

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KRONİK BOYUN AĞRILI HASTALARDA ŞOK
ABSORBAN ÖZELLİKTE TABANLIK
KULLANIMININ YÜRÜYÜŞ PARAMETRELERİ
ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

MÜGE KIRMIZI

**ORTOPEDİK FİZYOTERAPİ
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

İZMİR-2017

TEZ KODU: DEU.HSL.MSc-2015970027

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KRONİK BOYUN AĞRILI HASTALARDA ŞOK
ABSORBAN ÖZELLİKTE TABANLIK
KULLANIMININ YÜRÜYÜŞ PARAMETRELERİ
ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**ORTOPEDİK FİZYOTERAPİ
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

MÜGE KIRMIZI

Danışman Öğretim Üyesi: Prof. Dr. Salih ANGIN

(Bu araştırma DEÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından 2017.KB.SAG.021 proje numarası ile desteklenmiştir.)

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2015970027

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Ortopedik Fizyoterapi Yüksek Lisans programı öğrencisi Müge KIRMIZI ‘**KRONİK BOYUN AĞRILI HASTALARDA ŞOK ABSORBAN ÖZELLİKTE TABANLIK KULLANIMININ YÜRÜYÜŞ PARAMETRELERİ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**’ konulu Yüksek Lisans tezini 11.08.2017 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.

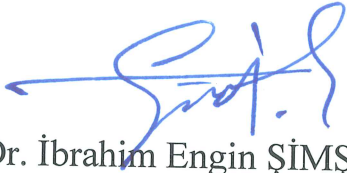


Prof. Dr. Salih ANGIN

Dokuz Eylül Üniversitesi

Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu

BAŞKAN



Doç. Dr. İbrahim Engin ŞİMŞEK

Dokuz Eylül Üniversitesi

Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu

ÜYE



Doç. Dr. Derya ÖZER KAYA

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Fakültesi

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

ÜYE

Doç. Dr. Selnur NARİN

Dokuz Eylül Üniversitesi

Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu

YEDEK ÜYE

Yard. Doç. Dr. İlknur NAZ GÜRŞAN

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Fakültesi

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü

YEDEK ÜYE

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	i
TABLolar DİZİNİ.....	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iii
KISALTMALAR.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
ÖZET.....	1
ABSTRACT.....	3
1. GİRİŞ ve AMAÇ.....	4
1.1. Problemin Tanımı ve Önemi.....	4
1.2. Araştırmanın Amacı.....	6
1.3. Araştırmanın Hipotezleri.....	6
2. GENEL BİLGİLER.....	7
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	21
3.1. Araştırmanın tipi.....	21
3.2. Araştırmanın yeri ve zamanı.....	21
3.3. Araştırmanın evreni ve örnekleme.....	21
3.4. Çalışma materyali.....	22
3.5. Araştırmanın değişkenleri.....	22
3.6. Veri toplama araçları.....	23
3.7. Araştırma planı.....	34
3.8. Verilerin değerlendirilmesi.....	36
3.9. Araştırmanın sınırlılıkları.....	37
3.10. Etik Kurul Onayı.....	37
4. BULGULAR.....	38
5. TARTIŞMA.....	54
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	67
7. KAYNAKLAR.....	69
8. EKLER.....	81
EK 1. GÖNÜLLÜ OLUR FORMU.....	81
EK 2. VERİ KAYIT FORMU.....	85
EK 3. ETİK KURUL ONAYI.....	91
EK 4. ÖZGEÇMİŞ.....	97

TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1. Katılımcıların demografik ve antropometrik özellikleri.....	38
Tablo 2. Video analiz yönteminin (sinematografi) uygulayıcı içi güvenilirliği.....	39
Tablo 3. Video analiz yöntemi ve iki kapılı hız ölçüm cihazı ile ölçülen yürüyüş hızı verilerinin korelasyonu.....	40
Tablo 4. Katılımcıların demografik, antropometrik ve klinik özellikleri.....	41
Tablo 5. Yürüme koşullarında boyun ağrısının karşılaştırılması.....	42
Tablo 6. Yürüme koşullarında yürüyüş asimetrisinin grup içi karşılaştırılması.....	43
Tablo 7. Yürüme koşullarında yürüyüş stabilite oranının grup içi karşılaştırılması.....	44
Tablo 8. Ayakkabı ve tabanlık seansındaki plantar basınç verilerinin grup içi karşılaştırılması.....	46
Tablo 9. Ayakkabı ve tabanlık seansındaki boyun ağrısının karşılaştırılması.....	47
Tablo 10. Ayakkabı ve tabanlık seansındaki zaman-mesafe parametreleri, yürüyüş asimetrisi ve yürüyüş stabilite oranının grup içi karşılaştırılması.....	49
Tablo 11. Çalışma grubu ve kontrol grubu yürüyüş parametrelerinin karşılaştırılması.....	51
Tablo 12. Yürüyüş parametrelerinin TKÖ, BÖG ve ağrı durasyonu ile ilişkisi.....	53

ŞEKİLLER ve GRAFİK DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 1. Video analiz yöntemi.....	26
Şekil 2. İki kapılı hız ölçüm cihazı ve video analiz yöntemi kullanılarak yapılan pilot çalışma.....	27
Şekil 3. PEDAR (GmbH, Münih Almanya).....	29
Şekil 4. Çalışmada kullanılan Aetrex marka ayakkabılar.....	30
Şekil 5. Yürüme sırasında Pedar sistemi.....	30
Grafik 1. Çalışmanın Akış Grafiği.....	35



KISALTMALAR

s	: Saniye
Hz:	: Hertz
ms:	: Milisaniye
BÖG:	: Boyun Özur Göstergesi
VAS:	: Vizüel Analog Skalası
TKÖ:	: Tampa Kinezyofobi Ölçeği
N:	: Newton
kPa:	: Kilopaskal
BPHDÖ:	: Birleşik Parkinson Hastalığı Değerlendirme Ölçeği
BDÖ:	: Berg Denge Ölçeği

TEŞEKKÜR

Yükseks lisans eğitimimin her aşamasında bana sonsuz destek olan, birlikte çalışabilmeyi ve bilgisinden yararlanabilmeyi bir şans olarak gördüğüm danışman hocam Sayın Prof. Dr. Salih ANGIN'a,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgisi ve deneyimiyle bana hep destek olan Sayın Doç. Dr. İ. Engin ŞİMŞEK'e,

Tezimin gerçekleştirilmesi sürecinde bilgisi ve yol göstericiliğiyle yardımını ve hoşgörüsünü esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Derya ÖZER KAYA'ya,

Yüksek lisans eğitimim boyunca destek ve katkılarını esirgemeyen Sayın Uzm. Fzt. Ata ELVAN'a,

Tanıştığım ilk günden beri karşılaştığım her zorlukta zamanını, bilgisini ve sabrını esirgmeden bana sonsuz destek olan çalışma arkadaşlarım Sayın Uzm. Fzt. Deniz BAYRAKTAR ve Sayın Uzm. Fzt. Umut Ziya KOÇAK'a,

Tezimin her aşamasına destek olan çalışma arkadaşlarım Sayın Fzt. Merve AYDIN ve Sayın Fzt. Alphan ÇAKIROĞLU'na,

En zor ve en mutlu zamanlarımda hep yanımda olan akademik hayatın bana kazandırdığı güzel arkadaşım Sayın Fzt. Zuhul ABASIYANIK'a,

Sonsuz desteğini her zaman hissettiğim, hayattaki azmini ve neşesini örnek aldığım canım anneme,

İki kapılı hız ölçüm cihazının alımı için başvurduğumuz ve projemizi destekleyen Dokuz Eylül Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Koordinasyon Birimi'ne,

Sonsuz teşekkür ederim.

ÖZET

KRONİK BOYUN HASTALARDA ŞOK ABSORBAN ÖZELLİKTE TABANLIK KULLANIMININ YÜRÜYÜŞ PARAMETRELERİ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Fzt. Müge KIRMIZI, mugekirmizi@hotmail.com

Dokuz Eylül Üniversitesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu, İZMİR

Amaç: Bu çalışmanın amacı, şok absorban özellikte tabanlık kullanımının kronik boyun ağrılı hastaların yürüyüş sırasında hissettiği boyun ağrısı şiddeti ve yürüyüş parametreleri üzerine etkisini incelemektir.

Yöntem: Çalışma, 21 kronik boyun ağrılı ve 21 sağlıklı birey olmak üzere toplam 42 katılımcı ile gerçekleştirildi. Yürüyüş parametreleri, ayakkabı ve tabanlık seansında ölçüldü. Her iki seansta da normal yürüme, baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme olmak üzere üç yürüme koşulunda ölçümler gerçekleştirildi. Seansların ve yürüme koşullarının sırası randomize olarak belirlendi. On metre yürüme testi sırasında video analiz yöntemiyle yürüyüşün zaman-mesafe parametreleri değerlendirilirken dinamik pedobarografla plantar basınç parametreleri ve sallanma fazı süreleri değerlendirildi.

Bulgular: Şok absorban tabanlıkla maksimum kuvvet, tepe basıncı, kuvvet-zaman integrali, basınç-zaman integralinde azalma görülürken temas alanında artış görüldü ($p<0.05$). Şok absorban tabanlıkla boyun ağrılı bireylerin baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarında hissettiği ağrı şiddetinde azalma belirlendi ($p<0.05$). Tabanlıkla boyun ağrılı bireylerin tüm yürüme koşullarındaki yürüyüş hızı ve adım uzunluğunda artış görüldü ($p<0.05$). Kadansta ise sadece baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda artış izlendi ($p<0.05$). Ayrıca her üç yürüme koşulundaki yürüyüş stabilite oranında ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşulundaki yürüyüş asimetrisinde azalma görüldü ($p<0.05$). Sağlıklı bireylerde ise şok absorban tabanlıkla normal yürüme koşulunda ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda değerlendirilen adım uzunluğunda artış görülürken baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda değerlendirilen yürüyüş stabilite oranında azalma izlendi ($p<0.05$).

Sonuç: Kronik boyun ağrılı bireylerin baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarında hissettiği boyun ağrısı şiddetinde şok absorban tabanlık kullanımı ile azalma meydana geldiği görüldü. Ayrıca tabanlık kullanımının kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüş parametreleri üzerine olumlu etkileri olduğu da gösterildi.

Anahtar Kelimeler: Kronik boyun ağrısı, yürüyüş parametreleri, plantar basınç parametreleri, şok absorban tabanlık.



ABSTRACT

INVESTIGATING THE EFFECT OF SHOCK ABSORBING INSOLES ON GAIT PARAMETERS IN INDIVIDUALS WITH CHRONIC NECK PAIN

Müge KIRMIZI, PT. mugekirmizi@hotmail.com

Dokuz Eylul University, School of Physical Therapy and Rehabilitation, Izmir

Objective: Aim of this study was to investigate the effect of shock absorbing insoles on neck pain during walking and gait parameters in individuals with chronic neck pain (CNP).

Method: Twenty one individuals with CNP and 21 healthy individuals recruited into this study. Assessment of walking parameters were carried out in two sessions, shoe only and flat insole. In both sessions, all participants performed ten meter walking test in three walking conditions: normal walking (NW), walking with head rotations (HRW) and walking at maximum speed (MW). The order of sessions and walking conditions were randomized. Plantar pressure parameters and swing durations were assessed using a pedobarograph and spatio-temporal parameters were assessed using video analysis method.

Results: Our findings indicated that the insole results in a decrease in the maximum force, peak pressure, force-time integral, pressure time integral and a increase in the contact area ($p<0.05$). It was also found that the insole reduces the severity of pain during HRW and MW ($p<0.05$). In individuals with CNP, it was shown that the insole increases walking speed and step length in all conditions and increases cadance in HRW ($p<0.05$). In addition, there was a decrease in the gait stability ratio in all conditions and gait asymmetry in HRW ($p<0.05$). In healthy individuals, it was found that the insole increases step length in NW and HRW and decreases gait stability ratio in HRW.

Conclusion: The study suggested that the insole reduces neck pain severity during walking and has positive effects on gait parameters in individuals with CNP.

Key Words: Chronic neck pain, gait parameters, plantar pressure parameters, shock absorbing insoles

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1. Problemin Tanımı ve Önemi

Görülme sıklığı giderek artan boyun ağrısı, fonksiyonel yetersizliğe neden olarak bireyleri ve ailelerini olumsuz etkileyen, iş gücü kaybı ve sağlık harcamaları nedeniyle de ekonomik yük oluşturan önemli bir kişisel ve toplumsal sağlık problemidir (1,2). Bel ağrısından sonra genel popülasyonda en sık görülen ikinci kas iskelet sistemi problemi olan boyun ağrısı, genel popülasyonun %70'ini etkiler (3). Yetişkinler arasında bir yıllık prevalansı %30–50'dir (4). İlk ağrı şikâyetlerini takiben bir ile beş yıl içinde tekrar boyun ağrısı şikâyeti görülme oranı %50-85'dir (5).

Son 20 yılda yapılan çalışmalar, kronik boyun ağrılı hastalarda, sağlıklı bireylere kıyasla boyun motor kontrolü ve sensorimotor öğelerde birtakım değişiklikler olduğunu göstermiştir. Boyun ağrılı hastaların servikal eklem hareket açıklığında, boyun fleksibilitesinde ve boyun bölgesinin primer stabilizatörü olan derin boyun fleksörlerinin kuvvet ve aktivasyonunda azalma olduğu belirlenmiştir (6-8). Boyun ağrılı hastalarda, sağlıklı bireylere kıyasla boyun bölgesinde daha rijit ve yavaş motor hareket paternleri gözlemlenmiştir (6). Boyun ağrısı, servikal afferent girdileri etkileyerek boynun proprioseptif duyusunda da değişime neden olmakta ve eklem pozisyon hissi ve kinestetik duyarlılığı olumsuz etkilemektedir (9-13). Servikal omurgadaki kaslar ve eklemlerde bulunan çok sayıda servikal reseptörün vestibular, görsel ve postural kontrol sistemleriyle santral ve refleks bağlantıları vardır (14). Bu reseptörlerden gelen afferent girdilerin vücut hareket ve oryantasyon algısı, görsel objelere sabitlenme ve görsel takibin sürdürülmesi üzerine önemli etkileri bulunmaktadır (14,15). Son 20 yılda yapılan çok sayıda çalışma, boyun ağrısının servikal afferent girdileri olumsuz etkileyerek denge becerilerinde kayba neden olduğunu göstermiştir (16-22).

Boyun ağrısının farklı koşullardaki yürüyüş parametreleri üzerine olumsuz etkilerinin olduğu gösterilmiştir. Poole ve arkadaşları, kronik idiyopatik boyun ağrılı yaşlı bireylerin baş rotasyonlarıyla yürüme hız ve kadanslarının, sağlıklı kontrol grubuna göre daha düşük olduğunu saptamıştır (22). Uthakhu ve arkadaşları ise kronik idiyopatik boyun ağrılı yetişkin bireylerin baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarındaki hız ve adım uzunluklarının, sağlıklı gruba göre daha düşük olduğunu ortaya koymuştur (23). Her iki çalışmada da baş rotasyonlarıyla yürüme hızının daha düşük olmasının, baş rotasyonlarının

anormal servikal afferent girdilerde artışa neden olmasıyla ilişkili olabileceğine değinilmiştir. Ayrıca basit yürüme aktivitesinde farklılık yokken baş hareketlerinin eklenmesiyle farklılığın ortaya çıkmasının, boyun ağrılı bireylerin aynı anda iki görevi yürütmede zorlanması nedeniyle olabileceği de belirtilmiştir (22,23). Maksimum hızda yürüme de daha zor bir yürüme koşulu olarak yorumlanmaktadır ve maksimum yürüyüş hızındaki düşüş, ağrı şiddeti ve fonksiyonel yetersizlik miktarı ile ilişkili bulunmuştur (23). Kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüş sırasındaki gövde rotasyon hareketinin miktarında azalma meydana geldiği ortaya konmuştur. Bu duruma, boyun ağrısına karşı gelişen koruma stratejisinin sonucu olarak gövde sertliğinde (*stiffness*) oluşan artışın neden olduğu düşünülmektedir (24). Nystrom ve arkadaşları, whiplash kaynaklı kronik boyun ağrılı hastaların cerrahi operasyon sonrası, ağrı seviyelerinde azalma ve servikal hareket genişliklerinde artmayla beraber yürüyüş parametrelerinde de olumlu değişimler olduğunu göstermiştir (25).

Duruş ve sallanma fazlarından oluşan yürüyüş siklusu, topuk vuruşu ile başlamaktadır. Topuk vuruşuyla birlikte vücut ağırlığını aşabilen önemli miktarda yer reaksiyon kuvveti meydana gelerek bir şok dalgası şeklinde iskelet sistemi boyunca yayılmaktadır (26,27). Bu şok dalgası, lokomasyon şekli, yorgunluk, ayakkabı, yürüyüş hızı, zemin gibi faktörlere bağlı olarak değişiklik göstermektedir (28). Topuk bölgesi yapıları bu şok dalgasını azaltarak iletmektedir ancak kentsel yaşam koşullarında rijit yüzeylerde yürüme süresinin artmasıyla bu yapılar yetersiz kalabilmektedir (26). Ayrıca yapılan çalışmalarda, yürüyüş hızıyla birlikte yer reaksiyon kuvveti ve kadansın nerdeyse aynı oranda arttığı ancak kas iskelet sistemindeki dinamik yüklenmenin çok daha yüksek oranda arttığı saptanmıştır (28).

Şok absorbe edici özelliğe sahip ayakkabı tabanlıkları, yürüme ile meydana gelen yer reaksiyon kuvvetini azaltarak kas iskelet sistemine etkileyen dinamik yüklenmeyi azaltmaktadır (26,27,29). Folman ve arkadaşları, yürüyüş sırasında spinal kolona yayılan şok dalgası amplitüdünün viskoelastik tabanlıklar kullanımı ile önemli miktarda azaldığını ortaya koymuştur (26).

Sonuç olarak, kronik boyun ağrılı hastaların yürüyüş parametrelerinde olumsuz değişimler meydana geldiği gösterilmiştir. Şok absorban özellikte tabanlıklar kullanımının yürüyüş sırasında spinal kolona etkileyen dinamik yüklenmeyi azalttığı bilinmektedir. Buna karşın, şok absorban tabanlıkların yürüyüş sırasında hissedilen ağrı şiddeti ve yürüyüş parametreleri üzerine etkisi

bilinmemektedir. Bu özellikte tabanlık, yürüyüş sırasında servikal bölgeye etkiyen dinamik yüklenmeyi azaltarak kronik boyun ağrılı hastaların ağrı şiddeti ve bozulmuş servikal afferent girdileri üzerinde düzeltici etki gösterebilir ve böylece yürüyüş parametrelerini olumlu yönde etkileyebilir. Şok absorban tabanlıkların bu etkisinin gösterilmesi, kronik boyun ağrılı bireylere şok absorban tabanlık tavsiye edilmesine ilişkin kilinisyenlere ve araştırmacılara yol gösterici olabilir.

1.2. Araştırmanın Amacı

Bu çalışma, şok absorban özellikte tabanlık kullanımının kronik boyun ağrılı hastaların yürüyüş sırasında hissettiği boyun ağrısı şiddeti ve yürüyüş parametreleri üzerine etkisini incelemek amacıyla planlanmıştır.

1.3. Araştırmanın Hipotezleri

H₀= Kronik idiyopatik boyun ağrılı hastalarda şok absorban özellikte tabanlık kullanımı yürüyüş parametrelerini etkilemez.

H₁= Kronik idiyopatik boyun ağrılı hastalarda şok absorban özellikte tabanlık kullanımı yürüyüş parametrelerini etkiler.

H₂= Kronik idiyopatik boyun ağrılı hastalarda şok absorban özellikte tabanlık kullanımı yürüyüş sırasında hissedilen boyun ağrısı şiddetini etkilemez.

H₃= Kronik idiyopatik boyun ağrılı hastalarda şok absorban özellikte tabanlık kullanımı yürüyüş sırasında hissedilen boyun ağrısı şiddetini etkiler.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kronik Boyun Ağrısı

Boyun ağrısı, bel ağrısından sonra en sık görülen kas iskelet sistemi problemidir ve yetişkinler arasındaki yıllık prevalansı %30-50'dir. İlk ağrı şikâyetlerini takiben bir ile beş yıl içinde tekrar boyun ağrısı şikâyeti görülme oranı %50-85'dir (4,5). Genel olarak iyi bir prognozu olduğu düşünülmesine rağmen boyun ağrısı tecrübeleyen bireylerin üçte birinin şikâyetleri devam ederek kronikleşmektedir (30).

Boyun ağrısı; başa, omuza ve gövdeye yayılımı olan veya olmayan boyun anatomik alanındaki ağrı olarak tanımlanmaktadır (31). Boyun ağrısı tanımında geçen anatomik boyun alanını superior nukal çizgi ile birinci torakal vertebranın spinal prosesi arasını kapsayan servikal omurganın posterior bölgesi olarak tanımlayan kaynaklar bulunmasına rağmen bu tanım boyun ağrısı olarak bahsedilen birçok alanı içermemektedir (32,33). Son yayınlar, superior nukal çizgiden spina skapulaya kadar olan alanı posterior boyun bölgesi olarak tanımlarken superior nukal çizgiden klavikulanın üst sınırı ve üst sternal çentiğe kadar olan alanı da boyun yan bölgeleri olarak tanımlamıştır (31,32). Servikal omurganın ön kısmında hissedilen ağrı ise boğaz ağrısı olarak tanımlanmaktadır ve boyun ağrısıyla ilişkilendirilmemektedir (34).

2008 yılında *Spine* dergisinde yayımlanan *The Neck Pain Task Force*'da boyun ağrısının klinik sınıflandırması semptomların şiddetine göre dört seviyede yapılmıştır:

Seviye 1: Major yapısal patolojinin varlığına ilişkin bir işaret veya semptom bulunmaması ve günlük yaşam aktivitelerinde çok az bir engel bulunması veya hiç engel bulunmaması,

Seviye 2: Major yapısal patolojinin varlığına ilişkin bir işaret veya semptom bulunmaması ancak günlük yaşam aktivitelerinde major engel bulunması,

Seviye 3: Major yapısal patolojinin varlığına ilişkin bir işaret veya semptom bulunmaması ancak sinir kompresyonunun göstergesi olan nörolojik işaretlerin varlığı,

Seviye 4: Major yapısal patoloji varlığını gösteren işaret ve semptomların varlığı.

Major yapısal patoloji, kırık, dislokasyon, spinal kord yaralanması, enfeksiyon, kanser veya inflamatuvar artropatiler gibi sistemik hastalıkları içermektedir (35).

Boyun ağrısı, ağrı şikâyetinin süresine göre ise genel olarak üç sınıfa ayrılmaktadır. Akut boyun ağrısının süresi yedi günden az, subakut boyun ağrısının süresi yedi günden fazla ancak üç aydan az, kronik boyun ağrısının süresi ise üç aydan daha uzun olarak tanımlanmaktadır (32).

Son 20 yılda yapılan çalışmalar, boyun ağrılı hastalarda, sağlıklı bireylere kıyasla boyun motor kontrolü ve sensorimotor öğelerde birtakım değişiklikler olduğunu göstermiştir. Boyun ağrısının, proprioseptörlerden zengin olan ve boyun bölgesinin stabilizasyonundan primer sorumlu olan derin boyun fleksörlerinde gecikmiş ve azalmış kas aktivasyonu, yüzeysel boyun fleksör kaslarında ise artmış kas aktivasyonu ile karakterize değişikliklere neden olduğu saptanmıştır (7). Boyun ağrılı hastalarda servikal eklem hareket açıklığında, boyun fleksibilitesinde, servikal kas kuvvetinde ve servikal hareketlerin hızında azalma görülebilmektedir (6,8). Ayrıca sağlıklı bireylere kıyasla boyun bölgesinde daha rijit motor hareket paternleri gözlemlenmektedir (6). Boyun ağrısı, servikal afferent girdileri etkileyerek boyun proprioseptif duyusunda da değişime neden olmaktadır. Boyun ağrısının eklem pozisyon hissi ve kinestetik duyarlılığı üzerine olumsuz etkilerinin olduğunu gösteren birçok çalışma mevcuttur (9-13).

Kronik boyun ağrısının denge bozukluklarına neden olduğu da çok kez gösterilmiştir (16-22). Boyun bölgesindeki reseptörlerin sadece boyun bölgesi üzerine değil tüm vücut algısı ve oryantasyonu üzerine etkili olduğunun bulunması, bu reseptörlerden gelen afferent girdilerin önemini de göstermektedir (14,15).

2.1.1. Kronik Boyun Ağrısı İçin Risk Faktörleri

Yaş, cinsiyet, genetik ve boyun ağrısı hikâyesi, boyun ağrısı için değiştirilemeyen (modifiye edilemeyen) risk faktörlerini oluşturmaktadır. Boyun ağrısı prevalansı yaşla birlikte artarak orta yaşta maksimum seviyeye ulaşmakta ve daha ileri yaşlarda azalmaktadır. Cinsiyete göre bakıldığında kadınlarda görülme sıklığı daha fazladır (4). Boyun bölgesinde ağrı ve/veya travma öyküsü, kronik boyun ağrısı için ve özellikle episodik tekrarlı boyun ağrısı için en önemli risk faktörüdür. Boyun ağrısının sıklıkla episodik tekrarlı seyir gösterdiği düşünüldüğünde boyun bölgesinde yaralanma öyküsü, diğer risk faktörlerine göre belirgin ve ayırt edici niteliktedir (4,36,37).

Kronik bel ağrısı gibi kas iskelet sistemi ağrılarının da kronik boyun ağrısı için risk faktörü olduğunu gösteren tutarlı kanıtlar bulunmaktadır (4,38). Bu durum, çevresel faktörlerin paylaşılması ve/veya kişinin ağrıya duyarlılığı gibi altta yatan ortak mekanizmalara dayandırılmaktadır (38,39).

Sigara kullanımı, sigara dumanı maruziyeti, psikolojik sağlık, uyku bozuklukları, kişinin kendi sağlığı ile ilgili algısı ve genel sağlık durumu da değiştirilebilir (modifiye edilebilir) risk faktörlerini oluşturmaktadır. Psikolojik sağlığın kötü olması, yaygın boyun ağrısı ile sıklıkla ilişkilendirilen önemli bir risk faktörüdür. Kişinin genel sağlığının ve/veya kendi sağlığıyla ilgili algısının kötü olması da boyun ağrısıyla ilişkilendirilmektedir (4,37,38). İş yerindeki boyun ağrısı risk faktörleri ise iş yerinde mobing, yüksek iş talebi, iş yerinde düşük sosyal destek, sedanter çalışma postürü ve tekrarlayıcı hareket içeren aktivitelerden oluşmaktadır (4,38,40).

Kronik boyun ağrısı çok sık görülen bir kas iskelet sistemi problemi olmasına karşın patofizyolojisi çok az anlaşılabilmiştir. Sıklıkla altında yatan yapısal bir patoloji bulunmaz (41). Literatürde ısrarcı ve fonksiyonel seviyede kötüleşmeye neden olan boyun ağrısının, servikal omurgadaki dejeneratif değişikliklerle bağlantılı olduğu varsayımını temel alan çalışmalar olmasına karşın disk dejenerasyonunun boyun ağrısı için risk faktörü olduğunu gösteren kanıtlar yetersizdir (4,5,42,43). Asemptomatik bireylerin çoğunda görüntüleme sonucu spinal dejenerasyon bulgularına rastlandığı ve bu bulguların ağrıdan çok hastanın yaşı ile ilişkili olduğu ortaya konmuştur (44).

Genç yaş, bireylerin iyi bir psikolojik sağlığa ve sosyal desteğe sahip olması boyun ağrısı prognozunu olumlu etkilemektedir. Psikolojik sağlığın yetersiz olması, baş etme becerilerinde yetersizlik, sosyal desteğe ihtiyaç, öfkeli ve telaşlı kişilik yapısı ise kötü prognoza işaret etmektedir. Ek olarak hastanın geçmişinde boyun ağrısı hikâyesi olması da prognozu kötü etkilemektedir. Egzersiz, boyun ağrısının tedavisinde etkili bir metot olarak gösterilmektedir ancak genel fiziksel aktiviteye katılımın boyun ağrısının seyriyle ilişkisi gösterilememiştir (5,35).

2.1.2. Kronik İdiyopatik Boyun Ağrısında Ağrı Mekanizması

Boyun ağrısı, nedenlerine göre temel olarak travma kökenli (kırık veya whiplash yaralanması gibi), inflamatuvar kökenli ve idiyopatik (nonspesifik) kökenli boyun ağrısı olarak

sınıflandırılmaktadır. Boyun ağrılarının büyük bir kısmının farkedilir bir nedeni yoktur. Bilinmeyen bir nedenden kaynaklanan bu tip boyun ağrısı, idiyopatik veya nonspesifik boyun ağrısı olarak adlandırılır (41,45).

Whiplash kaynaklı kronik boyun ağrısı ve kronik idiyopatik boyun ağrısında ağrı duyusunda meydana gelen değişimler ve bu değişimlerin etki mekanizmaları farklıdır (46,47). İki ağrı tipi de servikal bölgede mekanik hiperaljezi ile karakterizedir. Bu durumun, periferik nosiseptör sensitizasyonunun sonucu olduğu düşünülmektedir (47). Whiplash kaynaklı kronik boyun ağrısında, servikal hiperaljeziye ek olarak basınç ve ısı duyularına karşı servikal bölge ile sınırlı olmayan genel bir hipersensitivite görülmektedir. Ağrılı alandan uzak vücut bölgelerinde de görülen duyuusal hipersensitivite, santral sensitizasyon ve endojen ağrı modülasyonundaki kayıp ile ilişkilendirilmektedir (46-49).

Santral sensitizasyon, merkezi sinir sisteminin ağrı işlem mekanizmalarındaki değişiklik sonucu oluşmaktadır ve merkezi sinir sistemindeki nosiseptif nöronların, normal veya eşik altı afferent uyarılara cevabında artış görülmesi olarak tanımlanmaktadır. Osteoartrit, fibromiyalji, romatoid artrit gibi pek çok kronik ağrı probleminde santral sensitizasyon ve endojen ağrı kontrolünde kayıp görüldüğüne dair kanıtlar giderek artmaktadır (50). Yukarıda da belirtildiği gibi whiplash kökenli kronik boyun ağrısının da santral sensitizasyon ile karakterize olduğuna dair pek çok kanıt bulunmaktadır (46-49). Ancak yapılan çalışmalarda kronik idiyopatik boyun ağrısı santral sensitizasyon ile ilişkilendirilmemiştir (46,47). Kronik idiyopatik boyun ağrılı bireylerin bir kısmında santral sensitizasyon görülmesine karşın kronik idiyopatik boyun ağrısı santral sensitizasyon ile karakterize değildir (46).

2.1.3. Akut İdiyopatik Boyun Ağrısında Prognoz

Bireylerin günlük yaşam aktivitesini ve yaşam kalitesini olumsuz etkilemesine ek olarak üretkenlik kaybı ve sağlık harcamaları nedeniyle toplumu da olumsuz etkileyen idiyopatik boyun ağrısı sıklıkla tekrarlayıcı bir problemdir (5,51). 2011 yılında yayınlanan sistematik derlemede idiyopatik boyun ağrısı prognozunun, daha önce tanımlanandan çok daha kötü olduğu belirtilmiştir. Akut idiyopatik boyun ağrısında ilk altı buçuk haftada ağrı ve özür düzeyinde hızlı bir azalma görülmektedir. Ancak, günlük yaşam aktivitelerini ve yaşam kalitesini etkileyen şiddetteki ağrı (yaklaşık olarak 100 milimetrelik-mm VAS skalasında 37-42mm) bir yıla kadar devam etmektedir. Bir yıla kadar devam eden boyun ağrısı şiddetinin, bel ağrısının iki katı

olduğu ortaya konmuştur. Ağrı kaynaklı özür durumunda ise bir yıla kadar süregelen bel ve boyun ağrısı arasında fark bulunmamıştır. Ancak, bir yıla kadar devam eden ağrı ve özür düzeyinin, başlangıçtaki akut idiyopatik boyun ağrısının devamı mı olduğu yoksa tekrarlayan ağrının sonucu mu olduğu tam olarak net değildir. Akut idiyopatik boyun ağrısının bir yıldan sonraki seyri ise bilinmemektedir (51).

Whiplash kaynaklı boyun ağrısı, whiplash travması sonrası görülen boyun ağrısıdır ve mekanizmasının yanında ağrının seyri de idiyopatik boyun ağrısından farklılık göstermektedir. Whiplash yaralanması sonrası üç ay boyunca ağrı şiddetinde artış görülmekte ve sonrasında ağrı şiddeti azalmaktadır. Akut idiyopatik boyun ağrısında ise ağrı şiddetinde ilk 6.5 haftadan sonra bir yıla kadar anlamlı bir azalma görülmemektedir. 12. ay ağrı şiddeti idiyopatik boyun ağrısında daha yüksektir (idiyopatik ağrı için VAS skoru 42 - whiplash kaynaklı ağrı için 25). Ağrı kaynaklı özür düzeyleri ise ağrı şiddetinden bağımsız olarak benzerdir (51,52).

2.1.4. Kronik İdiyopatik Boyun Ağrılı Bireylerin Yürüyüş Parametrelerinde Meydana Gelen Değişimler

Son on yılda yapılan çalışmalar, boyun ağrısının çeşitli koşullardaki yürüyüş parametreleri üzerine olumsuz etkileri olduğunu ortaya koymuştur. Kronik boyun ağrılı geriatrik bireylerin baş rotasyonlarıyla yürüme hız ve kadanslarının, sağlıklı kontrol grubuna göre daha düşük olduğu gösterilmiştir (22). Kronik boyun ağrılı yetişkin bireylerde ise baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarında ölçülen hız ve adım uzunluğunun, sağlıklı gruba göre daha düşük olduğu bulunmuştur (23). Yürüyüş parametrelerinin koşu bandı üzerinde değerlendirildiği bir çalışmanın sonucunda, hem başın nötralde olduğu koşulda hem de başın sabit şekilde bir tarafa çevrili olduğu koşulda çift adım uzunluğunda azalma meydana geldiği bulunmuştur. Ayrıca üç boyutlu hareket analiz sistemi kullanılarak gövde rotasyon hareketinin miktarı da incelenmiş ve gövde rotasyonlarının miktarında sağlıklı bireylere kıyasla azalma olduğu saptanmıştır (24).

Servikal omurgadaki reseptörler vestibular, görsel ve postural kontrol sistemleriyle önemli bağlantılar yapmaktadır. Kronik boyun ağrılı bireylerin denge ve postür algılarında olumsuz değişimler meydana geldiği çok kez gösterilmiştir. Bu durum, ağrının servikal afferent girdileri olumsuz etkilemesinin sonucu olarak yorumlanmaktadır (14-22). Boyun ağrısının yürüme üzerine etkisini inceleyen çalışmalarda da baş rotasyonlarının anormal servikal afferent

girdilerde artışa neden olarak yürüyüş hızında azalmaya yol açabileceği belirtilmiştir. Ayrıca basit yürüme aktivitesinde sağlıklı bireyler ve kronik boyun ağrılı bireyler arasında farklılık görülmezken baş hareketlerinin eklenmesiyle farklılığın ortaya çıkması, boyun ağrılı bireylerin aynı anda iki görevi yapmada zorlandığını göstermektedir (22,23). Maksimum hızda yürüme de daha zor bir yürüme koşulu olarak yorumlanmaktadır ve kronik boyun ağrılı bireylerin maksimum yürüyüş hızındaki azalma, ağrı şiddeti ve fonksiyonel yetersizlik miktarı ile ilişkili bulunmuştur (23). Kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüş sırasında gerçekleşen gövde rotasyonlarının miktarındaki azalma ise ağrıya karşı gelişen koruma stratejisinin yol açtığı gövde sertliğindeki (stiffness) artışın sonucu olarak yorumlanmıştır (24).

2.1.5. İdiyopatik Boyun Ağrısında Değerlendirme

Değerlendirmeye hasta hikâyesinin alımı ile başlanır. Hikâyede özellikle kırmızı bayraklar olarak adlandırılan ve aynı zamanda dördüncü seviye boyun ağrısına da işaret eden göstergeler sorgulanmalıdır. Kırmızı bayraklar, miyelopati, kanser, enfeksiyon, vasküler yetmezlik, ciddi travma ve/veya iskelet yaralanması, inflamatuvar artropatiler gibi sistemik hastalıklar ve kırığı içermektedir (32,35,53). Dördüncü seviye boyun ağrısının değerlendirme ve tedavisi, altta yatan major patolojiye özgü değerlendirme ve tedavi metotlarını içermelidir (32,35).

Ağrı yoğunluğunun, niteliğinin, dağılımının ve ağrının günlük yaşam aktivitelerindeki etkilerinin öz bildirim yoluyla değerlendirilmesi, tedavi programını planlamada ve değerlendirmede önemli bir yer tutmaktadır. Ağrıyı sözel, görsel, numerik ve semantik olarak değerlendiren farklı metotlar bulunmaktadır (32,35,53-55). Vizüel analog skalası, uygulamasının basit olması ve psikometrik özelliklerinin iyi olması nedeniyle ağrı şiddetinin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Boyun ağrısının günlük yaşam aktivitelerine etkilerini değerlendiren anketler arasında en sık kullanılan ve en geçerli kabul edilen anket Boyun Özür Göstergesi (*Neck Disability Index*-türkçe versiyonu)'dır (32,55).

Kasta erime, şişlik, kızarıklık, skar doku ve nodül varlığı inspeksiyon ile değerlendirilebilir. Palpasyon ile hassas noktalar ve tetik noktalar değerlendirilir. Algometre kullanımı tetik nokta değerlendirmesinde güvenilirliği artırmaktadır. Fiziksel becerilerin değerlendirilmesinde ise eklem hareket açıklığı, kas kuvvet ve endurans ölçümleri kullanılmaktadır (32,35,53).

Refleks, duyuusal defisit (dermatomlarda artmış veya azalmış hassasiyet, pareztesi, uyuşma) ve kas kuvveti değerdendirmeleri nörolojik muayenenin parçası olarak olası üçüncü seviye boyun ağrısı değerdendirmesinde uygulanmaktadır (32,35). Radikülopati şüphesi olduğunda bunlara ek olarak manuel provokasyon testleri ve ileri görüntüleme yöntemleri de tercih edilmektedir. İğne elektromiyografisi de radikülopati varlığını doğrulamak için kullanılmaktadır. Radikülopati şüphesi olmayan birinci ve ikinci seviye boyun ağrısında görüntüleme yöntemlerine başvurulması tavsiye edilmemektedir. Görüntüleme yöntemleri sonucu omurgada saptanan dejeneratif değışiklikler daha çok hastanın yaşı ile ilişkilendirilmektedir. Dejeneratif değışiklikler tipik olarak boyun ağrısıyla ilişkilendirilmemiştir (35,53).

2.1.6. İdiyopatik Boyun Ağrısında Tedavi

Son yıllarda yapılan kanıt değeri yüksek çalışmalar, birinci ve ikinci seviye boyun ağrısının tedavisinde manuel terapi (mobilizasyon ve/veya manipulasyon), egzersiz, düşük seviye lazer tedavisi ve akupunkturun plasebo ve alternatif tedavi yöntemlerine göre üstün olduğunu göstermiştir. Ancak herhangi birinin diğerine göre üstünlüğü net olarak gösterilememiştir (56). Dinamik egzersizler ile yapılan kuvvetlendirme ve endurans eğitimleri, pasif egzersiz modalitelerine göre daha üstün bulunmuştur. Skalen kaslar, üst trapez kası, levator skapula kası ve pektoral kaslara uygulanan esneklik egzersizleri tavsiye edilmektedir ancak kanıt düzeyi kuvvetlendirme ve endurans egzersizleri kadar yüksek değildir (54,56). Manuel terapi, egzersiz modaliteleri ile uygulandığında ağrı ve özür seviyesini azaltmada daha etkili olmaktadır (54).

Fonksiyonu yeniden kazanmaya ve mümkün olduğunca erken işe dönüşe odaklanan tedavi yöntemleri, bu hedefi temel almayan yöntemlere göre daha etkili bulunmaktadır (56). Hastanın direkt terapist tarafından veya eğitim videoları ile bilgilendirilmesini içeren hasta eğitim programları da tek başına uygulandığında veya diğer tedavi modaliteleriyle kombine uygulandığında etkili olmaktadır (54,56).

Literatürde noninvaziv tedavi modalitelerinin radiküler semptomlar üzerine etkisini gösteren kanıt bulunmamaktadır. Noninvaziv tedavi modalitelerinin etkinliğini inceleyen çalışmaların hemen hepsi seviye bir ve seviye iki boyun ağrısına sahip bireyler ile yapılmıştır. Radiküler bası semptomları gösteren (seviye üç boyun ağrısı) bireyler için noninvaziv tedavi modalitelerinin etkinliği bilinmemektedir (35,56). Üçüncü seviye boyun ağrısına sahip bireyler,

kortikosteroid enjeksiyonlarını (epidural veya seçici sinir kökü) içeren invaziv tedaviden kısa süreli fayda görmektedir ancak kortikosteroid enjeksiyonu hastaların açık cerrahi operasyon geçirme oranını azaltmamaktadır. Cerrahi yöntemlerin, nonoperatif tedavi yöntemleriyle kıyaslandığında uzun dönemde üstünlüğü gösterilememiştir. Ancak kısa dönemde (cerrahiden 6-12 hafta sonra) ağrı ve özür seviyesinin azaltılmasında daha etkili bulunmuştur (35,57). Birinci ve ikinci seviye boyun ağrılarında cerrahi tedaviler önerilmemektedir. Dördüncü seviye boyun ağrısı ise altta yatan major patolojiye özgü müdahaleler gerektirmektedir (35).

Boyun ağrılı hastaların, ağrıyı kötü yorumlama seviyeleri ile ağrı ve fonksiyonel seviyeleri arasında güçlü bir korelasyon vardır (58). Ağrıyı kötü yorumlamanın, kronik boyun ağrılı hastaların tedavi etkinliğini olumsuz etkilediğini gösteren çalışmalar mevcuttur (59,60). Fizyoterapi programına ek olarak ağrıyı kötü yorumlamayı azaltma, öz yeterliliği artırma gibi tedavi edilebilir kognitif faktörlerin de tedaviye eklenmesinin, kronik boyun ağrılı bireylerin prognozunu olumlu etkileyeceği düşünülmektedir (58).

2.2. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Parametreleri ve Yer Reaksiyon Kuvveti

2.2.1. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Parametreleri

Yürüyüş, vücudun ileriye transferini sağlamak amacıyla tekrarlı bir dizi ekstremiteler hareketinin, vücut dengesi korunarak gerçekleştirilmesiyle mümkündür (61). Bir yürüyüş periyodu, aynı ekstremitenin birbirini takip eden iki topuk vuruşu arasında geçen zamandır. Normal yürüyüşün bir periyodunun %60'ı duruş, %40'ı sallanma fazlarından oluşmaktadır. Duruş fazı ayağın zeminle temasta olduğu zamanı, sallanma fazı ise ilgili ayağın zeminle temasının olmadığı zamanı ifade eder (62,63). Her iki ayağın da yerle temasta olduğu çift destek periyodu sırasında her iki ekstremiteler de duruş fazındadır. Çift destek periyodu haricinde bir ekstremiteler duruş fazındayken diğer ekstremiteler sallanma fazındadır. Diğer bir deyişle yürüyüş sırasında sağ ve sol ekstremiteler arasında tekrarlı şekilde rol değişiminin olduğu bir patern sergilenir. Memelilerde bu paternin sürdürülmesinden spinal kordun her iki tarafındaki santral patern jeneratörlerinin resiprokal aktivasyonunun sorumlu olduğu düşünülmektedir (61,62,64).

Düz bir yolda gerçekleştirilen yürüyüşün simetrisi, zaman-mesafe karakteristikleri ve kas aktivasyonları değerlendirilerek belirlenir (65). Yürüyüşün zaman-mesafe

karakteristikleri; çift adım uzunluğu, adım uzunluğu, adım genişliği, ayak açısı, adım süresi, çift adım süresi, tek destek periyodu süresi, çift destek periyodu süresi, yürüyüş hızı ve kadanstan oluşmaktadır. Adım uzunluğu, bir ekstemitenin topuk vuruşu ile ardışık gerçekleşen diğer ekstemitenin topuk vuruşu arasındaki anterior-posterior mesafedir. Çift adım uzunluğu ise aynı ekstemitenin ardışık iki topuk vuruşu arasındaki anteror-posteior mesafedir. Adım genişliği ise ardışık sağ ve sol topuk vuruşları arasındaki medio-lateral mesafeyi ifade eder. Günümüzde yürüyüş analizlerinde kullanılan kuvvet platformları, hareket analiz sistemleri ve kuvvet sensörlü tabanlıklar, her iki ayağın basınç merkezini belirleyerek basınç merkezleri arasındaki mesafeyi adım uzunlukları ve adım genişliğinin belirlenmesinde referans almaktadır (61,62,66).

2.2.2. Yer Reaksiyon Kuvveti

Yürüyüş sırasında ayağın zeminle temasıyla birlikte zemin ve ayak arasında yer reaksiyon kuvveti meydana gelmektedir. Temasla birlikte ayak tabanına etkileyen yer reaksiyon kuvveti, kuvvet platformları ve kuvvet sensörlü tabanlıklar aracılığıyla ölçülebilmektedir. Bu kuvvetin amplitüdü, yürüyüş parametreleri, zemin, ayakkabı, ayakla zemin arasındaki uyum, yorgunluk, sağlık durumu gibi faktörlere bağlı olarak vücut ağırlığının 0.5 katıyla 1.25 katı arasında değişiklik göstermektedir (28,67,68). Koşma aktivitesi sırasında ise vücut ağırlığının 2.5 katına kadar çıkabilmektedir (68).

2.2.2.1. Yer Reaksiyon Kuvvetinin Vücutta Oluşturduğu Şok Dalgası

Yürüyüş sırasında topuk vuruşu ile birlikte bir şok dalgası meydana gelerek vücut boyunca yayılmaktadır. Bu yayılım, topuk vuruşu ile zemine uygulanan kuvvetin sonucu olarak ayak tabanına etkileyen yer reaksiyon kuvvetinin kas iskelet sistemi boyunca ilerlemesiyle gerçekleşir. Bu ilerleme sırasında şok dalgası, kemik ve yumuşak dokulardaki absorpsiyon miktarıyla bağlantılı olarak sönümlenir (69-71). Topuktan başlayarak baş bölgesine doğru sönümlenerek ilerlerken dokularda meydana getirdiği değişim, şok dalgasının kas iskelet sisteminde oluşturduğu dinamik yüklenme olarak adlandırılmaktadır (28).

Yürüme sırasında ayağın zeminle nispeten kısa süreli teması sonucu oluşarak kas iskelet sistemi boyunca yayılan şok dalgasının amplitüdü, yapılan aktiviteye bağlı olarak 0.5 - 25g ($g = \text{gravitasyonel akselerasyon, } 9.81\text{m/s}^2$) arasında değişmektedir ve kalkaneus, diz, kalça, alın

seviyelerinde açıkça farkedilmektedir (70-72). Şok dalgasının amplitüdü ve yayılım hızı, düşük ağırlıklı akselerometrelerin belirli kemik çıkıntılar (ayak bileği, tibial tüberkül, medial femoral kondil, kalça, alın) üzerindeki deriye velkro yardımıyla sabitlenmesiyle noninvaziv olarak veya akselerometrelerin direkt kemik dokuya bağlanmasıyla invaziv olarak ölçülmektedir. Noninvaziv ölçüm, invaziv ölçümlerle karşılaştırıldığında geçerli ve güvenilir bulunmuştur. Bu nedenle klinikte ve araştırmalarda pratik, güvenilir ve geçerli bir yöntem olarak invaziv yöntemle kıyasla daha sık kullanılmaktadır (73-77).

Sağlıklı insanlarda yürüyüş sırasında ayak tabanına etkiyen yer reaksiyon kuvveti ve vücuda yayılan şok dalgasının amplitüdü arasında korelasyon bulunmaktadır (75,76). Dolayısıyla yer reaksiyon kuvvetinin amplitüdünü etkileyen faktörler, kas iskelet sistemine yayılan şok dalgasının amplitüdünü de etkilemektedir. Şok dalgası topuklardan başa doğru yayılırken doğal şok absorbanlar (kemik ve yumuşak doku) tarafından sönümlenmektedir. Böylece baş bölgesi, vizuel ve vestibüler sistem aşırı yüklenmeden korunmaktadır. Sönümlenme temel olarak kas aktivitesi, eklem geometrisinde değişim ve pasif dokularda deformasyon aracılığıyla gerçekleşen enerji absorpsiyonunun sonucudur (74,77-80).

Yapılan araştırmalar yürüme paterninin, yürüyüş sırasında kas iskelet sistemine etkiyen şok dalgasının amplitüdüne etkiyen önemli bir faktör olduğunu göstermektedir. Yürüyüş hızının artmasıyla birlikte kadans ve yer reaksiyon kuvvetinde aynı oranda artış meydana gelmektedir (28,70,71). Yer reaksiyon kuvvetindeki artışla beraber kas iskelet sistemine etkiyen şok dalgasının amplitüdünde de artış olmaktadır. Ancak yapılan çalışmalar, yürüyüş hızında artışla beraber tibial tüberkülde meydana gelen akselerasyon artışının, alın bölgesinde meydana gelen artışa göre çok daha fazla olduğunu göstermektedir. Bu durumun, vücudun, yürüyüş hızının artmasıyla beraber artış gösteren şok dalgası amplitüdünün baş bölgesine yansıyan miktarını azaltmak için şok azaltma ve dağıtma mekanizmalarını modifiye etmesinin sonucu olduğu savunulmaktadır (70,71). Ayrıca adım uzunluğundaki artış miktarı da tibial tüberkül ve alın bölgesinde kaydedilen akselerasyon miktarında artışa yol açmaktadır (81,82).

Bel ağrısı şikâyeti olan hastalarda, femoral kondil ve alın arasındaki bölgede gerçekleşen şok absorpsiyon miktarında sağlıklı bireylere kıyasla azalma meydana geldiği belirlenmiştir. Bu durum, ağrı ve dejenerasyonun kas iskelet sisteminin yüklenmeye karşı koyma kapasitesini azaltmasıyla ilişkilendirilmektedir (83). Benzer şekilde ankilozan spondilitli hastalarda da

omurganın esnekliğini kaybederek daha rijit bir yapıya dönüşmesinin sonucu olarak şok absorbe etme yeteneğinde azalma görülmektedir ve kas iskelet sistemine etkiyen dinamik yüklenme miktarında artış olmaktadır (77).

Yorgunluğun artması sonucunda da kas iskelet sisteminde meydana gelen dinamik yüklenme miktarında artış görülmektedir. Yapılan çalışmalarda yorgunluk seviyesinde artışla birlikte tibial tüberkülden ölçülen şok dalgası amplitüdünde artış saptanmıştır. Bu durum, yorgunluğun kas iskelet sisteminin şok dalgasına karşı koyma yeteneğini azaltarak şok absorpsiyonunu engellemesinden kaynaklanmaktadır (84,85). Yürüyüş sırasında meydana gelen yer reaksiyon kuvvetini ve kas iskelet sisteminin dinamik yüklenmesini etkileyen zemin ve ayakkabı faktörlerinden “2.3. Şok Absorban Tabanlıklar” bölümünde ayrıntılı olarak bahsedilecektir.

2.2.2.2. Şok Dalgasının Kas İskelet Sistemi Üzerine Etkileri

Topuk vuruşuyla birlikte vücuda yayılan ve frekansı 100 Hertz (Hz)’in üzerine çıkabilen şok dalgasının vücuda etkisi beş milisaniye (ms) sürmektedir. Doğal şok absorbanlar (kemik, kıkırdak ve kaslar) şok dalgasına karşı koyarken viskoelastik özellikte, zaman bağımlı mekanik davranış sergilemektedir. Bu davranış, kas iskelet sisteminin ani ve tekrarlı yüklenmelere karşı koymada yetersiz kalabilmesine yol açmaktadır. Bu sebeple, şok dalgasının amplitüdünü artırıcı faktörler, kas iskelet sistemini şok dalgasına karşı koymada yetersiz duruma düşürebilmektedir (86). Yukarıda da belirtildiği gibi yürüyüş zemini ve ayakkabı seçimi de yer reaksiyon kuvvetini ve şok dalgası amplitüdünü etkileyen önemli faktörler arasındadır. Sert zeminde veya sertlik değeri yüksek tabanlı yapısına sahip ayakkabı ile yürümek, yer reaksiyon kuvvetinde ve vücuda yayılan şok dalgasının amplitüdünde artışa yol açmaktadır (28).

Vücutta şok dalgasına ilk olarak topuk bölgesi yapıları karşı koymaktadır (69). Topuk bölgesini oluşturan kalkaneus, topuk yağ yastığı ve kalın deri dokusu şok absorpsiyonu sağlayan ilk yapılardır. Topuk yağ yastığı, kalkaneus ve topuk bölgesinin kalın deri dokusu arasında yer almaktadır. Kalkaneus kemiğinin etrafını saran bu yağ yastığı, her topuk vuruşu sonrası yer reaksiyon kuvvetinin dağıtılmasına yardım eden tampon görevi görmektedir. Topuk yastığını oluşturan elastik yağ dokusu, elastik fibröz doku tarafından kontrol edilmektedir (87). 40 yaşından sonra topuk yağ yastığı dejenere olmaya başlar ve içeriğindeki kollajen, elastik doku ve su miktarında azalma meydana gelir. Giderek yüksekliğinde ve kalınlığında azalma görülen

topuk yağ yastığının şok absorban özelliğinde de azalma meydana gelir (88). Kalkaneusun, etrafındaki elastik yağ dokusuna ilave olarak kendi trabeküler sistemi de yer reaksiyon kuvvetine karşı koymasına yardım etmektedir. Trabeküler sisteminin içinde bulunan çok miktarda kan hidrodinamik olarak şok absorbe eden bir yapı oluşturmaktadır (89).

Topuk bölgesi yapıları, yürüyüş sırasında oluşan şok dalgasını azaltarak iletmektedir ancak kentsel yaşam koşullarında rijit yüzeylerde yürüme süresinin artmasıyla bu yapılar yetersiz kalabilmektedir (26,86). Gelişmiş ülkelerde dejeneratif eklem hastalığı görülme insidansı gelişmemiş ülkelere göre daha yüksektir. Bu durum rijit yüzeylerde geçirilen sürenin artmasıyla ilişkilendirilmektedir (26,86,90). Topuk vuruşu kaynaklı şok dalgalarının osteoartritik dejenerasyon gelişiminde rol oynadığı düşünülmektedir. Ayrıca rijit yüzeylerde yürümenin bel ağrısı için bir risk faktörü olduğu ve bel ağrısı semptomlarında da artışa neden olduğu belirtilmiştir. (83,86,91). Yürüme sırasında topuk vuruşu ile meydana gelerek vücuda etkileyen tekrarlı kuvvetlerin eklem dejenerasyonu ve bel ağrısı gelişiminde rol oynaması, kas iskelet sisteminin maruz kaldığı dinamik yüklenmeyi klinik olarak anlamlı kılmaktadır (26,86,91). İnsanoğlunun modern yaşam tarzının getirdiği olan rijit yüzeylerde yürüme süresi artışına uyum sağlaması 100 kuşak kadar sürebileceği için bu probleme çözüm geliştirilerek olumsuz etkilerin azaltılması gerekmektedir (86).

Boyun ağrısı görülme prevalansı da yüksek gelirli ülkelerde düşük gelirli ülkelere kıyasla ve kentsel bölgelerde kırsal bölgelere kıyasla daha yüksektir (1). Ancak boyun bölgesi problemlerinin de, alt ekstremit ve bel bölgesi problemleri gibi rijit yüzeylerde yürüme süresinin artmasıyla ilişkili olup olmadığı literatürde belirtilmemiştir. Şok dalgası, topuk bölgesinden baş bölgesine doğru ilerlerken doğal absorbanlar (kemik, kas) tarafından absorbe edilerek hayati önem taşıyan beyin gibi organları barındıran baş bölgesi aşırı yüklenmeden korunmaktadır (69-71). Topuk vuruşu kaynaklı şok dalgasının baş bölgesinde de farkedilmesine rağmen boyun bölgesinin, alt ekstremit ve bel bölgesi kadar dinamik yüklenmeye maruz kalmaması, bu konuya değinilmemiş olmasını açıklayabilir.

2.3. Şok Absorban Tabanlıklar

Yürüyüş sırasında kas iskelet sisteminde oluşan tekrarlı yüklenmelerin dejeneratif eklem hastalıklarıyla ilişkilendirilmesi ve yürüyüş, koşu, jogging aktivitelerinin sağlıklı yaşamla ilişkilendirilerek yaygınlık kazanması nedeniyle son yıllarda vücuda etkileyen kuvvetleri optimal

düzeye indiren ayakkabı ve tabanlık tasarımları önem kazanmıştır (26,78,92-96). Viskoelastik özellikte, düşük durometre değerine sahip silikon, kauçuk, poliüretan, polietilen, vinil asetat (eva), polipropilen gibi materyaller vücuttaki dinamik yüklenmenin azaltılması amacıyla şok absorban tabanlık yapımında kullanılmaktadır (26,29,92,93,96-99). Şok absorban özellikte tabanlıklar daha düşük durometre değerine sahip oldukları için daha az serttirler ve daha esnektirler. Giyildiğinde daha çok deformasyon oluşur. Böylece ayak tabanın, tabanlıkla olan temas alanı artar ve kuvvet daha fazla dağıtılır. Ayak tabanına etkiyen yer reaksiyon kuvvetinin azaltılması ve azalmış olan yer reaksiyon kuvvetinin daha fazla dağıtılması ile şok absorpsiyonu sağlanmakta ve böylece kas iskelet sistemi boyunca yayılan şok dalgasının amplitüdü azaltılmaktadır (26,29,93-98). Şok absorban tabanlığın neden olduğu vücut boyunca yayılan şok dalgasının amplitüdündeki azalmayı akselerometre aracılığıyla tibiadan ölçerek gösteren çalışmalar çoğunluktadır. Ancak alın bölgesinden ölçerek gösteren çalışmalar da mevcuttur (26,96). Şok absorban tabanlıklar maksimum etkiyi kişi alıştığı ayakkabıyla birlikte kullandığında göstermektedir. Ayakkabı ve ayak arasındaki uyum şok dalgası amplitüdünü etkileyen en önemli faktördür (93).

Şok absorban tabanlık kullanımının ağrı şiddeti ve fonksiyonel seviye üzerine etkisini gösteren çalışmalar literatürde mevcuttur. Jefferson ve ark., spinal bölgesinde veya alt ekstremitesinde ağrı şikâyeti olan 40 işçi üzerinde yaptıkları çalışmada, dört gün boyunca, 12 saatlik iş vardiyasında iş ayakkabılarının içine şok absorban özellikte tabanlık yerleştirilmesiyle çalışanların bel ve alt ekstremitelerindeki ağrı şikâyetlerinde anlamlı derecede azalma sağlandığını belirlemiştir (100). Turpin ve ark., 16 diz osteoartritli hastayla yaptıkları çalışmada, bir aylık şok absorban tabanlık kullanımının diz ağrısı şiddetinde anlamlı derecede azalma ve fonksiyonel durumda da anlamlı miktarda iyileşme sağladığını göstermiştir (101). Shabat ve ark. ise uzun mesafe yürümeyi gerektiren işlerde çalışan 60 bel ağrılı hastayla yaptıkları çalışmada, beş haftalık şok absorban tabanlık kullanımının bel ağrısı şiddetini anlamlı miktarda azalttığını göstermiştir (102). Ancak 2014 yılında yayınlanan meta-analizde, bel ağrısının tedavisinde ve önlenmesinde şok absorban tabanlık kullanımı ile ilgili çalışmaların kalitesinin orta düzeyde olması ve sayısının az olması nedeniyle kanıt değerinin yetersiz olduğu ifade edilmiştir. (103).

Şok absorban tabanlıklar, ayak ve tabanlık arasında basıncı dağıtarak şok absorpsiyonu sağlamaktadır. Ancak düşük sertlik değerine sahip oldukları için daha az rijittirler. Daha elastik, daha yumuşak ve daha kalın tabanlıkların ayak tabanındaki duyu girdisinde azalmaya neden

olarak postüral stabiliteyi olumsuz etkileyebileceği savunulmuş ancak bu varsayım ile ilgili yeterli kanıt bulunamamıştır (104-106). Geffen ve arkadaşları değişik sertlik değerlerindeki (15 ve 30 Shore A sertlik değerinde) tabanlıkların diyabetik nöropatili hastaların postüral stabilitesi üzerine etkisini incelemiş ve daha yumuşak tabanlığın olumsuz etkisinin olmadığını saptamışlardır. Ek olarak standart ayakkabının tabanlıksız ve sekiz mm kalınlığında tabanlık ilaveli olmak üzere iki farklı şekilde kullanımıyla yapılan ölçümlerde hastaların postüral stabilitelerinde bir farklılık bulunmaması, bu kalınlık miktarının dengeyi olumsuz etkilemediğini de göstermektedir (106). Yaşlılarla yapılan pek çok çalışmada ise ayakkabı ve tabanlık kullanımının, yalınayak duruma göre statik ve dinamik denge üzerine olumlu etkilerinin olduğu ve ayakkabı içindeki sert, orta ve yumuşak tabanlıkların statik ve dinamik denge üzerine etkilerinde anlamlı bir farklılık olmadığı saptanmıştır (107-109).

Yumuşak tabanlıklar ayak postürüne uyum sağlamak üzere dizayn edilmişlerdir. Bu sebeple şok absorpsiyonu sağlamalarına rağmen ayak postürünü düzeltici ve destekleyici etkileri sert tabanlıklara göre çok daha düşüktür. Bu bilgiler ışığında, nötral ayak pozisyonunun desteklenmesi veya ayak deformitelerinin düzeltilmesi gereken durumlarda görceli olarak daha sert tabanlıkların kullanılması tavsiye edilmektedir (108).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Araştırmanın tipi, çalışma kontrol çalışmasıdır.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma, Eylül 2016-Temmuz 2017 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu'nda bulunan Hareket Analiz Laboratuvarında gerçekleştirildi.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi / Çalışma Grupları

Çalışma kronik idiyopatik boyun ağrılı bireylerden oluşan çalışma grubu ve sağlıklı bireylerden oluşan kontrol grubu üzerinde yapıldı. Tekrarlanan ölçümlerde varyans analizi ile Bağımlı ve Bağımsız gruplar t testinin kullanıldığı istatistiksel hesaplama için 0.2 etki büyüklüğü (Cohen's d), $\alpha=0.05$, $\beta=0.80$ alındığında denek sayısı toplam 38 olarak bulundu, katılımcıların %10'unun çalışmadan ayrılabilceği düşünülerek toplam sayı 42 olarak belirlendi. Buna göre her iki grup 21 kişiden oluşmak üzere araştırma toplam 42 katılımcı ile gerçekleştirildi. Araştırmaya Dokuz Eylül Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'na takip edilen kronik idiyopatik boyun ağrısı tanısı almış gönüllüler dahil edildi. Sağlıklı grup ise Dokuz Eylül Üniversite Hastanesi personellerinden gönüllülük esasına dayalı olarak oluşturuldu.

Araştırmaya Dahil Olma ve Dışlama Kriterleri

Dahil Olma Kriterleri;

- 18-65 arasında olmak,
- Üç aydan uzun süren boyun ağrısı şikâyeti olması,
- Boyun Özür Göstergesi skoru 10/100 (yüz üzerinden on)'ün üzerinde olan (23) kronik idiyopatik boyun ağrısı tanısı almış bireyler.

Dışlama Kriterleri;

- Boyun travması öyküsünün varlığı,

- Eşlik eden nörolojik defisitinin varlığı,
- Yürüme performansını etkileyebilecek kas iskelet sistemi problemlerinin varlığı,
- Ayak bölgesinde gross patoloji (ayak anatomik bütünlüğünde konjenital veya edinsel eksiklik ve/veya fazlalık), cerrahi ve/veya travma öyküsünün varlığı,
- Dolaşım bozukluğu varlığı,
- Dengeyi etkileyebilecek diğer tanı almış koşulların varlığı (iç kulak patolojisi, inme ve/veya baş yaralanması öyküsü, diyabet, nörolojik ve/veya vestibüler patoloji).

3.4. Çalışma Materyali

Herhangi bir çalışma materyali kullanılmamıştır.

3.5. Araştırmanın Değişkenleri

Şok absorban tabanlı kullanımının yürüyüş sırasında hissedilen boyun ağrısı şiddeti ve yürüyüş parametreleri üzerine etkisi incelenirken yaş, cinsiyet, boy, vücut ağırlığı, vücut kütle indeksi, kronik boyun ağrısı şikâyetlerinin süresi ve katılımcıların tabanlı kullanıp kullanmadığı bağımsız değişkenleri oluştururken yürüyüş sırasında hissedilen boyun ağrısı şiddeti ve yürüyüş parametreleri bağımlı değişkenleri oluşturmaktadır. Bu durumda;

- Bağımsız Değişkenler: Yaş, cinsiyet, boy, vücut ağırlığı, vücut kütle indeksi, kronik boyun ağrısı şikâyetinin süresi, katılımcıların tabanlı kullanıp kullanmadığı.
- Bağımlı Değişkenler: Yürüyüş sırasında hissedilen boyun ağrısı şiddeti, yürüyüş parametreleri (plantar basınç parametreleri, yürüyüşün zaman-mesafe parametreleri, yürüyüş asimetrisi, yürüyüş stabilite oranı).

Yürüme koşullarının yürüyüş stabilite oranı, yürüyüş asimetrisi ve yürüş sırasında hissedilen boyun ağrısı şiddeti üzerine etkisi incelenirken yaş, cinsiyet, boy, vücut ağırlığı, vücut kütle indeksi, kronik boyun ağrısı şikâyetlerinin süresi ve yürüme koşulları bağımsız değişkenleri oluştururken yürüyüş stabilite oranı, yürüyüş asimetrisi ve yürüş sırasında hissedilen boyun ağrısı şiddeti bağımlı değişkenleri oluşturmaktadır.

- Bağımsız Değişkenler: Yaş, cinsiyet, boy, vücut ağırlığı, vücut kütle indeksi, kronik boyun ağrısı şikâyetinin süresi, yürüme koşulları.

- Bağımlı Değişkenler: Yürüyüş stabilite oranı, yürüyüş asimetrisi ve yürüş sırasında hissedilen boyun ağrısı şiddeti.

3.6. Veri Toplama Araçları

Dahil edilme ve dışlama kriterlerine uygun olarak çalışmaya alınacak gönüllüler, çalışma hakkında yazılı ve sözlü olarak bilgilendirildi ve hazırlanmış olan ‘Gönüllü Onam Formu’ ile katılım onayları alındı. Katılımcıların demografik bilgileri (yaş, cinsiyet, eğitim durumu, meslek bilgisi), antropometrik bilgileri (boy, kilo, vücut kütle indeksi), Boyun Özür Göstergesi ile boyun özür düzeyi, Tampa Kinezyofobi Ölçeği ile kinezyofobi şiddeti sorgulanarak hazırlanmış olan veri kayıt formuna kaydedildi. Sonrasında on metre yürüme testi, normal yürüme, baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarında gerçekleştirilirken dinamik pedobarograf ve video analiz yöntemi kullanılarak yürüyüş parametreleri değerlendirildi. Ek olarak her bir yürüme koşulu sonrası Vizüel Analog Skalası ile yürüyüş sırasında hissedilen boyun ağrısı şiddeti sorgulandı. Tabanlık için ilave derinliği olan standart ayakkabının kullanıldığı ayakkabı seansı ve ayakkabılara 20 shore sertlik değerinde, bir cm kalınlığında, kapalı hücre yapısına sahip polietilen fomdan üretilmiş düz tabanlığın ilave edildiği tabanlık seansı olmak üzere ölçümler iki seansta gerçekleştirildi. Tabanlık etkisini, öğrenme etkisinden ayırmak ve değerlendirme koşullarının sabit sırasının araştırma sonuçlarını etkilemesini önlemek için her gruptan randomize olarak belirlenen on kişinin yürüyüş sırasında hissettikleri ağrı şiddeti ve yürüyüş parametreleri ölçümleri ilk olarak standart ayakkabıyla gerçekleştirildi. Kalan kişilerin ise ilk olarak şok absorban tabanlık ilave edilmiş standart ayakkabıyla gerçekleştirildi. Boyun Özür Göstergesi, Tampa Kinezyofobi Ölçeği ve yürüyüş sırasında hissedilen boyun ağrısı şiddeti değerlendirmeleri sadece çalışma grubu için yapılırken kalan değerlendirmeler her iki grup için de yapıldı.

Çalışmaya başlamadan önce, video analiz yönteminin (sinematografi) geçerlilik ve güvenilirliğini belirlemek amacıyla on sağlıklı bireyin katıldığı bir pilot çalışma yapıldı. Video analiz yöntemiyle belirlenen yürüyüş parametrelerinin uygulayıcı içi (*intra-rater*) güvenilirliğini belirlemek için 72 saat arayla yapılan ölçümlerde elde edilen veriler analiz edilerek sınıf içi korelasyon katsayısı (*intraclass correlation coefficient*) belirlendi. Geçerliliğin belirlenmesi için ise eş zamanlı olarak iki kapılı hız ölçüm cihazıyla ölçülen yürüyüş hızı verileri referans alındı. Pilot çalışmaya katılacak gönüllüler de çalışma hakkında

yazılı ve sözlü olarak bilgilendirildikten sonra pilot çalışma için ayrı hazırlanmış olan ‘Gönüllü Bilgilendirme Formu’ ile onayları alındı.

3.6.1. Boyun Ağrısıyla İlişkili Fonksiyonel Durumun Değerlendirilmesi

Boyun Özür Göstergesi (BÖG - Neck Disability Index Türkçe Versiyonu) ile kronik boyun ağrılı hastaların, boyun ağrısıyla ilişkili özür seviyesi değerlendirildi. *Neck Disability Indeks (NDI)*, boyun ağrısının fonksiyon ve aktivite üzerine etkilerini hastanın öz bildirimi yoluyla ölçer (55). Boyun ağrısıyla ilişkili fonksiyonel yetersizliğin ölçümü amacıyla dünya çapında en sık kullanılan ölçektir. Türkçe versiyonu (Boyun Özür Göstergesi-BÖG), boyun ağrısıyla ilişkili fonksiyonel durumun hastanın öz bildirimi yoluyla belirlenmesinde geçerli ve güvenilir bulunmuştur (111,112).

3.6.2. Tampa Kinezyofobi Ölçeği

Tampa Kinezyofobi Ölçeği (TKÖ), ağrı ve tekrar yaralanma korkusu nedeniyle aktivite ve fiziksel harekete karşı gelişen kaygı ile hareketten kaçınma durumunun varlığını ve şiddetini değerlendirmektedir (113,114). Kronik kas iskelet sistemi ağrısı olan hastalardaki aşırı olmayan korku ve fobi ayrımını yapabilmek amacıyla geliştirilmiştir. Hareketle ilişkili korku ve kaygının değerlendirilmesi amacıyla literatürde sıklıkla kullanılmaktadır (115). Bel ve boyun ağrısı problemi olan hastalarda Türkçe versiyonunun test-tekrar test güvenilirliği mükemmel bulunmuştur (113).

3.6.3. Yürüme Koşullarının Belirlenmesi

On altı metre yürüme mesafesinin ilk ve son üç metre mesafesi işaretlendi (Şekil 1). Yürümenin başında ve sonunda hız değişimi gerçekleştiği için ölçümler arada kalan on metrelik mesafede yapıldı (116). Dinamik pedobarografi cihazı (PEDAR- Novel GmbH) ile plantar basınç parametreleri ve sallanma fazı süreleri (saniye-s) değerlendirilirken video analiz yöntemiyle (Şekil 1) adım sayısı, adım uzunluğu (cm), kadans (adım sayısı/dakika), yürüyüş hızı (m/s) değerlendirildi. Üç koşulda değerlendirme yapıldı:

- Kişiyi sözel olarak “Kendinizi rahat hissettiğiniz hızda yürüyüş çizgisinin başından sonuna kadar yürüyün.” denilerek kişinin kendi seçtiği normal yürüyüş hızında ölçümler yapıldı.

- Baş rotasyonlarıyla yürüme koşulu için sözel olarak “Başınızı devamlı olarak bir yandan bir yana çevirerek kendinizi rahat hissettiğiniz hızda yürüyüş çizgisinin başından sonuna kadar yürüyün.” emri verildi.
- Maksimum hızda yürüme koşulu için sözel olarak “Yürüyebileceğiniz kadar hızlı bir şekilde yürüyüş çizgisinin başından sonuna kadar yürüyün.” emri verildi.

Yürüme koşullarının sırası randomize olarak belirlendi. Yürüyüş parametreleri her bir koşulda üç kere ölçüldü ve her ölçüm arası bir dakika dinlenme süresi verildi. Katılımcılar, her iki ayakkabı durumuna uyum sağlaması bakımından ayakkabı ve tabanlık seansları öncesi en az beş kez yürüme denemesi yaptı. Deneme sırasında her bir yürüme koşulu da denendi.

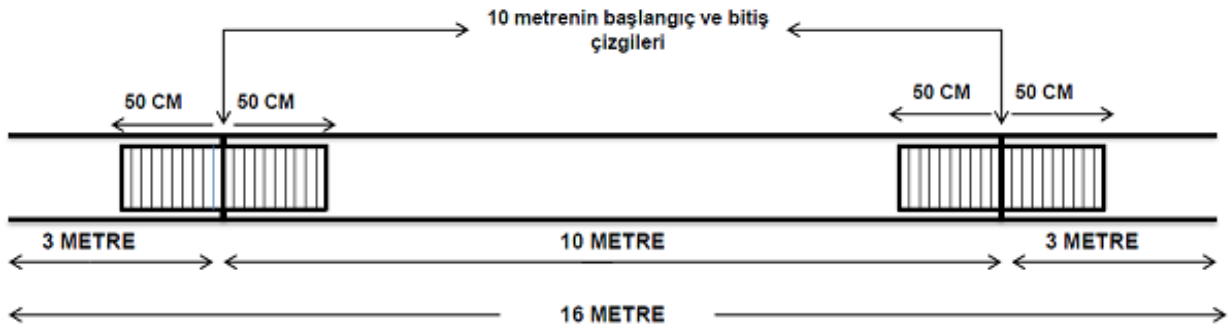
3.6.4. Ağrı Değerlendirmesi

Ağrı şiddeti, Vizüel Ağrı Skalası (VAS) ile değerlendirildi. Başlangıcı sıfır “0”, sonu on “10” ile numaralandırılmış olan 100mm’lik bir çizgi üzerinde hastadan ağrı şiddetini işaretlemesi istendi. Sıfır değeri hiç ağrı olmaması, on değeri ise en dayanılmaz ağrıyı ifade eder. Ağrının hiç olmadığı yerden hastanın işaretlediği yere kadar olan mesafenin uzunluğu hastanın ağrı şiddetini gösterir. (110). VAS, boyun ağrılı bireylerin yürüyüş sırasında hissettikleri boyun ağrısı şiddetini değerlendirmek amacıyla çalışmada kullanılmıştır. Her yürüme koşulu bitiminde (normal yürüme, baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme) boyun ağrısı şiddeti VAS ile sorgulanmıştır.

3.6.5. Video Analiz Yöntemi (Sinematografi)

Video analiz yönteminde 120fps (saniyede kaydedilen görüntü sayısı)’de ağır çekim yapabilme özelliğine sahip SAMSUNG N920 GALAXY NOTE 5 marka telefonun kamerası kullanıldı. Yürüyüş parametreleri ölçümlerinin yapılacağı on metre mesafenin başına ve sonuna çizgiler çekildi. 30cm genişliğinde ve 50cm uzunluğundaki dört karton kâğıdın her birine beş cm aralıklarla yatay çizgiler çizilerek 50cm uzunluk on eşit birime ayrıldı. Bu karton kağıtlar, zemine çizilmiş her iki çizginin de önüne ve arkasına bantlanarak sabitlendi (Şekil 1). Yürüyüş parametreleri değerlendirilirken katılımcıların alt ekstremiteleri ve zemin görüntüde olacak şekilde on metre yürüme testinin başından sonuna kadar video kayıt yapıldı. Kayıtların analizi sırasında katılımcıların ortada kalan on metre mesafede attığı ortalama adım uzunluğu ve adım sayısı hesaplanırken tamamlanmış adım sayısı dikkate alındı. Bu sebeple,

on metre mesafesinin başına ve sonuna çekilmiş çizgilerin önüne ve arkasına yerleştirilmiş olan kağıtlarda bastıkları yerler referans alınarak tamamlanmış adımla aldıkları total mesafe belirlendi. Total mesafe, tamamlanmış adım sayısına bölünerek ortalama adım uzunluğu hesaplandı. Ayrıca ortalama adım uzunluğu hesabında kullanılan tamamlanmış adım sayısının süresi 60 saniyeye oranlanarak bir dakikadaki adım sayısı (kadans) hesaplandı. Başına ve sonuna çizgiler çekilmiş olan ortadaki on metre mesafeyi yürüme süresi (saniye) video kayıttan analiz edildikten sonra on metre mesafenin süreye bölümüyle yürüyüş hızı hesaplandı. Kullanılan kamera 120fps’de kayıt yapabilme yani saniyede 120 görüntü kaydedebilme ve görüntüleyebilme özelliği sayesinde yüksek akıcılıkta görüntü kalitesi sağlamaktadır. Kaydedilen videoların analizi sırasında video hızı 1/8 oranına düşürülerek daha yavaş ve ayrıntılı görüntüleme sağlandı (117,118).



Şekil 1: Video analiz yöntemi

3.6.6. İki Kapılı Hız Ölçüm Cihazı ile Yürüyüş Hızının Ölçümü

İki kapılı hız ölçüm cihazı (telemetrik hız ölçüm cihazı) (Fusion Sport, Avustralya); yürüme ve koşma aktivitelerinde süre, hız ve tekrar sayısı ölçümlerini yapan ve kaydeden kablosuz ölçüm cihazıdır. Bu cihaz, 300m mesafeye kadar 1kHz radyo sinyalleri gönderebilmesi sayesinde yüksek kesinlikte ölçüm yapar. 16m yürüyüş mesafesinin ortasında kalan on metre mesafenin başına ve sonuna kablosuz zamanlayıcılar yerleştirildi. Kişi ilk zamanlayıcıların arasından geçtiğinde otomatik olarak ölçüm başlar, on metrenin sonuna yerleştirilen zamanlayıcıların arasından geçtiğinde ise ölçüm otomatik olarak durur ve ölçülen süre cihazın hafızasına kaydolur (119). On metre mesafenin, ölçülen süreye bölünmesiyle yürüyüş hızı (m/s) hesaplandı.

İki kapılı hız ölçüm cihazı yüksek kesinlikte ölçüm yapması nedeniyle altın standart olarak araştırmalarda kullanılmaktadır (119). Bu çalışmada da video analiz yöntemiyle hesaplanan yürüyüş hızı ölçümünün geçerliliğini belirlemek amacıyla pilot çalışmada kullanıldı. Geçerliliğin yanında uygulayıcı içi güvenilirliğin de belirlendiği pilot çalışmada değerlendirmeler aynı gözlemci tarafından 72 saat arayla iki kez gerçekleştirildi. Video analiz yöntemiyle belirlenen yürüyüş hızı ölçümünün geçerliliğini saptamak için eş zamanlı olarak iki kapılı hız ölçüm cihazıyla ölçülen yürüyüş hızı verileri referans alındı. Çalışmada olduğu gibi her ölçüm arası birer dakika dinlenme süresi verildi ve yürüme koşullarının sırası randomize olarak belirlendi. Ayrıca her bir yürüme koşulu da üç tekrar değerlendirilerek ortalaması alındı (Şekil 2).



Şekil 2: İki kapılı hız ölçüm cihazı ve video analiz yöntemi kullanılarak yapılan pilot çalışma

3.6.7. Plantar Basınç Ölçümleri

Üzerinde basınç algılayıcılar bulunan ve ayakkabı içine yerleştirilen tabanlılık şeklindeki pedobarograf (PEDAR- Novel GmbH, Münih Almanya) yürümenin duruş fazı sırasındaki

plantar basınç parametrelerinin ve sallanma fazı sürelerinin ölçümünde kullanıldı. Kullanılan Pedar sisteminde, üzerinde 99 kuvvet algılayıcı sensörü bulunan 1.9mm kalınlığında esnek tabanlıklar ayakkabı içine yerleştirilerek ölçümler gerçekleştirilmektedir. Sensörlü tabanlıklar, yürüyüşün duruş fazı sırasındaki plantar basınç verilerini 60Hz örnekleme frekansında ölçmektedir. Tabanlık vasıtası ile alınan plantar basınç verileri katılımcının beline bağlanan vericiden kablosuz olarak bilgisayara iletilmektedir (120-122) (Şekil 3 ve 5). Tabanlıkların kalibrasyonu, Trublu kalibrasyon cihazı (Novel GmbH, Münih, Almanya) ile yapılmaktadır ve yılda bir kez yenilenmesi tavsiye edilmektedir. Pedar cihazının basınç ve zaman parametreleri ölçümlerinin güvenilirliği, düz çizgi üzerinde en yüksek olmak üzere farklı kavislere sahip yürüme yörüngelerinde mükemmel bulunmuştur (121,123). Pedar sisteminin geçerliliğini değerlendirmek amacıyla kalibrasyon cihazı ve kuvvet platformları kullanılarak geçerlilik çalışmaları yapılmış, vertikal kuvvet, basınç ve temas alanı parametrelerinin ölçümünde güvenilir olduğu bulunmuştur (124,125).

Sisteme ait farklı ayak numaralarında tabanlıklar bulunmaktadır ve her bireyin ayak numarasına göre en uygun tabanlık seçilerek ölçümlerde kullanılmaktadır. Tabanlıkların esnek yapısı, farklı ayakkabı seçeneklerinde ölçüm yapabilmeye olanak sağlamaktadır. Bu özellik sayesinde farklı zemin ve yürüme koşullarında pedobarografik ölçüm yapılabilmektedir (122). Araştırmada Pedar sisteminin sağladığı kümülatif basınç verileri kullanıldı.

Standart ayakkabı ile gerçekleştirilen yürüme testleri, tabanlık ilavesiz ve şok absorban tabanlık ilaveli olmak üzere iki farklı seansta gerçekleştirildi. Çalışmada Aertex marka, tabanlık için ilave derinliği olan ayakkabılar kullanıldı. Kadın katılımcıların giydiği ayakkabının topuğu 3.5cm, erkek katılımcıların giydiği ayakkabının ise 2.5cm'di (Şekil 4).



Şekil 3: PEDAR (GmbH, Münih Almanya)

Araştırma sırasında ölçümlerin yapılacağı ayyakkabı ve tabanlık numarası, katılımcıların rahatlık hissi referans alınarak belirlendi. Ölçüm öncesi, ilk olarak katılımcıların günlük yaşamda seçtikleri ayakkabı numarası ve ona uygun tabanlık numarasıyla deneme yapılarak rahatsızlık hissi sorgulandı. Rahatsızlık hissi tariflenmesi durumunda diğer numalaralar (daha küçük ya da daha büyük) denenerek en uygunu seçildi.



Şekil 4: Çalışmada kullanılan Aetrex marka ayakkabılar



Şekil 5: Yürüme sırasında Pedar sistemi

Şok absorban tabanlık, 20 shore sertlik değerinde, bir cm kalınlığında, kapalı hücre yapısına sahip polietilen fomdan üretildi. Üretilen tabanlığın şok absorban özelliği dışında herhangi bir tedavi edici etkisinin dışlanması için ark takviyesi ilave edilmedi. Katılımcıların iki farklı ayakkabı koşuluna uyum sağlamaları için ayakkabı ve tabanlık seansları öncesi en az beş kez yürüme denemesi yapıldı. Deneme sırasında her bir yürüme koşulu (normal yürüme, baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme) da denendi.

Pedar sisteminin yazılımı, 18 parametreye ilişkin bilgi sağlayacak şekilde verileri hesaplayabilmektedir. Ancak klinikte en sık altı parametresi kullanılmaktadır (121,123).

En sık kullanılan 6 parametre:

- Maksimum kuvvet (Newton- N): Tüm duruş fazı süresince tabanlıktaki tek bir sensörde ölçülen maksimum kuvveti ifade eder (123). Ayağın plantar yüzündeki belirli bir bölgenin maruz kaldığı maksimum kuvvet değerine ilişkin veri sağlar (126). Ayak tabanına etkiyen veritkal yer reaksiyon kuvvetinin belirlenmesinde kullanılmaktadır (125).
- Tepe basıncı (Kilopaskal- kPa): Tüm duruş fazı süresince tabanlıktaki tek bir sensörde ölçülen maksimum basıncı ifade eder. Ayağın maruz kaldığı yüklenmeyi belirlemek amacıyla en sık kullanılan plantar basınç değişkenidir (121,126).
- Basınç-zaman integrali (kPa*s): Ayağın belirli bir bölgesinde birim sürede oluşan basıncın kümülatif etkisini ifade eder. Sensörlü tabanlıklarla yapılan basınç-zaman integrali ölçümü, bir adım boyunca ayağın plantar yüzünün maruz kaldığı total yüklenmeye ilişkin veri sağlar (126).
- Kuvvet-zaman integrali (Newton/saniye- N*s): Birim süre boyunca ayak tabanının maruz kaldığı tüm kuvveti ifade eder. Basınç-zaman integrali gibi bir adım süresince oluşan kümülatif etkiyi ifade eder (126).
- Temas alanı (cm²-santimetrekare): Tüm duruş fazı süresince sensörlerin aktif olduğu maksimum alanı ifade eder (121).
- Temas süresi (ms): Bir adım süresince sensörlerin aktif olduğu süreyi ifade eder (123).

Araştırmada, klinik olarak en anlamlı bulunan ve tabanlığın etkinliğini belirlemek amacıyla araştırmalarda en sık kullanılan tepe basıncı, maksimum kuvvet, basınç-zaman integrali, kuvvet-zaman integrali ve temas alanı parametreleri incelenmiştir (29,97,121).

3.6.8. Yürüyüş Asimetrisi Değerlendirmesi

$$\text{Yürüyüş Asimetrisi} = 100 \times |\ln (\text{KSFS} / \text{USFS})|$$

Kısa sallanma fazı süresi/ uzun sallanma süresi (KSFS/USFS): Sağ ve sol ekstremiteelerin sallanma fazı sürelerinin ortalaması ayrı olarak hesaplanır. Ortalaması kısa olan sallanma fazı süresi kısa sallanma fazı süresi, ortalaması daha uzun olan süre ise uzun sallanma fazı süresi olarak adlandırılır. Pedobarografi cihazı (PEDAR - Novel GmbH, Münih Almanya) plantar basınç ölçümlerine ek olarak yürüyüşün zamansal parametrelerini (sallanma fazı süresi, duruş fazı süresi, çift destek periyodu süresi) de eş zamanlı olarak ölçmektedir. Yukarıdaki formülde kısa ve uzun sallanma fazı süreleri yerlerine yazılarak yürüyüş asimetrisi hesaplanır. Formül; kısa sallanma fazı süresini, uzun sallanma fazı süresine bölerek bulunan sayının doğal logaritmasının, mutlak değeri alındıktan sonra 100 ile çarpımı şeklindedir. Sıfır değeri mükemmel simetriyi gösterirken değerin artması, asimetri derecesinde artışı gösterir (117,127,128).

Düşme hikâyesi olan geriatrik bireylerin, sağlıklı geriatrik bireylere göre normal yürüme koşulundaki yürüyüş asimetrisi değerlerinin daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Ayrıca kognitif dual task aktivitesi sağlıklı geriatrik bireylerin yürüyüş asimetrisinde anlamlı bir değişime neden olmazken düşme hikâyesi olan geriatrik bireylerin yürüyüş asimetrisinde artışa neden olmaktadır (127). Donma fenomeni olan parkinson hastalarının, donma fenomeni olmayan parkinson hastalarına göre yürüyüş asimetrisi değerlerinin daha yüksek olduğu bulunmuştur (128). Bu bilgiler ışığında, temel olarak yürüyüş sırasındaki sallanma fazı sürelerinin bilateral koordinasyonuna odaklanan yürüyüş asimetrisi değerinin, yürüyüş performansının önemli bir değişkeni olduğu sonucuna varılmıştır (117,127,128).

3.6.9. Yürüyüş Stabilite Oranı Değerlendirmesi

Yürüyüş stabilite oranı, kadansın (adım/s) yürüyüş hızına (m/s) oranlanması ile elde edilir. Bu oran, metre başına atılan adım sayısına denktir. Kadansın, hıza göre normalize edilmesini sağlar. Yürüyüş stabilite oranı artarsa kişi bir metreyi yürümek için daha fazla adım atar ve bu durum yürüyüş siklusunun daha büyük bölümünde zeminle temas halinde

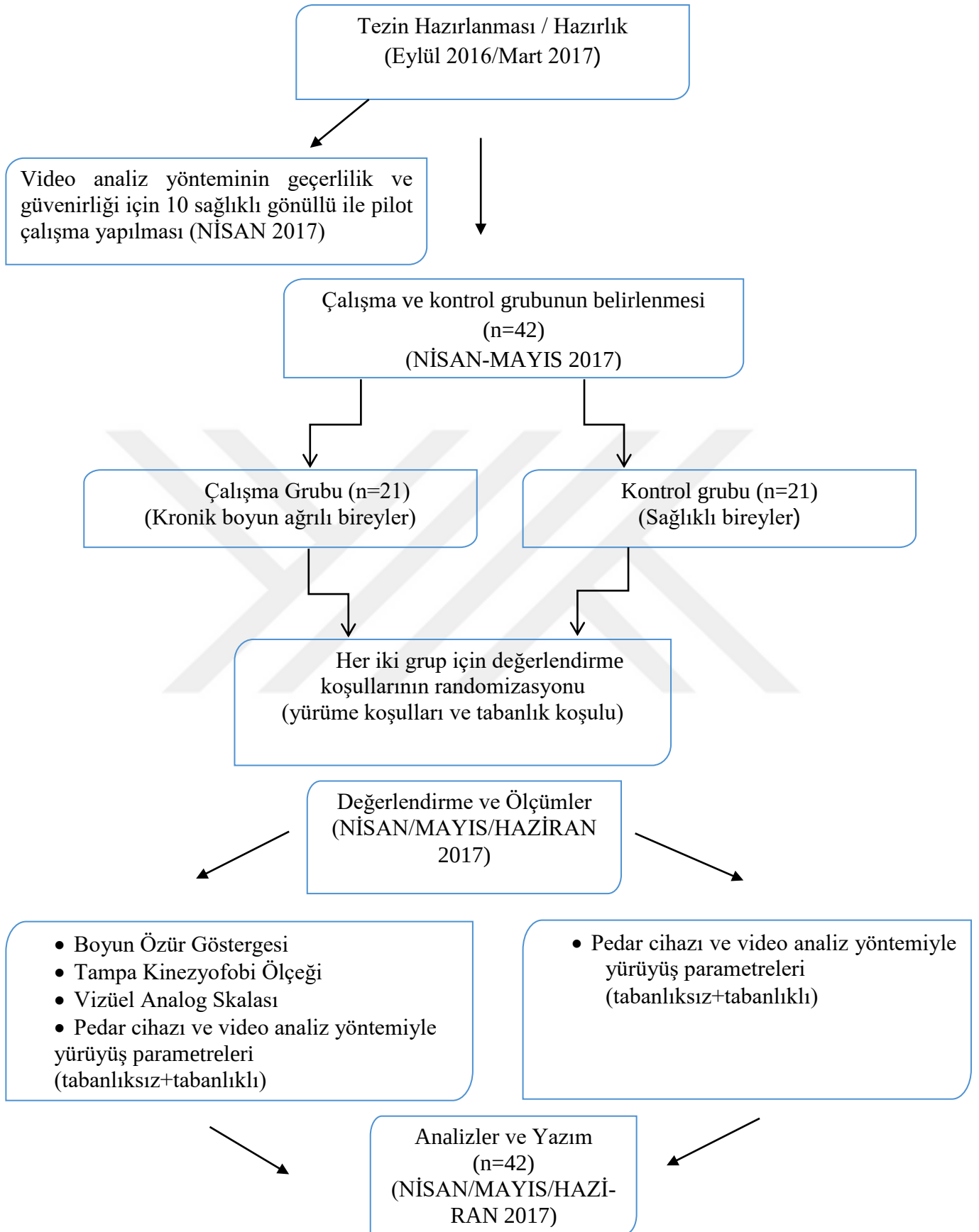
olundunu ifade eder. Çift destek periyodundaki artış, yürüyüşün dinamik komponentinde azalma olduğunun göstergesidir. Bu tarz bir yürüyüş paterni, dinamik komponentte azalma olduğu için daha stabildir (129,130). Genç yetişkinlerin, geriatrik bireylere kıyasla yürüyüş stabilite oranlarının daha düşük olduğu gösterilmiştir. Bu durum, geriatrik bireylerin, denge kayıplarını kompanse etmek amacıyla daha stabil bir yürüyüş paterni sergilemeleri olarak yorumlanmıştır (129-131). Ek olarak yürüyüş stabilite oranı, geriatrik bireylerin dinamik dengelerinin ölçümünde yürüyüş hızına göre daha duyarlı bulunmuştur (129). Bu bilgiler ışığında, dinamik dengenin göstergesi olarak yürüyüş stabilite oranının yürüyüşün önemli bir değişkeni olduğu sonucuna varılmıştır (129-131).



3.7. Araştırma Planı ve Takvimi

	2016 Eylül	2016 Ekim	2016 Kasım	2016 Aralık	2017 Ocak	2017 Şubat	2017 Mart	2017 Nisan	2017 Mayıs	2017 Haziran	2017 Temmuz
Kaynak tarama	X	X	X	X	X	X	X				
Planlama	X	X	X	X							
Ön çalışma	X	X	X	X	X	X	X				
İzinler - onaylar	X	X	X	X	X	X	X	X			
Veri toplama ve değerlendirme								X	X	X	
İstatistiksel analiz								X	X	X	
Yazım								X	X	X	
Basım									X	X	X
Sunum										X	X

Çalışmaya ait akış grafiği grafik 1’de yer almaktadır.



Grafik 1: Çalışmanın akış grafiği

3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Çalışmaya ait verilerin istatistiksel analizi ‘‘Statistical Package for Social Science for Windows version 20.0’’ istatistik programı ile yapıldı. İlk olarak ‘‘Shapiro-Wilk testi’’ ile verilerin normal dağılıma uygunluğu belirlendi. Ek olarak ‘‘Levene testi’’ ile örneklem gruplarındaki bağımlı değişkenlerin varyanslarının homojenliği belirlendi. Verilerin normal dağılım göstermesi ve varyansların eşitliği ön şartları sağlandığı için yürüyüş asimetrisi ve ağrı durasyonu değişkenleri dışındaki değişkenlerin analizde parametrik testler kullanılırken normal dağılım göstermeyen yürüyüş asimetrisi ve ağrı durasyonunun analizinde non-parametrik testler kullanıldı. Yaş, boy, kilo, vki, TKÖ, BÖG, VAS, yürüyüşün zaman-mesafe parametreleri, yürüyüş stabilite oranı ve plantar basınç verilerinin ortalama ve standart sapmaları belirlendi. Yürüyüş asimetrisi ve ağrı durasyonu verilerinin ise ortanca ve çeyrek değerler genişlikleri belirlendi. ‘‘Bağımsız gruplar t testi’’ ile kontrol ve çalışma grubunun antropometrik ve demografik verileri arasındaki farkın anlamlılığı test edildi. Çalışma grubunun yürüyüş parametreleri ile fonksiyonel durum, kinezyofobi şiddeti ve ağrı durasyonu arasındaki ilişkinin incelenmesi için korelasyon analizi yapıldı. Farklı yürüme koşullarındaki yürüyüş asimetrisini karşılaştırmak için iki gruba ayrı olarak ‘‘Friedman testi’’, yürüyüş stabilite oranlarını karşılaştırmak için ise iki gruba ayrı olarak ‘‘Tekrarlanan ölçümlerde varyans analizi (Tekrarlanan ölçümler ANOVA)’’ uygulandı. Boyun ağrılı bireylerin farklı yürüme koşulları sırasında hissettiği boyun ağrısı şiddetini karşılaştırmak amacıyla çalışma grubu VAS değerleri de ‘‘Tekrarlanan ölçümlerde varyans analizi (Tekrarlanan ölçümler ANOVA)’’ ile analiz edildi. Tekrarlanan ölçümler ANOVA testi ile gruplar arası anlamlı farklılığın varlığı belirlendikten sonra ‘‘Post-hoc (çoklu karşılaştırma) testlerinden Bonferroni’’ ile grupların ikili karşılaştırılması yapılarak farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığı belirlendi. Ayakkabı ve tabanlık seansında ölçülen yürüyüş asimetrisini karşılaştırmak için iki gruba ayrı olarak ‘‘Willcoxon t testi’’, diğer parametreleri karşılaştırmak için ise iki gruba ayrı olarak ‘‘Bağımlı örneklem t testi’’ uygulandı. Ayrıca çalışma grubunun ayakkabı ve tabanlık seansında değerlendirilen VAS değerleri de ‘‘Bağımlı örneklem t testi’’ ile karşılaştırıldı. Grupların yürüyüş asimetrisini karşılaştırmak için ‘‘Mann-Whitney U testi’’, diğer parametrelerini karşılaştırmak için ise ‘‘Bağımsız gruplar t testi’’ kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak belirlendi.

3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları

Çalışmada, şok absorban tabanlılık kullanımının ağrı şiddeti, fonksiyonel seviye ve yürüyüş parametreleri üzerine uzun dönem etkileri incelenmedi. Tabanlılık kullanımının uzun dönem etkilerinin gösterilmemesi çalışmanın en büyük limitasyonudur.

Çalışmada ayrıntılı ayak postürü değerlendirmesi yapılmadı. Ayak postür sınıflandırmasının yapılması, şok absorban tabanlılık kullanımı sonucu plantar temas alanında oluşan artışın denge ve yürüyüş parametreleri üzerine etkisini tartışmak için önemlidir. Ayrıntılı ayak postürü değerlendirmesi içermemesi de çalışmanın zayıf noktalarındandır.

3.10. Etik Kurul Onayı

Araştırmanın etik kurul onayı, Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 03.11.2016 tarihinde 2016/28-28 karar numarası ile alındı. Metotta yapılan eklemeler için ise 13.04.2017 tarihinde 2017/08-26 karar numarası ve 27.04.2017 tarihinde 2017/09-30 karar numarası ile alındı.

4. BULGULAR

4.1. Pilot Çalışmanın Analizi

Video analiz yönteminin geçerlilik ve güvenilirliğinin belirlenmesi amacıyla on sağlıklı bireyin katıldığı bir pilot çalışma yapıldı. Çalışmaya katılan bireylerin yaş ortalaması $24,5 \pm 1,96$ yıl, boy uzunluğu ortalaması $171,1 \pm 10,54$ cm, kilo ortalaması $63,50 \pm 12,99$ kg olarak bulundu. Kadın ve erkek katılımcıların sayısı eşitti (Tablo 1).

Tablo 1: Katılımcıların demografik ve antropometrik özellikleri

	Çalışma Grubu (n=10) Ort $\pm$ SS
Yaş (yıl)	$24,5 \pm 1,96$
Boy Uzunluğu (cm)	$171,1 \pm 10,54$
Kilo (kg)	$63,50 \pm 12,99$
Cinsiyet (K/E)	5/5

Ort $\pm$ SS: Ortalama $\pm$ Standart Sapma

Uygulayıcı içi güvenilirlik, aynı gözlemci tarafından 72 saat arayla iki kez değerlendirilen veriler analiz edilerek belirlendi. İki değerlendirmede de ölçümler üçer kez tekrarlanarak ortalamaları alındı. Ortalaması alınmış veriler analiz edilerek sınıf içi korelasyon katsayısı belirlendi. Video analiz yönteminin güvenilirliği normal yürüme koşulundaki kadansın ölçümünde iyi ($ICC=0,880$) bulunurken ölçülen diğer değişkenlerin hepsinde her üç yürüme koşulunda da mükemmel bulundu ($ICC>0,9$) (Tablo 2).

Video analiz yönteminin geçerliliği belirlenirken video analiz yöntemiyle eş zamanlı olarak iki kapılı hız ölçüm cihazıyla ölçülen yürüyüş hızı verileri referans alındı. 72 saat arayla yapılan her iki değerlendirme için de video analiz yöntemi ve iki kapılı hız ölçüm

cihazıyla ölçülen yürüyüş hızı verilerine korelasyon analizi yapılarak spearman korelasyon katsayısı belirlendi. Shapiro-Wilk testi ile verilerin normal dağılıma uygun olduğu belirlenmiş olmasına rağmen katılımcı sayısının on olması nedeniyle parametrik olmayan analiz yöntemi tercih edildi. Her üç yürüme koşulunda da iki ölçüm aracıyla ölçülen yürüyüş hızı verilerinin mükemmel korelasyon gösterdiği bulundu ($r>0,80$) (Tablo 3).

Tablo 2: Video analiz yönteminin (sinematografi) uygulayıcı içi güvenilirliği

	ICC	%95 Güven Aralığı
NYH (m/s)	0,906	0,643 – 0,976
NYAU (cm)	0,912	0,624 – 0,978
NYK (adım/dk)	0,880	0,519 – 0,970
BRYH (m/s)	0,979	0,909 – 0,995
BRYAU (cm)	0,968	0,628 – 0,994
BRYK (adım/dk)	0,978	0,912 – 0,995
MAKSYH (m/s)	0,991	0,957 – 0,991
MAKSYAU (cm)	0,988	0,929 – 0,997
MAKSYK (adım/dk)	0,962	0,846 – 0,991

ICC: Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı, NY: Normal yürüme, BRY: Baş rotasyonlarıyla yürüme, MAKSY: Maksimum hızda yürüme, H: Hız, AU: Adım uzunluğu, K: Kadans

Tablo 3: Video analiz yöntemi ve iki kapılı hız ölçüm cihazı ile ölçülen yürüyüş hızı verilerinin korelasyonu

	İlk Değerlendirme r değeri	İkinci Değerlendirme (72 saat sonra) r değeri
NYH (m/s)	0,985	0,997
BRYH (m/s)	0,976	1
MAKSYH (m/s)	0,948	1

r: spearman korelasyon katsayısı, NY: Normal yürüme, BRY: Baş rotasyonlarıyla yürüme, MAKSY: Maksimum hızda yürüme, H: Hız

4.2. Grupların Antropometrik, Demografik ve Klinik Özellikleri

Çalışma, kronik idiyopatik boyun ağrısı tanısı almış 21 bireyden (17 kadın, 4 erkek) oluşan çalışma grubu ve 21 sağlıklı bireyden (17 kadın, 4 erkek) oluşan kontrol grubu olmak üzere toplam 42 katılımcı ile gerçekleştirildi. Çalışma grubu, kronik boyun ağrısı (ağrı durasyonu >3ay) şikâyeti olan ve BÖG skoru 10/100'ün üzerinde olan bireylerden oluşturuldu.

Grupların antropometrik ve demografik özellikleri (yaş, boy, kilo, vki) karşılaştırıldığında iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$). Her iki gruptaki kadın ve erkek katılımcıların sayısı eşitti (Tablo 4).

Tablo 4: Katılımcıların demografik, antropometrik ve klinik özellikleri

	Çalışma Grubu (n=21) Ort ± SS	Kontrol Grubu (n=21) Ort ± SS	p değeri
Yaş (yıl)	38,76 ± 14,12	38,10 ± 14,90	0.882
Boy Uzunluğu (cm)	167,33 ± 6,73	166,05 ± 6,78	0.541
Kilo (kg)	69,24 ± 13,34	64,11 ± 10,46	0.173
VKİ (kg/m²)	24,79 ± 4,34	23,25 ± 3	0.216
Ağrının Durasyonu (ay)*	60 (12/120)	-	
BÖG	24,67 ± 6,14	-	
TKÖ	38,57 ± 6,38	-	
Cinsiyet (K/E)	17/4	17/4	

Bağımsız gruplar t testi kullanıldı. *: Ortanca ve çeyrek değerler genişliği verildi. Ort ± SS: Ortalama ± Standart Sapma, VKİ: Vücut Kütle İndeksi, BÖG: Boyun Özür Göstergesi, TKÖ: Tampa Kinezyofobi Ölçeği

Çalışma grubunu oluşturan kronik boyun ağrılı bireylerin boyun ağrısı şikâyetlerinin başlangıcından itibaren geçen süre 60 (12/120) aydı. Boyun ağrısıyla ilişkili fonksiyonel

seviyeyi gösteren BÖG skoru ortalaması $24,67 \pm 6,14 /100$ ve ağrıyla ilişkili kinezyofobi şiddetini gösteren TKÖ skoru ortalaması $38,57 \pm 6,38 /68$ olarak bulundu (Tablo 4).

4.3. Yürüme Koşullarında Boyun Ağrısının Karşılaştırılması

Standart ayakkabı ile yürüme seansı sırasında seans başlangıcı ve her üç yürüme koşulu sonrası olmak üzere dört kere değerlendirilen VAS verileri, Tekrarlı ölçümler ANOVA ile analiz edilerek yürüme koşullarındaki ağrı şiddeti verileri karşılaştırıldı. Analiz sonucunda, seans başlangıcındaki ağrı şiddeti ile normal yürüme koşulunda ölçülen ağrı şiddeti arasında anlamlı bir fark olmadığı belirlendi ($p=1$). Baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarında ise seans başlangıcına göre ağrı şiddetinde anlamlı bir artış olduğu görüldü (BRY için $p=0.049$, MAKSY için $p<0.001$). Yürüme koşulları sonrası değerlendirilen ağrı şiddeti verileri karşılaştırıldığında ise sadece maksimum yürüme ve normal yürüme koşulları arasında anlamlı bir fark bulundu ($p<0.001$) (Tablo 5).

Tablo 5: Yürüme koşullarında boyun ağrısının karşılaştırılması

	Çalışma-A (n=21) VAS	NY post hoc. p değeri	BRY post hoc. p değeri	MAKSY posthoc. p değeri
BAŞLANGIÇ	$2,20 \pm 1,49$	1	0.049	<0.001
NY	$2,15 \pm 1,47$	1	0.053	<0.001
BRY	$3 \pm 1,84$	0.053	1	0.161
MAKSY	$3,51 \pm 1,83$	<0.001	0.161	1

Tekrarlanan ölçümlerde varyans analizi (Tekrarlı ölçümler ANOVA) kullanıldı. Yürüme koşullarının ikili karşılaştırması için çoklu karşılaştırma (post hoc) testlerinden Bonferroni yöntemi uygulandı. Ort $\pm$ SS: Ortalama $\pm$ Standart Sapma, VAS: Vizüel analog skalası, Çalışma-A: Çalışma grubunun ayakkabı seansında değerlendirilen VAS değerleri, NY: Normal yürüme, BRY: Baş rotasyonlarıyla yürüme, MAKSY: Maksimum hızda yürüme

4.4. Yürüme Koşullarında Yürüyüş Stabilite Oranı ve Yürüyüş Asimetrisinin Grup İçi Karşılaştırılması

Ayakkabı seansındaki farklı yürüme koşullarında değerlendirilen yürüyüş asimetrisi verileri “Friedman testi” ile yürüyüş stabilite oranı verileri ise Tekrarlanan ölçümler ANOVA ile iki grup için de ayrı olarak analiz edildi.

Yapılan analizlerin sonucunda, her iki grupta da yürüme koşullarındaki farklılığın yürüyüş asimetrisi üzerine anlamlı bir etkisi olmadığı belirlendi ($p>0.05$) (Tablo 6).

Çalışma grubunun üç farklı yürüme koşulunda yürüyüş stabilite oranları karşılaştırıldığında, maksimum yürüme koşulundaki yürüyüş stabilite oranının, normal yürüme ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşullarındaki yürüyüş stabilite oranlarına göre anlamlı derecede daha düşük olduğu görüldü (her ikisi için $p<0.001$). Normal yürüme koşulu ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşulları arasında ise anlamlı bir fark görülmedi ($p>0.05$) (Tablo 7).

Tablo 6: Yürüme koşullarında yürüyüş asimetrisinin grup içi karşılaştırılması

	Çalışma Grubu (n=21)			Kontrol Grubu (n=21)		
	YA Ortanca (IQR 25/75)	BRY post hoc. p değeri	MAKSY posthoc. p değeri	YA Ortanca (IQR 25/75)	BRY posthoc. p değeri	MAKSY posthoc. p değeri
NY	2,12 (1,20/3,98)	0.986	0.455	0,78 (0,53/1,53)	0.106	0.099
BRY	2,38 (1,54/4,50)	1	0.159	1,52 (1/2,35)	1	0.058
MAKSY	3,05 (1,69/4,68)	0.159	1	0,72 (0,17/1,22)	0.058	1

Çalışma ve kontrol grupları için ayrı olarak Friedman testi kullanıldı. Yürüme koşullarının ikili karşılaştırması için Willcoxon t testi uygulandı. IQR: Çeyrek değerler genişliği (*Interquartile Range*), NY: Normal yürüme, BRY: Baş rotasyonlarıyla yürüme, MAKSY: Maksimum hızda yürüme, YA: Yürüyüş asimetrisi

Kontrol grubunda yapılan analizlerde ise tüm yürüme koşullarındaki yürüyüş stabilite oranları arasında anlamlı bir fark bulundu. En düşük yürüyüş stabilite oranı maksimum hızda yürüme koşulunda hesaplanırken, en yüksek oran baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda

hesaplandı (Post hoc. analizlerle yapılan ikili karşılaştırmalar sonucu: NYYSO – BRYYSO için $p=0.003$; NYYSO – MAKSYYSO için $p<0.001$; BRYYSO – MAKSYYSO için $p<0.001$) (Tablo 7).

Tablo 7: Yürüme koşullarında yürüyüş stabilite oranının grup içi karşılaştırılması

	Çalışma Grubu (n=21)			Kontrol Grubu (n=21)		
	YSO Ort $\pm$ SS	BRY post hoc. p değeri	MAKSY post hoc. p değeri	YSO Ort $\pm$ SS	BRY post hoc. p değeri	MAKSY post hoc. p değeri
NY	1,50 $\pm$ 0,16	0,084	<0.001	1,37 $\pm$ 0,11	0.003	<0.001
BRY	1,58 $\pm$ 0,21	1	<0.001	1,43 $\pm$ 0,14	1	<0.001
MAKSY	1,27 $\pm$ 0,13	<0.001	1	1,17 $\pm$ 0,16	<0.001	1

Çalışma ve kontrol grupları için ayrı olarak Tekrarlanan ölçümlerde varyans analizi (Tekrarlanan ölçümler ANOVA) kullanıldı. Yürüme koşullarının ikili karşılaştırması için çoklu karşılaştırma (post hoc) testlerinden Bonferroni yöntemi uygulandı. Ort $\pm$ SS: Ortalama $\pm$ Standart Sapma, NY: Normal yürüme, BRY: Baş rotasyonlarıyla yürüme, MAKSY: Maksimum hızda yürüme, YSO: Yürüyüş stabilite oranı

Her iki grupta da en düşük yürüyüş stabilite oranı değeri maksimum hızda yürüme koşulunda hesaplanırken en yüksek oran baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda hesaplandı. Yürüyüş stabilite oranındaki artış, yürüyüşün daha stabil olduğunu ifade etmektedir. Bu durumda her iki grup için en az stabil yürüyüş, maksimum hızda yürüme koşulunda izlenmiştir (Tablo 7).

4.5. Ayakkabı ve Tabanlık Seansında Ölçülen Plantar Basınç Verilerinin Grup İçi Karşılaştırılması

Plantar basınç ölçümleri, video analiz yöntemiyle eş zamanlı olarak tabanlık şeklindeki dinamik pedobarograf (PEDAR) ile gerçekleştirildi. İki grubun plantar basınç parametreleri de hem standart ayakkabıyla ölçümlerin yapıldığı ayakkabı seansında hem de standart ayakkabıya şok absorban tabanlık ilavesi ile ölçümlerin yapıldığı tabanlık seansında değerlendirildi. Basınç verileri analiz edilirken her bir yürüme koşulu (ny, bry, maksy) için üç tekrarın ortalaması alındı.

Kuvvet sensörlü tabanlık, standart ayakkabı ile değerlendirme yapılırken standart ayakkabının tabanına, standart ayakkabıya şok absorban tabanlık ilavesiyle değerlendirmeye yapılırken ise ayakkabı tabanına yerleştirilmiş olan şok absorban tabanlığın üzerine yerleştirildi. Tabanlığın etkisinin belirlenmesi için ayakkabı ve tabanlık seansında gerçekleştirilen plantar basınç ölçümleri her iki grup için ayrı olarak Bağımlı gruplar t testi ile karşılaştırıldı.

Çalışmada, tabanlığın etkinliğinin belirlenmesinde en sık kullanılan ve klinik olarak en anlamlı bulunan maksimum kuvvet, tepe basıncı, kuvvet-zaman integrali, basınç-zaman integrali ve temas alanı parametreleri incelendi. İki grupta da şok absorban tabanlık ilavesi sonucu tepe basıncı (kPa) ve basınç-zaman integrali (kPa*s) değerlerinde istatistiksel olarak $p<0.001$ anlamlılık derecesinde azalma bulundu. Temas alanında (cm²) ise tabanlık kullanımıyla birlikte $p<0.001$ anlamlılık düzeyinde artış görüldü (Tablo 8).

Maksimum kuvvet ve kuvvet-zaman integrali değerlerinde de her iki grupta istatistiksel olarak anlamlı bir azalma izlendi (MK-NY için çalışma grubu: $p=0.032$, kontrol grubu: $p=0.033$; MK-BRY için çalışma grubu: $p=0.001$, kontrol grubu: $p<0.001$; MK-MAKSY için çalışma grubu: $p=0.002$, kontrol grubu: $p<0.001$; KZİ-NY için çalışma ve kontrol grubu: $p<0.001$; KZİ-BRY için çalışma grubu: $p=0.021$, kontrol grubu: $p=0.001$; KZİ-MAKSY için çalışma ve kontrol grubu: $p=0.001$) (Tablo 8).

Tablo 8: Ayakkabı ve tabanlık seansındaki plantar basınç verilerinin grup içi karşılaştırılması

	Çalışma-A (n=21) (Ort ± SS)	Çalışma-T (n=21) (Ort ± SS)	p1	Kontrol-A (n=21) (Ort ± SS)	Kontrol-T (n=21) (Ort ± SS)	p2
MK (N) - NY	801,26 ± 140,17	746,46 ± 117,56	0.032	816,17 ± 116,36	778,16 ± 102,64	0.033
MK (N) - BRY	782,45 ± 137,46	713,28 ± 118,53	0.001	794,96 ± 99,40	735,49 ± 91,80	<0.001
MK (N) - MAKSY	922,90 ± 169,47	846,39 ± 116,40	0.002	930,34 ± 134,05	845,42 ± 124,05	<0.001
TB (kPa) - NY	437,66 ± 121,15	300,00 ± 79,29	<0.001	435,31 ± 107,83	302,69 ± 79,04	<0.001
TB(kPa) - BRY	419,54 ± 103,23	288,82 ± 83,77	<0.001	423,07 ± 82,50	312,02 ± 97,91	<0.001
TB (kPa) - MAKSY	490,87 ± 102,00	383,86 ± 116,24	<0.001	499,60 ± 98,81	391,05 ± 105,60	<0.001
KZİ (N*s) - NY	380,83 ± 87,34	346,25 ± 75,11	<0.001	338,44 ± 66,57	313,12 ± 61,65	<0.001
KZİ (N*s) - BRY	401,51 ± 103,27	363,33 ± 59,82	0.021	346,02 ± 70,33	336,42 ± 66,90	0.001
KZİ (N*s) - MAKSY	318,21 ± 69,52	283,53 ± 59,93	0.001	282,83 ± 55,21	255,48 ± 51,07	0.001
BZİ (kPa*s) - NY	151,90 ± 30,45	107,96 ± 19,02	<0.001	133,75 ± 17,49	100,25 ± 14,19	<0.001
BZİ (kPa*s) - BRY	162,40 ± 36,46	115,70 ± 23,32	<0.001	138,41 ± 17,73	105,71 ± 14,62	<0.001
BZİ (kPa*s) - MAKSY	135,29 ± 26,92	101,39 ± 23,35	<0.001	124,80 ± 19,32	97,25 ± 15,07	<0.001
TA (cm²) - NY	111,31 ± 13,56	128,94 ± 16,24	<0.001	112,92 ± 14,95	131,33 ± 13,17	<0.001
TA (cm²) - BRY	111,79 ± 15,12	128,07 ± 15,92	<0.001	112,99 ± 15,08	130,85 ± 14,25	<0.001
TA (cm²) - MAKSY	112,04 ± 14,62	128,84 ± 14,77	<0.001	112,94 ± 14,98	130,91 ± 13,45	<0.001

Çalışma grubu ve kontrol grubu için ayrı olarak Bağımlı örneklem t testi kullanıldı. Ort ± SS: Ortalama ± Standart Sapma, Çalışma-A: Çalışma grubunun ayakkabı seansında ölçülen plantar basınç verileri, Çalışma-T: Çalışma grubunun tabanlık seansında ölçülen plantar basınç verileri, Kontrol-A: Kontrol grubunun ayakkabı seansında ölçülen plantar basınç verileri, Kontrol-T: Kontrol grubunun tabanlık seansında ölçülen plantar basınç verileri, MK: Maksimum Kuvvet, TB: Tepe Basıncı, KZİ: Kuvvet-zaman integrali, BZİ: Basınç-zaman integrali, TA: Temas alanı, NY: Normal yürüme, BRY: Baş rotasyonlarıyla yürüme, MAKSY: Maksimum hızda yürüme

4.6. Ayakkabı ve Tabanlık Seansında Değerlendirilen Boyun Ağrısının Karşılaştırılması

Ayakkabı ve tabanlık seansında değerlendirilen boyun ağrısı şiddeti verileri Bağımlı örneklem t testi ile karşılaştırılarak tabanlık kullanımının yürüme sırasında hissedilen ağrı şiddeti üzerine etkisi belirlendi. Yapılan analizlerin sonucunda, seans başlangıcında ve normal yürüme koşulunda değerlendirilen ağrı şiddetleri arasında anlamlı bir fark olmadığı görüldü (SB için $p=0.462$, NY için $p=0.128$). Baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarında ise tabanlık kullanımıyla birlikte yürüyüş sırasında hissedilen boyun ağrısı şiddetinde anlamlı derecede azalma meydana geldiği saptandı (BRY için $p=0.001$, MAKSY için $p<0.001$) (Tablo 9).

Tablo 9: Ayakkabı ve tabanlık seansındaki boyun ağrısının karşılaştırılması

	Çalışma-A (n=21) (Ort $\pm$ SS) VAS	Çalışma-T (n=21) (Ort $\pm$ SS) VAS	p değeri
BAŞLANGIÇ	2,20 $\pm$ 1,49	2,10 $\pm$ 1,51	0.462
NY	2,15 $\pm$ 1,47	1,91 $\pm$ 1,47	0.128
BRY	3 $\pm$ 1,84	2,13 $\pm$ 1,69	0.001
MAKSY	3,51 $\pm$ 1,83	2,18 $\pm$ 1,66	<0.001

Bağımlı örneklem t testi kullanıldı. Ort $\pm$ SS: Ortalama $\pm$ Standart Sapma, VAS: Vizüel analog skalası, Çalışma-A: Çalışma grubunun ayakkabı seansında değerlendirilen VAS verileri, Çalışma-T: Çalışma grubunun tabanlık seansında değerlendirilen VAS değerleri, NY: Normal yürüme, BRY: Baş rotasyonlarıyla yürüme, MAKSY: Maksimum hızda yürüme

4.7. Ayakkabı ve Tabanlık Seansında Değerlendirilen Yürüyüşün Zaman-Mesafe Parametreleri, Yürüyüş Asimetrisi ve Yürüyüş Stabilite Oranının Grup İçi Karşılaştırılması

Yürüyüşün zaman-mesafe parametrelerinden yürüyüş hızı (m/s), adım uzunluğu (cm) ve kadansa (dakikadaki adım sayısı) ek olarak sallanma fazı süreleri temel alınarak hesaplanan yürüyüş asimetrisi ve kadansın (adım sayısı/s) yürüyüş hızına (m/s) oranlanması ile hesaplanan yürüyüş stabilite oranı değerlendirildi.

Çalışma grubunda normal yürüme koşulunda değerlendirilen yürüyüş hızı ve adım uzunluğunda tabanlık kullanımı sonucu istatistiksel olarak anlamlı bir artış görüldü (YH için $p=0.012$, AU için $p<0.001$). Yürüyüş stabilite oranında anlamlı bir azalma görüldü ($p<0.001$). Kadans ve yürüyüş asimetrisinde ise anlamlı bir değişim izlenmedi ($p>0.05$) (Tablo 10).

Çalışma grubunda baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda değerlendirilen yürüyüş hızı, adım uzunluğu ve kadans parametrelerinde tabanlık kullanımı sonucu istatistiksel olarak anlamlı bir artış bulundu (YH için $p=0.001$, AU için $p<0.001$, K için $p=0.047$). Yürüyüş stabilite oranı ve yürüyüş asimetrisinde ise anlamlı bir azalma izlendi (YSO için $p=0.010$, YA için $p=0,044$) (Tablo 10).

Çalışma grubunda maksimum hızda yürüme koşulunda değerlendirilen yürüyüş hızı ve adım uzunluğunda tabanlık kullanımı sonucu istatistiksel olarak anlamlı bir artış görüldü (YH için $p=0.006$, AU için $p<0.001$). Yürüyüş stabilite oranında ise anlamlı bir azalma izlendi ($p<0.028$). Kadans ve yürüyüş asimetrisinde ise anlamlı bir değişim izlenmedi ($p>0.05$) (Tablo 10).

Kontrol grubunda ise normal yürüme ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda değerlendirilen adım uzunluğunda tabanlık kullanımı sonucu anlamlı bir artış görüldü. Ayrıca baş rotasyonlarıyla yürüme koşulundaki yürüyüş stabilite oranında anlamlı bir azalma izlendi. Diğer parametrelerde anlamlı bir değişim izlenmedi (NYAU için $p=0.046$, BRYAU için $p=0.027$, BRYYSO için $p=0.026$, diğer parametreler için $p>0.05$) (Tablo 10).

Tablo 10: Ayakkabı ve tabanlık seansındaki zaman-mesafe parametreleri, yürüyüş asimetrisi ve yürüyüş stabilite oranının grup içi karşılaştırılması

	Çalışma-A (Ort ± SS)	Çalışma-T (Ort ± SS)	p1	Kontrol-A (Ort ± SS)	Kontrol-T (Ort ± SS)	p2
NYH (m/s)	1,27 ± 0,14	1,32 ± 0,14	0.012	1,46 ± 0,19	1,47 ± 0,17	0.397
NYAU (cm)	67,33 ± 6,93	69,38 ± 6,61	<0.001	72,94 ± 5,93	73,82 ± 5,88	0.046
NYK (adım/dk)	112,45 ± 6,28	111,68 ± 9,89	0.7	118,75 ± 8,48	118,40 ± 7,03	0.699
NYYSO (adım/m)	1,50 ± 0,16	1,45 ± 0,14	<0.001	1,37 ± 0,11	1,36 ± 0,11	0.676
NYYA*	2,12 (1,20/3,98)*	2,12 (1,21/3,24)*	0.411	0,78 (0,53/1,53)*	0,98 (0,51/1,53)*	0.601
BRYH (m/s)	1,09 ± 0,19	1,18 ± 0,16	0.001	1,39 ± 0,23	1,40 ± 0,18	0.533
BRYAU (cm)	62,68 ± 7,72	65,30 ± 7,16	<0.001	70,82 ± 7,06	71,94 ± 6,60	0.027
BRYK (adım/dk)	101,85 ± 15,14	107,98 ± 8,15	0.047	116,95 ± 11,43	116,91 ± 9,01	0.968
BRYYSO (adım/m)	1,58 ± 0,21	1,51 ± 0,19	0.010	1,43 ± 0,14	1,40 ± 0,12	0.026
BRYYA*	2,38 (1,54/4,50)*	2,06 (1,30/2,93)*	0.044	1,52 (1/2,35)*	1,26 (0,55/1,81)*	0.314
MAKSYH (m/s)	1,83 ± 0,16	1,90 ± 0,19	0.006	2,03 ± 0,23	2,04 ± 0,24	0.783
MAKSYAU (cm)	79,23 ± 8,32	81,02 ± 8,38	<0.001	84,56 ± 7,21	85,01 ± 8,08	0.364
MAKSYK (adım/dk)	138,82 ± 9,78	139,86 ± 10,83	0.416	145,36 ± 10,84	143,86 ± 11,83	0.171
MAKSYYSO (adım/m)	1,27 ± 0,13	1,23 ± 0,14	0.028	1,17 ± 0,16	1,17 ± 0,17	0.926
MAKSYYA*	3,05 (1,69/4,68)*	1,96 (1,39/2,93)*	0.339	0,72 (0,17/1,22)*	0,92 (0,60/1,50)*	0.543

Yürüyüş asimetrisi için Willcoxon t testi, diğer parametreler için Bağımlı örneklem t testi kullanıldı. *: Ortanca ve çeyrek değerler genişliği verildi. Ort ± SS: Ortalama ± Standart Sapma, Çalışma-A: Çalışma grubunun ayakkabı seansında değerlendirilen yürüyüş parametreleri, Çalışma-T: Çalışma grubunun tabanlık seansında değerlendirilen yürüyüş parametreleri, Kontrol-A: Kontrol grubunun ayakkabı seansında değerlendirilen yürüyüş parametreleri, Kontrol-T: Kontrol grubunun tabanlık seansında değerlendirilen yürüyüş parametreleri, NY: Normal yürüme, BRY: Baş rotasyonlarıyla yürüme, MAKSY: Maksimum hızda yürüme, H: Hız, AU: Adım uzunluğu, K: Kadans, YSO: Yürüyüş stabilite oranı, YA: Yürüyüş asimetrisi

4.8. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Parametreleri, Yürüyüş Asimetrisi ve Yürüyüş Stabilite Oranının Gruplar Arası Karşılaştırılması

Çalışma ve kontrol grubunun ayakkabı seansında değerlendirilen yürüyüşün zaman-mesafe parametreleri ve yürüyüş stabilite oranı verileri Bağımsız gruplar t testi ile, yürüyüş asimetrisi verileri ise Mann-Whitney U testi karşılaştırdı. Yapılan analiz sonucunda, normal yürüme ve maksimum hızda yürüme koşulunda değerlendirilen yürüme hızı, adım uzunluğu ve kadansın sağlıklı bireylerde anlamlı derecede daha yüksek olduğu belirlendi (NYH için $p<0.001$, NYAU için $p=0.005$, NYK için $p=0.01$, MAKSYH için $p=0.001$, MAKSYAU için $p=0.022$, MAKSYK için $p=0.04$). Yürüyüş stabilite oranı ve yürüyüş asimetrisi ise çalışma grubunda daha yüksek bulundu (NYYSO için $p=0.002$, NYYA için $p=0.008$, MAKYYSO için $p=0.016$, MAKSYYA için $p<0.001$). Baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda ise yürüyüş asimetrisi dışındaki diğer parametrelerde anlamlı fark görüldü. Hız, adım uzunluğu ve kadans sağlıklı grupta daha yüksek bulunurken yürüyüş stabilite oranı çalışma grubunda daha yüksek bulundu. (BRYH için $p<0.001$, BRYAU için $p<0.001$, BRYK için $p<0.001$, BRYYSO için $p=0.003$, BRYYA için $p=0.058$) (Tablo 11).

Çalışma grubunun tabanlık seansında değerlendirilen verileri ile kontrol grubunun ayakkabı seansında değerlendirilen verileri karşılaştırıldığında, normal yürüme koşulunda değerlendirilen hız, kadans parametrelerinin ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda değerlendirilen hız, adım uzunluğu ve kadans parametrelerinin kontrol grubunda anlamlı derecede yüksek olduğu bulundu. Normal yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarında değerlendirilen yürüyüş asimetrisinin ve normal yürüme koşulundaki yürüyüş stabilite oranının çalışma grubunda daha yüksek olduğu belirlendi. (NYH için $p=0.011$, NYK için $p=0.017$, NYYSO için $p=0.033$, NYYA için $p=0.005$, BRYH için $p=0.002$, BRYAU için $p=0.016$, BRYK için $p=0.006$, MAKSYYA için $p=0.001$). Diğer parametrelerde ise iki grup arasında anlamlı bir fark saptanmadı ($p>0.05$) (Tablo 11).

Çalışma grubu ve kontrol grubunun tabanlık seansında değerlendirilen verileri karşılaştırıldığında ise sağlıklı bireylerin normal yürüme ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşullarında değerlendirilen hız, adım uzunluğu, kadansının istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu belirlendi (NYH için $p=0.003$, NYAU için $p=0.027$, NYK için $p=0.015$, BRYH için $p<0.001$, BRYAU için $p=0.003$, BRYK için $p=0.002$). Yürüyüş

asimetrisi ve yürüyüş stabilite oranları kronik boyun ağrılı bireylerde anlamlı derecede daha yüksek bulundu (NYYSO için $p=0.021$, NYYA için $p=0.002$, BRYYSO için $p=0.038$, BRYYA için $p=0.024$). Maksimum yürüme koşulunda ise yürüyüş asimetrisi çalışma grubunda daha yüksek bulunurken değerlendirilen diğer parametrelerde anlamlı bir fark görülmedi ($p>0.05$) (YA için $p=0.001$) (Tablo 11).

Tablo 11: Çalışma grubu ve kontrol grubu yürüyüş parametrelerinin karşılaştırılması

	Çalışma-A - Kontrol-A p1	Çalışma-T - Kontrol-A p2	Çalışma-T - Kontrol-T p3
NYH (m/s)	<0.001	0.011	0.003
NYAU (cm)	0.005	0.073	0.027
NYK (adım/dk)	0.011	0.017	0.015
NYYSO (adım/m)	0.002	0.033	0.021
NYYA*	0.008	0.005	0.002
BRYH (m/s)	<0.001	0.002	<0.001
BRYAU(cm)	<0.001	0.016	0.003
BRYK (adım/dk)	<0.001	0.006	0.002
BRYYSO (adım/m)	0.003	0.119	0.038
BRYYA*	0.058	0.252	0.024
MAKSYH (m/s)	0.001	0.055	0.053
MAKSYAU (cm)	0.022	0.15	0.124
MAKYK (adım/dk)	0.04	0.108	0.260
MAKSYYSO (adım/m)	0.016	0.12	0.206
MAKYA*	<0.001	0.001	0.001

Yürüyüş asimetrisi için Mann-Whitney U testi, diğer parametreler için Bağımsız gruplar t testi kullanıldı (*:Mann-Whitney U testi). Yürüyüş parametrelerinin değerleri Tablo 10'da bulunmaktadır. Çalışma-A: Çalışma grubunun ayakkabı seansında değerlendirilen yürüyüş parametreleri, Çalışma-T: Çalışma grubunun tabanlık seansında değerlendirilen yürüyüş parametreleri, Kontrol-A: Kontrol

grubunun ayakkabı seansında değerlendirilen yürüyüş parametreleri, Kontrol-T: Kontrol grubunun tabanlık seansında değerlendirilen yürüyüş parametreleri, NY: Normal yürüme, BRY: Baş rotasyonlarıyla yürüme, MAKSY: Maksimum hızda yürüme, H: Hız, AU: Adım uzunluğu, K: Kadans, YSO: Yürüyüş stabilite oranı, YA: Yürüyüş asimetrisi

4.9. Çalışma Grubu Yürüyüş Parametrelerinin Ağrı Durasyonu, Fonksiyonel Durum ve Kinezyofobi Şiddeti ile İlişkisi

Çalışma grubunun standart ayakkabı ile değerlendirilen yürüyüş parametrelerinin, boyun ağrısı şikâyetinin başlangıcından itibaren geçen süre, boyun ağrısıyla ilişkili fonksiyonel durum ve ağrıyla ilişkili kinezyofobi şiddeti ile ilişkisi korelasyon analizi ile incelendi.

Boyun ağrısı şikâyetlerinin başlangıcından itibaren geçen süre ile yürüyüş parametreleri arasında anlamlı bir korelasyon bulunmadı ($r < \pm 400$, $p > 0.05$) (Tablo 12).

Üç yürüme koşulunda da boyun ağrısıyla ilişkili fonksiyonel durumu değerlendiren BÖG skoru ile yürüyüş stabilite oranı arasında orta düzeyde korelasyon bulundu (NYYSO – BÖG için $r=438$, $p=0.047$; BRYYSO – BÖG için $r=482$, $p=0.027$; MAKSYYSO – BÖG için $r=447$, $p=0.042$). BÖG skoru ile diğer parametreler arasında ise anlamlı bir korelasyon izlenmedi ($r < \pm 400$, $p > 0.05$) (Tablo 12).

Yürüyüş parametrelerinden normal yürüyüş hızı ve kadansının, kinezyofobi şiddetini değerlendiren TKÖ skoru ile orta düzeyde korelasyon gösterdiği görüldü (NYH – TKÖ için $r=-435$, $p=0.049$; NYK – TKÖ için $r=-479$, $p=0.028$). Kinezyofobi skoru arttıkça normal yürüyüş hızı ve kadansında azalma olduğu belirlendi (negatif korelasyon). Kinezyofobi skoru ile yürüyüşün diğer parametreleri arasında ise anlamlı bir korelasyon izlenmedi ($r < \pm 400$, $p > 0.05$) (Tablo 12).

Boyun ağrısıyla ilişkili fonksiyonel durumu değerlendiren BÖG skorunun, hem boyun ağrısı şikâyetlerinin başlangıcından itibaren geçen süre hem de ağrıyla ilişkili kinezyofobi şiddetini değerlendiren TKÖ skoru ile orta düzeyde korelasyon gösterdiği bulundu (Ağrı Durasyonu – BÖG için $r=531$, $p=0.014$; TKÖ – BÖG için $r=564$, $p=0.008$) (Tablo 12).

Tablo 12: Yürüyüş parametrelerinin TKÖ, BÖG ve ağrı durasyonu ile ilişkisi

	Çalışma Grubu (n=21) Ağrı Durasyonu		Çalışma Grubu (n=21) BÖG		Çalışma Grubu (n=21) TKÖ	
	r değeri	p değeri	r değeri	p değeri	r değeri	p değeri
NYH (m/s)	-0.159	0.491	-0.432	0.050	-0.435*	0.049
NYAU (cm)	0.082	0.723	-0.412	0.063	- 0.221	0.337
NYK (adım/dk)	-0.400	0.080	-0.146	0.528	-0.479*	0.028
NYYSO (adım/m)	0.33	0.886	0.438*	0.047	0.229	0.318
NYYA	-0.076	0.742	-0.71	0.886	-0.035	0.881
BRYH (m/s)	-0.051	0.827	-0.344	0.126	-0.378	0.091
BRYAU (cm)	0.106	0.646	-0.364	0.105	-0.190	0.410
BRYK (adım/dk)	-0.211	0.358	-0.153	0.508	-0.274	0.229
BRYYSO (adım/m)	-0.048	0.835	0.482*	0.027	0.243	0.288
BRYYA	0.167	0.469	0.184	0.425	-0.105	0.652
MAKSYH (m/s)	-0.157	0.496	-0.344	0.127	-0.036	0.876
MAKSYAU (cm)	0.012	0.957	-0.402	0.071	-0.057	0.806
MAKSYK (adım/dk)	-0.202	0.381	0.268	0.239	0.103	0.657
MAKSYYSO (adım/m)	-0.211	0.359	0.447*	0.042	0.097	0.677
MAKSYYA	-0.012	0.957	-0.216	0.347	-0.102	0.660
Ağrı Durasyonu	1	1	0.531*	0.034	0.200	0.384
BÖG	0.531*	0.014	1	1	0.564**	0.008
TKÖ	0.141	0.543	0.564**	0.008	1	1

Yürüyüş asimetrisi ve ağrı durasyonu için Spearman korelasyon katsayısı, diğer parametreler için Pearson korelasyon katsayısı belirlendi. * : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$, r: korelasyon katsayısı, NY: Normal yürüme, BRY: Baş rotasyonlarıyla yürüme, MAKSY: Maksimum hızda yürüme, H: Hız, Au: Adım uzunluğu, K: Kadans, YSO: Yürüyüş stabilite oranı, YA: Yürüyüş asimetrisi, BÖG: Boyun Özür Göstergesi, TKÖ: Tampa Kinezyofobi Ölçeği

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda, şok absorban tabanlık kullanılarak ayak tabanına etkiyen yer reaksiyon kuvvetinin azaltılmasının, kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüş sırasında hissettiği boyun ağrısı şiddeti ve yürüyüş parametreleri üzerine etkisi incelendi. Ayak tabanına etkiyen yer reaksiyon kuvvetinin azaltılmasındaki amaç, bu kuvvet kaynaklı vücuda yayılan şok dalgasının amplitüdünü ve kas iskelet sisteminde oluşturduğu dinamik yüklenmeyi azaltmaktır. Çalışmanın sonucunda, şok absorban tabanlık kullanımının kronik boyun ağrılı bireylerin baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarında hissettiği boyun ağrısı şiddetini azalttığı bulundu. Ayrıca şok absorban tabanlık kullanımının kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüş parametreleri üzerine olumlu etkileri olduğu da gösterildi.

Yürüyüş hızındaki artış, kadans ve adım uzunluğu parametrelerinde gerçekleşen artış sonucunda meydana gelmektedir. Ek olarak, ayak tabanına etkiyen yer reaksiyon kuvveti ve vücuda yayılan şok dalgası amplitüdünde de artış görülmektedir (28,67). Voloshin, sağlıklı bireylerin farklı yürüyüş hızlarındaki kadans verilerini, kuvvet platformu ile ölçtüğü vertikal yer reaksiyon kuvveti verilerini ve akselerometre ile tibiadan ölçtüğü şok dalgası amplitüdü verilerini incelemiştir. Yaptığı analizin sonucunda, yürüyüş hızındaki artışla birlikte kadans ve yer reaksiyon kuvvetinde aynı oranda artış meydana geldiğini ancak tibiadan ölçülen akselerasyon miktarındaki artış oranının dört kat daha fazla olduğunu belirlemiştir. Bu durum, şok dalgasının kas iskelet sisteminde oluşturduğu dinamik yüklenme miktarının, yer reaksiyon kuvveti ölçümleriyle tahmin edilenden çok daha yüksek olduğunu göstermektedir (28). Folman ve ark. ise kuvvet platformu ile ölçtükleri yer reaksiyon kuvvetini ve tibiadan akselerometre ile ölçtükleri vertikal akselerasyonları, ölçümlerin sürelerini kaydederek incelemiştir. Analizlerin sonucunda, kas iskelet sisteminin, yürüyüş sırasında gerçekleşen her topuk vuruşu ile birlikte 5ms kadar süren yüklenmeye tekrarlı olarak maruz kaldığını belirlemişlerdir. Yürüyüş hızında artışla birlikte topuk vuruşunun daha sık gerçekleşmesinin, yüklenmelere karşı zaman bağımlı mekanik davranış sergileyen kas iskelet sistemini dinamik yüklenmeye karşı koymada yetersiz duruma düşürebileceği belirtilmiştir (86). Bu durumun, Voloshin ve ark. ortaya koyduğu dinamik yüklenmede meydana gelen artışın, yürüyüş hızı ve yer reaksiyon kuvvetindeki artışa kıyasla çok daha yüksek oranda olmasının nedeni olabileceği düşünülmektedir. Folman ve ark., şok absorban tabanlığın yürüyüş sırasında vücuda etkiyen yer reaksiyon kuvveti ve kas iskelet sistemi boyunca yayılan şok dalgası

amplitüdü üzerine etkisini incelemiştir. Şok dalgası amplitüdünü ölçmek amacıyla kullandıkları akselerometreyi alın bölgesine yerleştirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, tabanlık kullanımının yer reaksiyon kuvvetinde üçte bir oranında, şok dalgası amplitüdünde ise üçte iki oranında azalma meydana getirdiğini göstermişlerdir (26). Bu sonuç, şok absorban tabanlıkların omurga bölgesinde meydana gelen dinamik yüklenmeyi azaltmada etkili olduğunu göstermektedir. Çalışmamızda şok absorban tabanlık kullanılarak servikal omurgadaki yüklenmenin azaltılmasının hedeflenmesi literatürdeki çalışmalarla uyumludur. Ancak bizim çalışmamızda şok dalgası amplitündeki azalmanın ölçülmesi için akselerometre kullanılmadı. Yukarıda tartışılmış olan çalışmalar referans alınarak kuvvet sensörlü tabanlıklarla ölçülen yer reaksiyon kuvvetiyle ilişkili basınç parametrelerindeki azalmanın hesaplanmasıyla belirlendi.

Plantar Basınç Parametreleri

Şok absorban tabanlıklar, ayak tabanına etkiyen yer reaksiyon kuvvetini ve bu kuvvetin meydana getirdiği şok dalgasının amplitüdünü azaltmak amacıyla kullanılmaktadır. Böylece kas iskelet sisteminde meydana gelen dinamik yüklenmede de azalma sağlanır (26,29,92,93,96-98). Bu çalışmada 20 shore sertlik değerinde, bir cm kalınlığında, polietilen fomdan üretilmiş tabanlık, vücut boyunca yayılan şok dalgası nedeniyle omurga bölgesinde oluşan dinamik yüklenme miktarını azaltmak amacıyla kullanıldı. Tabanlığın şok absorbe etme dışındaki tedavi etkilerini dışlamak amacıyla çalışmada herhangi bir ark desteği olmayan düz tabanlık kullanıldı.

Tabanlık kullanımının plantar basınç parametreleri üzerine etkisini göstermek amacıyla genellikle ayakkabı içi plantar basınç ölçüm sistemleri tercih edilmektedir (122). Bu çalışmada ayakkabı içi plantar basınç ölçüm cihazı olarak PEDAR (Novel GmbH, Münih Almanya) kullanıldı. Tabanlığın etkisinin belirlenmesinde en sık tercih edilen ve klinik olarak en anlamlı bulunan maksimum kuvvet, tepe basıncı, kuvvet-zaman integrali, basınç-zaman integrali ve temas alanı parametreleri incelendi (29,97,121).

Tsung ve ark., düz ve kişiye özel üretilmiş tabanlığın diyabetik nöropatili hastaların ve sağlıklı bireylerin yürüyüş sırasındaki plantar basınç parametreleri üzerine etkisini incelemiştir

ve her iki tabanlığın da plantar temas alanını artırırken tepe basıncı ve basınç-zaman integralini azalttığını göstermiştir (29). Healy ve ark. ise düşük sertlik değerine sahip (Shore A 20-25) düz tabanlıkların normal yürüme sırasında ölçülen tepe basıncı, basınç-zaman integrali ve maksimum kuvvet parametrelerini azaltmada ve temas alanını artırmada etkili olduğunu göstermiştir (97). Mark ve ark. ise sabit yürüme hızında (1.2m/s) ayak tabanına ve dize etkiyen vertikal yer reaksiyon kuvvetini, düz (Shore A 20) tabanlığı ve topuk yastığını (Shore A 45) karşılaştırarak incelemiştir. Vertikal yer reaksiyon kuvvetini kuvvet platformuyla, dize etkiyen vertikal yer reaksiyon kuvvetini Newton-Euler ters dinamik yöntemi ile hesaplamışlardır. Çalışmanın sonucunda, düz tabanlığın (Shore A 20) ayak tabanına ve dize etkiyen vertikal yer reaksiyon kuvvetini azaltmada daha etkili olduğunu göstermişlerdir (98). Şok absorban tabanlıklar, düşük sertlik değerinde ve daha esnek yapıda oldukları için yüklenme karşısında daha fazla deforme olur ve böylece ayağın plantar yüzeyiyle olan temas artar. Yer reaksiyon kuvvetinin artmış olan temas alanına dağılmasıyla da basınç azalır (29,93-98). Çalışmamızın sonucunda görülen temas alanında artma ile maksimum kuvvet, tepe basıncı, kuvvet-zaman integrali ve basınç-zaman integralindeki azalma, şok absorban tabanlıkların şok absorbe etme mekanizmasıyla uyumludur (29,97).

Yürüyüş Sırasında Hissedilen Boyun Ağrısı

Ayakkabı seansındaki üç farklı yürüme koşulunda değerlendirilen ağrı şiddetleri karşılaştırıldığında, baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarının kronik boyun ağrılı bireylerin boyun ağrısı şiddetinde artışa neden olduğu belirlendi. Tabanlık ve ayakkabı seansında ölçülen ağrı şiddeti verileri karşılaştırıldığında ise tabanlık kullanımının baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarındaki boyun ağrısı şiddetini anlamlı derecede azalttığı görüldü. Ayakkabı ve tabanlık seansı başlangıcında ölçülen ağrı şiddetleri arasında anlamlı bir fark bulunmaması ve seansların sırasının randomize olarak belirlenmiş olması, tabanlık kullanımının yürüyüş sırasında hissedilen boyun ağrısı şiddetini azalttığı sonucunu anlamlı kılmaktadır.

Jefferson ve ark., spinal bölgesinde veya alt ekstremitesinde ağrı şikâyeti olan 40 işçinin dört gün boyunca, 12 saatlik iş vardiyasında iş ayakkabılarının içine şok absorban düz tabanlık yerleştirmiştir. Çalışmanın sonucunda, işçilerin bel, diz ve ayak bölgelerindeki ağrı

şiddetinde anlamlı derecede azalma olduğunu belirlemişlerdir. (100). Turpin ve arkadaşları, dizinde osteoartrit bulunan 16 hastanın bir aylık şok absorban tabanlılık kullanımı sonucu ağrı şikâyetlerinin anlamlı ölçüde azaldığını ve fonksiyonel durumlarında da anlamlı derecede iyileşme meydana geldiğini göstermiştir (101). Shabat ve arkadaşları ise uzun mesafe yürümeyi gerektiren işlerde çalışan 60 bel ağrılı hastayla yaptıkları çalışmada plasebo ve şok absorban tabanlılığın ağrı üzerine etkisini beş haftalık çapraz tasarım periyotlarıyla karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonucu, şok absorban tabanlılığın, plasebo tabanlığa kıyasla bel ağrısı şiddetini anlamlı ölçüde azalttığını göstermiştir (102). Literatürde şok absorban tabanlılık kullanımının boyun ağrılı hastaların ağrı şiddeti üzerine etkisini inceleyen çalışma bulunmamaktadır. Şok dalgası topuk bölgesinden baş bölgesine doğru ilerlerken kas iskelet sistemi tarafından absorbe edilmektedir ve böylece boyun bölgesi, alt ekstremit ve bel bölgesi kadar dinamik yüklenmeye maruz kalmamaktadır (69-71). Bu durum, şok absorban tabanlılığın boyun ağrısı üzerine etkisinin incelenmemiş olmasının nedeni olabilir. Ayrıca yapılan çalışmalar, şok absorban tabanlılığın çalışmamızdakine kıyasla uzun süreli etkisini ölçmektedir. Çalışmamızda, yürüyüş sırasında hissedilen ağrı şiddeti yürüyüş bitiminde hemen değerlendirildi. Literatürde şok absorban tabanlılığın yürüyüş sırasındaki ağrı şiddeti üzerine etkisini yürüyüş sonrasında hemen değerlendiren çalışma bulunmamaktadır. Şok absorban tabanlılığın boyun ağrısı üzerine kısa ve uzun dönem etkilerini inceleyen çalışmaların yapılmasıyla bu konuda daha fazla bilgi edinilebilir.

Yürüyüşün Zaman-Mesafe Parametreleri, Yürüyüş Asimetrisi ve Yürüyüş Stabillite Oranı

Çalışmamızda yürüyüşün zaman-mesafe parametrelerinin değerlendirilmesi amacıyla video analiz yöntemi kullanıldı. Çalışmaya başlamadan önce video analiz yönteminin geçerlilik ve güvenilirliğini değerlendiren bir pilot çalışma yapıldı. Uygulayıcı içi güvenilirliğin belirlenmesi amacıyla aynı gözlemci tarafından 72 saat arayla iki kez değerlendirilen yürüyüş parametreleri verileri (yürüyüş hızı, adım uzunluğu, kadans) analiz edildi. Video analiz yönteminin normal yürüme koşulundaki kadansın ölçümünde güvenilirliğinin iyi olduğu, diğer tüm parametrelerde ise üç yürüme koşulunda da mükemmel olduğu belirlendi. Video analiz yönteminin yürüyüş hızı ölçümündeki geçerliliğinin belirlenmesi amacıyla eş zamanlı olarak iki kapılı hız ölçüm cihazı ile ölçülen yürüyüş hızı

verileri kullanıldı ve iki ölçüm yöntemiyle belirlenen yürüyüş hızı verilerinin mükemmel korelasyon gösterdiği bulundu. Pilot çalışmanın sonucu, video analiz yönteminin yürüyüşün zaman-mesafe parametrelerinin belirlenmesinde geçerli ve güvenilir bir yöntem olduğunu göstermektedir.

Poole ve ark., on metre yürüme testi ile kronik idiyopatik boyun ağrılı geriatric bireylerin yürüyüş parametrelerini sağlıklı geriatric bireylerle karşılaştırarak incelemiş ve kronik boyun ağrılı bireylerin baş rotasyonlarıyla yürüme hız ve kadanslarının daha düşük olduğunu ortaya koymuştur. Ayrıca hem normal yürüme hem de baş rotasyonlarıyla yürüme koşullarındaki bir yürüyüş siklusu süresinin sağlıklı kontrol grubuna göre daha yüksek olduğunu saptamışlardır (22). Uthaikhup ve ark. ise kronik idiyopatik boyun ağrılı yetişkin bireylerin baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarındaki hız ve adım uzunluklarının daha düşük olduğunu saptamıştır (23).

Kronik boyun ağrılı bireylerin baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarında ölçülen yürüyüş parametrelerindeki olumsuz etkilenim, boyun ağrısının servikal afferentlerde anormal girdiye neden olmasının sonucu olarak yorumlanmıştır. Bu yorum, servikal reseptörlerin sadece boyun bölgesi için değil tüm vücut algısı ve oryantasyonu için önemli olduğunu ortaya koyan çalışmalara dayandırılmıştır (22,23). Servikal omurgadaki kaslar ve eklemlerde bulunan çok sayıda servikal reseptörün vestibular, görsel ve postural kontrol sistemleriyle santral ve refleks bağlantıları bulunmaktadır. Bu bağlantılar servikal afferent girdilerin önemini göstermektedir (14,15). Son 20 yılda yapılan çok sayıda çalışma, kronik boyun ağrılı bireylerin denge ve vertikal postür algısında olumsuz değişimler meydana geldiği göstermiştir. Bu durumun, ağrının servikal afferent girdileri olumsuz etkilemesinden kaynaklandığı düşünülmektedir (16-22).

Baş rotasyonlarının, ağrının neden olduğu anormal servikal afferent girdilerde artışa neden olarak yürüyüş parametrelerini olumsuz etkilediği düşünülmektedir. Ayrıca basit yürüme aktivitesinde farklılık yokken baş rotasyonlarının eklenmesiyle farklılığın ortaya çıkma nedeninin, boyun ağrılı bireylerin aynı anda iki görevi yürütmede zorluk yaşaması olabileceği de belirtilmiştir (22,23). Maksimum hızda yürüme de daha zor bir yürüme koşulu olarak yorumlanmıştır (23). Ancak yapılan çalışmalarda yürüme koşullarının boyun ağrısı şiddeti üzerine etkisi değerlendirilmemiştir. Uthaikhup ve ark., hastaların sadece

değerlendirmeye başlamadan önceki ağrı şiddetini ölçerek yürüyüş parametreleriyle korelasyonuna bakmış ve maksimum yürüyüş hızı ile ağrı şiddeti arasında orta düzeyde korelasyon olduğunu saptamıştır (23). Bizim çalışmamızda, maksimum yürüme ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşullarının boyun ağrısı şiddetinde artışa neden olduğu bulundu. Ağrı şiddetindeki artış yürüyüş parametrelerindeki olumsuz etkilenimi açıklayabilir.

2017 yılında yayınlanan bir çalışmada ise kronik boyun ağrılı bireylerin farklı yürüme koşullarındaki yürüyüş parametreleri koşu bandı üzerinde yürürken değerlendirilmiştir. Hareket analiz sistemi kullanılarak gövde rotasyon hareketinin miktarı da incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda, hem başın nötralde olduğu hem de başın sabit şekilde bir tarafa çevrili olduğu yürüme koşullarında çift adım uzunluğunda azalma meydana geldiği bulunmuştur. Gövde rotasyon hareketinin miktarında ise sağlıklı bireylere kıyasla azalma olduğu gösterilmiştir (24). Çalışmamızda yürüyüş parametreleri zemin üzerinde yürürken değerlendirildi. Koşu bandı üzerindeki yürüyüşün, eklem kinematiği ve temporal değişkenler açısından zemin üzerinde yürümeden farklılık gösterdiği bildirilmiştir (132).

Çalışmamızda ayakkabı oturumunda değerlendirilen yürüyüş parametreleri gruplar arası karşılaştırıldı ve üç yürüme koşulunda da (normal yürüme, baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme) kronik boyun ağrılı bireylerin hız, adım uzunluğu ve kadans parametreleri daha düşük bulundu. Yürüyüş parametrelerini zemin üzerinde yürüme sırasında değerlendirilen Poole ve Uthaikhup'un çalışmalarında ise normal yürüme koşulunda değerlendirilen yürüyüş parametrelerinin gruplar arası farklılık göstermediği bulunmuştur. Poole ve ark. yaptığı çalışmada geriatrik bireylerin yürüyüşlerinin değerlendirilmiş olması bu farkı açıklayabilir. Sağlıklı geriatrik bireylerin yürüyüş parametreleri ve dengelerinde sağlıklı yetişkinlere kıyasla olumsuz değişimler meydana gelmektedir (133,134). Bu durum, geriatrik ve yetişkin bireylerin yürüyüşlerinin kronik boyun ağrısından farklı şekilde etkilenmesine neden olabilir. Uthaikhup'un çalışmasındaki katılımcıların yaş ortalamaları (kontrol grubu yaş: $37,7 \pm 10,3$; çalışma grubu yaş: $37,7 \pm 10,3$) ve fonksiyonel durumları (çalışma grubu BÖG skoru: $24,7 \pm 9$), bizim çalışmamıza (kontrol grubu: $38,10 \pm 14,90$; çalışma grubu: $38,76 \pm 14,12$; çalışma grubu BÖG skoru $24,67 \pm 6,14$) benzerdir. Ancak Uthaikhup ve ark., sekiz metre yürüyüş mesafesinin ortasındaki 3,6m mesafede yürüyüş parametrelerini değerlendirmiştir (23). Bizim çalışmamızda 16m yürüyüş mesafesinin ortasında kalan on metre mesafede değerlendirmeler yapıldı. Yürüyüş mesafelerindeki farklılık, normal yürüme

koşulundaki ölçümlerin sonucunun farklı çıkmasının nedeni olabilir. Literatürde 4m ve on metre yürüme testini karşılaştıran bir çalışmada, her iki yönteminde güvenilir olduğu belirlenmiştir. Ancak en geçerli yöntem olarak on metre yürüme testinin klinikte tercih edilmesi tavsiye edilmiştir. Yürüyüşün başında ve sonunda, hızlanma ve yavaşlama gerçekleştiği için bireylerin yürüyüş değişkenleri arada kalan mesafede değerlendirilmektedir. Mesafelerdeki farklılıklar bireylerin yürüyüş değişkenlerinde farklılığa neden olabilmektedir (135). Kronik boyun ya da bel ağrısına sahip bireylerde bu testlerin geçerlilik ve güvenilirliği bildirilmemiştir. Bu konuda yapılan çalışmaların artmasıyla bu konuda daha fazla bilgi edinilebilir.

Son yıllarda, ağrılı bölgenin ağrısını azaltmak ve bölgeyi gerçek ve/veya olası yaralanmalardan korumak için ağrılı bölgelerden uzakta da motor adaptasyon gelişebileceği teorisi ortaya atılmıştır. Ağrıya karşı gelişen motor adaptasyon, sadece mikro düzeyde değil (tek motor nöron), makro düzeyde de (motor sistemin birçok seviyesinde) gerçekleşerek mekanik davranışlarda değişime neden olmaktadır. Kısa dönemde hasarlı dokunun korunması için faydalı olabilen bu değişimler, uzun dönemde genel bir hareket azalması davranışına neden olmaktadır (136). Bu teoriye göre boyun ağrılı bireylerin, boyun bölgesinden uzak bölgelerindeki hareketlerinde de azalma olabileceği görülmektedir. Kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüş parametrelerinde görülen olumsuz etkilenimler bu adaptasyonun sonucu da olabilir. Ek olarak, psikolojik faktörlerin ısrarlı boyun ağrısı için önemli bir risk faktörü olduğu bilinmektedir (4,5,37,38,58-60). Ağrıyı kötü yorumlama, baş etme becerilerinin düşük olması, anksiyete gibi tedavi edilebilir psikolojik faktörlerin boyun ağrılı bireylerin hareket ve fonksiyonel becerilerini etkilemesi de yürüyüş parametrelerindeki olumsuz değişimi açıklayabilir. Çalışmamızda ağrı ile ilişkili kinezyofobi şiddetinin değerlendirilmesi amacıyla kullanılan TKÖ'nün, normal yürüme hızı ve kadansı ile orta düzeyde korelasyon gösterdiği bulundu. Diğer yürüme koşullarında ölçülen parametrelerin ise TKÖ ile anlamlı bir korelasyonu bulunmadı. Bu durum, normal yürüme koşulu için katılımcılara rahat hissettikleri hızda yürümelerinin söylenmesiyle ilişkili olabilir. Kronik boyun ağrılı bireyler, hareket korkusu şiddetleriyle bağlantılı olarak daha yavaş yürüyüş hızında rahat hissediyor olabilir. Baş rotasyonlarıyla yürüme koşulu için de katılımcılara rahat ettikleri hızda yürümeleri söylenmiş olmasına rağmen baş rotasyonlarıyla yürüme sırasında ölçülen yürüyüş parametrelerinin TKÖ ile korelasyonu bulunmadı. Bu durum, yürümeyle eş zamanlı gerçekleştirilen baş çevirme aktivitesinin, hareket korkusundan çok denge becerilerinden

etkilenmesiyle ilişkili olabilir. Ayrıca TKÖ skorunun, BÖG skoru ile de orta düzeyde korelasyon gösterdiği bulundu. BÖG skoru, ağrı şikâyetlerinin başlangıcından itibaren geçen süreyle de orta düzeyde korelasyon gösterdi.

Şok absorban tabanlık kullanımı, kontrol grubunun normal yürüme ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşullarındaki adım uzunluğu ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşulundaki yürüyüş stabilite oranını olumlu etkilerken kronik boyun ağrılı bireylerin hemen hemen tüm yürüyüş parametrelerinde çok daha fazla olumlu etki gösterdi. Bu durum, tabanlık kullanımı ile yürüyüş sırasında hissedilen boyun ağrısı şiddetinde gerçekleşen azalmanın, servikal afferent girdilerde düzelleme meydana getirmesinin sonucu olabilir. Nystrom ve arkadaşları, whiplash kaynaklı kronik boyun ağrılı hastaların geçirdikleri bir cerrahi operasyon sonrası ağrı seviyelerinde azalma ve servikal hareket genişliklerinde artmayla beraber yürüyüş parametrelerinde de olumlu değişimler gerçekleştiğini göstermiştir (25). Bu çalışma, ağrı şiddetinde azalmayla birlikte yürüyüş parametrelerinde olumlu değişimler meydana gelebileceğini desteklemektedir.

Voloshin, yürüyüş hızındaki değişimin şok dalgası amplitüdü üzerine etkilerini incelemiş ve yürüyüş hızında artışla birlikte tibiadan ölçülen şok dalgası amplitüde gerçekleşen artışın, alın bölgesinden ölçülen artışa göre çok daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur (70). Bu durum, insan vücudunun doğal bir şok absorban görev üstlendiğini desteklemektedir. Ayrıca vücudun şok absorbe etme kapasitenin sabit olmadığını da göstermektedir. Bu kapasite, şok dalgası amplitüdündeki değişimle doğru orantılı olarak artmakta veya azalmaktadır. Böylece hayati öneme sahip beyin bölgesi aşırı yüklenmeye maruz kalmaktan korunmaktadır. İnsan vücudunun şok dalgasına karşı gösterdiği bu ayarlama becerisinin, beyin yürüyüş paternlerini modifiye etmesinin ve/veya kas iskelet sisteminin lineer olmayan sönümlleme kapasitesinin sonucu olabileceği düşünülmektedir (69-71). Falla ve ark., kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüş sırasındaki gövde rotasyon hareketinin miktarında azalma meydana geldiğini göstermiştir. Bu azalma, boyun ağrısına karşı vücutta gelişen koruma mekanizmasının gövde sertliğinde (*stiffness*) artışa neden olmasıyla ilişkilendirilmiştir (24). Omurga sağlığında bozulma ve gövde sertliğinde artış da vücudun şok dalgasına karşı koyma kapasitesini azaltan nedenlerdir (77,83). Kronik boyun ağrılı bireylerde görülen yürüyüş hızındaki azalma, kas iskelet sisteminin şok absorbe etme becerisi kaybını kompanse etmek amacıyla beyin tarafından gerçekleştirilen bir ayarlama davranışı

olabilir. Yürüyüş hızı düşürülerek vücuda etkiyen yer reaksiyon kuvvetinde ve şok dalgası amplitüdünde azalma sağlanması hedefleniyor olabilir. Bu çalışmanın sonuçlarından biri olan şok absorban tabanlık kullanımının kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüş hızında artışa yol açması, bu kompensasyon yöntemini desteklemektedir.

Kronik boyun ağrılı bireylerin tabanlık seansında ölçülen zaman-mesafe parametreleri ile kontrol grubunun ayakkabı seansında ölçülen yürüyüş parametreleri karşılaştırıldığında, özellikle maksimum hızda yürüme koşulunda ölçülen parametrelerde anlamlı bir fark olmadığı görüldü. Yürüyüş hızı arttıkça vücuda etkiyen yer reaksiyon kuvvetinin ve şok dalgası amplitüdünün arttığı bilinmektedir (28,67,68). Çalışmamızın sonucunda maksimum hızda yürüme koşulunun boyun ağrısı şiddetinde artışa yol açtığı ve şok absorban tabanlığın bu ağrı şiddetini azalttığı görüldü. Tabanlık kullanımı, maksimum hızda yürüme sonucu servikal bölgeye etkiyen artmış dinamik yüklenmeyi ve ağrı şiddetini azalttığı için yürüyüş parametrelerini olumlu etkilemiş olabilir. Böylece her iki grubun ayakkabı seansında ölçülen zaman-mesafe parametreleri karşılaştırıldığında bulunan fark, çalışma grubunun tabanlık kullanmasıyla maksimum yürüme koşulu için ortadan kalkmış olabilir. Her iki grubun tabanlık seansındaki zaman-mesafe parametreleri karşılaştırıldığında maksimum yürüme koşulunda ölçülen parametrelerde anlamlı bir fark bulunmazken diğer yürüme koşullarında değerlendirilen tüm parametrelerde anlamlı bir fark bulunması, bu açıklamayı desteklemektedir.

Yürüyüş Asimetrisi

Yürüyüş asimetrisi, sağ ve sol ekstremitenin sallanma fazı süreleri arasındaki farklılık temel alınarak hesaplanmıştır. Literatürde kronik ağrısı olan bireylerin yürüyüş asimetrisini bu yöntemle inceleyen çalışma bulunmamaktadır. Sallanma fazı süreleri, plantar basınç ölçümü için de kullanılmış olan PEDAR (Novel GmbH, Münih Almanya) cihazı ile ölçüldü.

Plotnik ve ark., donma fenomeni olan parkinson hastalarında, donma fenomeni olmayan parkinson hastalarına göre yürüyüş asimetrisinin daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur (128). Yorgev ve ark. ise parkinson hastası geriatrik bireylerin ve idiyopatik düşme hikâyesi olan geriatrik bireylerin, sağlıklı geriatrik bireylere kıyasla daha yüksek yürüyüş asimetrisine

sahip olduklarını ortaya koymuştur. Ayrıca kognitif dual task aktivitesinin, sağlıklı geriatric bireylerin yürüyüş asimetrisine bir etkisi olmazken parkinson hastası geriatric bireylerin ve idiopatik düşme hikâyesi olan geriatric bireylerin yürüyüş asimetrisinde artışa neden olduğunu belirlemişlerdir (127). Bizim çalışmamızda ise baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda sağlıklı bireyler ve kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüş asimetrisi değeri arasında anlamlı fark yokken normal yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarında kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüşleri daha asimetrik bulundu. Buna karşın, kronik boyun ağrılı bireylerin üç yürüme koşulundaki asimetrisi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüşlerinin kontrol grubuna göre daha asimetrik bulunması, ağrının servikal afferentlerde anormal girdiye yol açmasının sonucu olabilir. Kronik boyun ağrılı bireylerin her üç yürüme koşulundaki asimetrisi arasında anlamlı fark bulunmaması ise yürüyüş asimetrisinin baş çevirme aktivitesi veya yürüyüş hızındaki değişim faktöründen etkilenmediğini göstermektedir. Ancak daha zorlu bir motor dual task aktivitesi veya kognitif dual task aktivitesinin kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüş asimetrisini nasıl etkilediğine dair çalışma bulunmamaktadır. Kronik boyun ağrısının, farklı dual task performansları sırasındaki yürüyüş asimetrisi üzerine etkilerini inceleyen çalışmaların artmasıyla bu konu açıklığa kavuşturulabilir.

Plotnik ve ark., yürüyüş hızındaki değişimin sağlıklı bireylerin yürüyüş asimetrisi üzerine etkisini incelemiş ve yavaş, normal ve hızlı yürüyüşler sırasında ölçülen asimetri değerleri arasında anlamlı bir fark bulmamışlardır (117). Bizim çalışmamızda da hem sağlıklı bireylerin hem de kronik boyun ağrılı bireylerin normal ve maksimum hızdaki yürüyüşleri sırasında ölçülen asimetri değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmadı. Bu durum, asimetri değerinin yürüme hızından etkilenmediğini göstermektedir.

Tabanlığın çalışma grubunun baş rotasyonlarıyla yürüme koşulundaki yürüyüş asimetrisini azalttığı görüldü. Diğer yürüme koşullarında ise tabanlığın yürüyüş asimetrisi üzerine anlamlı bir etkisi görülmedi. Baş rotasyonlarının anormal servikal girdilerde artışa yol açarak kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüş parametrelerini olumsuz etkilediği düşünülmektedir (22,23). Tabanlığın servikal bölgedeki dinamik yüklenme miktarını azaltması, servikal bölgedeki anormal girdi miktarını azaltarak yürüyüş asimetrisini olumlu etkilemiş olabilir. Ancak tabanlık kullanımı sonucu kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüş parametrelerinin çoğunda olumlu değişim görülürken baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda

$p=0.044$ anlamlılık düzeyinde olumlu etki görülmesi ve diğer yürüme koşullarında tabanlığın anlamlı bir etkisinin görülmemesi, yürüyüş asimetrisinin yürüyüş sırasında oluşan dinamik yüklenme miktarından nispeten etkilenmediğini göstermektedir.

Yürüyüş Stabilite Oranı

Yürüyüş stabilite oranı (m/adım), metre başına atılan adım sayısını ifade etmektedir. Yürüyüş hızının (m/s) kadansa (adım sayısı/s) oranlanması ile elde edilir. Yürüyüş stabilite oranındaki artış, metre başına daha fazla adım atıldığını ve çift destek periyodunda harcanan sürede artış olduğunu ifade eder. Bu da dinamik komponenti azalmış olan daha stabil bir yürüyüş paterninin göstergesidir (129-131).

Cromwell ve ark., sağlıklı genç ve geriatik bireylerin Berg Denge Ölçeği (BDÖ) skorlarını, yürüyüş hızlarını ve yürüyüş stabilite oranlarını karşılaştırmış ve geriatik bireylerin yürüyüş hızlarının ve BDÖ skorlarının daha düşük olduğunu, yürüyüş stabilite oranlarının ise daha yüksek olduğunu belirlemiştir. Ayrıca yürüyüş stabilite oranının, yürüyüş hızına kıyasla yürüyüş dengesinin daha iyi bir göstergesi olduğu sonucuna varmışlardır (129). Ferraro ve ark. ise geriatik bireylerin düz ve eğimli yüzeylerde yürüme koşullarındaki yürüyüş stabilite oranı, yürüyüş hızı ve kadans parametrelerini incelemiştir. Eğimli yüzeyde yürümenin kadans, adım uzunluğu ve yürüyüş hızında azalma, yürüyüş stabilite oranında ise artış meydana getirdiğini göstermişlerdir (130). Her iki çalışma da geriatik bireylerin denge kayıplarını kompanse etmek amacıyla metre başın attıkları adım sayısını artırarak daha stabil bir yürüyüş paterni sergiledikleri sonucuna varmıştır. Literatürde kronik ağrıya sahip bireylerin yürüyüş stabilite oranlarındaki değişimi inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır. Bizim çalışmamızda ise kronik boyun ağrılı bireylerin tüm yürüme koşullarında sağlıklı bireylere göre daha yüksek yürüyüş stabilite oranı sergiledikleri bulundu. Daha önce de vurgulandığı gibi boyun ağrılı bireylerde denge kayıpları meydana geldiği çok kez gösterilmiştir (16-22). Boyun ağrılı bireyler de geriatik bireylerde olduğu gibi denge kayıplarını kompanse etmek amacıyla daha stabil bir paternde yürüyor olabilirler.

Çalışmamızın sonucunda, tüm yürüme koşullarındaki yürüyüş stabilite oranlarının BÖG skorları ile orta düzeyde korelasyon gösterdiği bulundu. Diğer yürüyüş parametrelerinin ise

BÖG ile korelasyonu bulunmadı. Bu sonuç, yürüyüş parametreleri arasında fonksiyonel durumu en iyi yansıtan parametrenin yürüyüş stabilite oranı olduğunu göstermektedir.

Yürüme koşullarının yürüyüş stabilite oranı üzerine etkisi incelendiğinde, çalışma grubu için maksimum hızda yürüme en az stabil yürüme koşulu olarak belirlendi. Baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda ölçülen yürüyüş stabilite oranı, normal yürüme koşuluna göre daha yüksek bulunmasına rağmen aradaki fark anlamlı bulunmadı ($p=0.084$). Kontrol grubunda ise en stabil yürüyüş baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda izlenirken en az stabil yürüyüş maksimum yürüme koşulunda izlendi. Beklediğimizin aksine kronik boyun ağrılı bireylerin normal yürüme ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşulları arasında anlamlı fark bulunmazken çalışma grubunda baş rotasyonlarıyla yürüme daha stabil bir paternde izlendi. Bu durum, normal yürüme ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşulları için katılımcılara rahat hissettikleri hızda yürümelerinin söylenmesiyle ilişkili olabilir. Normal yürüme koşulunda daha stabil bir patern sergilemeleri, baş rotasyonlarıyla yürüme koşuluna göre anlamlı bir fark görülmemesinin nedeni olabilir. Her iki grupta da maksimum yürüme hızında en az stabil yürüyüş paterninin izlenmesi, hızlı yürümenin doğası gereği adım uzunluğunun artırılarak metre başına atılan adım sayısının düşürülmesiyle ilişkili olabilir. Hızlı yürümenin daha az stabil olan doğası, denge problemi yaşayan bireylerin yürüyüş hızındaki azalmayı da açıklamaktadır.

Tabanlık kullanımı sonucu, üç yürüme koşulunda da çalışma grubunun yürüyüş stabilite oranında azalma görüldü. Bu durum, dinamik yüklenme miktarının azaltılması sonucu boyun ağrısı şiddetinde görülen olumlu değişimin sonucu olabilir. Her üç yürüme koşulunda da hız ve adım uzunluğunda artış görüldü. Kadansta ise sadece baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda artış görüldü. Ancak adım uzunluğundaki artışın anlamlılık derecesinin kadansa göre daha yüksek olması ve daha hızlı yürümenin doğası gereği daha az stabil olması, yürüyüş stabilite oranındaki azalmayı açıklamaktadır. Kontrol grubunda ise baş rotasyonlarıyla yürüme koşulundaki yürüyüş stabilite oranında azalma görülürken diğer yürüme koşullarındaki stabilite oranında anlamlı bir fark izlenmedi. Baş rotasyonlarıyla yürüme hızı ve kadansında anlamlı bir değişim görülmemesine rağmen adım uzunluğunda artış görülmesi bu durumu açıklamaktadır.

Literatürde, şok absorbsiyon amacıyla tercih edilen daha yumuşak, elastik ve kalın tabanlıkların plantar duyu girdisinde azalmaya neden olarak dengeyi olumsuz etkileyebileceğini öne süren çalışmalar mevcuttur (104-106). Bu varsayımı araştıran çalışmalarda şok absorban tabanlığın denge üzerine negatif etkisi bulunmamıştır (106-109). Bizim çalışmamızda da hem sağlıklı bireylerde hem de denge problemi yaşayabileceği bilinen kronik boyun ağrılı bireylerde şok absorban tabanlığın yürüyüş stabilitesi üzerine olumsuz etkisi görülmedi. Aksine olumlu etkileri olduğu gözlemlendi. Şok absorban tabanlığın, temas alanını artırarak daha fazla plantar yüzeyden duysal girdi sağlamasının da yürüme stabilitesindeki olumlu değişime katkısı olabilir. Ancak literatürde bu görüşü destekleyecek çalışma bulunmamaktadır. Ayak pronasyonunun artması sonucu medial ark yüksekliğinin azaldığı ve plantar temas alanının arttığı bilinmektedir. Ayak Postür İndeksine göre ayağı prone olarak sınıflandırılan kişilerin gözü kapalı koşulda postüral salınımlarının daha fazla olduğu gösterilmiştir (137). Ayak pronasyonu ile beraber kas ve eklem yapılarının fleksibilitesinde artış görülmektedir (138). Prone ayağa sahip bireylerdeki postüral salınım artışı, plantar yüzeyden gelen duysal girdilerin, fleksibilitesi artmış kas ve eklem yapılarının proprioseptörleri tarafından yanlış veya daha az yorumlanmasının sonucu da olabilir. Bizim çalışmamızda ayrıntılı ayak postür incelemesi yapılmadı. Sadece cerrahi ve travma öyküsü ile gross ayak patolojisine sahip bireyler dışlandı. Ayrıntılı ayak incelemesi sonucu nötral ayak yapısına sahip olduğu belirlenen bireylerin farklı tabanlık uygulamaları sırasındaki denge becerilerini değerlendiren çalışmaların yapılmasıyla bu konu netlik kazanabilir.

Sonuç olarak; çalışmamız kronik boyun ağrısının yürüyüş parametrelerini olumsuz yönde etkilediğini desteklemektedir. Şok absorban tabanlık kullanımının kronik boyun ağrılı bireylerin baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarında hissettiği boyun ağrısı şiddetini azalttığı ve yürüyüş parametreleri üzerine olumlu etkileri olduğu belirlendi. Bu sonuç, boyun ağrılı bireylerin değerlendirmesinde yürüyüş parametrelerine de yer verilmesi ve yürüyüşlerinde olumsuz etkilenim olduğu belirlenen boyun ağrılı bireylere şok absorban tabanlık önerilmesiyle ilgili klinisyen ve araştırmacılara yol gösterici olacaktır.

Gelecek çalışmalarda, kronik boyun ağrılı bireylerde şok absorban tabanlık kullanımının boyun ağrısı, fonksiyonel seviye ve yürüyüş parametreleri üzerine uzun dönem etkileri incelenmelidir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamız, şok absorban özellikte tabanlık kullanımının kronik boyun ağrılı hastaların yürüyüş sırasında hissettiği boyun ağrısı şiddeti ve yürüyüş parametreleri üzerine etkisini incelemek amacıyla gerçekleştirildi. Yapılan analizler sonucunda elde edilen sonuçlar;

- Kronik boyun ağrısı yürüyüşün zaman-mesafe parametrelerini olumsuz yönde etkilemekte ve kronik boyun ağrılı bireyler daha asimetric ve yürüyüşün dinamik komponentlerinin az olduğu daha stabil bir paternde yürümektedir.
- Baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşulları, kronik boyun ağrılı bireylerin boyun ağrısı şiddetinde artışa neden olmaktadır.
- Yürüme koşullarının yürüyüş stabilite oranı üzerine etkisi incelendiğinde her iki grup için en az stabil yürüyüşün maksimum hızda yürüme koşulunda gerçekleştiği görüldü. Sağlıklı bireylerde en stabil yürüyüş baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda izlenirken kronik boyun ağrılı bireylerin baş rotasyonlarıyla yürüme ve normal yürüme koşulları arasında anlamlı fark bulunmadı.
- Farklı hızlarda yürüme ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşullarının yürüyüş asimetrisi üzerine anlamlı bir etkisi olmadığı saptandı.
- Şok absorban özellikte tabanlık kullanımının basınç parametreleri üzerine etkisi incelendiğinde maksimum kuvvet (N), tepe basıncı (kPa), kuvvet-zaman integrali (N*s), basınç-zaman integrali (kPa*s) değerlerinde anlamlı miktarda azalma görülürken temas alanı (cm²) değerinde anlamlı miktarda artış görüldü.
- Şok absorban tabanlığın kronik boyun ağrılı bireylerin baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarındaki ağrı şiddetini azalttığı görüldü.
- Şok absorban tabanlığın kronik boyun ağrılı bireylerin normal yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarındaki kadans ve yürüyüş asimetrisi dışındaki tüm parametrelerini olumlu etkilediği görüldü.

- Şok absorban tabanlığın sağlıklı bireylerin normal yürüme ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşullarındaki adım uzunluğu ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşulundaki yürüyüş stabilite oranı üzerine olumlu etkileri olduğu gözlemlendi. Diğer parametrelerde ise anlamlı bir değişim görülmedi.
- Her iki grubun tabanlık seansında ölçülen verileri karşılaştırıldığında ise maksimum hızda yürüme koşulunda değerlendirilen yürüyüş asimetrisi çalışma grubunda daha yüksek bulunurken diğer parametrelerde anlamlı bir fark görülmedi. Normal yürüme ve baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda ise tüm parametrelerde sağlıklı bireylerin değerleri anlamlı derecede daha üstündü.

Çalışmamızın sonunda, şok absorban tabanlık kullanımının kronik boyun ağrılı bireylerin baş rotasyonlarıyla yürüme ve maksimum hızda yürüme koşullarındaki ağrı şiddetini azalttığı ve yürüyüş parametrelerini olumlu etkilediği sonucuna varıldı.

Çalışmamız, farklı yürüme koşullarının kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüş stabilite oranı ve yürüyüş asimetrisi üzerine etkisini ve şok absorban tabanlık kullanımının kronik boyun ağrılı bireylerin yürüyüş parametreleri üzerine etkisini inceleyen ilk çalışmadır. Çalışmanın sonucu, yürüyüş değişkenlerinde olumsuz değişimler olduğu belirlenen kronik boyun ağrılı bireylere şok absorban tabanlık tavsiye edilmesinin, boyun ağrısı ve yürüyüş parametreleri üzerine düzeltici etkileri olacağını göstermektedir. Gelecek çalışmalar, şok absorban tabanlık kullanımının uzun dönem sonuçlarına odaklanmalıdır. Ek olarak kronik boyun ağrılı bireylerde uzun mesafe yürüme becerilerinin etkilenim durumu ve şok absorban tabanlık kullanımının uzun mesafe yürüme üzerine etkileri araştırılmalıdır. Ayrıntılı değerlendirme ile yapılan ayak postür sınıflandırmasına göre şok absorban tabanlık kullanımının etkilerinin incelenmesi de plantar temas alanındaki artışın denge ve yürüyüş parametreleri üzerine etkisini tartışabilmek açısından önemlidir.

7. KAYNAKLAR

1. Hoy D, Protani M, De R, Buchbinder R. The epidemiology of neck pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* 2010;24(6):783-92.
2. Goode AP, Freburger J, Carey T. Prevalence, practice patterns, and evidence for chronic neck pain. *Arthritis care & research* 2010;62(11):1594-601.
3. Vernon HT, Humphreys BK, Hagino CA. A systematic review of conservative treatments for acute neck pain not due to whiplash. *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 2005;28(6):443-8.
4. Hogg-Johnson S, Van Der Velde G, Carroll LJ, Holm LW ve ark. The burden and determinants of neck pain in the general population. *European Spine Journal* 2008;17:39-51.
5. Scott Haldeman D, Carragee EJ, Margareta Nordin PT D, Peloso PM ve ark. Course and Prognostic Factors for Neck Pain in the General Population. *European Spine Journal* 2008;17:75.
6. Meisingset I, Woodhouse A, Stensdotter A-K, Stavadahl Ø ve ark. Evidence for a general stiffening motor control pattern in neck pain: a cross sectional study. *BMC musculoskeletal disorders* 2015;16(1):56.
7. Hanney WJ, Kolber MJ. Improving muscle performance of the deep neck flexors. *Strength and Conditioning Journal* 2007;29(3):78.
8. Nagai T, Abt JP, Sell TC, Clark NC ve ark. Neck proprioception, strength, flexibility, and posture in pilots with and without neck pain history. *Aviation, space, and environmental medicine* 2014;85(5):529-35.
9. Dugailly P-M, De Santis R, Tits M, Sobczak S ve ark. Head repositioning accuracy in patients with neck pain and asymptomatic subjects: concurrent validity, influence of motion speed, motion direction and target distance. *European Spine Journal* 2015;24(12):2885.
10. Rix GD, Bagust J. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with chronic, nontraumatic cervical spine pain. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2001;82(7):911-9.
11. Lee H-Y, Wang J-D, Yao G, Wang S-F. Association between cervicocephalic kinesthetic sensibility and frequency of subclinical neck pain. *Manual therapy* 2008;13(5):419-25.

12. Roren A, Mayoux-Benhamou M-A, Fayad F, Poiraudreau S ve ark. Comparison of visual and ultrasound based techniques to measure head repositioning in healthy and neck-pain subjects. *Manual therapy* 2009;14(3):270-7.
13. Woodhouse A, Vasseljen O. Altered motor control patterns in whiplash and chronic neck pain. *BMC musculoskeletal disorders* 2008;9(1):90.
14. Pettorossi VE, Schieppati M. Neck proprioception shapes body orientation and perception of motion. *Frontiers in human neuroscience* 2014;8.
15. Schieppati M, Nardone A, Schmid M. Neck muscle fatigue affects postural control in man. *Neuroscience* 2003;121(2):277-85.
16. Michaelson P, Michaelson M, Jaric S, Latash ML ve ark. Vertical posture and head stability in patients with chronic neck pain. *Journal of Rehabilitation Medicine* 2003;35(5):229-35.
17. Field S, Treleaven J, Jull G. Standing balance: a comparison between idiopathic and whiplash-induced neck pain. *Manual Therapy* 2008;13(3):183-91.
18. McPartland JM, Brodeur RR, Hallgren RC. Chronic neck pain, standing balance, and suboccipital muscle atrophy--a pilot study. *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 1997;20(1):24-9.
19. Koskimies K, Sutinen P, Aalto H, Starck J ve ark. Postural stability, neck proprioception and tension neck. *Acta Oto-Laryngologica* 1997;117(sup529):95-7.
20. Silva AG, Cruz AL. Standing balance in patients with whiplash-associated neck pain and idiopathic neck pain when compared with asymptomatic participants: a systematic review. *Physiotherapy theory and practice* 2013;29(1):1-18.
21. de Zoete RM, Osmotherly PG, Rivett DA, Farrell SF ve ark. Sensorimotor control in individuals with idiopathic neck pain and healthy individuals: A systematic review and meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2017;98(6):1257-71.
22. Poole E, Treleaven J, Jull G. The influence of neck pain on balance and gait parameters in community-dwelling elders. *Manual therapy* 2008;13(4):317-24.
23. Uthairak S, Sunkarat S, Khamsaen K, Meeyan K ve ark. The effects of head movement and walking speed on gait parameters in patients with chronic neck pain. *Manual therapy* 2014;19(2):137-41.

24. Falla D, Gizzi L, Parsa H, Dieterich A ve ark. People With Chronic Neck Pain Walk With a Stiffer Spine. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2017;47(4):268-77.
25. Nystrom A, Ginsburg GM, Stuberger W, Dejong S. Pre-and post-operative gait analysis for evaluation of neck pain in chronic whiplash. *Journal of brachial plexus and peripheral nerve injury* 2009;4(1):10.
26. Folman Y, Wosk J, Shabat S, Gepstein R. Attenuation of spinal transients at heel strike using viscoelastic heel insoles: an in vivo study. *Preventive medicine* 2004;39(2):351-4.
27. Adderson JA, Parker KE, Macleod DA, Kirby RL ve ark. Effect of a shock-absorbing pylon on transmission of heel strike forces during the gait of people with unilateral trans-tibial amputations: a pilot study. *Prosthetics and orthotics international* 2007;31(4):384-93.
28. Voloshin A. The influence of walking speed on dynamic loading on the human musculoskeletal system. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2000;32(6):1156-9.
29. San Tsung BY, Zhang M, Mak AFT, Wong MWN. Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. *Journal of rehabilitation research and development* 2004;41(6A):767.
30. Côté P, Cassidy JD, Carroll LJ, Kristman V. The annual incidence and course of neck pain in the general population: a population-based cohort study. *Pain* 2004;112(3):267-73.
31. Guzman J, Hurwitz EL, Carroll LJ, Haldeman S ve ark. A new conceptual model of neck pain: linking onset, course, and care: the Bone and Joint Decade 2000–2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 2009;32(2):S17-S28.
32. Misailidou V, Malliou P, Beneka A, Karagiannidis A ve ark. Assessment of patients with neck pain: a review of definitions, selection criteria, and measurement tools. *Journal of chiropractic medicine* 2010;9(2):49-59.
33. Harold Merskey NB. Classification of Chronic Pain: Descriptions of Chronic Pain Syndromes and Definitions of Pain Terms. 2nd Edition. IASP PRESS, 1994; 103-111.
34. Bogduk N, McGuirk B. Management of Acute and Chronic Neck Pain: An Evidence-based Approach. Elsevier, 2006.

35. Guzman J, Haldeman S, Carroll LJ, Carragee EJ ve ark. Clinical Practice Implications of the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. *Spine* 2008;33(45):199-213.
36. Andersen JH, Kaergaard A, Frost P, Thomsen JF ve ark. Physical, psychosocial, and individual risk factors for neck/shoulder pain with pressure tenderness in the muscles among workers performing monotonous, repetitive work. *Spine* 2002;27(6):660-667.
37. Croft PR, Lewis M, Papageorgiou AC, Thomas E ve ark. Risk factors for neck pain: a longitudinal study in the general population. *Pain* 2001;93(3):317-25.
38. Kääriä S, Laaksonen M, Rahkonen O, Lahelma E ve ark. Risk factors of chronic neck pain: A prospective study among middle-aged employees. *European Journal of Pain* 2012;16(6):911-20.
39. Carnes D, Parsons S, Ashby D, Breen A ve ark. Chronic musculoskeletal pain rarely presents in a single body site: results from a UK population study 2007.
40. Ariens GA, Van Mechelen W, Bongers PM, Bouter LM ve ark. Physical risk factors for neck pain. *Scandinavian journal of work, environment & health* 2000;7-19.
41. Bogduk N. The neck. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* 1999;13(2):261-85.
42. Palit M, Schofferman J, Goldthwaite N, Reynolds J ve ark. Anterior discectomy and fusion for the management of neck pain. *Spine* 1999;24(21):2224.
43. Garvey TA, Transfeldt EE, Malcolm JR, Kos P. Outcome of anterior cervical discectomy and fusion as perceived by patients treated for dominant axial-mechanical cervical spine pain. *Spine* 2002;27(17):1887-94.
44. Brinjikji W, Luetmer P, Comstock B, Bresnahan B ve ark. Systematic literature review of imaging features of spinal degeneration in asymptomatic populations. *American Journal of Neuroradiology* 2015;36(4):811-6.
45. Sheather-Reid RB, Cohen ML. Psychophysical evidence for a neuropathic component of chronic neck pain. *Pain* 1998;75(2):341-7.
46. Malfliet A, Kregel J, Cagnie B, Kuipers M ve ark. Lack of evidence for central sensitization in idiopathic, non-traumatic neck pain: a systematic review. *Pain physician* 2015;18(3):223-35.

47. Scott D, Jull G, Sterling M. Widespread sensory hypersensitivity is a feature of chronic whiplash-associated disorder but not chronic idiopathic neck pain. *The Clinical journal of pain* 2005;21(2):175-81.
48. Sterling M, Jull G, Vicenzino B, Kenardy J. Sensory hypersensitivity occurs soon after whiplash injury and is associated with poor recovery. *Pain* 2003;104(3):509-17.
49. Van Oosterwijck J, Nijs J, Meeus M, Paul L. Evidence for central sensitization in chronic whiplash: a systematic literature review. *European Journal of Pain* 2013;17(3):299-312.
50. Woolf CJ. Central sensitization: implications for the diagnosis and treatment of pain. *Pain* 2011;152(3):S2-S15.
51. Hush JM, Lin CC, Michaleff ZA, Verhagen A ve ark. Prognosis of acute idiopathic neck pain is poor: a systematic review and meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2011;92(5):824-9.
52. Kamper SJ, Rebbeck TJ, Maher CG, McAuley JH ve ark. Course and prognostic factors of whiplash: a systematic review and meta-analysis. *Pain* 2008;138(3):617-29.
53. Margareta Nordin P, Carragee EJ, Peloso PM, Jaime Guzman M ve ark. Assessment of Neck Pain and Its Associated Disorders. *European Spine Journal* 2008;17:101.
54. Childs JD, Cleland JA, Elliott JM, Teyhen DS ve ark. Neck pain: clinical practice guidelines linked to the International Classification of Functioning, Disability, and Health from the Orthopaedic Section of the American Physical Therapy Association. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2008;38(9):A1-A34.
55. Evgenia Petala DK, Kiriakou Christos. Assessment of Patients with Neck Pain: The Most Valid Measurement Tools. *Research & Reviews: Journal of Medical and Health Sciences* 2015;4(4).
56. Hurwitz EL, Carragee EJ, van der Velde G, Carroll LJ ve ark. Treatment of neck pain: noninvasive interventions: results of the Bone and Joint Decade 2000–2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 2009;32(2):S141-S75.
57. Carragee EJ, Hurwitz EL, Cheng I, Carroll LJ ve ark. Treatment of neck pain: injections and surgical interventions: results of the bone and joint decade 2000–2010 task force on neck pain and its associated disorders. *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 2009;32(2):S176-S93.

58. Thompson DP, Urmston M, Oldham JA, Woby SR. The association between cognitive factors, pain and disability in patients with idiopathic chronic neck pain. *Disability and rehabilitation* 2010;32(21):1758-67.
59. Hill JC, Lewis M, Sim J, Hay EM ve ark. Predictors of poor outcome in patients with neck pain treated by physical therapy. *The Clinical journal of pain* 2007;23(8):683-90.
60. Karels C, Bierma-Zeinstra S, Burdorf A, Verhagen AP ve ark. Social and psychological factors influenced the course of arm, neck and shoulder complaints. *Journal of clinical epidemiology* 2007;60(8):839-48.
61. Jacquelin Perry JMB. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Second Edition. SLACK, 2010; 9-45.
62. Murray MP, Drought AB, Kory RC. Walking patterns of normal men. *JBJS* 1964;46(2):335-60.
63. Murray MP, Kory RC, Clarkson BH, Sepic S. Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 1966;45(1):8-24.
64. Kjaerulff O, Kiehn O. Distribution of networks generating and coordinating locomotor activity in the neonatal rat spinal cord in vitro: a lesion study. *Journal of Neuroscience* 1996;16(18):5777-94.
65. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & posture* 2000;12(1):34-45.
66. Porter S. *Tidy's Physiotherapy*. Fifteenth Edition. Elsevier Health Sciences, 2013; 332-333.
67. Simon SR, Paul IL, Mansour J, Munro M ve ark. Peak dynamic force in human gait. *Journal of biomechanics* 1981;14(12):817821-9822.
68. Perry J. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clinical orthopaedics and related research* 1982(177):9-15.
69. Smeathers J. Transient vibrations caused by heel strike. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 1989;203(4):181-6.
70. Voloshin A. Does propagation speed of a heel strike initiated impact wave depends on the gait speed? *Ann Sports Med Res* 2016;3:1065.

71. Voloshin A. How human musculoskeletal system deals with the heel strike initiated impact waves. *Advances in Life Science and Medicine* 2016;03:01-9.
72. Ledoux WR, Hillstrom HJ. Acceleration of the calcaneus at heel strike in neutrally aligned and pes planus feet. *Clinical Biomechanics* 2001;16(7):608-13.
73. Ziegert J, Lewis J. The effect of soft tissue on measurements of vibrational bone motion by skin-mounted accelerometers. *Journal of Biomechanical Engineering* 1979;101(3):218-20.
74. Wosk J, Voloshin A. Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *Journal of Biomechanics* 1981;14(4):261265-3267.
75. Greenhalgh A, Sinclair J, Protheroe L, Chokalingam N. Predicting impact shock magnitude: which ground reaction force variable should we use. *International Journal of Sports Science and Engineering* 2012;6(04):225-31.
76. Liikavainio T, Bragge T, Hakkarainen M, Jurvelin JS ve ark. Reproducibility of loading measurements with skin-mounted accelerometers during walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2007;88(7):907-15.
77. Helliwell P, Smeathers J, Wright V. Shock absorption by the spinal column in normals and in ankylosing spondylitis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 1989;203(4):187-90.
78. Oakley T, Pratt D. Skeletal transients during heel and toe strike running and the effectiveness of some materials in their attenuation. *Clinical Biomechanics* 1988;3(3):159-65.
79. Gruber AH, Boyer KA, Derrick TR, Hamill J. Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of sport and health science* 2014;3(2):113-21.
80. Wosk J, Voloshin A. Force wave transmission through the human locomotor system. *Journal of biomechanical engineering* 1981;103:48.
81. Derrick TR, Hamill J, Caldwell GE. Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Medicine and science in sports and exercise* 1998;30(1):128-35.
82. Martin PE, Marsh AP. Step length and frequency effects on ground reaction forces during walking. *Journal of biomechanics* 1992;25(10):1237-9.
83. Voloshin A, Wosk J. An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *Journal of biomechanics* 1982;15(1):21-7.

84. Verbitsky O, Mizrahi J, Voloshin A, Treiger J ve ark. Shock transmission and fatigue in human running. *Journal of Applied Biomechanics* 1998;14(3):300-11.
85. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical Biomechanics* 2001;16(3):207-12.
86. Folman Y, Wosk J, Voloshin A, Liberty S. Cyclic impacts on heel strike: a possible biomechanical factor in the etiology of degenerative disease of the human locomotor system. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 1986;104(6):363-5.
87. Miller WE. The heel pad. *The American journal of sports medicine* 1982;10(1):19-21.
88. Rosenbaum AJ, DiPrea JA, Misener D. Plantar heel pain. *Medical Clinics of North America* 2014;98(2):339-52.
89. Akalan NE, Temelli Y. Temel Kinezyo-mekanik. 1 ed. İSTANBUL: İstanbul Tıp Kitabevleri, 2017; 261.
90. Bremner J, Lawrence J, Miall WE. Degenerative joint disease in a Jamaican rural population. *Annals of the rheumatic diseases* 1968;27(4):326.
91. Light L, McLellan G, Klenerman L. Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *Journal of biomechanics* 1980;13(6):477-80.
92. Nigg B, Herzog W, Read L. Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running. *The American journal of sports medicine* 1988;16(1):70-6.
93. Johnson G. The effectiveness of shock-absorbing insoles during normal walking. *Prosthetics and orthotics international* 1988;12(2):91-5.
94. Bergmann G, Kniggenndorf H, Graichen F, Rohlmann A. Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint. *Journal of Biomechanics* 1995;28(7):817-27.
95. Lafortune M, Hennig E. Cushioning properties of footwear during walking: accelerometer and force platform measurements. *Clinical Biomechanics* 1992;7(3):181-4.
96. Forner A, García A-C, Alcántara E, Ramiro J ve ark. Properties of shoe insert materials related to shock wave transmission during gait. *Foot & ankle international* 1995;16(12):778-86.
97. Healy A, Dunning DN, Chockalingam N. Effect of insole material on lower limb kinematics and plantar pressures during treadmill walking. *Prosthetics and orthotics international* 2012;36(1):53-62.

98. Creaby MW, May K, Bennell KL. Insole effects on impact loading during walking. *Ergonomics* 2011;54(7):665-71.
99. Lusardi MM, Jorge M, Nielsen CC. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation: Elsevier Saunders, 2013; 144-149.
100. Jefferson JR. The effect of cushioning insoles on back and lower extremity pain in an industrial setting. *Workplace health & safety* 2013;61(10):451-7.
101. Turpin KM, De Vincenzo A, Apps AM, Cooney T ve ark. Biomechanical and clinical outcomes with shock-absorbing insoles in patients with knee osteoarthritis: immediate effects and changes after 1 month of wear. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2012;93(3):503-8.
102. Shabat S, Gefen T, Nyska M, Folman Y ve ark. The effect of insoles on the incidence and severity of low back pain among workers whose job involves long-distance walking. *European spine journal* 2005;14(6):546-50.
103. Chuter V, Spink M, Searle A, Ho A. The effectiveness of shoe insoles for the prevention and treatment of low back pain: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *BMC musculoskeletal disorders* 2014;15(1):140.
104. Robbins S, Gouw GJ, McClaran J. Shoe sole thickness and hardness influence balance in older men. *Journal of the American Geriatrics Society* 1992;40(11):1089-94.
105. Christovão TCL, Neto HP, Grecco LAC, Ferreira LAB ve ark. Effect of different insoles on postural balance: a systematic review. *Journal of physical therapy science* 2013;25(10):1353-6.
106. Van Geffen J, Dijkstra P, Hof A, Halbertsma J ve ark. Effect of flat insoles with different Shore A values on posture stability in diabetic neuropathy. *Prosthetics and orthotics international* 2007;31(3):228-35.
107. Qu X. Impacts of different types of insoles on postural stability in older adults. *Applied ergonomics* 2015;46:38-43.
108. Iglesias MEL, de Bengoa Vallejo RB, Peña DP. Impact of soft and hard insole density on postural stability in older adults. *Geriatric Nursing* 2012;33(4):264-71.
109. Antonio PJ, Perry SD. Quantifying stair gait stability in young and older adults, with modifications to insole hardness. *Gait & posture* 2014;40(3):429-34.

110. Miller MD, Ferris DG. Measurement of subjective phenomena in primary care research: the Visual Analogue Scale. *Family Practice Research Journal* 1993.
111. Aslan E, Karaduman A, Yakut Y, Aras B ve ark. The Cultural Adaptation, Reliability and Validity of Neck Disability Index in Patients With Neck Pain: A Turkish Version Study. *Spine* 2008;33(11):362-65.
112. Kesiktas N, Ozcan E, Vernon H. Clinimetric properties of the Turkish translation of a modified neck disability index. *BMC musculoskeletal disorders* 2012;13(1):25.
113. Yilmaz ÖT, Yakut Y, Uygur F, ULUĞ N. Tampa Kinezyofobi Ölçeği'nin Türkçe versiyonu ve test-tekrar test güvenirliği. *Fizyoterapi Rehabilitasyon* 2011;22(1):44-9.
114. Cleland J, Childs JD, Psychometric Properties of the Fear-Avoidance Beliefs Questionnaire and Tampa Scale of Kinesiophobia in Patients with Neck Pain. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 2007;86(12).
115. Lundberg M, Styf J, Jansson B. On what patients does the Tampa Scale for Kinesiophobia fit? *Physiotherapy theory and practice* 2009;25(7):495-506.
116. Lam HS, Lau FW, Chan GK, Sykes K. The validity and reliability of a 6-metre timed walk for the functional assessment of patients with stroke. *Physiotherapy theory and practice* 2010;26(4):251-5.
117. Plotnik M, Bartsch RP, Zeev A, Giladi N ve ark. Effects of walking speed on asymmetry and bilateral coordination of gait. *Gait & posture* 2013;38(4):864-69.
118. Angın S. Çocuklarda Pes Planovalgus ve Uygulanan Ortotik Desteklerin Yürüme Üzerine Etkisi. ANKARA: HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ DOKTORA TEZİ, 1994.
119. Larson DP, Noonan BC. A Simple Video-based timing system for on-ice team testing in ice hockey: technical report. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2014;28(9):2697–2703.
120. Filippin NT, Bacarin TdA, Lobo da Costa PH. Comparison of static footprints and pedobarography in obese and non-obese children. *Foot & ankle international* 2008;29(11):1141-4.
121. Godi M, Turcato AM, Schieppati M, Nardone A. Test-retest reliability of an insole plantar pressure system to assess gait along linear and curved trajectories. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 2014;11(1):95.
122. Abdul Razak AH, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors* 2012;12(7):9884-912.

123. Putti A, Arnold G, Cochrane L, Abboud R. Normal pressure values and repeatability of the Emed® ST4 system. *Gait & posture* 2008;27(3):501-5.
124. Price C, Parker D, Nester CJ. Validity and repeatability of three commercially available in-shoe pressure measurement systems. *Journal of Foot and Ankle Research* 2014;7(1):A67.
125. Hurkmans H, Bussmann J, Selles R, Horemans H ve ark. Validity of the Pedar Mobile system for vertical force measurement during a seven-hour period. *Journal of Biomechanics* 2006;39(1):110-8.
126. Melai T, IJzerman TH, Schaper NC, de Lange TL ve ark. Calculation of plantar pressure time integral, an alternative approach. *Gait & posture* 2011;34(3):379-83.
127. Yogev G, Plotnik M, Peretz C, Giladi N ve ark. Gait asymmetry in patients with Parkinson's disease and elderly fallers: when does the bilateral coordination of gait require attention? *Experimental brain research* 2007;177(3):336-46.
128. Plotnik M, Giladi N, Balash Y, Peretz C ve ark. Is freezing of gait in Parkinson's disease related to asymmetric motor function? *Annals of neurology* 2005;57(5):656-63.
129. Cromwell RL, Newton RA. Relationship between balance and gait stability in healthy older adults. *Journal of Aging and Physical Activity* 2004;12(1):90-100.
130. Ferraro RA, Pinto-Zipp G, Simpkins S, Clark M. Effects of an inclined walking surface and balance abilities on spatiotemporal gait parameters of older adults. *Journal of geriatric physical therapy* 2013;36(1):31-8.
131. Rogers HL, Cromwell RL, Grady JL. Adaptive changes in gait of older and younger adults as responses to challenges to dynamic balance. *Journal of aging and physical activity* 2008;16(1):85-96.
132. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey M. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics* 1998;13(6):434-40.
133. Hollman JH, Kovash FM, Kubik JJ, Linbo RA. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait & posture* 2007;26(1):113-9.
134. Nolan M, Nitz J, Choy NL, Illing S. Age-related changes in musculoskeletal function, balance and mobility measures in men aged 30–80 years. *The Aging Male* 2010;13(3):194-201.

135. Peters DM, Fritz SL, Krotish DE. Assessing the reliability and validity of a shorter walk test compared with the 10-Meter Walk Test for measurements of gait speed in healthy, older adults. *Journal of geriatric physical therapy* 2013;36(1):24-30.
136. Hodges PW, Tucker K. Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. *Pain* 2011;152(3):S90-S8.
137. Angin S, İlçin N, Yesilyaprak SS, Simsek I. Prediction of postural sway velocity by foot posture index, foot size and plantar pressure values in unilateral stance. *Eklem Hastalik Cerrahisi* 2013;24(3):144-8.
138. Kothari A, Bhuva S, Stebbins J, Zavatsky AB ve ark. An investigation into the aetiology of flexible flat feet. *Bone Joint J* 2016;98(4):564-8.



8. EKLER

EK 1-A

GÖNÜLLÜ BİLGİLENDİRME FORMU

Değerli katılımcılar;

Bu form ‘Kronik boyun ağrılı hastalarda şok absorban özellikte tabanlık kullanımının yürüyüş parametreleri üzerine etkisinin incelenmesi’ isimli çalışma hakkında sizi bilgilendirerek katılımınız için izin almak amacıyla hazırlanmıştır. Bu çalışma araştırma amacıyla yapılmaktadır ve katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Çalışma hakkında tam olarak bilgi sahibi olduktan ve sorularınız cevaplandıktan sonra eğer katılmak isterseniz bu formu imzalamanız istenecektir.

Çalışmamızın amacı kronik boyun ağrılı hastalarda şok absorban özellikte tabanlık kullanımının yürüyüş parametreleri üzerine etkisini ölçmektir. Çalışma Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulunda bulunan Hareket Analiz Laboratuvarında yapılacaktır. Araştırmaya 18-65 yaş arası 21 kronik boyun ağrısı tanısı almış birey ve 21 sağlıklı birey dahil edilecektir. Ağrı şiddetini değerlendirmek için Vizüel Analog Skalası, ağrıyla ilişkili fonksiyonel durumun belirlenmesi için Boyun Özur Göstergesi, ağrıyla ilişkili kinezyofobi şiddetinin belirlenmesi için Tampa Kinezyofobi Ölçeği, yürüyüşün zaman-mesafe parametreleri (yürüyüş hızı, adım uzunluğu, kadans, yürüyüş asimetrisi, yürüyüş stabilite oranı) ile yürüyüş sırasındaki plantar basınç değerlerinin ölçümü için 10 metre yürüme testi sırasında dinamik pedobarograf ve video analiz yöntemi kullanılacaktır. Ölçümler standart ayakkabı ve ayakkabı içine tabanlık eklenerek her iki grup için de gerçekleştirilecektir.

Çalışmaya katılmak, yukarıdaki ölçümler ve aktiviteler size hiçbir zarar vermeyecek, maddi ve manevi yük getirmeyecektir. Yapılacak tüm işlemler ve testler için herhangi bir ücret ödemeniz gerekmeyecek, maddi bir kazancınız da olmayacaktır. Çalışma boyunca oluşacak masraflar için size ve bağlı olduğunuz Sosyal Güvenlik Kurumu'na bir maliyet yansıtılmayacaktır.

Çalışmada kullanılmak üzere alınan bilgiler ve elde edilen veriler saklı tutulacak ve yalnızca etik kurul komitesine açık olacaktır. Veriler herhangi bir yayın, rapor veya sunumda

kullanılacağında isminiz gizli tutulacak, sizin tanınmanıza neden olabilecek hiç bir bilgi açıklanmayacaktır.

Bu çalışmaya katılmama veya katıldığınız takdirde de çalışmayı istediğiniz aşamada bırakma hakkınız vardır. Ayrıca araştırmacı da katılımcıyı çalışma dışı bırakma hakkına sahiptir.

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken bilgileri okudum. Bunlar hakkında bana yazılı açıklamalar yapıldı. Bu koşulları kabul ederek söz konusu çalışmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün;

Adı Soyadı:

Tarih:

Telefon Numarası:

İmza:

Adresi:

Olur Alma İşlemine Başından Sonuna Kadar Tanıklık Eden Kuruluş Görevlisinin;

Adı Soyadı: Salih ANGIN

Tarih:

Telefon Numarası: 05377068667

İmza:

Açıklamaları Yapan Araştırmacının;

Adı Soyadı: Müge KIRMIZI

Tarih:

Telefon Numarası: 05056013348

İmza:

EK 1-B

GÖNÜLLÜ BİLGİLENDİRME FORMU

Değerli katılımcılar;

Bu form ‘Kronik boyun ağrılı hastalarda şok absorban özellikte tabanlık kullanımının yürüyüş parametreleri üzerine etkisinin incelenmesi’ isimli çalışma öncesi yapılacak pilot çalışma hakkında sizi bilgilendirerek katılımınız için izin almak amacıyla hazırlanmıştır. Bu çalışma araştırma amacıyla yapılmaktadır ve katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Çalışma hakkında tam olarak bilgi sahibi olduktan ve sorularınız cevaplandıktan sonra eğer katılmak isterseniz bu formu imzalamanız istenecektir.

Çalışmamızın amacı ‘Kronik boyun ağrılı hastalarda şok absorban özellikte tabanlık kullanımının yürüyüş parametreleri üzerine etkisinin incelenmesi’ isimli çalışma öncesinde, çalışmada kullanılacak video analiz yönteminin geçerlilik ve güvenilirliğinin bir pilot çalışmayla belirlenmesidir. Çalışma Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulunda bulunan Hareket Analiz Laboratuvarında yapılacaktır. Araştırmaya 18 - 65 yaş arası 10 sağlıklı birey dahil edilecektir. 10 metre yürüme testi sırasında yürüyüşün zaman-mesafe parametreleri (yürüyüş hızı, adım uzunluğu, kadans) video analiz yöntemiyle 3 tekrar şeklinde, 72 saat arayla 2 kez ölçülecektir. Video analiz yöntemi, yürüme testi sırasında vücudunuzun belinizden aşağı kısmı (bacaklar ve ayaklar) ve zemin görüntüde olacak şekilde video kayıt yapılmasıyla gerçekleştirilecektir. Ayrıca video analiz yöntemiyle eş zamanlı olarak 10 metre mesafenin başına ve sonuna yerleştirilen iki kapılı hız ölçüm cihazıyla da yürüyüş hızı belirlenecektir.

Çalışmaya katılmak, yukarıdaki ölçümler ve aktiviteler size hiçbir zarar vermeyecek, maddi ve manevi yük getirmeyecektir. Yapılacak tüm işlemler ve testler için herhangi bir ücret ödemeniz gerekmeyecek, maddi bir kazancınız da olmayacaktır. Çalışma boyunca oluşacak masraflar için size ve bağlı olduğunuz Sosyal Güvenlik Kurumu'na bir maliyet yansıtılmayacaktır.

Çalışmada kullanılmak üzere alınan bilgiler ve elde edilen veriler saklı tutulacak ve yalnızca etik kurul komitesine açık olacaktır. Veriler herhangi bir yayın, rapor veya sunumda

kullanılacağında isminiz gizli tutulacak, sizin tanınmanıza neden olabilecek hiç bir bilgi açıklanmayacaktır.

Bu çalışmaya katılmama veya katıldığınız takdirde de çalışmayı istediğiniz aşamada bırakma hakkınız vardır. Ayrıca araştırmacı da katılımcıyı çalışma dışı bırakma hakkına sahiptir.

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken bilgileri okudum. Bunlar hakkında bana yazılı açıklamalar yapıldı. Bu koşulları kabul ederek söz konusu çalışmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün;

Adı Soyadı:

Telefon Numarası:

Adresi:

Tarih:

İmza:

Olur Alma İşlemine Başından Sonuna Kadar Tanıklık Eden Kuruluş Görevlisinin;

Adı Soyadı: Salih ANGIN

Telefon Numarası: 05377068667

Tarih:

İmza:

Açıklamaları Yapan Araştırmacının;

Adı Soyadı: Müge KIRMIZI

Telefon Numarası: 05056013348

Tarih:

İmza:

EK 2

VERİ KAYIT FORMU

Tarih:

Adı, Soyadı:

Doğum Tarihi:

Yaş:

Boy/ Kilo/VKİ:

Öğrenim durumu:

Meslek:

Adres:

Telefon:

Tanı:

Hikâye:

Alınan tedaviler:

Kullanılan ilaçlar:

Alışkanlıklar (Sigara,alkol,kahve) :

Egzersiz/spor alışkanlığı var mı:

Ne zaman başladı:

Frekansı:

Neck Disability Index Türkçe Versiyonu Skoru: /100

Tampa Kinezyofobi Ölçeği Skoru: /68

10 Metre Yürüme Testi ile Yürüyüş Parametreleri ve Ağırlı Ölçümü

	Normal yürüme koşulunda			Baş rotasyonlarıyla yürüme koşulunda			Maksimum hızda yürüme koşulunda		
	1.Değ	2.Değ	3.Değ	1.Değ	2.Değ	3.Değ	1.Değ	2.Değ	3.Değ
Adım Uzunluğu (cm) ayakkabı									
Adım Uzunluğu(cm) ayakkabı + tabanlık									
Total Süre (s) ayakkabı									
Total Süre (s) ayakkabı + tabanlık									
Kadans ayakkabı									
Kadans ayakkabı + tabanlık									
Yürüyüş Hızı (m/s) ayakkabı									
Yürüyüş Hızı (m/s) ayakkabı + tabanlık									
VAS (mm) ayakkabı									
VAS (mm) ayakkabı + tabanlık									
Yürüyüş Stabilite Oranı ayakkabı									
Yürüyüş Stabilite Oranı ayakkabı + tabanlık									
Yürüyüş Asimetrisi ayakkabı									
Yürüyüş Asimetrisi ayakkabı + tabanlık									

BOYUN ÖZÜR GÖSTERGESİ

Lütfen açıklamaları okuyunuz:

Bu anket boyun ağrısının günlük yaşantınızı nasıl etkilediğine dair doktorunuza bilgi vermek için hazırlanmıştır. Lütfen her bölümdeki soruları cevaplayıp sadece size uyan bir kutuyu işaretleyiniz. Bir bölüm içerisinde size uyan 2 ifade olabilir ancak yine de sizin probleminizi en iyi şekilde tanımlayan ifadeyi işaretleyiniz.

BÖLÜM 1- AĞRININ ŞİDDETİ

- ☐ Şu anda ağrım yok
- ☐ Şu anda ağrım çok hafif
- ☐ Şu anda ağrım orta şiddette
- ☐ Şu anda ağrım oldukça şiddetli
- ☐ Şu anda ağrım çok şiddetli
- ☐ Şu anda ağrım düşünülebilenin en kötüsü

BÖLÜM 2 – KİŞİSEL BAKIM (Yıkama, giyinme, vb)

- ☐ Var olan ağrıda artış olmaksızın normal olarak kişisel bakımımı yapabilirim.
- ☐ Normal olarak kişisel bakımımı yapabilirim ancak var olan ağrıda artış olur.
- ☐ Kişisel bakımımı yapmam ağırlıdır ve bu nedenle yavaş ve dikkatliyim.
- ☐ Biraz yardıma ihtiyacım olmakla beraber kişisel bakımımın büyük bir kısmını kendim yapabilirim.
- ☐ Kişisel bakımımın pek çoğunda her gün yardıma ihtiyaç duyarım.
- ☐ Giyinmem, güçlükle yıkanabilirim ve yataktayım.

BÖLÜM 3 – YÜK KALDIRMA

- ☐ Var olan ağrıda artış olmaksızın bana ağır gelen yükleri kaldırabilirim.
- ☐ Ağır yükleri kaldırabilirim fakat var olan ağrıda artış olur.
- ☐ Ağrım yerden ağır yükleri kaldırmama engel olur fakat, eğer yükler uygun şekilde yerleştirilirse örneğin, masanın üzerine konulursa bunu kaldırabilirim.
- ☐ Ağrım yerden ağır yükleri kaldırmama engel olur fakat eğer yükler uygun yerleştirilmişse ağır olmayan yükleri kaldırabilirim.
- ☐ Çok hafif yükleri kaldırabilirim.
- ☐ Hiçbir şeyi kaldıramam veya taşıyamam.

BÖLÜM 4 – OKUMA

- ☐ Boynumda herhangi bir ağrı olmadan istediğim kadar okuyabilirim.
- ☐ Boynumda hafif bir ağrı ile istediğim kadar okuyabilirim.
- ☐ Boynumda orta şiddetteki bir ağrı ile istediğim kadar okuyabilirim.
- ☐ Boynumdaki orta şiddetteki ağrı nedeni ile istediğim kadar okuyamam.
- ☐ Boynumdaki şiddetli ağrı nedeni ile neredeyse hiç okuyamam.
- ☐ Hiçbir şekilde okuyamam.

BÖLÜM 5 – BAŞ AĞRISI

- ☐ Hiç baş ağrım yok.
- ☐ Seyrek gelen hafif baş ağrıları var.
- ☐ Seyrek gelen orta şiddette baş ağrıları var.
- ☐ Sıklıkla orta şiddette baş ağrıları var.
- ☐ Sıklıkla şiddetli baş ağrıları var.
- ☐ Neredeyse her zaman baş ağrıları var.

BÖLÜM 6 – KONSANTRASYON (dikkati bir noktada toplayabilmek)

- ☐ İstedğim zaman zorluk çekmeden tam olarak konsantre olabilirim.
- ☐ Hafif bir güçlük ile istediğim zaman tam olarak konsantre olabilirim.
- ☐ Konsantre olmak istediğimde orta derecede zorluk çekerim.
- ☐ Konsantre olmak istediğimde fazla zorluk çekerim.
- ☐ Konsantre olmak istediğimde çok fazla zorluk çekerim.
- ☐ Hiçbir şekilde konsantre olamam.

BÖLÜM 7 – İŞ HAYATI

- ☐ İstedğim kadar çok iş yapabiliyorum.
- ☐ Sadece günlük işimi yapabiliyorum, fakat daha fazlasını değil.
- ☐ Günlük işimin büyük bir kısmını yapabiliyorum, fakat daha fazlasını değil.
- ☐ Günlük işimi yapamam.
- ☐ Herhangi bir işi hemen hemen hiç yapamam.
- ☐ Hiçbir işi yapamam.

BÖLÜM 8 – ARABA KULLANMA

- ☐ Herhangi bir boyun ağrısı olmadan arabamı kullanabilirim.
- ☐ Hafif bir boyun ağrısı ile istediğim kadar arabamı kullanabilirim.
- ☐ Orta dereceli boyun ağrıyla istediğim kadar arabamı kullanabilirim.
- ☐ Orta dereceli boyun ağrım nedeniyle istediğim kadar arabamı kullanamam.
- ☐ Boynumdaki ciddi ağrı nedeni ile neredeyse hiç araba kullanamam.
- ☐ Hiçbir şekilde arabamı kullanamam.

BÖLÜM 9 – UYKU

- ☐ Uyku sorunun yok.
- ☐ Uykum çok az bölünür (1 saatten daha az uykusuzluk).
- ☐ Uykum biraz bölünür (1-2 saat uykusuzluk).
- ☐ Uykum orta derecede bölünür (2-3 saat uykusuzluk).
- ☐ Uykum çok fazla bölünür (3-5 saat uykusuzluk).
- ☐ Uykum sürekli bölünür (5-7 saat uykusuzluk).

BÖLÜM 10 – BOŞ ZAMAN UĞRAŞILARI

- ☐ Herhangi bir boyun ağrım olmadan tüm boş zaman uğraşılarıma katılabilirim.
- ☐ Boynumda biraz ağrı ile tüm boş zaman uğraşılarıma katılabilirim.
- ☐ Boynumdaki ağrı nedeniyle, tamamına olmamakla beraber, her zamanki boş zaman uğraşılarımdan büyük bir kısmına katılabilirim.
- ☐ Boynumdaki ağrı nedeni ile her zamanki boş zaman uğraşılarımdan ancak birkaçına katılabilirim.
- ☐ Boynumdaki ağrı nedeni ile boş zaman uğraşılarına hemen hemen hiç katılamam.
- ☐ Hiçbir boş zaman uğraşısını yapamam.

TAMPA KİNEZYOFOBİ ÖLÇEĞİ (Toplam puan 17-68)

Lütfen, her soruda kendinize en uygun olan kutucuğu işaretleyiniz (her soruda yalnızca bir kutucuğu işaretleyiniz). Teşekkür ederiz.

	Kesinlikle katılmıyorum	Katılmıyorum	Katılıyorum	Tamamen katılıyorum
1. Egzersiz yaparsam kendi kendimi sakatlarım diye kaygılanıyorum.	☐	☐	☐	☐
2. Ağrıyla baş etmeye çalışacak olsam, ağrım artar.	☐	☐	☐	☐
3. Ağrımdan dolayı vücudum bana tehlikeli derecede yanlış giden bir şeyler olduğunu söylüyor.	☐	☐	☐	☐
4. Egzersiz yaparsam sanki ağrım hafifleyecekmiş gibi geliyor.	☐	☐	☐	☐
5. İnsanlar benim tıbbi sorunlarımı yeterince ciddiye almıyorlar.	☐	☐	☐	☐
6. Başıma gelen bu olay nedeni ile vücudum hayat boyu risk altında olacak.	☐	☐	☐	☐
7. Ağrımın olması her zaman, vücudumu sakatladığım/bir problemim olduğu anlamına gelir.	☐	☐	☐	☐
8. Sırf bazı şeylerin ağrımı artırıyor olması, onların tehlikeli oldukları anlamına gelmez.	☐	☐	☐	☐
9. Kendimi kazara sakatlamaktan korkuyorum.	☐	☐	☐	☐
10. Ağrının artmasını engellemenin en basit ve güvenli yolu gereksiz hareketler yapmaktan kaçınmaktır.	☐	☐	☐	☐
11. Vücudumda tehlike arz eden bir şey olmasaydı, bu kadar çok ağrı hissetmezdim.	☐	☐	☐	☐
12. Ağrıma rağmen, fiziksel olarak aktif olsaydım, durumum daha iyi olurdu.	☐	☐	☐	☐
13. Ağrı, kendimi sakatlamamam için egzersizi ne zaman bırakmam gerektiği konusunda bana sinyal verir.	☐	☐	☐	☐
14. Benim durumumda olan birinin, fiziksel olarak aktif olması pek güvenli değildir.	☐	☐	☐	☐
15. Normal insanların yaptığı her şeyi yapamam, çünkü çok kolay sakatlanırım.	☐	☐	☐	☐
16. Bazı şeyler çok fazla ağrıya neden olsa bile, bunların gerçekte tehlikeli olduklarını düşünmem.	☐	☐	☐	☐
17. Hiç kimse ağrı hissederken egzersiz yapmak zorunda olmamalı.	☐	☐	☐	☐

EK 3-A

ETİK KURUL

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

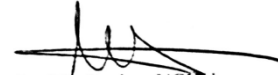
Konu: Karar hk.- 950

04.11.2016

Sayın Prof.Dr.Salih ANGIN,

Kurulumuz tarafından 03.11.2016 tarih ve 2971-GOA protokol numaralı 2016/28-28 karar numarası ile görüşülen **"Kronik Boyun Ağrılı Hastalarda Şok Absorban Özellikte Tabanlık Kullanımının Yürüyüş Parametreleri Üzerine Etkisinin İncelenmesi"** konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.


Prof.Dr.Reyhan UÇKU
Başkan Yardımcısı

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi İnciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2016/28-28	Tarih:03.11.2016
	Prof.Dr.Salih ANGİN'in sorumlusu olduğu "Kronik Boyun Ağrılı Hastalarda Şok Absorban Özellikle Tabanlık Kullanımının Yürüyüş Parametreleri Üzerine Etkisinin İncelenmesi" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İy Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılabadı
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ece BÖBLER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEU Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Sevinç ERASLAN	Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Mukaddes GÜMÜŞTEKİN	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılabadı
Prof.Dr.Ayşe Aydın ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılabadı
Prof.Dr.Nihal GELECEK	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	Katılabadı
Prof.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Şeyda SEREN İNTEPELER	Hemşirelik Yönetimi	DEU Hemşirelik Fakültesi Hemşirelik Yönetimi A.D	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEU Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	

EK 3-B

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Konu: Karar hk.

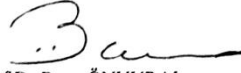
13.04.2017

Sayı: 1318

Sayın Prof.Dr.Salih ANGIN,

Kurulumuz tarafından 13.04.2017 tarih ve 2971-GOA protokol numaralı 2017/08-26 karar numarası ile görüşülen **"Kronik Boyun Ağrılı Hastalarda Şok Absorban Özellikte Tabanlık Kullanımının Yürüyüş Parametreleri Üzerine Etkisinin İncelenmesi"** konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.


Prof.Dr.Banu ÖNVURAL
Başkan

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi İnciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE
Tel: 0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2017/08-26	Tarih:13.04.2016
	Prof.Dr.Salih ANGİN'in sorumlusu olduğu "Kronik Boyun Ağrılı Hastalarda Şok Absorban Özellikle Tabanlı Kullanımının Yürüyüş Parametreleri Üzerine Etkisinin İncelenmesi" isimli klinik araştırmaya ait 12.04.2017 tarihli araştırıcı dilekçesine ilişkin olarak; -Tampa Kinezyofobi Ölçeğinin değerlendirme metoduna eklenmesi, -Yürüyüş parametreleri değerlendirmesine yürüyüş hızı, adım uzunluğu, kadans ve adım sayısının belirlenmesi amacıyla video analiz yöntemi eklenmesi, -Video analiz yönteminin güvenilirlik ve geçerliliğini belirlemek için 10 sağlıklı bireyle yapılacak pilot çalışma ve pilot çalışmanın Gönüllü Onam Formu, -Değerlendirilen yürüyüş parametrelerine "yürüyüş asimetrisi" ve "yürüyüş stabilite oranı" eklenmesi, ile ilgili belgeler incelenerek bilgi edinilmiş ve uygun bulunmuştur.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İy Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Banu
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEÜ Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	Reyhan
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEÜ Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	N.Ö.
Prof.Dr.Sevinc ERASLAN	Endokrinoloji	DEÜ Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Sülen SARIOĞLU	Patoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	S.Ö.
Prof.Dr.Bilge KARA	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	Bilge
Prof.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D.	Erkek	E ☐	H ☒	S.Ö.
Doç.Dr.M.Aylin ARICI	Tıbbi Farmakoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	M.Ö.
Prof.Dr.Ayhan ABACI	Pediyatrik Endokrinoloji ve Metabolizma Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	A.Ö.
Doç.Dr.Murat BEKTAŞ	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	DEÜ Hemşirelik Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	Erkek	E ☐	H ☒	M.Ö.
Uzm.Dr.Ahmet Can BILGIN	Hukuk	DEÜ Tıp Tarihi ve Etik A.D.	Erkek	E ☐	H ☒	A.Ö.
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	M.Ö.

EK 3-C

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

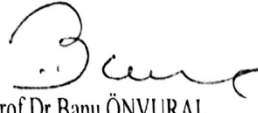
Konu: Karar hk.- 1167

27.04.2017

Sayın Prof.Dr.Salih ANGİN,

Kurulumuz tarafından 27.04.2017 tarih ve 2971-GOA protokol numaralı 2017/09-30 karar numarası ile görüşülen “Kronik Boyun Ağrılı Hastalarda Şok Absorban Özellikte Tabanlık Kullanımının Yürüyüş Parametreleri Üzerine Etkisinin İncelenmesi” konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.


Prof.Dr.Banu ÖNVURAL
Başkan

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi İnciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2017 09-30	Tarih:27.04.2016
	Prof.Dr.Salih ANGİN'in sorumlusu olduğu "Kronik Boyun Ağrılı Hastalarda Şok Absorban Özellikte Tabanlık Kullanımının Yürüyüş Parametreleri Üzerine Etkisinin İncelenmesi" isimli klinik araştırmaya ait 18.04.2017 tarihli araştırıcı dilekçesine ilişkin olarak;	
	-Gönüllü grubunun 42 olarak değiştirilmesi, -Hızlanma ve yavaşlama mesafesinin 3'er metre olarak değiştirilmesi -Çalışma takviminin düzenlenmesi, -Ayakkabı koşullarının sırası randomize olarak belirlenmesi, -Yürüme koşulları öncesi 5 kez yürüme denemesi yapılması -Bağımlı ve bağımsız değişkenlerin düzenlenmesi ile ilgili belgeler incelenerek bilgi edinilmiş ve uygun bulunmuştur.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkili mi?	İmza
Prof.Dr.Banu ÖNÜRAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	Banu
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEÜ Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐ H ☒	Reyhan
Prof.Dr.Nejat SARIOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEÜ Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐ H ☒	Nejat
Prof.Dr.Sevinç ERASLAN	Endokrinoloji	DEÜ Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	Sevinç
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	Ayşe
Prof.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	Müge
Prof.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐ H ☒	Sevda
Prof.Dr.Sülen SARIOĞLU	Patoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji A.D.	Kadın	E ☐ H ☒	Sülen
Prof.Dr.Bilge KARA	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐ H ☒	Bilge
Prof.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D.	Erkek	E ☐ H ☒	Sefa
Doç.Dr.M.Aylin ARICI	Tıbbi Farmakoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	Aylin
Prof.Dr.Ayhan ABACI	Pediyatrik Endokrinoloji ve Metabolizma Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐ H ☒	Katılmadı
Doç.Dr.Murat BEKTAŞ	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	DEÜ Hemşirelik Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	Erkek	E ☐ H ☒	Murat
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEÜ Tıp Tarihi ve Etik A.D.	Erkek	E ☐ H ☒	Katılmadı
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐ H ☒	Mehmet

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

ÖZGEÇMİŞ

MÜGE KIRMIZI

TC Kimlik No / Pasaport No:	30274929950
Doğum Yılı:	1992
Yazışma Adresi :	Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu, Sağlık Kampüsü, Inciraltı 35340 İzmir/Türkiye
Telefon :	Cep: 05056013348
Faks :	02324124946
e-posta :	mugekirmizi@hotmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Hacettepe Üniversitesi	Sağlık Bilimleri Fakültesi	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	Lisans	2014

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
Özel Şencanlar Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi	Türkiye	İzmir	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	Fizyoterapist	Aralık 2014-Eylül 2015
Ege Artı Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi	Türkiye	İzmir	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	Fizyoterapist	Ocak 2015-Şubat 2016
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi	Türkiye	İzmir	Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü	Araştırma Görevlisi	Mart 2016-Halen

YAYINLARI

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

-

Diğer dergilerde yayınlanan makaleler

-

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

-

