamaktadır. Bütün ekstrinsik kaslar multiple eklemi çaprazladığı için multiple harekete sahiptir. Birçok hareket tendonun talocrural ve subtalar eklem rotasyon eksenini kestiği nokta belirlenerek anlaşılabilir.

1.1.2.1. Anterior Kompartman Kasları

Anterior kompartmanda tibialis anterior, ekstansör digitorum longus, ekstansör hallucis longus, peroneus tertius kasları bulunurlar. Bu pretibial kaslar tibiyanın proksimal yarısının anterior ve lateral yüzleri üzerinde, komşu fibulada ve interosseöz membranda proksimal bağlantılara sahiptir. Bu kasların tendonları ayak bileği dorsalinden geçer, superior ve inferior ekstansör retinakulumun sinovial hattıyla sınırlandırılır (Donald, 2010). (Şekil 1).



Şekil 1: Anterior Kompartman Kasları

1.1.2.2. Lateral Kompartman Kasları

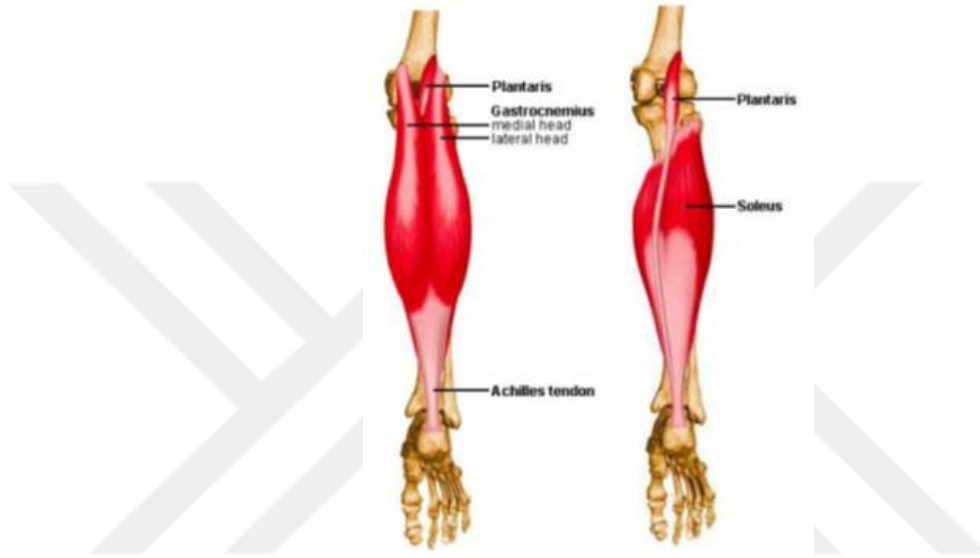
Peroneus longus ve peroneus brevis kasları genelde ayağın evertörleri olarak bilinir. Bacak kaslarının lateral kompartmanını kaplarlar. Her iki kas da proksimalde lateral fibulaya yapışır (Şekil 2).



Şekil 2: Lateral Kompartman Kasları

1.1.2.3. Posterior Kompartman Kasları

Posterior kompartman kasları iki gruba ayrılır. Yüzeysel kalf grubundaki kaslar gastrocnemius soleus ve plantaris kaslarıdır. Derin grupta ise tibialis posterior fleksör digitorum longus ve fleksör hallucis longus kasları yer alır (Delahunt et all, 2006) (Şekil 3).



Şekil 3: Posterior Kompartman Kasları

1.2. Normal Yürüme

Yürüyüş siklusu, çift adım uzunluğu ile eş anlamlı olarak, aynı ayağın ardışık topuk teması arasında gerçekleşen olaylar dizisini tanımlar. Kıyaslanacak olursa adım, zıt ayağın ardışık topuk temasının gerçekleştiği olaylar dizisidir.

İnsanların günlük yaşamda konumlarını değiştirmek için kullandıkları temel yaşam aktivitelerinden biri yürümedir. Benzer şekilde Patla da “Hiçbir şey yoktur ki bağımsızlık seviyemizi ve yaşam kalitesi algımızı kendi gücümüzle bağımsız bir şekilde bir yerden başka bir yere seyahat etmemiz kadar özetlesin” sözü ile yürümenin insan hayatındaki önemini vurgulamıştır (Patla 1998). Vaughan; yürümenin ideal bir şekilde gerçekleştirilmesi için hem düşme ve düşmeye bağlı yaralanmaları engellemek

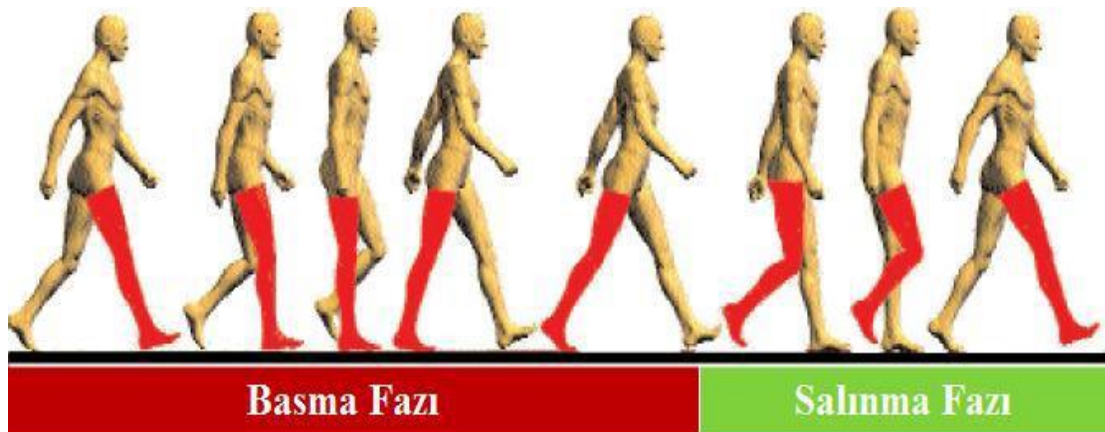
için dengeli ve güvenli bir şekilde, hem de oluşacak yorgunluğu en aza indirmek için maksimum düzeyde verimli olması gerektiğini bildirmiştir (Vaughan, Davis et al. 1992).

Normal bir yürüme siklusu sallanma ve duruş fazı olarak iki alt gruba ayrılır.

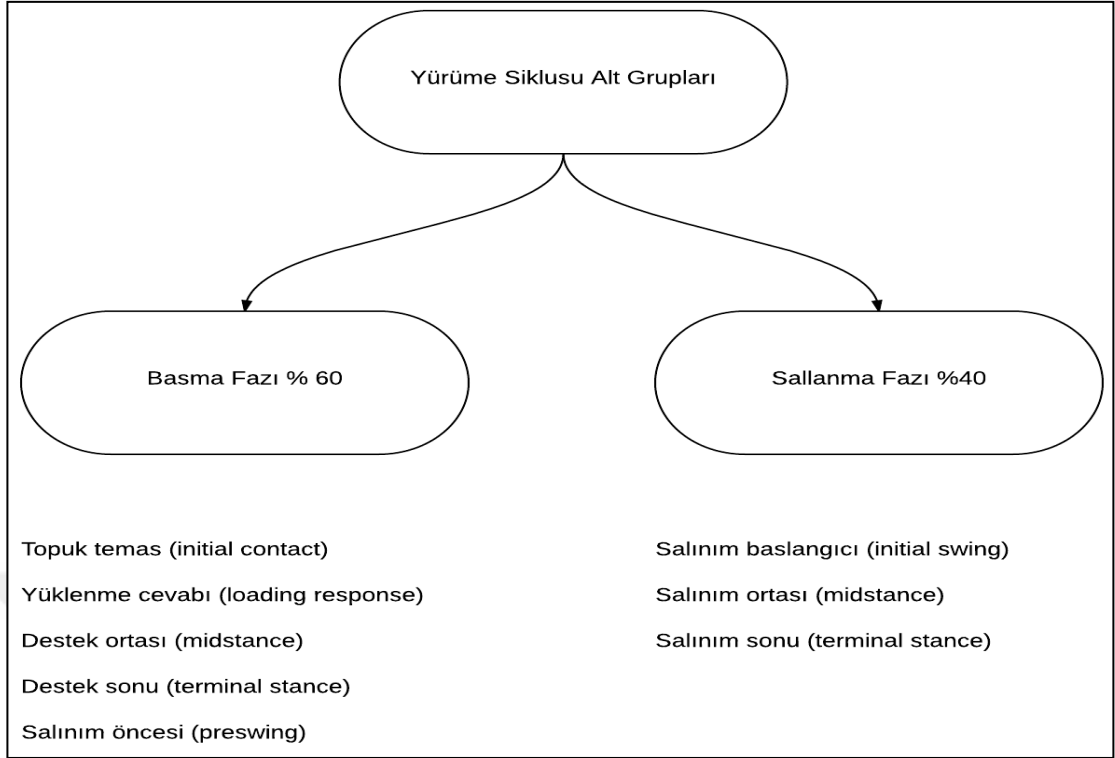
1.2.1. Sallanma ve Duruş Fazı

Bir ekstremitenin referans alındığında, tam bir yürüme döngüsü iki fazdan oluşur.

1. Sallanma fazı: Yürüme döngüsünün yaklaşık %40'nı oluşturan bu faz parmak kalkışından başlayarak hızlanma, orta sallanma ve yavaşlama evrelerinden oluşur.
2. Duruş fazı: Yürüme döngüsünün kalan yaklaşık %60'ını oluşturan bu faz topuk teması ile başlayıp, taban teması, orta duruş, topuk kalkışı ve parmak kalkışı evrelerinden oluşur. Sallanma ve duruş fazı sırasında, ekstremitelerin yer ile temas durumlarına göre iki farklı periyotları vardır. Bu periyotlar çift destek (her iki ekstremitenin yerle temasta) ve tek destek (sağ ya da sol ekstremitenin yerle temasta) olarak adlandırılır (Şekil 4, 5).



Şekil 4: Basma Fazı – Salınma Fazı



Şekil 5: Yürüme Siklusunu Alt Grupları

1.3. Zaman Mesafe Parametreleri

Zaman parametreleri; adım sayısı, adım zamanı ve çift adım zamanı olarak tanımlanırken; mesafe parametreleri adım uzunluğu, adım genişliği, ayak açısı ve çift adım uzunluğu olarak tanımlanır. Bu parametrelerin ölçüm sonuçları ise yürüme hızını belirler. Yürüme döngüsü sağlıklı yetişkinlerde ortalama bir iki saniye süresinde ve yaklaşık 1.44 metre uzunluğunda tamamlanır. Erkeklerde kadınlara kıyasla, yürüme hızı yüksek, adım mesafesi fazla, adım sayısı ise daha az olarak ölçülmüştür. Yürüme hızını artırmak amacıyla, adım sayısını veya adım ile çift adım uzunluğunu artırmak üzere iki farklı strateji kullanılabilir (Şekil 6).



Şekil 6: Zaman Mesafe Parametreleri

1.4. Yürüme Analizi

Günümüzde yürüme analizi özel biyomekani laboratuvarlarında yapılmaktadır. Üç boyutlu kinematik veriler aynı anda iki veya daha fazla yüksek hızlı kamera kullanılarak elde edilir; yer reaksiyon kuvvetleri zemine yerleştirilen platform ile ölçülür. Alt ekstremitte eklem kuvvetleri, torkları ve güçlerini hesaplamak için kinematik veri, yer reaksiyon kuvvetleri ve kişinin antropometrik özelliklerinin kombinasyonundan yararlanır. Bu veriler daha sonra normal ve anormal yürüyüşü tanımlamak için kullanılır.

1.4.1. Yürüme Analizinin Tarihçesi

Yürüme ile ilgili çalışmalar o kadar eskiye dayanmaktadır ki, yürüme hakkında bilinen ilk çalışmalar Aristonun gözlemleri, çizimleri ve resimleridir. 18. yüzyılın ilk yarısında Weber kardeşler teleskop ve kronometre kayıt cihazı kullanarak kayda değer ilk çalışmayı yapmışlardır. Wickham Weber ve Edwart Weber yürümenin adım uzunluğu, adım sayısı, ayağın yere teması ve vücut vertikal pozisyonu gibi bileşenleri ölçerek tanımlamış, bununla beraber yürümeye ait sallanma fazı, duruş fazı ve çift destek fazı terimlerini oluşturmuşlardır (Richard, Weber et al. 1995).

19. yüzyılda ise, araştırmacılar zamanın mevcut teknolojilerini de kullanarak yürüme hakkında giderek daha fazla bilgiye ulaşmayı başarmışlardır. Örneğin yere

boya dökme tekniğini kullanan Vierortdt, yürüme sırasında ortaya çıkan hareketleri kaydedebilmiştir. Marey ve Carlet ise sallanma ve duruş fazı hakkında daha fazla bilgi toplamak için ayakkabı içine düzenek yerleştirerek ölçümler yapmışlardır (Schwartz and Heath 1932) sinematografi kullanarak önce atları sonra insanların yürüyüşünü fotoğraf halinde değerlendirmiştir (Baker, 2007). 3 boyutlu analiz sistemini ilk kullanan araştırmacılar olan (Braune and Fischer, 2012), Braune ve Fisher, vücut üzerine yerleştirilen küçük lambalar ve 4 kamera sayesinde eklem kinematiklerini 3 boyutlu olarak ölçümlemişler ve kaydetmişlerdir. Braune ve Fisher aynı zamanda dinamik nicelikleri mekanik prensipleri kullanarak ölçen ilk araştırmacılarıdır.

20. yüzyıla gelindiğinde ise, teknolojinin ilerlemesinden de faydalanılarak yüksek çözünürlüklü kızıl ötesi sistemlerle anlık verilere ulaşılmaya başlanmıştır. Araştırmacı bir fizyoterapist olan Murray, 1960-1990 yılları arasında farklı yürüme tipleri üzerine çalışmalar yapmıştır (Murray 1967). Buna ek olarak, ayak ile yer teması sırasında ölçüm yapabilen kuvvet platformlarının gelişmesi, yürümenin kinetik değerlerinin ölçülmesini sağlamıştır. Bu durum ise duruş fazında eklemlere binen kuvvet ve torklarının daha hatasız olarak hesaplanabilmesini sağlamıştır. Yürüme esnasında sırasıyla hangi kasların kasıldığı ve gevşediği ve hangi tip kasılma ortaya çıkardığı hakkındaki bilgiler EMG cihazı ve yüzeysel ve kas içi elektrotların keşfi ile ölçülmeye başlanmıştır.

Günümüzün biyomekani laboratuvarlarında 3 boyutlu kinetik analiz kuvvet platformları ve elektromiyografi kullanılarak ayrıntılı yürüme analizleri yapılabilmektedir. Ancak bu sistemlerin pahalı olması sebebi ile halen çoğu klinikte gözlemsel yürüme analizi yapılmaktadır. Bu analizi yapabilmek için ise yürüme hakkında oldukça deneyim ve bilgi sahibi olunması gerekmektedir.

1.4.2. Yürüme Analizi Çeşitleri

1.4.2.1. Gözleme Dayalı Analiz

Sübjektif bir değerlendirme yöntemidir. 8-10 metrelik düz bir platformda, yürüme esnasındaki eklem hareketleri incelenir. Her eklem ayrı ayrı değerlendirilmelidir. Daha ayrıntılı bir inceleme için sagittal ve frontal düzlemlerde kısa video çekimleri yapılabilir. İyi bir deneyim gerektirdiği için bazen hafif anomaliler gözden kaçabilir.

1.4.2.2. Kinetik Analiz

Yürüme esnasında kas kontraksiyonlarından kaynaklanan iç kuvvetleri ve yer çekimi etkisiyle ortaya çıkan dış kuvvetleri inceleyen bir değerlendirme metodudur. Yer tepkimesi, kinetik analizin ölçülebilen tek kuvvet vektörüdür. Basınca duyarlı plaklar sayesinde basma esnasında kaydedilen toplam kuvvet, yer tepkimesi kuvvet vektörünün hesaplanmasını sağlar.

1.4.2.3. Kinematik Analiz

Hareketi oluşturan kuvvetlerin incelenmediği sadece eklemlerin pozisyonu, açısal hız ve ivmelerin sayısal olarak değerlendirildiği yürüme analizi çeşididir. Önce alt ekstremitenin belirli noktalarına işaret cihazları yerleştirilir ve buradan gelen sinyaller ile yürüme ile ilgili parametreler hesaplanır.

1.4.2.4. Dinamik Pedobarografik Analiz

Statik ve dinamik pedobarografi olmak üzere ikiye ayrılır. Yürüme ve ayakta durma esnasında, ayak tabanının farklı bölgelerinde basıncın ölçülmesini sağlar.

Ölçüm sonucunda basıncın sayısal verileri, renk şeması ve plantar yüzdeki basınç grafikleri elde edilebilir.

1.4.2.5. Dinamik Elektromiyografik Analiz

Yürüme analizinde EMG cihazının kullanılması sayesinde yürümenin hangi fazında hangi kasların aktif olduğu tespit edilebilir. Bir veya birden fazla kas değerlendirilebilir.

1.4.2.6. Yürüme Analizi ile Enerji Tüketiminin Hesaplanması

Yürümenin etkilendiği bazı durumlarda enerji tüketimi değişmektedir. Özellikle yürüme analizi ile belirlenen adım sayısı ile ilgili değişikliklerin, enerji tüketimi ile etkileşimi olduğu belirtilmektedir (Kanatlı, Yetkin et al. 2006).

1.5. Tibialis Anterior'un Hareket Sistemindeki Önemi

Tibialis anterior (TA) alt bacak ön kompartmanının en büyük kasıdır. Tibialis anterior tibianın dış lateral yüzünden ve tibia ve fibulayı kaplayan interosseos membranın bir kısmından başlar. TA'nın distal kısmı ise medialden geçerek medial küneiform ve 1. metatarsın altına yapışır (Lenhardt, McIntosh et al. 2009). Tibialis anterior bipennat kastır. Dorsi fleksiyon hareketinin %60'ının fazlasından sorumludur. TA'nın temel fonksiyonu ayağın dorsi fleksiyonudur. Buna ek olarak 1. metatarslar ve medial cuneiform üzerindeki tendon uzantılarından dolayı inversiyona da yardımcı olur. TA yürümenin çeşitli fazlarında önemli rol oynar. Bunlardan bir tanesi topuk vuruşu sırasında ayağın düşmesini kontrol etmek, diğeri ise sallanma fazında denge kayıplarını önlemek için ayağın kalkışını sağlamaktır. TA'nın aktivasyon büyüklüğü ve zamanlaması farklı yürüme koşullarına adapte olmak için değişebilir. Bununla beraber, yaşla ortaya çıkan TA aktivasyonu ve yürüme esnasında oluşturduğu

kuvvetteki değişiklerle ilgili birçok çalışma yapılmıştır (Franz and Kram 2013; Hortobágyi, Finch et al. 2011; Hortobágyi, Solnik et al. 2009).

TA kası aynı zamanda, koşmadan normal yürüyüşe geçerken hız değişikliklerini belirleyerek enerji tüketimini azaltır. TA kasının aktivasyonu ve dorsi fleksiyon momenti, yürüme hızı ile birlikte artar fakat koşma esnasında koşmanın başlangıcından itibaren TA'nın aktivasyonu azalmaya başlar (Bartlett and Kram 2008; Hreljac, Imamura et al. 2008) Allen ve Barnes'e göre, ayak bileği, TA'nın yürümedeki önemli rolünden dolayı, kronik efora bağlı kompartman sendromu gibi aşırı kullanımla ilgili yaralanmalara ve instabil olmaya yatkındır. Bu sendrom maraton koşucularında ve uzun mesafe atletlerinde, askeri personeller gibi ağır antrenmanlarda bacağına yüksek düzeyde stres binen kişilerde yaygın olarak görülür (Smith and Newham 2007; Biedert, 2015).

Tibialis Anterior kuvvetinin önemini anlamak, yürüme ve koşma performanslarını etkileyen nöromusküler faktörleri anlamamıza yardım eder. Örneğin; yürümeyi kontrol etmek için merkezi sinir sistemi tarafından kullanılan nöral kontrol stratejileri, koşma sırasında etki eden kuvvetlerin kontrolü ve düzenlenmesi, koşma sırasında itici güçlerin üretimi ve alt ekstremite yapısının mekanik özelliklerini araştırmak ve hesaplamak için TA kas kuvvetinin bilinmesi gerekmektedir. Kronik ayak bileği instabilitesinde Tibialis anterior aktivasyonu artarken, mekanik ayak bileği instabilitesinde TA aktivasyonunun azaldığı bulunmuştur. Bu sebeple yorgunluk gibi TA aktivasyonunun azaldığı durumlarda yürüme paterninin nasıl etkileneceğini bilmek önemlidir (Şekil 7).



Şekil 7: Tibialis Anterior Kası

1.6. Yorgunluk

Yorgunluğu belirli kalıplar arasında sıkıştırıp tek bir süreç ya da tek bir kavram şeklinde incelemek mümkün değildir. Çünkü yorgunluk psikolojik ve fizyolojik faktörlerin bir arada olduğu ve birbirini tetikleyen oldukça karmaşık bir kavramdır. Özellikle fiziksel aktivitesi yoğun olan insanlar yorgunluğu performans kaybı olarak nitelendirir. Nitekim aktif spor yapan insanlar ya da bireyler kasları ağırlı hissetmeyi yavaş, zayıf ve bitkin olmayı yorgunluk olarak açıklarlar. Gerçekte ise yorgunluk performans kaybindan farklıdır ancak, performans kaybı ile yorgunluk birbirleri ile oldukça yakından ilişkili kavramlardır. Kas iskelet sisteminde yorgunluk performans kaybına neden olur. Performans kaybına neden olan yorgunluk vücudun farklı bölgelerinde meydana gelen değişikliklerden kaynaklanabilir. Örneğin; santral sinir sisteminin bir unsuru olan nöral bağlantıların herhangi bir aşamasında, sinir kas kavşağından ya da iskelet kas hücresinin kontraktıl yapısında meydana gelen olumsuz bir değişiklikten kaynaklanabilir. Bu durumda yorgunluk periferik yorgunluk ve

santral yorgunluk adı altında iki ana başlıkta incelenebilir. Periferik yorgunluk kas hücrelerinde meydana gelen değişiklikler sonrası oluşan performans kaybı şeklinde tanımlanmaktadır. Santral yorgunluk ise nöral bağlantılardaki değişikliklerden kaynaklanan yorgunluktur.

Yorgunluk kasılma türlerine göre de farklı şekillerde tanımlanır. Dinamik kasılmalarda yorgunluk kasılma hızının azalması ve kasın kuvvet üretiminin azalması olarak ifade edilirken; izometrik kasılmalarda ise yorgunluk kasın kuvvet üretiminin baskılanması olarak tanımlanır. İlk olarak yorgunluk hızlı kasılan kaslarda ortaya çıkar; TA tip 2 kas lifine sahip olan ve hızlı kasılan kaslar grubunda yer alan bir kastır.

Fiziksel aktivite nedeni ile kas hücrelerinde oluşan harabiyetin neden olduğu işlev kaybı metabolik olmayan yorgunluk olarak tanımlanır. Bununla birlikte yüksek oranda güç gerektiren egzersiz ve aktivitelerde oluşan enerji açığının metabolik yorgunluğa etkisi hala tartışılmaktadır. Egzersizin türüne ve şiddetine göre değişim göstermekle beraber, izometrik kas kuvvetinde süratte ve esneklikte azalmaların olması yorgunluk kaynaklı olabilir. Yapılan çalışmaların sonuçlarına göre, konsetrik egzersiz yapanlara kıyasla eksantrik egzersiz yapanlarda eksantrik ve konsantrik egzersizden sonraki 24-48 saat içinde kas ağrılarının esneme yeteneğinde azalmanın ve benzer şekilde izometrik kas kuvvetlerinde azalmanın, daha fazla gözlemlendiği tespit edilmiştir. Eksantrik egzersiz yapan grupta normale dönmenin bir kaç gün aldığı belirlenmiştir (Smith and Newham 2007; Allen, Lamb et al. 2008).

Kellis and Liassou, çalışmasında ayak bileği invertörlerine lokalize egzersiz uygulayarak yorgunluk oluşturmuştur. Yorgunluğu izleyen süreçte arka ayak eversiyonunda artış olduğunu tespit etmiştir. Görüldüğü üzere; belirli bir kasın özel hareket paterninin değerlendirilmesinde o kasa yorgunluk yüklemek kullanılan etkin yöntemlerden biridir (Kellis and Liassou 2009).

Bu çalışmanın amacı tibialis anterior kas yorgunluğunun ayakta durma, yürüme ve denge üzerindeki etkilerini araştırmaktır.

H₀: Tibialis anterior kas yorgunluğunun ayakta durma, yürüme ve denge parametreleri üzerinde etkisi yoktur.

H₁: Tibialis anterior kas yorgunluğunun ayakta durma, yürüme ve denge parametreleri üzerinde etkisi vardır.



2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmaya başlamadan önce, Dumlupınar Üniversitesi Tıp fakültesi klinik araştırmalar Etik Kuruluna başvuruldu, çalışmanın yapılmasında etik açıdan bir sakınca olmadığına dair karar 2016-5-15 karar numaralı izin ile alındı.

2.1. Bireyler

Çalışma Dumlupınar Üniversitesi Sağlık Meslek Yüksekokulu Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon bölümü yürüme laboratuvarında 38 sağlıklı birey ile tamamlandı. Çalışmanın tamamlanması için gerekli birey sayısı, istatistiksel olarak %90 güven aralığında güç analizi ile belirlendi. Çalışmaya gönüllü bireyler dahil edildi. Tüm bireylere çalışmaya başlamadan önce yapılacak uygulamalar ve ölçümler hakkında bilgi verildi ve gönüllü onam formu imzalatıldı.

Çalışmaya dahil edilme kriterleri: Çalışmaya 18-25 yaş aralığında olan, test ve değerlendirmeleri anlayabilecek kooperasyona sahip olan gönüllü bireyler alındı. Alt ekstremitelerde travma veya cerrahi öyküsü olan, yürüme paternini etkileyebilecek ortopedik veya nörolojik probleme sahip olan, özellikle ayak bileğinde sagittal plandaki hareketlerde limitasyonu olan bireyler çalışma dışı bırakıldı. Buna ek olarak, profesyonel sporcu olan veya düzenli egzersiz yapan amatör sporcular da çalışma kapsamına alınmadı.

Çalışma süresince 18-24 yaş arası olan sağlıklı bireylerden 62 kişi ile görüşüldü. 49 kişi çalışmaya katılmayı kabul etti. Dahil edilme kriterlerini taşıyan 34 kişi ile çalışma tamamlandı. Çalışmaya dahil edilen bireylerin öncelikle herhangi bir uygulama yapılmadan değerleri ölçülüp kaydedildi. Her bireye yoruluncaya kadar M. Tibialis anteriora yönelik egzersiz protokolu uygulandı. Bireylerin yorulup yorulmadığı egzersiz sırasında EMG bulgularına ve sözlü ifadelerine göre değerlendirildi. Uygulamanın hemen ardından herhangi bir toparlanma olmadan en kısa süre içinde değerlendirmeler tekrarlanmıştır.

2.2. Yöntem

Katılımcıların yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı, vücut kütle indeksi, özgeçmişi, soygeçmişi, dominant ekstremitesi, egzersiz alışkanlığı, sigara alışkanlığı ve alt ekstremiteler ile ilgili sağlık durumu sorgulandı.

Bireylerin vücut ağırlıkları dijital tartı kullanılarak (kg) cinsinden ölçüldü. Ölçümler sırasında bireylerden mont, ayakkabı ve çantalarının çıkarılması istendi.

Alt ekstremiteler uzunluğu, şerit formunda çift yönlü 300 cm uzunluğunda, 7 mm kalınlığında esnek olmayan mezura ile belirlendi. Ölçüm sonrası umbilicustan medial malleole kadar olan dikey uzaklık cm cinsinden kaydedildi.

Vücut Kütle İndeksi (VKİ) vücut ağırlığının kilogram olarak, boy uzunluğunun metrekaresine bölünmesi ile hesaplandı (kg/m^2).

2.2.1. Değerlendirmeler

2.2.1.1. Eklem Hareket Genişliği Ölçümü

Ayak bileğinin dorsi fleksiyon yönündeki eklem hareket genişliği elektromyometri (Baseline^R) ile aktif olarak değerlendirildi.

1. Alet, 0-185 derece arasındaki eklem açılarını ölçebilmektedir.
2. Ölçüm yanılma payı ± 0.5 derecedir.
3. Alet ölçüm hassasiyeti 0.1 derecedir.

4. Vertikal ve horizontal kesinliği tahmini olarak veren yerleşik bir sıvı seviye tûpü vardır. Bu seviye dikkate alınarak x ve y eksenlerinde kesin bir ölçüm yapılabilmektedir.
5. Ölçülen açı digital olarak LCD ekranda gösterilmektedir.

Ayak bileği eklem hareket ölçümü için bireyler sırtüstü yatırıldı. Pivot noktası ayak bileğinin lateral malleolluna sabitlendi. Sabit kol yere horizontal seviyede tutulurken, hareketli kol 5. Metatars hizasına yerleştirildi. Daha sonra, bireyden aktif bir şekilde ayağını kendisine doğru çekmesi istendi. Ölçüm iki kez tekrarlandı en yüksek değer kaydedildi (Demir, 2013).

2.2.1.2. Kas Kuvvetinin Değerlendirilmesi

Dominant alt ekstremitede tibialis anterior kas kuvveti, Lafayette Muscle (Model 01165, FDA Medical, Kanada) Testing cihazı ile ölçüldü.

Birey manuel kas testinde olduğu gibi, bacakları sedyeden sarkıtılarak oturtuldu ve kalkaneus kemiği sabitlendi. Kişiden maksimum kuvvetle ayak bileğini bacağına doğru çekmesi istendi. ekstansör halluksus longus ve ekstansör digitorum longus kaslarının harekete katılımını engellemek için parmakların serbest bırakılması sağlandı. Manuel kas testinde belirlenen direnç noktasından ölçüm yapıldı. Cihazın ölçüm birimi Newton olarak ayarlandı. 10 sn aralıklarla üç kez ölçüm tekrar edildi, en iyi değer kaydedildi (Kılınç, İrez et al. 2014) (Şekil 8).



Şekil 8: Kas Kuvvetinin Değerlendirilmesi

2.2.1.3. Borg Yorgunluk Skalası

Bireylerin, yorgunluk protokolü egzersizlerini tamamladıktan hemen sonra 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 oluşmaktadır. Borg Skalası kas yorgunluğunun değerlendirilmesinde kullanılan sübjektif bir ölçektir. Bu ölçek objektif yorgunluk ölçümünde kullanılan elektromiyografik ölçümlerle de anlamlı korelasyon göstermektedir (Kılınç, Damla ve ark. 2014) (Şekil 9).

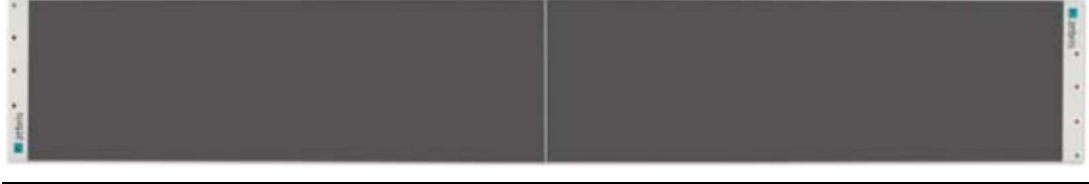
MODİFİYE BORG SKALASI	
0	Hiç Yok
0,5	Çok çok hafif
1	Çok hafif
2	Hafif
3	Orta
4	Biraz ağır
5	Ağır
6	
7	Çok ağır
8	
9	Çok çok ağır
10	Maksimum

Şekil 9: Modifiye Borg Yorgunluk Skalası

2.2.1.4. Yürüme Analizi Sistemi

Yorgunluk oluştuğu tespit edildikten sonra, olguların protokol sonrası yürüme analizleri yapıldı. Yürüme analizi parametrelerini ve duruş fazında platforma yansıyan ortalama kuvvet değerlerini ölçebilmek için Almanya (Zebris Medical GmbH) menşeli ‘Zebris FDM-2 Duruş ve Yürüme Analizi Sistemi kullanıldı. Bireylerin ayakta duruş ve dinamik yürüme parametreleri anlık olarak ölçülüp kaydedildi. Ölçüm sonuçlarını görüntülemek ve sayısal veriye dökmek için cihazla uyumlu olan “WinFDM” (Zebris Medical GmbH) isimli yazılım sistemi programını kullanıldı. Zebris FDM duruş ve yürüme analizi sistemi; temel ölçüm sistemi 2 adet kuvvet dağılım platformu ve yazılım paketinden oluşur. Cihaz 2122 cm uzunluğunda 605mm genişliğinde ve 21 mm yüksekliğinde üzerinde 15360 sensör bulunan 120 Hz frekans aralığına sahip yürüme ve denge değerlendirmede kullanılan bir cihazdır. Değerlendirme sırasında yükseklik farkı oluşmaması için cihazın kısa kenarlarına aynı yükseklikte platformlar eklenerek doğal yürüyüşün sağlandığı daha uzun bir yürüyüş yolu oluşturuldu ve

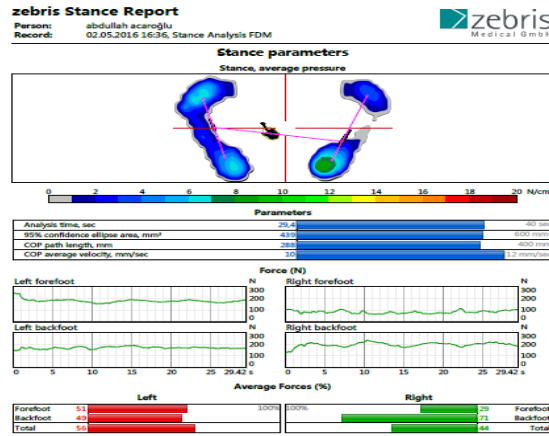
ölçümler yapıldı. Sistem Windows işletim sistemine ve USB ara yüzüne sahip bir PC tarafından kontrol edildi. Cihazdan elde edilen veriler bilgisayara kurulmuş olan Zebris software üzerinden rapor haline getirilerek kaydedildi (Muro-de-la-Herran, Garcia-Zapirain et al. 2014). (Şekil 10).



Şekil 10: Zebris FDM Sistem İkili Kuvvet Dağılımı Ölçüm Platformu

2.2.1.5. Statik Duruş Değerlendirmesi

Bireylerin statik duruş değerlendirmesi aynı uygulayıcı tarafından aynı yerde yapıldı. Değerlendirme Freitas ve arkadaşları tarafından geliştirilen protokole göre tamamlandı. Bireylerin kolları yanda sarkık, gözleri ön tarafta 3 metre uzaklıktaki bir noktaya sabitlenmiş bir şekilde 60 sn boyunca postürünü olabildiğince koruyarak durması istendi. Statik duruş değerlendirmesi, basınç merkezi değişimleri (elips alanı (mm²), sağ ve sol ayağa binen yük toplamı ile ön ve arka ayak kısımlarına binen yükü kapsamaktadır (Şekil 11).



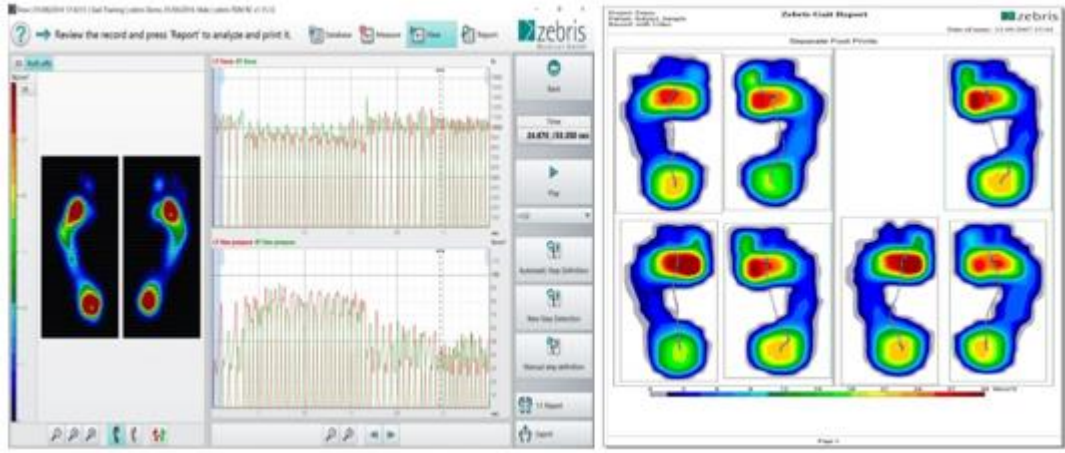
Şekil 11: Statik Duruş Değerlendirmesi

2.2.1.6. Dinamik Duruş Değerlendirmesi

Bireylerden, 5 metrelik yürüme platformu (3 m. platform ve 2 metre yürüme analiz platformu) üzerinde; en az 8 adım olacak şekilde kendilerini rahat hissettikleri hızda yürümeleri istendi. İki metrelik yürüme analiz platformunda; adım uzunluğu, adım genişliği, dakikada adım sayısı (kadans), yürüme hızı, yürüme sırasında oluşan basınç merkezi değişimlerinin simetrisi (yürüyüş hattının uzunluğu, her adımın temas hattı uzunluğu), yürüme sırasında ayaklara binen maksimum güç (N/cm^2) ve basıncın ayağın hangi bölgesinde (ön ayak-orta ayak-topuk) yoğunlaştığı, sayısal ve grafik olarak elde edildi (Kirtley 2006). (Şekil 12, 13).



Şekil 12: Dinamik Duruş Değerlendirmesi



Şekil 13: Dinamik Duruş Değerlendirmesi

Ölçüme geçmeden önce bireylere yürüme platformunda normal yürüyüş stili uygulamalı olarak gösterildi. Ölçümler normal yürüme hızında, çıplak ayakla yürürken yapıldı. Ölçümlere başlamadan önce her katılımcıda cihazın kalibrasyon işlemi gerçekleştirildi. Kalibrasyondan sonra, katılımcılardan başlangıç pozisyonu olarak, parkurun bir ucunda kolları iki yanda serbest, dik pozisyonda durmaları istendi. Bireylerden hazır olduklarında sinyal sesi ile birlikte yürümeye başlamaları istendi. Platformu 3 kez geçen katılımcının birinci ölçümü tamamlanmış oldu. Aynı ölçüm her bir katılımcıdan 3 tekrarlı alındı ve en temiz sinyallere sahip olan kayıt analizde kullanıldı. Anormal adım alma, platform üzerinde sabit durma ve platforma yanlış basma gibi hatalı durumlarda işlem tekrarlandı. Bireylere yapılan tüm ölçümler ve değerlendirmeler aynı koşullarda sakin bir ortamda yapıldı. Tüm ölçümler iki kez tekrarlandı. İlk ölçüm tibialis anterior kasına yönelik yorgunluk protolu uygulanmadan önce, ikinci ölçüm ise yorgunluk protokolü sonrasında alındı.

2.2.1.7. EMG

Olguların Tibialis anterior kası normal ünite aksiyon potansiyelleri (μV), Myomed 932 (proje no:9802401002) ilk kontraksiyondan son kontraksiyona kadar yüzeysel EMG cihazı kullanılarak ölçüldü. Yüzeysel EMG'de, kas yorgunluğunu değerlendirmek için en sık kullanılan yöntem olan EMG sinyalinin güç spektrumu ve

ortalama frekans parametrelerine bakıldı. Ölçüm için 1,5 cm² çapında yüzeysel elektrotlar kullanıldı ve bu elektrotlar, Tibialis Anterior kasının medial başı alkollü pamuk ile temizlenip kurulandıktan ve hafif eritem elde edildikten sonra kaslara aktif kontraksiyon yaptırılarak en şişkin yerlerine yerleştirildi. Toprak elektrot kas aktivitesinden uzak ve hareketli olmayan tüberositas tibia'ya yapıştırıldı. EMG kayıtları, egzersiz protokolu uygulanırken alındı (Rahnama, Lees et al. 2006).



Şekil 14: Elektrotların Yerleşim Yeri ve EMG Cihazı

2.2.1.8. Tibialis Anterior Kası Yorgunluk Protokolü

Statik ve dinamik olarak yapılan ilk değerlendirmelerden sonra yorgunluk protokolü için belirlenen egzersiz protokolü katılımcılara anlatıldı ve 1-3 deneme yaptırıldı. Protokol için seçilen egzersiz, dirençli ayak bileği dorsi fleksiyonudur. Olgular bir sedye üzerinde uylukları ve bacakları düz olacak şekilde oturtuldu. Sırtları sedye başı dikleştirilerek desteklendi. Olguların uylukları egzersiz sırasında herhangi istenmeyen bir hareketin oluşmasını önlenmek için sabitlendi. Egzersize başlamadan önce olguların submaksimal yüklenme düzeyi EMG ile belirlendi (bir maksimum yüklenmenin %70'i) (Duquette and Andrews 2010). Ayak bileği 100 derece fleksiyonda sabitlendikten sonra bu yüklenme düzeyinde, bireylerden 30 saniye boyunca kontraksiyon ve 15 saniye boyunca dinlenme siklusundan oluşan tekrarlı izometrik kontraksiyonlar yapılması istendi. İzometrik kontraksiyonların uygun bir şekilde yapılması için, direnç yerleri bireylerin ayak boyutuna göre ayarlanabilen ve

100 derecelik eğimi olan demir bir aparat hazırlandı. Ayak bileği fleksörlerinin egzersize katılımını elimine etmek için direnç yeri metatars başları olarak belirlendi ve aparat her olgunun metatars başlarına göre ayarlandı (Şekil 15). Hasta yorulduğunda, artık devam edemeyeceğini ifade ettiğinde ve EMG deki güç spektrumu ile ortalama frekans parametreleri, submaksimal yüklenmenin %60'nın altına düştüğünde egzersiz sonlandırıldı (Yiou et all, 2011).



Şekil 15: Tibialis Anterior Kası Yorgunluk Protokolü Aparatı

2.2.1.9. 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 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. Sonuçlar ortalama \pm standart deviasyon ($X \pm SS$) ya da ortanca (minimum, maksimum) olarak ifade edilmiştir. Ölçümle belirlenen değişkenler için t, z ve p değerleri hesaplanmıştır. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testleri ile incelenmiştir. Parametrik ön test şartlarını sağlayan veriler için (yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı, VKİ, BORG yorgunluk skalası, adım uzunluğu, çift adım uzunluğu, adım genişliği, duruş fazı,

sallanma fazı, çift destek fazı, tempo, yürüme hızı ve diğer yürüme parametreleri) bağımsız 2 grup t testi yapılmıştır. Parametrik ön grup şartlarını sağlamayan (nonparametrik) veriler için (EMG değerleri) ise Willcoxın testi kullanılmıştır.



3. BULGULAR

Çalışmamızda 38 sağlıklı birey değerlendirildi. Çalışmada 19 erkek 19 kadın katılımcı yer almıştır. Katılımcıların yaşları 17 ile 24 yıl ($20,6 \pm 1,18$) arasındadır. Boy ortalaması $171 \pm 8,1$ cm, vücut ağırlığı ortalaması $62,6 \pm 9,03$ kilogramdır. Olguların VKİ değerleri Çizelge 1’de gösterildiği gibi $21,2 \pm 2,6$ kg/m^2 ’dir. Çalışmamızda olguların dominant tarafları değerlendirildiğinde olguların hepsinin sağ dominant olduğu görüldü. Alt ekstremitte uzunluğu ortalaması cm cinsinden $98,6 \pm 5,7$ ve ayakkabı numarası ortalaması $40,1 \pm 2,4$ ’dür.

Çizelge 1: Bireylerin Demografik Özellikleri

	Min.	Max.	X\pmSS
Yaş (yıl)	18,00	23,00	20,6 \pm 1,18
Boy (cm)	156,00	186,00	171,5 \pm 8,1
Kilo (kg)	47,00	84,00	62,6 \pm 9,03
Vki (kg/m^2)	16,60	27,90	21,2 \pm 2,6
Ayakkabı numarası	37,00	45,00	40,1 \pm 2,4
Alt ekstremitte Uzunluğu (cm)	88,00	111,00	98,6 \pm 5,7

Çalışmaya alınan 38 bireyin yorgunluk protokolü öncesi, esnası ve sonrasındaki Borg Yorgunluk Skalasına göre yorgunluk düzeyleri Çizelge 2’de özetlendi. Yorgunluk protokolü öncesinde Borg Yorgunluk Skalasına göre yorgunluk saptanmadı. Yorgunluk protokolü öncesi ve sonrası bireylerin yorgunluk düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p < 0,01$). Yorgunluk protokolü öncesinde ve sonrasında el dinamometresi ile yapılan anlık kas kuvveti ortalama değerleri Çizelge 2’de gösterildi. Yorgunluk protokolü sonrası, anlık kas kuvveti anlamlı düzeyde azaldı ($p < 0,01$).

Çizelge 2: Yorgunluk Protokolü Öncesi ve Sonrası Borg Yorgunluk Skalası ve Tibialis Anterior Kas Testi

	Yorgunluk protokolü öncesi X±SS	Yorgunluk protokolü sonrası X±SS	z	p
BORG Yorgunluk Skalası	0,00±0	6,46±1,09	-36,306	,000
Kas testi	42,2±5,9	33,7±4,8	12,058	,000

Yorgunluk protokolü boyunca EMG ile kaydedilen güç spektrumunu ve ortalama frekans değerleri Çizelge 3’de gösterildi. Yorgunluk protokolü öncesine kıyasla sonrasında EMG güç spektrumunu ve ortalama frekans parametreleri anlamlı düzeyde daha düşüktü. (Çizelge 3) ($p<0.01$).

Çizelge 3: İlk ve Son Egzersiz Sırasındaki EMG Ortalama ve Power Değerleri

	İlk ölçüm			Son ölçüm			z	p
	X±SS	min.	max.	X±SS	min.	max.		
EMG ortalama frekans	322,9±138,1	149,00	700,00	128,8±56,3	65,00	311,00	-5,373 ^b	,000
EMG güç spektrumunu	9684,7±4148	4375,00	21013,00	3946±1946	1946,00	9322,00	-5,373 ^b	,000

Yorgunluk protokolu öncesi ve sonrası, ölçülen yürümenin zaman mesafe parametreleri (sağ ve sol adım uzunluğu, adım genişliği yürüme hızı ve kadans benzerdi ($p>0.05$). Olguların yürüyüş analizi zaman-mesafe sonuçları Çizelge 4’de verildiği gibidir.

Çizelge 4: Yürüyüş Analizi Zaman-Mesafe Ölçüm Sonuçları

	Yorgunluk öncesi	Yorgunluk sonrası	t	p
	X±SS	X±SS		
Adım Uzunluğu	Sol 58,15 ± 5,30	60,00 ± 8,31	-1,52	0,13
	Sağ 58,81 ± 5,15	58,55 ± 19,12	0,21	0,81
Adım Genişliği	12,28 ± 3,45	12,36 ± 3,26	-3,57	0,72
Kadans	99,81 ± 7,05	101,15 ± 6,36	-1,58	0,12
Yürüme Hızı	3,50 ± 0,40	3,59 ± 0,42	-1,40	0,16

Yorgunluk protokolu öncesi ve sonrasında yapılan yürüyüş analizi parametreleri Çizelge 5’de özetlendi. Yürüyüş analizi sonuçlarına göre; yorgunluk protokolü öncesi ve sonrası, çift destek fazı yüzdesi, sağ ayağın duruş fazı ve sallanma fazı yüzdesi değerleri benzerdi ($p>0.05$). Yorgunluk protokolü sonrası, sağ ayağın sallanma fazı değerinde anlamlı düzeyde artış gözlemlendi ($p<0.05$). Yorgunluk protokolu öncesi ve sonrasında yapılan yürüyüş analizi parametreleri Çizelge 5’de özetlendi. Yürüyüş analizi sonuçlarına göre; yorgunluk protokolü öncesi ve sonrası, sol ayağın sallanma fazı, duruş fazı ve sallanma fazı yüzdesi değerleri benzerdi ($p>0.05$).

Çizelge 5: Sağ ve Sol Ayak Yürüyüş Analizlerinden Elde Edilen Yürüyüş Faz Parametreleri Ölçüm Sonuçları

	Yorgunluk protokolü öncesi	Yorgunluk protokolü sonrası	t	p
	X±SS	X±SS		
Duruş Fazı Yüzdesi	Sağ 63,90±2,54	63,24±1,88	1,66	0,104
	Sol 62,97±5,52	63,43±1,75	-0,53	0,59
Sallanma Fazı Öncesi Yüzdesi	Sağ 12,82± 0,29	13,55± 0,32	-3,42	0,002*
	Sol 13,84±0,37	13,36± 0,23	1,33	0,190
Sallanma Fazı Yüzdesi	Sağ 36,10±0,41	36,62±0,29	-1,43	0,161
	Sol 36,07±0,32	36,57± 0,28	-1,60	0,117
Çift Destek Fazı Yüzdesi	27,14±0,70	26,15±0,50	1,77	0,084

Sağ ve sol ayakta yürüme sırasında ortaya çıkan, ön ve arka ayak maksimum basınç, ayağın ön bölgesinin temas zaman yüzdesi ve topuktan parmak ucuna yük değişim yüzdesi değerleri Çizelge 6’da verildi. Sağ ayağın yorgunluk protokolü öncesi ve sonrası arasında, ön ayakta maksimum basınç kuvveti ve topuktan parmak ucuna yük değişim yüzdesi değerleri yönünden anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$). Arka ayakta ise, yorgunluk protokolü sonrasında maksimum basınç değerinde anlamlı bir azalma ($p<0.05$) ve ön ayağın duruş fazındaki temas zaman yüzdesinde anlamlı bir artma saptandı (Çizelge 6) ($p< 0.01$).

Sol ayağın yorgunluk protokolü öncesi ve sonrası arasında, arka ayakta maksimum basınç kuvveti ve topuktan parmak ucuna yük değişim yüzdesi değerleri yönünden anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$). Yorgunluk protokolü sonrasında ön ayak maksimum basınç kuvvetinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir artış bulundu ($p<0.05$).

Çizelge 6: Sağ Ayakta Yürüme Sırasında Ortaya Çıkan Maksimum Basınç, Ayağın Ön Bölgesinin Temas Zamanları Ölçüm Sonuçları ve Yük Değişim Yüzdesi

	Yorgunluk öncesi	Yorgunluk sonrası	t	p
	X±SS	X±SS		
Ön Ayak Max. Basınç	Sağ 33,22±0,87	34,93±1,96	-0,855	0,39
	Sol 32,66±1,01	36,32±2,05	-2,18	0,035*
Arka Ayak Max. Basınç	Sağ 25,21±0,64	24,19±0,75	2,35	0,024*
	Sol 27,21±0,91	27,43±0,99	-0,64	0,52
Duruş Fazında Ön Ayağın Temas Zaman Yüzdesi	Sağ 89,37±0,49	91,77±0,33	-5,54	0,00*
	Sol 89,17±0,40	89,41±0,38	-0,70	0,48
Topuktan Parmak Ucuna Yük Değişim Yüzdesi	Sağ 43,25±1,05	43,93±0,88	-1,16	0,25
	Sol 43,91±0,95	43,38±0,75	0,62	0,53

Statik duruş parametreleri ölçüm sonuçları ise Çizelge 7’de özetlendi. Bireylerin yorgunluk protokolü öncesi ve sonrasında, ayakta statik duruşta sağ ve sol tarafta ön ve arka ayağa binen yük, elips alanı değerleri benzerdi (Çizelge 7) ($p > 0.05$). Basınç merkezi (BM) çizgi uzunluğu ve BM ortalama hız değerlerinde ise yorgunluk öncesi ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı artma vardır ($p < 0.05$).

Çizelge 7: Yürüyüş Analizinde Statik Duruş Parametrelerinin Ölçüm Sonuçları

	Yorgunluk öncesi	Yorgunluk sonrası	t	p
	X±SS	X±SS		
Ön Ayak Ortalama Kuvvet	Sol 46,28±1,88	47,23±1,88	-0,58	0,561
	Sağ 47,71±2,46	51,23±2,29	-1,72	0,096
Arka Ayak Ortalama Kuvvet	Sol 53,68±1,87	52,47±1,85	0,74	0,452
	Sağ 52,28±2,46	48,76±2,29	1,72	0,092
Elips Alanı	226,84±24,11	308,38±40	-1,916	0,062
COP Çizgi Uzunluğu	249,54±15,20	300±23,89	-2,089	0,044*
COP Ortalama Hız	8,57±0,52	10,29±0,81	-2,055	0,047*

4. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Çalışmamızın amacı, yorgunluk protokolü kullanarak aktive edilmiş Tibialis Anterior kasının, dinamik ve statik duruştaki ayakta durma, yürüme ve denge parametreleri üzerinde açığa çıkabileceği değişiklikleri yürüme analizi sistemini kullanarak değerlendirmektir.

Ayak-ayak bileği eklemi ve kasların da yaşın ilerlemesi ile birlikte yapısal değişimler ortaya çıkar. Bu değişimlerde dış etmenlerin rolü vardır. Yaş, cinsiyet, vücut kütle indeksi (VKİ), kas kuvveti, dominantlık ve herhangi bir deformite varlığı bu etmenler arasında yer almaktadır (El, Akcali et al. 2006; Lai, Lin et al. 2014).

Çalışmalarda farklı yaş gruplarında Tibialis Anterior kasının farklı aktivasyon potansiyellerine ve morfolojik yapıya sahip olduğu ve yürüme ile ilgili parametreleri değiştirdiği gösterilmektedir. Hourigan, McKinnon ve ark, yaşlı erkeklerde genç erkeklere kıyasla, Tibialis Anterior kasının kontraksiyon durasyonlarının daha fazla, motor ünite ateşleme potansiyelinin daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (Hourigan, McKinnon et al. 2015). Payne, Crompton ve arkadaşları, genç bireylerin Tibialis Anterior kaslarının %70-75 oranında Tip 1 kas lifi içerirken, bu oranın yaşlı bireylerde artarak %80-85'e ulaştığını bildirmişlerdir (Payne, Crompton et al. 2006). Khanmohammadi, Talebian ve ark, yaşlanma ile birlikte yürümenin nöromusküler kontrolünün azalmakta ve bu azalma Tibialis Anterior kas aktivasyon potansiyellerinin azalmasından sonra başlamaktadır. Bununla birlikte, Tibialis Anterior kas aktivasyon potansiyeli düşük olan bireylerin, postüral kontrol bozukluklarına bağlı olarak, yürüme başlatma fazında zorlandıklarını göstermişlerdir (Khanmohammadi, Talebian et al. 2016).

Cinsiyet, yürüme ile ilgili çalışmalarda değerlendirilen bir diğer önemli faktördür. Cinsiyetin normal yürüme sırasında eklem hareketi, yer reaksiyon kuvveti, kas aktivasyonu ve yürüme parametreleri üzerine etkisini inceleyen bir çalışmada, kadınların normal yürüme sırasında daha yüksek oranda Tibialis Anterior kas aktivasyonu gösterdikleri belirtilmiştir. Aynı çalışmada, yüklenme cevabı ve

yürüyüşün sallanma öncesi fazlarında erkeklere kıyasla, kadınların daha fazla yer reaksiyon kuvveti ürettikleri gösterilmiştir, ancak kadans, yürüme hızı gibi zaman mesafe parametrelerinde ise herhangi bir farklılık saptanmamıştır. Yorgunluk açısından karşılaştırıldığında ise, kadınların algıladığı yorgunluk düzeyinin daha fazla olduğu vurgulanmıştır (Chiu and Wang 2007). Çalışmamızda ise bu farklılıklar göz önünde bulundurularak, örneklemimize eşik sayıda kadın ve erkek katılımcı dahil edilmiştir.

Fazla kilolu olma yürüyüş parametrelerini değiştirmektedir. Çalışmaların sonuçlarına göre, VKİ değeri 24,9 kg/m²'nin üzerinde olan 19-24 yaş arası bireylerde yürüme parametrelerinde farklılıklar vardır (Baker, McGinley et al. 2009). Müller, Carlsohn ve ark, tarafından, VKİ'si yüksek olan bireylerde normal yürüme sırasında ayak tabanı maksimum basınç kuvvetlerinde artış olduğu, fakat ayakta statik duruşta bu ilişkinin daha önemsiz olduğu gösterilmiştir (Müller, Carlsohn et al. 2012). Obez ve obez olmayanların ayakta durma ve yürüme parametrelerinin karşılaştırıldığı bir diğer çalışmada, obezlerde ön ayak maksimum basıncı, total plantar kuvvet ve total temas zamanı değerlerinin daha yüksek olduğu gözlenmiştir (Teh, Teng et al. 2006). Çalışmamızda VKİ değerine göre (VKİ>25) obez olan birey bulunmadığı için farklı VKİ değerlerine göre bireyler gruplanarak karşılaştırma yapılmamıştır.

Kodesh, Kafri ve ark, dominant ve dominant olmayan taraflarda, statik duruşta ve yürümede pedobarografik ölçüm sonuçlarını değerlendirmişlerdir; dominant tarafta maksimum vertikal kuvvetin daha büyük olduğunu, dominant tarafta, dominant olmayan tarafa kıyasla ön ayak ve orta ayakta statik duruşta maksimum basıncın daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Buna ek olarak dinamik ölçümlerde orta ayağın maksimum basınç kuvvetinin daha yüksek olduğunu göstermişlerdir (Kodesh, Kafri et al. 2012).

Benzer şekilde Kim ve ark, dominant olmayan tarafa kıyasla, dominant tarafın yürüme sırasında temas yüzey alanının daha fazla olduğunu ve çalışmalarda dominant tarafa dikkat çekilmesi gerektiğini vurgulamışlardır (Kim, Kim et al. 2013). Literatüre paralel olarak, çalışmamızda sadece dominant ayağa yorgunluk protokolü

uygulanmıştır ve protokol öncesi ve sonrası değerlendirmeler her iki ekstremiteye uygulanmıştır.

Çalışmamızda tibialis anterior kas kuvveti Lafayette Muscle Testing cihazı ile değerlendirilmiştir. Ortalama kuvvet yorgunluk egzersiz öncesinde $42,2 \pm 5,9$ iken yorgunluk protokolü sonrası $33,7 \pm 4,8$ olarak bulunmuştur. Vie, Griffon ve ark, sağlıklı ve obez bireylerde 6 Dakika Yürüme Testi ile ayak bileği plantar kuvveti ve pedobarografik ölçüm değişiklikleri arasındaki ilişkiyi incelemiştir. Çalışmada yorgunluk düzeyleri Borg Yorgunluk Skalası, Pichot ve Çok Boyutlu Yorgunluk Envanteri (MFI) testleri ile ölçülmüştür. Yorgunluk düzeyi yüksek olan bireylerin ayak bileği plantar basınç kuvvetlerinde önemli bir azalma olduğu belirtilmiştir (Vie, Griffon et al. 2016). Çalışmamızda yorgunluk protokolü sonrası, tibialis anterior kas kuvvetindeki azalmanın beklenen bir sonuç olduğu düşünülmüştür.

Tibialis Anterior kası denge kontrolü ve yürümede önemli bir rol oynar. Yürüme siklusunun ilk kısmında ayağın hareketi ile birlikte TA aktivasyonu maksimum değere ulaşır. Topuk vuruşundan parmak kalkışına geçerken eksantrik bir şekilde kasılarak diğer kaslarla birlikte şokları absorbe eder ve dengenin korunmasına yardımcı olur. Ayağın propioseptif duyusunun bozulduğu kapsül ve ligamentlerin etkilendiği kronik ayak bileği instabilitesi gibi rahatsızlıklarda tibial reaksiyon zamanının uzadığı ve TA kas aktivasyon sinyallerinin azaldığı bulunmuştur. Lateral ayak bileği burkulmalarında topuk vuruşundan sonra TA aktivasyonunun 30 milisaniye kadar geciktiği buna bağlı olarak refleks cevaplarda gecikmelerin yaşandığı görülmüştür (Delahunt, Monaghan et al. 2006). Azalan dorsi fleksiyon kuvveti ve aktivasyonu, sallanma fazının başlangıcında ayağın ve ayak bileğinin hareketini etkiler (Lee, Ko et al. 2013). Kronik ayak bileği instabilitesi olan hastaları kapsayan çalışmalarda, TA kas aktivasyon ölçümlerine yer verildiği görülmektedir. İlgili çalışmalarda yürüyüşte topuk vuruşundan önce Peroneus Longus kası ile birlikte TA'nın aktivasyonunun azaldığına dikkat çekilmektedir (Brown, et al. 2008). Araştırmamızda yorgunluk protokolü uygulandıktan sonra TA'nın ortalama frekans parametresi ve güç spektrumunda yarı yarıya azalma görüldü, sonuçlar literatürü desteklemekteydi. Literatürdeki yürüme analizi ile yapılan birçok çalışmaya kıyasla

çalışmamızda kas aktivasyonunu değerlendirmek için objektif bir veri olan yüzeysel EMG'nin kullanılması çalışmamızın üstünlüğü olduğunu düşünmekteyiz.

Günümüze kadar ayağı ve yürümeyi incelemek için bir çok yöntem geliştirilmiştir. Günümüzde ise, ileri teknolojik cihazlar, yürümenin her fazında kuvvet, basınç, temas alanı gibi birçok ilgili parametreyi ölçebilme imkanı vermektedir (Chester and Wrigley 2008). Bu ileri yöntemler sayesinde, statik duruş ve yürüyüş ile ilgili ayrıntılı bilgi veren, basınç ölçümü yapabilen platformların, yürüme ile ilgili çalışmalarda altın standart ölçümler olarak kabul edilmesine yol açmıştır (Zammit, Menz et al. 2010). Pedobarografik analizleri kapsayan gelişmiş yöntemlerin, başta diyabetik ayak olmak üzere, ortez-protez ve ortopedik cerrahilerin sonuçlarının değerlendirilmesi ile ilgili alanlarda yaygın olarak kullanıldığı dikkati çekmektedir (Yavuz, et al. 2008; Lofterød, et al. 2007; Morgan, et al. 2007). Aynı zamanda son yıllarda, ayağın biyomekanik yapısı, ortopedik sorunların yürüyüşü nasıl etkilediği ve plantar basınç dağılımı ve alt ekstremitedeki kasların aktivasyon paterni arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalara da rastlanmaktadır (Segal, Orendurff et al. 2006; Wang 2009; Avin and Law 2011).

Pedobarografiyi kullanan birçok araştırmacı sıklıkla ayağı ön, orta ve arka olmak üzere 3 ana bölgede incelemiştir. Her bir bölgedeki maksimum basınç, maksimum kuvvet, toplam basınç yüzdesi, temas alanı, temas- zaman yüzdesi gibi parametrelerin değerlendirildiği dikkati çekmektedir (Rouhani, Favre et al. 2010) (Abdul Razak, Zayegh et al. 2012). Bunlara ek olarak statik duruşta dengeyi değerlendirmek için basınç dağılımı ve basınç merkezi ile ilgili parametrelere bakmışlardır. Literatürdeki bilgilerin ışığı altında çalışmamızda, değerlendirme kapsamı geniş tutularak, zaman mesafe parametreleri (adım uzunluğu adım, adım zamanı, kadans), ön-orta- arka ayaktaki basınç dağılımları, yürüme fazlarının yüzdelik dağılımı, statik duruştaki yük dağılımları ve TA'nın dengeye olan etkisini incelemek için statik duruşta basınç merkezinin değişim hızı, toplam alanına yer verildi.

Tibialis Anterior kası denge kontrolü ve yürüme de önemli bir oynar. Tibialis Anterior aşırı pronasyonu kontrol ederek yüklenmenin olduğu sırada ekstrinsik ayak bileği kası olarak medial longitudinal arkın yüksekliğinin korur. Bunun yanı sıra

sallanma fazında ayağın yerden ayrılması, duruş fazında ise, plantar fleksörleri kontrol ederek iyi bir topuk vuruşunun yapılmasına yardımcı olur. Azalan dorsi fleksiyon kuvveti ve aktivasyonu, sallanma fazının başlangıcında ayağın ve ayak bileğinin hareketini etkiler (Lee, Ko et al. 2013).

Tibialis anterior (TA) kasının ayak bileği stabilizasyonunda önemli bir rol oynamakta, primer dinamik ayak bileği stabilizatör kaslarında biri olarak kabul edilmektedir. Lateral ayak bileği burkulmalarında topuk vuruşundan sonra TA aktivasyonunun 30 milisaniye kadar geciktiği buna bağlı olarak refleks cevaplarda gecikmelerin yaşandığı görülmüştür (Monaghan, Delahunt et al. 2006).

Ayak bileği instabilitesi, kronik efora bağlı kompartman sendromu gibi ortopedik problemlerde TA fonksiyon bozukluğuna sık rastlanmaktadır. Kronik ayak bileği instabilitesi olan hastaları kapsayan çalışmalarda, TA kas aktivasyon ölçümlerine yer verildiği görülmektedir. İlgili çalışmalarda yürüyüşte topuk vuruşundan önce M.Peroneus Longus kası ile birlikte TA'nın aktivasyonunun azaldığına dikkat çekilmektedir (Brown, Padua et al. 2008). Çalışmamıza dahil edilen bireylerin ayak bileği instabilitesi veya herhangi bir aşırı kullanım yaralanmalarıyla ilgili rahatsızlıkları bulunmamaktadır. Uyguladığımız yorgunluk protokolü ile TA kasında disfonksiyona benzer etkilerin oluşup oluşmadığı incelendi.

Literatürdeki çalışmalara gözden geçirildiğinde; Nyska ve arkadaşları, kronik ayak bileği instabilitesi olan kişilerde yürüme analizi sonuçlarını değerlendirmiştir. Yapılan analizler sonrasında, duruş fazında ön ayağın merkezinin ve lateralinin temas zaman parametresinde uzama, topuk ve parmak uçları arasındaki basınçta azalma ve orta ayak basınç kuvvetinde artma olduğunu gözlemlemişlerdir. Aynı zamanda, instabilitesi olan kişilerde yürüyüşte topuk vuruşundan parmak kalkışına geçerken ağırlık aktarımının yavaşladığını ve vücut ağırlığının laterale kaydığını rapor etmişlerdir (Nyska et al.2003). Daha yeni çalışmalarda Nyska'nın sonuçlarına benzer olarak kronik ayak bileği hastalarının duruş fazı sırasında inversiyona yatkınlıklarının arttığı ve basınç merkezinin laterale doğru kaydığı gösterilmiştir (Koldenhoven, Feger et al. 2016). Kronik ayak bileği instabilitesinde, sallanma fazı öncesinde, ayağın yerden temasının kesilmesinin zorlaştığı, yürüme boyunca plantar fleksiyon

pozisyonunda bulunma yüzdesinin arttığı, ön ayağın maksimum basıncında orta düzeyde artış olduğu ve basınç zaman integralinin arttığı rapor edilen diğer sonuçlardır (Koldenhoven, Feger et al. 2016). Ridder ve arkadaşları ise, ayak bileği instabilitesinin arka ayak eversiyon miktarını, ön ayak ve orta ayakta ise inversiyon miktarını arttırdığını göstermişlerdir. Ancak diğer çalışmaların aksine yürümedeki kinetik ve kinematik parametrelerde kontrol grupları arasında anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz yürüyüş analizinin statik ve dinamik sonuçları literatürle ilişkili olarak yorumlandı. Katılımcılarda yorgunluk protokolü sonrasında TA da meydana gelen yorgunluğun akut bir TA disfonksiyonu ile ilişkilendirilebileceğini düşündüren sonuçlar elde edildi. Önceki araştırmalarla uyumlu olarak; arka ayak basınç kuvvetinde azalma, sallanma fazı öncesi yüzdesinde artış, duruş fazından ön ayağın temas zaman yüzdesinde artış gözlemlendi. Ancak önceki çalışmalardan farklı olarak, ön-orta ayağın basınç kuvvetinde yorgunluk protokolü sonrasında ortaya çıkan artış anlamlılık düzeyine ulaşmadı.

Yorgunluk protokolü sonrası dominant olmayan ve yorgunluğa maruz bırakılmayan sol ayakta duruş fazında ön ayak maksimum basıncında anlamlı bir artış olduğu belirlendi. Bu sonucun, bilateral ekstremitte uyumu ve etkileşimi gerektiren yürüyüş esnasında dominant ekstremitede TA'daki geçici aktivasyon kaybının dominant olmayan tarafta yarattığı etki ile ilişkili olabileceği düşünülmüştür.

Yorgunluk protokolü öncesi ve sonrasında dominant ekstremitede yapılan ölçümler, TA kasındaki yorgunluğun yürüyüş parametrelerini etkilediğini gösterdi. Yürüme esnasında duruş, sallanma ve çift destek fazlarının yüzde dağılımında değişim gözlemlenmedi. TA'ya uygulanan yorgunluk protokolü sonrasında, dominant ayağın sallanma fazı öncesi periyodu yüzdesinde ve sallanma öncesi temas zaman yüzdesinde belirgin artış saptandı. Bu bulgu, daha önce kronik ayak bileği instabilitesi olan hastaları içeren çalışmalarda belirtilen (Nyska, Shabat et al. 2003) ve bizim araştırmamızda TA yorgunluk protokolü sonrasında saptanan ön ayakta basınç artışı ile uyumludur. Kronik ayak bileği instabilitesi gibi TA disfonksiyonu durumlarında, kişilerin ön ayaklarına ağırlık vermektен çekindikleri varsayılmaktadır. Sallanma

öncesi temas zaman yüzdesindeki artışla ilgili temel faktörün, duruş fazının sonunda yer ile temasta olan ön ayağın lateral ve orta kısmı altındaki maksimum kuvvet oluşumundaki gecikme olduğu belirtilmektedir (Nyska, Shabat et al. 2003).

Araştırmamızda, TA kasına yönelik olarak uygulanan yorgunluk protokolü sonrasında, statik duruşta dominant ve dominant olmayan ön-arka ayakta ortalama toplam kuvvet değerinde herhangi bir değişim görülmedi. Basınç merkezi çizgi uzunluğu ve basınç merkezi ortalama değişim hızında ise anlamlı bir artış oldu. Bu durum TA disfonksiyonu ile birlikte olguların dengelerinin olumsuz etkileniminin bir sonucu olarak, salınım hızı ile miktarının arttığı bir göstergesi olarak yorumlandı. Benzer şekilde Ho-Suk Choi ve arkadaşları, kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerin normal bireylere kıyasla daha fazla postural salınım gösterdikleri aynı zamanda, salınım mesafesinin daha uzun ve değişim hızının daha fazla olduğunu bildirmişlerdir (Choi and Shin 2016). Çalışmamızda ön ve arka ayaktaki toplam ortalama kuvvet değerinde herhangi bir değişiklik saptanmadı. TA tendonuna ilişkin ciddi bir deformitenin olmaması, TA ile ilgili uzun süreli bir disfonksiyon bulunmaması ve TA da sadece aşırı efora bağlı yorgunlukla ilgili noromuskuler kontrolün azalmasının bu sonucu açıklayabileceği düşünüldü.

Araştırmamızda, TA kasına yönelik olarak uygulanan yorgunluk protokolü sonrasında, yürüme analizi sonuçlarının zaman mesafe parametrelerinden; adım uzunluğu, adım genişliği, kadans ve yürüme hızında herhangi bir değişim görülmedi. Gigi ve arkadaşları kronik ayak bileği instabilitesinde; yürüme hızı, adım uzunluğu, adım genişliği ve kadans gibi zaman mesafe parametrelerinin bireylerin ağrı ve fonksiyonellik düzeyi ile ilişkili olduğunu bulmuştur. Ayrıca kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde, zaman mesafe parametreleri değişiminde, propioseptif duyudaki bozukluklar ile ciddi düzeyde kas zayıflığının rolü olduğunu gözlemlemişlerdir. Çalışmamızda zaman-mesafe parametrelerinde değişikliğin gözlenmemesi, olgularımızda kas kuvvet azlığı, ağrı ve propioseptif duyu ile ilgili bozuklukların olmaması ve uygulanan yorgunluk protokolünün akut bir etki yaratmış olması ihtimali ile açıklanabilir (Gigi, Haim et al. 2015). Gigi'nin çalışmasından farklı olarak, kronik ayakbileği instabilitesi olan bireylerde adım başlatmayı inceleyen

Raycraft; adım uzunluğu ve adım hızının sağlıklı bireylerle benzer olduğu sonucuna varmıştır (Raycraft 2009).

Çalışmamızın sonuçları tibialis posterior disfonksiyonu ile ilgili sonuçlarla ilişkili olarak da yorumlandı. Tibialis posterior disfonksiyonunu olan bireyleri içeren çalışmalarda, yürüyüş esnasında ayağın lateral maksimum basıncının azaldığı, orta ayak temas alanının azaldığı ve plantar basınçtaki artışın yürüyüş hızı ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (Chuckpaiwong et all). Segal ve ark, tibialis anterior disfonksiyonundan farklı olarak, tibialis posterior disfonksiyonunun yürüyüş esnasında, arka ayak temas alanı ve maksimum basınç değerlerinde herhangi değişiklik yaratmadığını, ancak ön ayağın ağırlık dağılımını daha fazla etkilediğini göstermişlerdir (Segal et all, 2004). Bir diğer çalışmada ise, tibialis posterior disfonksiyonu olan bireylerde pronasyon artışının daha fazla olduğu ve buna bağlı olarak ayak instabilitesinin arttığı, bireylerin bu durumu 2-5 parmaklardaki yere tutunma reaksiyonu ile kontrol etmeye çalıştığı bildirilmiştir. Uzunca ve ark ise, pes planus deformitesinde, tibialis posterior kasının disfonksiyonundan kaynaklanan arka ayak pronasyon derecesinde artış ve bunun sonucunda ayak mekaniğinde bozulma ile ilişkili taban temas alanı artışı olduğunu bildirmişlerdir (Uzunca ve ark., 2006).

Çalışmamıza ait bazı limitasyonlar bulunmaktadır. Literatürde çalışmamıza birebir benzeyen ve TA kas yorgunluğunun etkilerini inceleyen çalışmalara rastlanamadı. Dolayısı ile TA yorgunluk protokolünün etkileri kronik ayak bileği instabilitesi ve efora bağlı kompartman sendromu gibi TA kasının da etkilendiği problemleri kapsayan çalışmaların bulgularıyla tartışılması bir limitasyon olarak düşünüldü. Çalışmamızın diğer limitasyon ise, TA yorgunluk protokolü sonrası, bireylerde basınç platformunda yapılan statik ve dinamik ölçümlerin yanı sıra, dengeyi değerlendirmeye özel ölçüm ve yöntemlerin uygulanmamasıdır. Aynı zamanda çalışmamızda eşit sayıda kadın ve erkek oluşu, tek bir cinsiyetin değerlendirilmemesi bir diğer limitasyon olarak düşünülmektedir. Çünkü literatürde cinsiyetin yürüyüş parametreleri üzerine etkisi olduğu belirtilmiştir (Chiu and Wang, 2007).

Literatürde kronik ayak bileği instabilitesinde tibialis anterior kasının önemine çok fazla değinilmiştir. Ancak tibialis anteriordaki akut bir yorgunluğun etkisini

araştıran çalışmalar bildiğimiz kadarıyla limitlidir. Çalışmamızda tibialis anterior kas yorgunluğunun denge yada yürüme parametreleri üzerinde yaratabileceği olumsuz etkilerin ortaya çıktığı görölmektedir. Tibialis anterior kas yorgunluğunu değerlendirmek ve sonuçlarını bilmek, fizyoterapistlere bireysel antrenman programlarını belirlerken yol gösterici olacaktır. Bu değerlendirmelerin sayesinde TA kas yorgunluğuna sekonder gelişebilecek problemlere yönelik önlemler alınması da mümkün olabilecektir.

Sonuç olarak; Tibialis anterior kası fonksiyonel yürüyüşün ve dengenin önemli bir parçasıdır. Hipotezimizin desteklediği gibi; TA kas yorgunluğu, özellikle statik duruşta sapmalar ve değeriklikler yaratmış ve dengeyi olumsuz etkilemiştir. Bu sebeple, farklı hasta gruplarında ve sporcularda TA'un etkilendiği patolojilerde, yürüyüş ve dengenin etkileneceği dikkate alınarak, TA'a yönelik değerlendirmelere daha sık yer verilmelidir.

KAYNAKÇA

- Abdul Razak, A. H., A. Zayegh, R. K. Begg and Y. Wahab (2012). "Foot plantar pressure measurement system: A review." *Sensors* 12(7): 9884-9912.
- Allen, D. G., G. D. Lamb and H. Westerblad (2008). "Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms." *Physiological Reviews* 88(1): 287-332.
- Avin, K. G. and L. A. F. Law (2011). "Age-related differences in muscle fatigue vary by contraction type: a meta-analysis." *Physical Therapy* 91(8): 1153.
- Baker, R. (2007). "The history of gait analysis before the advent of modern computers." *Gait & Posture* 26(3): 331-342.
- Baker, R., J. L. McGinley, M. H. Schwartz, S. Beynon, A. Rozumalski, H. K. Graham and O. Tirosh (2009). "The gait profile score and movement analysis profile." *Gait & Posture* 30(3): 265-269.
- Bartlett, J. L. and R. Kram (2008). "Changing the demand on specific muscle groups affects the walk–run transition speed." *Journal of Experimental Biology* 211(8): 1281-1288.
- Biedert, R. M. (2015). "Compartment Syndromes of Thigh and Lower Leg." *Sports Injuries: Prevention, Diagnosis, Treatment and Rehabilitation*: 2171-2186.
- Braune, W. and O. Fischer (2012). *The human gait*, Springer Science & Business Media.
- Brown, C., D. Padua, S. W. Marshall and K. Guskiewicz (2008). "Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers." *Clinical biomechanics* 23(6): 822-831.

- Chester, V. L. and A. T. Wrigley (2008). "The identification of age-related differences in kinetic gait parameters using principal component analysis." *Clinical Biomechanics* 23(2): 212-220.
- Chiu, M.-C. and M.-J. Wang (2007). "The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking." *Gait & Posture* 25(3): 385-392.
- Choi, H.-S. and W.-S. Shin (2016). "Postural control systems in two different functional movements: a comparison of subjects with and without chronic ankle instability." *Journal Of Physical Therapy Science* 28(1): 102-106.
- Delahunt, E., K. Monaghan and B. Caulfield (2006). "Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump." *Journal Of Orthopaedic Research*, 24(10): 1991-2000.
- Demir, E. (2013). Kinezyoteyp uygulaması ile germenin hamstring kaslarının esnekliği üzerine etkisinin incelenmesi, Pamukkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Di Nardo, F., G. Ghetti and S. Fioretti (2013). "Assessment of the activation modalities of gastrocnemius lateralis and tibialis anterior during gait: a statistical analysis." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23(6): 1428-1433.
- Duquette, A. M. and D. M. Andrews (2010). "Tibialis anterior muscle fatigue leads to changes in tibial axial acceleration after impact when ankle dorsiflexion angles are visually controlled." *Human Movement Science* 29(4): 567-577.
- Donald A. Neumann. *Kinesiology of The Musculoskeletal System Foundations For Rehabilitation* 2010, 2002 By Mosby, Inc., An Affiliate of Elsevier Inc. Chapter 14 Ankle And Foot, 573- 594.

- El, O., O. Akcali, C. Kosay, B. Kaner, Y. Arslan, E. Sagol, S. Soylev, D. Iyidogan, N. Cinar and O. Peker (2006). "Flexible flatfoot and related factors in primary school children: a report of a screening study." *Rheumatology International* 26(11): 1050-1053.
- Franz, J. R. and R. Kram (2013). "How does age affect leg muscle activity/coactivity during uphill and downhill walking?" *Gait & Posture*, 37(3): 378-384.
- Gigi, R., A. Haim, E. Luger, G. Segal, E. Melamed, Y. Beer, M. Nof, M. Nyska and A. Elbaz (2015). "Deviations in gait metrics in patients with chronic ankle instability: a case control study." *Journal of foot and Ankle Research*, 8(1): 1.
- Gross, M. T. and Foxworth, J. L. (2003). The role of foot orthoses as an intervention for patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(11), 661-670.
- Hortobágyi, T., A. Finch, S. Solnik, P. Rider and P. DeVita (2011). "Association between muscle activation and metabolic cost of walking in young and old adults." *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 66(5): 541-547.
- Hortobágyi, T., S. Solnik, A. Gruber, P. Rider, K. Steinweg, J. Helseth and P. DeVita (2009). "Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation." *Gait & Posture* 29(4): 558-564.
- Hourigan, M. L., N. B. McKinnon, M. Johnson, C. L. Rice, D. W. Stashuk and T. J. Doherty (2015). "Increased motor unit potential shape variability across consecutive motor unit discharges in the tibialis anterior and vastus medialis muscles of healthy older subjects." *Clinical Neurophysiology*, 126(12): 2381-2389.
- Hreljac, A., R. T. Imamura, R. F. Escamilla, W. B. Edwards and T. MacLeod (2008). "The relationship between joint kinetic factors and the walk–run gait transition

speed during human locomotion." *Journal of Applied Biomechanics*, 24(2): 149-157.

Kanathı, U., H. Yetkin, M. Songür, A. Öztürk and S. Bölükbaşı (2006). "Yürüme Analizinin Ortopedik Uygulamaları." *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 5(1-2): 53-59.

Kanekar, N., M. J. Santos and A. S. Aruin (2008). "Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles." *Clinical Neurophysiology*, 119(10): 2304-2313.

Kellis, E. and C. Liassou (2009). "The effect of selective muscle fatigue on sagittal lower limb kinematics and muscle activity during level running." *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(3): 210-220.

Khanmohammadi, R., S. Talebian, M. R. Hadian, G. Olyaei and H. Bagheri (2016). "Characteristic muscle activity patterns during gait initiation in the healthy younger and older adults." *Gait & Posture*, 43: 148-153.

Kılınç, H., G. B. İrez and Ö. Saygın (2014). "The Effects of Swissball and Theraband exercise on quality of life and some physical parameters of people aged 65 years and over Swissball ve theraband egzersizlerinin 65 yaş üstü bireylerin yaşam kalitesi ve bazı fiziksel özelliklerine etkileri." *Journal of Human Sciences*, 11(2): 678-690.

Kılınç, H. E., T. Damla and G. Baltacı (2014). "Profesyonel Sporcularda Dinamik ve Statik Squat Egzersizleri Dengeyi Değiştirir mi?" *Türkiye Klinikleri Journal of Sports Sciences*, 6(1): 1-5.

Kim, J., K. Kim and C. Gubler (2013). "Comparisons of plantar pressure distributions between the dominant and non-dominant sides of older women during walking." *Journal of Physical Therapy Science*, 25(3): 313-315.

- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*, Elsevier Health Sciences.
- Kodesh, E., M. Kafri, G. Dar and R. Dickstein (2012). "Walking speed, unilateral leg loading, and step symmetry in young adults." *Gait & Posture*, 35(1): 66-69.
- Koldenhoven, R. M., M. A. Feger, J. J. Fraser, S. Saliba and J. Hertel (2016). "Surface electromyography and plantar pressure during walking in young adults with chronic ankle instability." *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 24(4): 1060-1070.
- Lai, Y.-C., H.-S. Lin, H.-F. Pan, W.-N. Chang, C.-J. Hsu and J.-H. Renn (2014). "Impact of foot progression angle on the distribution of plantar pressure in normal children." *Clinical Biomechanics*, 29(2): 196-200.
- Lee, K. S., E. Ko and S.-Y. Lee (2013). "Immediate Effect of the Toe Spreader on Tibialis Anterior and Peroneus Longus Muscle Activities: a Pilot Study." *Journal of Physical Therapy Science*, 25(3): 293-295.
- Lenhardt, S., K. McIntosh and D. Gabriel (2009). "4 The surface EMG-force relationship during isometric dorsiflexion in males and females." *Electromyography & Clinical Neurophysiology*, 49(5): 227.
- Lofterød, B., T. Terjesen, I. Skaaret, A.-B. Huse and R. Jahnsen (2007). "Preoperative gait analysis has a substantial effect on orthopedic decision making in children with cerebral palsy: comparison between clinical evaluation and gait analysis in 60 patients." *Acta Orthopaedica*, 78(1): 74-80.
- Mann, R. A. and A. Haskell (1993). "Biomechanics of the foot and ankle." *Surgery of the foot and ankle*. 6th ed. St. Louis: Mosby, 1993: 29.
- Monaghan, K., E. Delahunt and B. Caulfield (2006). "Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls." *Clinical Biomechanics*, 21(2): 168-174.

- Morgan, D., M. Funk, M. Crossley, J. Basran, A. Kirk and V. Dal Bello-Haas (2007). "The potential of gait analysis to contribute to differential diagnosis of early stage dementia: Current research and future directions." *Canadian Journal on Aging/La Revue Canadienne Du Vieillissement*, 26(01): 19-32.
- Muro-de-la-Herran, A., B. Garcia-Zapirain and A. Mendez-Zorrilla (2014). "Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications." *Sensors* 14(2): 3362-3394.
- Murray, M. P. (1967). "Gait As A Total Pattern of Movement: Including A Bibliography on Gait." *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 46(1): 290-333.
- Müller, S., A. Carlsohn, J. Müller, H. Baur and F. Mayer (2012). "Static and dynamic foot characteristics in children aged 1–13 years: a cross-sectional study." *Gait & Posture*, 35(3): 389-394.
- Nyska, M., S. Shabat, A. Simkin, M. Neeb, Y. Matan and G. Mann (2003). "Dynamic force distribution during level walking under the feet of patients with chronic ankle instability." *British Journal of Sports Medicine*, 37(6): 495-497.
- Patla, A. E. (1998). "How is human gait controlled by vision." *Ecological Psychology* 10(3-4): 287-302.
- Payne, R. C., R. H. Crompton, K. Isler, R. Savage, E. E. Vereecke, M. M. Günther, S. Thorpe and K. D' Août (2006). "Morphological analysis of the hindlimb in apes and humans. I. Muscle architecture." *Journal of Anatomy* 208(6): 709-724.
- Rahnama, N., A. Lees and T. Reilly (2006). "Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play." *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(3): 257-263.

- Rambour, M., A. Caux-Dedeystère, H. Devanne, L. Defebvre, P. Derambure and A. Delval (2016). "Influence of repetitive transcranial magnetic stimulation on tibialis anterior activity during walking in humans." *Neuroscience Letters*, 616: 49-56.
- Raycraft, E. I. (2009). "Dynamic postural stability during gait initiation in individuals with chronic ankle instability: the influence of walking velocity."
- Richard, R., J. Weber, O. Mejjad, D. Polin, F. Dujardin, P. Pasquis and X. Le Loet (1995). "Spatiotemporal gait parameters measured using the Bessou gait analyzer in 79 healthy subjects.
- Influence of age, stature, and gender. Study Group on Disabilities due to Musculoskeletal Disorders (Groupe de Recherche sur le Handicap de l'Appareil Locomoteur, GRHAL)." *Revue du rhumatisme (English ed.)* 62(2): 105-114.
- Rouhani, H., J. Favre, X. Crevoisier and K. Aminian (2010). "Ambulatory assessment of 3D ground reaction force using plantar pressure distribution." *Gait & Posture* 32(3): 311-316.
- Schwartz, R. P. and A. L. Heath (1932). "The pneumographic method of recording gait." *J Bone Joint Surg Am* 14(4): 783-794.
- Segal, A. D., M. S. Orendurff, G. K. Klute and M. L. McDowell (2006). "Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg® and Mauch SNS® prosthetic knees." *Journal of Rehabilitation Research and Development* 43(7): 857.
- Smith, I. C. H. and D. J. Newham (2007). "Fatigue and functional performance of human biceps muscle following concentric or eccentric contractions." *Journal of Applied Physiology*, 102(1): 207-213.

- Teh, E., L. F. Teng, R. Acharya, T. P. Ha, E. Goh and L. C. Min (2006). "Static and frequency domain analysis of plantar pressure distribution in obese and non-obese subjects." *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 10(2): 127-133.
- Vaughan, C. L., B. L. Davis and J. C. O'connor (1992). *Dynamics of human gait*, Human Kinetics Publishers Champaign, Illinois.
- Vie, B., P. Griffon, A. Bijoux, J. Cadere, J. P. Weber and Y. Jammes (2016). "Effect of the 6-minute walk test on plantar loading and capability to produce ankle plantar flexion forces." *Gait & Posture* 49: 61-66.
- Wang, R. (2009). *Biomechanical Consequences of Foot and Ankle Injury and Deformity: Kinematics and Muscle Function*, US-AB.
- Yavuz, M., A. Tajaddini, G. Botek and B. L. Davis (2008). "Temporal characteristics of plantar shear distribution: relevance to diabetic patients." *Journal of Biomechanics* 41(3): 556-559.
- Zammit, G. V., H. B. Menz and S. E. Munteanu (2010). "Reliability of the TekScan MatScan® system for the measurement of plantar forces and pressures during barefoot level walking in healthy adults." *Journal of Foot and Ankle Research* 3(1): 11.
- 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.
- 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.

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 Int*, 25 (12), 926-933.

Şaylı, Ö. ve Çotuk, H. B. (2015). Use of entropy, spectral parameters and recurrence quantification analysis for the evaluation of muscle fatigue from surface electromyography. In *Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), 2015 19th National* (pp. 1-3). IEEE.)

Uzunca K, T.N. (2006) The Relation of Pain and Disability with Radiographic and Pedobarographic Parameters in adult Pes Planus. *Rheumatism* 21, 95-99.

Yiou, E., Ditchfield, S., & Le Bozec, S. (2011). Biomechanical reorganisation of stepping initiation during acute dorsiflexor fatigue. *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 21(5), 727-733.