



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

**DOKTORA
TEZİ**

**MEDİAL LONGİTUDİNAL ARK DÜŞÜKLÜĞÜ OLAN
OLGULARIN FARKLI ZEMİNLERDE AYAK BİLEĞİ
İNVERTÖR VE EVERTÖR KAS AKTİVASYONLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

MURAT ESMER

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANA BİLİM DALI

ARALIK 2021



**MEDİAL LONGİTUDİNAL ARK DÜŞÜKLÜĞÜ OLAN OLGULARIN
FARKLI ZEMİNLERDE AYAK BİLEĞİ İNVERTÖR VE EVERTÖR KAS
AKTİVASYONLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Murat ESMER

**DOKTORA TEZİ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANA BİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2021

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Murat ESMER

22/12/2021

MEDİAL LONGİTUDİNAL ARK DÜŞÜKLÜĞÜ OLAN OLGULARIN FARKLI
ZEMİNLERDE AYAK BİLEĞİ İNVERTÖR VE EVERTÖR KAS
AKTİVASYONLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

(Doktora Tezi)

Murat ESMER

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Aralık 2021

ÖZET

Bu çalışmanın birincil amacı, medial longitudinal ark düşüklüğü (MLAD) olan olgularda tek ayak dengede durma (TADD) ve tek bacak squat (TBS) egzersizlerinin ayak bileği çevresindeki kasların aktivasyonuna etkisini karşılaştırmaktır. Çalışmanın ikincil amacı ise MLAD olan olgular ile sağlıklı kontrollerde (SK) rehabilitasyon materyalinin sertliğinin kassal aktivasyona etkisini incelemektir. 18-35 yaş aralığında MLAD olan 12 olgu ve sağlıklı 18 kişi çalışmaya dahil edildi. MLAD'yi belirlemek amacıyla navikular düşme testi kullanıldı. Katılımcılardan farklı sertlikteki üç “Theraband Stability Trainer” [yeşil (sert), mavi (yumuşak), siyah (çok yumuşak)] üzerinde TADD ve TBS egzersizlerini yapmaları istendi. Egzersizler boyunca peroneus longus (PL), peroneus brevis (PB), tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MG) ve lateral gastrocnemius (LG) kaslarının aktivasyonu yüzeyel elektromyografi ile değerlendirildi. Yüzey ve egzersiz farklılıklarının kas aktivasyonunda neden olduğu değişimler “Tekrarlı ölçümler varyans analizi (ANOVA)” ile incelendi. Çalışma sonucunda SK’de, çok yumuşak zemin üzerinde yapılan TADD egzersizinin, MG ve LG’un aktivasyonunu arttırmada TBS’den daha etkili olduğu görüldü. MLAD olan olgularda ise yumuşak ve çok yumuşak zemin üzerinde yapılan TADD egzersizinin, LG kasının aktivasyonunu arttırmada TBS’den daha etkili olduğu görüldü. SK’de PB ve GL kaslarının aktivasyonunu arttırmada TADD egzersizinin sert zemin yerine yumuşak zeminde yapılmasının daha etkili olduğu görüldü. MLAD olan olgularda ise TBS egzersizinin sert zemin yerine çok yumuşak zemin üzerinde yapılmasının PB, TA ve MG’de daha fazla kassal aktivasyon artışına neden olmaktadır. Sonuç olarak, MLAD olan olgularda TADD ve TBS egzersizleri sırasında kullanılan rehabilitasyon materyalinin sertliğinin değişimi PL’nin kassal aktivasyonunda değişime neden olmamaktadır. Buna ek olarak, MLAD olan olgularda yumuşak ve çok yumuşak zemin üzerinde yapılan TBS egzersizinin TA kasını kuvvetlendirmede TADD egzersizinden daha etkilidir.

Bilim Kodu : 1024

Anahtar Kelimeler : Medial Longitudinal Ark Düşüklüğü, Kassal Aktivasyon, Tek Bacak Çömelme, Yüzeyel Elektromyografi, Rehabilitasyon Materyalleri

Sayfa Adedi : 81

Danışman : Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL

EVALUATION OF ANKLE INVERTER AND EVERTOR MUSCLE ACTIVATION ON
DIFFERENT SURFACES OF CASES WITH LOW MEDIAL LONGITUDINAL ARC
(Ph.D. Thesis)

Murat ESMER

GAZI UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES
December 2021

ABSTRACT

The primary aim of this study is to compare the effects of single leg balancing (SLB) and single leg squat (SLS) exercises on the activation of the muscles around the ankle in patients with low medial longitudinal arch (LMLA). The secondary aim of the study is to examine the effect of the stiffness of the rehabilitation material on muscle activation in patients with LMLA and healthy controls (HC). Twelve patients with LMLA and 18 healthy individuals between the ages of 18-35 were included in the study. The navicular drop test was used to determine LMLA. Participants were asked to perform the SLB and SLS exercises on three “Theraband Stability Trainers” of different stiffness [green (hard), blue (soft), black (very soft)]. Activation of the peroneus longus (PL), peroneus brevis (PB), tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MG) and lateral gastrocnemius (LG) muscles during the exercises was evaluated by surface electromyography. The changes caused by surface and exercise differences in muscle activation were examined with “Repeated measures analysis of variance (ANOVA)”. As a result of the study, it was seen that SLB exercise performed on very soft ground was more effective than SLS in increasing the activation of MG and LG in HC. In cases with LMLA, on the other hand, SLB exercise performed on soft and very soft ground was more effective than SLS in increasing the activation of LG muscle. It was observed that performing the SLB exercise on soft ground rather than hard ground was more effective in increasing the activation of PB and LG muscles in HC. In cases with LMLA, performing SLS exercise on very soft ground instead of hard ground causes more muscular activation in PB, TA and MG. In conclusion, the change in the stiffness of the rehabilitation material used during SLB and SLS exercises in cases with LMLA does not cause a change in the muscular activation of the PL. In addition, SLS exercise performed on soft and very soft ground is more effective than SLB exercise in strengthening the TA muscle in cases with LMLA.

Science Code : 1024

Key Words : Low Medial Longitudinal Arch, Muscle Activation, Single Leg Squat, Surface Electromyography, Rehabilitation Materials

Page Number : 81

Supervisor : Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL

TEŞEKKÜR

Gazi Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümünde lisans eğitimine başladığım ilk günden itibaren anaç duygularıyla desteğini her zaman hissettiren, bilimsel ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL'e,

Kişiliği, bilgisi, erdemi ve tecrübesiyle örnek aldığım, her daim yolumu aydınlatan değerli hocam Prof. Dr. Seyit ÇITAKER'e,

Tezimin her aşamasında bana yardımcı olan değerli hocam Doç. Dr. Nihan KAFA'ya,

Tez verilerimin toplanmasında büyük bir sabır ve özveriyle bana yardımcı olan değerli çalışma arkadaşım Arş. Gör. Fuat YÜKSEL'e,

Hayattaki en büyük şansım, manevi annem Necla KARACA'ya,

Oğlu olmanın her daim ayrıcalığını hissettiren canım annem Hidayet ESMER'e,

Doktora eğitimimde beni BİDEB- 2211-A programı ile destekleyen TÜBİTAK'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xii
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Ayak Anatomisi ve Ayak Eklemleri.....	3
2.2. Ayak Bileği Eklemi	3
2.3. Ayak Bileği Ekleminin Çevresindeki Kaslar	3
2.3.1. Musculus tibialis anterior	4
2.3.2. Musculus peroneus (fibularis) longus	4
2.3.3. Musculus peroneus (fibularis) brevis	5
2.3.4. Musculus gastrocnemius.....	5
2.3.5. Ayak bileği çevresindeki kasların fonksiyonel önemi	5
2.4. Ayak Ligamentleri.....	6
2.5. Ayak ve Ayak Bileği Fasyaları	7
2.6. Ayak Arkları.....	7
2.7. Ayak Arklarının Korunması.....	8
2.8. Ayağın Biyomekanik Özellikleri.....	9
2.9. Pes Planus.....	10
2.10. Pes Planusun Sınıflandırılması	10

	Sayfa
2.10.1. Konjenital pes planus	11
2.10.2. Edinsel.....	11
2.11. Pes Planusun Görülme Sıklığı.....	12
2.12. Pes Planusun Biyomekaniği	12
2.13. Pes Planusun Değerlendirilmesi	13
2.13.1. Görsel inceleme	13
2.13.2. Ayağın antropolojik ölçümleri.....	14
2.13.3. Ark yüksekliğinin bir göstergesi olarak ark yükseklik indeksinin (AHI) hesaplanması.....	14
2.13.4. Naviküler düşme testi ve Feiss çizgisi yöntemi.....	14
2.13.5. Radyografi	15
2.13.6. Ayak izi analizi	16
2.13.7. Üç boyutlu (3D) hareket sistemi.....	17
2.13.8. Diğer yöntemler	17
2.14. Pes Planusta Tedavi Stratejileri	17
2.14.1. Ark bantlaması ve ayak bileği ortezi	17
2.14.2. Ayak egzersizi ve plantar intrinsik kas eğitimi	17
2.14.3. Tabanlık kullanımı.....	18
2.14.4. Ayak ortezi.....	18
2.14.5. Uygun ayakkabı seçimi	18
2.14.6. Cerrahi tedavi	19
2.13. Kinezyolojik Yüzeyel EMG	19
2.13.1. EMG ölçümlerinde kullanılan elektrotlar	20
2.13.2. yEMG sinyallerini etkileyen faktörler	20
2.13.4. Maksimal istemli kontraksiyon	21
2.13.5. %MVC hesaplama yöntemi.....	22
2.13.6. MVC-normalizasyonunun yararları	22

	Sayfa
2.13.7. MVC normalizasyonunun eksiklikleri	23
2.13.8. yEMG sinyalinin analizi.....	23
2.13.9. yEMG uygulamaları.....	24
2.14. Basınç, Dokunma ve Proprioseptif Duyuların Taşınma Yolları	26
2.15. Farklı Stabilitate Özelliğine Sahip Rehabilitasyon Materyallerinin Kas Aktivasyonuna Etkisi.....	27
2.15.1. Farklı özellikteki rehabilitasyon materyallerinin kas aktivasyonuna etkisini yüzeysel EMG ile değerlendiren çalışmaların incelenmesi	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM	31
3.1. Bireyler.....	31
3.1.1. Çalışmaya dahil edilme kriterleri.....	31
3.1.2. Dışlama kriterleri	31
3.2. Çalışma Planı.....	31
3.3. Kassal Aktivasyonun Değerlendirilmesi.....	32
3.3.1. Elektrot yerleşimleri.....	33
3.4. Egzersiz Uygulamaları.....	34
3.4.1. Tek ayak dengede durma egzersizi.....	34
3.4.2. Tek bacak squat (single leg squat) egzersizi	36
3.5. İstatistiksel Analiz	37
4. BULGULAR.....	39
4.1. Katılımcıların Demografik Bilgileri	39
4.2. Gruplar Arası Tek Ayak Üzerinde Dengede Kassal Aktivasyon Farklılıkları...	39
4.3. Gruplar Arasında Tek Bacak Squat Egzersizi Sırasında Kassal Aktivasyon Farklılıkları.....	40
4.4. Gruplar Arası Tek Ayak Üzerinde Durma Egzersizi Sırasında Kassal Aktivasyonlarının Farklı Sertlikteki Zeminler Arası Karşılaştırılması	41
4.5. Gruplar Arasında Tek Bacak Squat Sırasında Kassal Aktivasyonlarının Farklı Sertlikteki Zeminler Arası Karşılaştırılması.....	42

	Sayfa
4.6. Sağlıklı Kontrollerin Farklı Zeminlerde Yaptıkları İki Farklı Egzersiz Sırasında Kassal Aktivasyon Farklılıkları	43
4.7. MLAD Olan Olguların Farklı Zeminlerde Yaptıkları İki Farklı Egzersiz Sırasında Kassal Aktivasyon Farklılıkları	43
5.TARTIŞMA	45
5.1. Çalışmanın Limitasyonları	53
5.2. Çalışmanın Güçlü Yönleri.....	53
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	55
KAYNAKLAR	57
EKLER	71
EK-1. Etik Komisyon Formu.....	72
EK-2. Katılımcılar İçin Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu.....	75
EK-3.Katılımcı Değerlendirme Formu	77
ÖZGEÇMİŞ.....	80

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Farklı Renkteki Thera Band Stability Trainer’ların özelliklerin karşılaştırılması	34
Çizelge 4.1. Katılımcıların demografik ve klinik verileri	39
Çizelge 4.2. Gruplar arası tek ayak üzerinde dengede kassal aktivasyon farklılıkları...	39
Çizelge 4.3. Gruplar arası tek bacak squat egzersizi sırasında kassal aktivasyon ölçüm farklılıkları.....	40
Çizelge 4.4. Sağlıklı kontrollerin tek ayak dengede durma egzersizi sırasında kassal aktivasyonlarının zeminler arası karşılaştırılması.....	41
Çizelge 4.5. MLAD olan bireylerin tek ayak dengede durma egzersizi sırasında kas aktivasyonlarının zeminler arası karşılaştırılması.....	41
Çizelge 4.6. Sağlıklı kontrollerin tek bacak squat egzersizi sırasında kas aktivasyonlarının zeminler arası karşılaştırılması.....	42
Çizelge 4.7. MLAD olan bireylerin tek bacak squat egzersizi sırasında kas aktivasyonlarının zeminler arası karşılaştırılması.....	42
Çizelge 4.8. Sağlıklı kontrollerin farklı zeminlerde yaptıkları üzerinde yaptıkları iki farklı egzersiz sırasında aktivasyon farklılıkları	43
Çizelge 4.9. MLAD olan olguların farklı zeminlerde yaptıkları iki farklı egzersiz sırasında kassal aktivasyon farklılıkları.....	43

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1.Çalışma akış şeması.....	32



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Ayak kemikleri	3
Resim 2.2. Ayak bileği çevresindeki kaslar	4
Resim 2.3. Ayak ligamentleri (Medial).....	6
Resim 2.4. Ayak ligamentleri (Lateral).....	6
Resim 2.5. Ayak arkları.....	8
Resim 2.6. Ayak ark tipleri.....	10
Resim 2.7. Rehabilitasyon materyallerinin klinikte kullanımı	28
Resim 3.1. Farklı sertlikteki zeminlerde tek ayak üzerinde dengede durma	35
Resim 3.2. Farklı sertlikteki zeminlerde tek bacak squat egzersizi	36

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simge ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler Açıklamalar

db	Desibel
hz	Hertz
m²	Metrekare
m³	Metreküp

Kısaltmalar Açıklamalar

AHIMS	Ark Yükseklik İndeksi Ölçümü Sistemi
LG	Lateral Gastrocnemius
LLA	Lateral Longitudinal Ark
MG	Medial Gastrocnemius
MLA	Medial Longitudinal Ark
MLAD	Medial Longitudinal Ark Düşüklüğü
NDT	Navikular Düşme Testi
PB	Peronues Brevis
PL	Peroneus Longus
TA	Tibialis Anterior
TADD	Tek Ayak Üzerinde Dengede Durma
TBS	Tek Bacak Squat

1. GİRİŞ

İnsan ayağı, insan vücudu ile dış ortam arasında etkileşimi sağlayan önemli bir vücut kısmıdır. İnsan ayağı, farklı hareketler sırasında gerekli motor cevabın oluşması amacıyla santral sinir sistemine bilgi aktarmakla görevlidir. Duyusal geri bildirim; eklem kapsülü, ligament, kas ve deri içinde yer alan özelleşmiş mekanoreseptörler aracılığıyla gerçekleştirilmektedir [1]. Mekanoreseptörlerin eşik şiddetin üzerindeki bir uyarı ile uyarılması sonucu oluşan impuls kutanöz sinirlere iletilir [2]. Ayağın duyusunu alan kutanöz sinirlerin uyarılması ise A-Beta refleks yolu ile alt ekstremité kaslarının motor nöron aktivitelerini etkileyebilir [3].

Ayak bileği yaralanmaları sonucu ligamentlerde yer alan mekanoreseptörler afferent sinirler ve muskulotendinöz doku hasar görebilir. Bunun sonucunda proprioseptif duyu hasarı ortaya çıkabilir. Ayak bileği çevresindeki kasların aktivasyon düzeyi, kuvveti ve postural düzenlemeler ayak bileği yaralanmalarının önlenmesinde ve yaralanmaların tedavisinde oldukça önemli rol oynamaktadır. Özellikle peroneus longus ve brevis kaslarının kuvvetli olması lateral ligamente destek sağladığı için ayak bileği yaralanmalarının önlenmesinde ve tedavisinde oldukça önemlidir [4, 5]. Kassal imbalans ve proprioseptif duyu kaybı sonucu oluşan yaralanmaların tedavisinde sensorimotor kontrolü ve proprioseptif duyuyu geliştirecek egzersizler önerilmektedir [6, 7]. Farklı stabilite özelliğine sahip rehabilitasyon materyalleri proprioseptif duyu defisiti ve kassal imbalansın tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır [8]. Unstabil matlar, denge tahtası, stability trainer'lar, ossilasyon cihazları rehabilitasyon materyallerine örnek olarak verilebilir [9].

Pes Planus (flat feet) medial longitudinal ark (MLA) yapısında meydana gelen yapısal değişiklik olarak tanımlanır. Bu durumda talus normaden daha fazla pronasyona ön ayak ise daha fazla abduksiyona ve supinasyona gider [10]. Ayak biyomekanisindeki bu değişimler over-use yaralanmalarının gelişmesi için önemli bir risk faktörüdür [11, 12]. Bu nedenle pes planuslu olguların ayak bileği çevresindeki kasları kuvvetlendirmesi ve proprioseptif duyunun geliştirilmesi oldukça önem kazanmaktadır. Ayrıca pes planusun denge profilini olumsuz etkilediği [13] ve pes planusun derecesi arttıkça statik postüral stabilitenin azaldığı bilinmektedir [14]. Pes planuslu olgularda ayak biyomekanisinin değişmesinin alt ekstremité kas aktivasyonunda değişikliğe sebep olduğu bilinmekte [15] ancak hangi kaslarda nasıl bir aktivasyon değişikliğine neden olduğu tam olarak bilinmemektedir.

Literatür incelendiğinde medial longitudinal ark düşüklüğü (MLAD) olan olgularda ayak bileği yaralanma riskinin artabileceği bilinmektedir [12]. Bu nedenle bu olgularda fizyoterapi ve rehabilitasyon programında ayak bileği çevresindeki kasların nöromusküler eğitiminin önemli olacağını düşünmekteyiz. Ancak bildiğimiz kadarıyla literatürde pes planuslu olgularda ayak bileği çevresindeki kasları aktive etmek için gerekli olan egzersiz tipi ve progresyonun nasıl olacağı ile ilgili de bir çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmanın birincil amacı, MLAD olan olgularda tek ayak dengede durma ve tek bacak squat egzersizlerinin ayak bileği çevresindeki kasların aktivasyonuna etkisini karşılaştırmaktır. Çalışmanın ikincil amacı ise MLAD olan olgular ile sağlıklı kontrollerde rehabilitasyon materyalinin sertliğinin kassal aktivasyona etkisini incelemektir. Çalışmanın hipotezleri şu şekildedir;

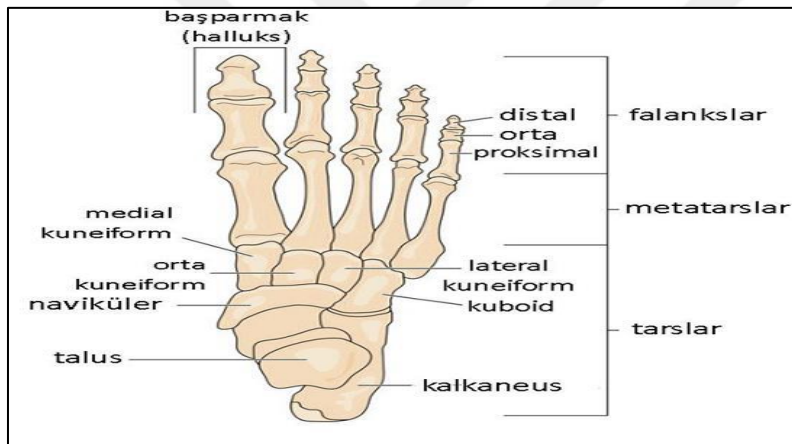
H_0 : Farklı sertlikteki yüzeylerde tek bacak squat ve tek ayak dengede durma egzersizleri sırasında MLAD olan olgular ile sağlıklı kontrollerin kassal aktivasyon düzeyleri arasında fark yoktur.

H_1 : Farklı sertlikteki yüzeylerde tek bacak squat ve tek ayak dengede durma egzersizleri sırasında MLAD olan olgular ile sağlıklı kontrollerin kassal aktivasyon düzeyleri arasında fark vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ayak Anatomisi ve Ayak Eklemleri

Ayak, 26 kemik ve bu kemikler arasındaki 55 eklemden oluşan bir yapıdır. Fonksiyonel olarak ayak; ön ayak, orta ayak ve arka ayak-ayak bileği kompleksi olmak üzere 3 bölüme ayrılır. Ön ayak 5 metatars ve 14 falankstan meydana gelirken; orta ayak kuneiform, kuboid ve navikuler kemiklerinden oluşur. Arka ayak-ayak bileği kompleksi ise talus, kalkaneus ve tibia – fibulanın distal sonlanmasından meydana gelmektedir. Kemik yapıları arasında; tibiotalar, subtalar, transvers tarsal (talonavikular, kalkaneoküboid) küneonaviküler, tarsometatarsal, intermetatarsal, metatarsophalangeal interfalangial eklemler bulunmaktadır [16]. Ayak kemiklerinin anatomisi resim 1.1.'de gösterilmiştir.



Resim 2.1. Ayak kemikleri

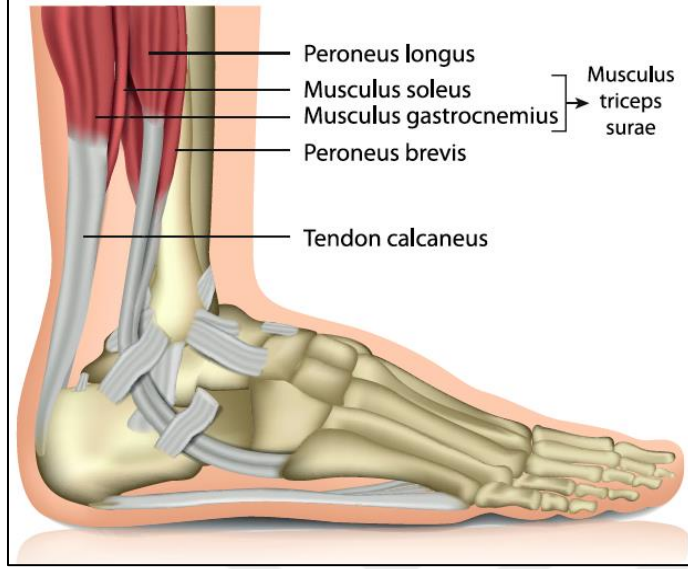
2.2. Ayak Bileği Eklemi

Ayak bileği eklemi tibia ve fibulanın distal ucu ile talus arasında bulunan menteşe tipli eklemdir. Bu eklem, sagittal düzlemde 10-30 derece dorsi fleksiyon, 40-65 derece arasında plantar fleksiyon hareketinin açığa çıkmasına yardımcı olur [17].

2.3. Ayak Bileği Ekleminin Çevresindeki Kaslar

Anterior (ekstansör) kompartmanda, tibialis anterior (TA), ekstansör hallucis longus, ekstansör digitorum longus ve peroneus tertius; lateral (peroneal) kompartmanda, peroneus longus (PL) ve peroneus brevis (PB) ; posterior (fleksör) kompartmanda tibialis posterior, fleksör digitorum longus, fleksör hallucis longus, medial gastrocnemius (MG), lateral

gastrocnemius (LG) ve soleus kasları bulunmaktadır [18]. Ayak bileği çevresindeki kasların anatomik gösterimi resim 1.2.'de gösterilmiştir.



Resim 2.2. Ayak bileği çevresindeki kaslar

Çalışmamıza dahil edilen ayak bileği çevresindeki kasların başlangıç (origo), bitiş (inersiyo) noktaları, sinirleri ve fonksiyonları aşağıda verilmiştir [18].

2.3.1. Musculus tibialis anterior

- Origo: Condylus lateralis, tibia'nın lateral yüzünün üst yarısı ve membrana interossea
- İnersiyo : Cuneiforme mediale, os metatarsale I'in bazisi medial ve plantar yüzü
- Siniri : N. peroneus profundus
- Fonksiyonu : Ayağa ekstensiyon ve inversiyon yaptırır.

2.3.2. Musculus peroneus (fibularis) longus

- Origo: Fibula'nın caput ve facies lateralis'in 2/3'si proksimali, kısmen septum intermusculare
- İnersiyo: Os cuneiforme mediale, 1. metatarsın basisi
- Siniri: N. fibularis superficialis
- Fonksiyonu: Talokrural ekleme plantar fleksiyon, subtalar ekleme inversiyon yaptırır.

2.3.3. Musculus peroneus (fibularis) brevis

- Origo: Fibulanın dış yüzünün distal bölümü, septum intermusculare
- İnsersiyon: Ossa metatarsi V
- Siniri: N.fibularis superficialis
- Görevi: Talokrural ekleme plantar fleksiyon, subtalar ekleme inversiyon

2.3.4. Musculus gastrocnemius

- Origo: Caput mediale; femurun condylus medialis; caput laterale; femur'un condylus lateralis
- İnsersiyon: Calcaneus arka yüzünün orta kısmı
- Siniri: N. Tibialis
- Görevi: Ayağa plantar fleksiyon, bacağına fleksiyon

2.3.5. Ayak bileği çevresindeki kasların fonksiyonel önemi

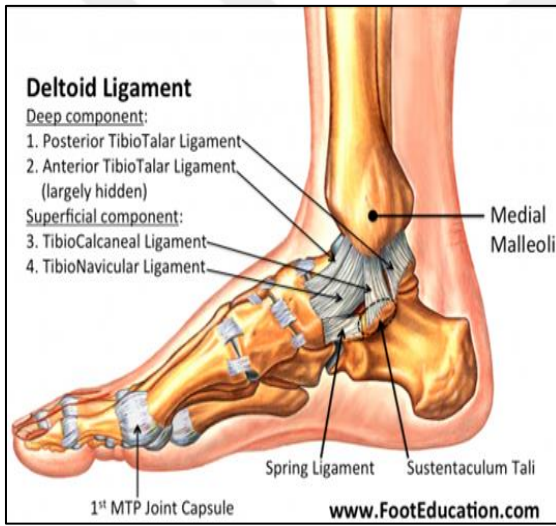
Çalışmamızda TA, PL, LG ve MG kaslarının seçilme nedeni, tek ayak üzerindeki aktiviteler sırasında bu kasların kilit görev üstlenmelerinden kaynaklanmaktadır [19, 20].

PB ve PL'un konsantrik kasılması sonucu inversiyon ve plantar fleksiyon hareketinin kombinasyonu ortaya çıkar. PB'in eksentrik kontraksiyonu ise inversiyon momentine direnç gösterir. Özellikle PL, lateral ayak bileği ligamentlerinin yaralanmasını engellemek amacıyla inversiyon ve plantar fleksiyon hareketlerini sınırlar [21]. Böylece fonksiyonel aktiviteler sırasında ayak bileğinin aşırı inversiyona gitmesini engeller [22-24].

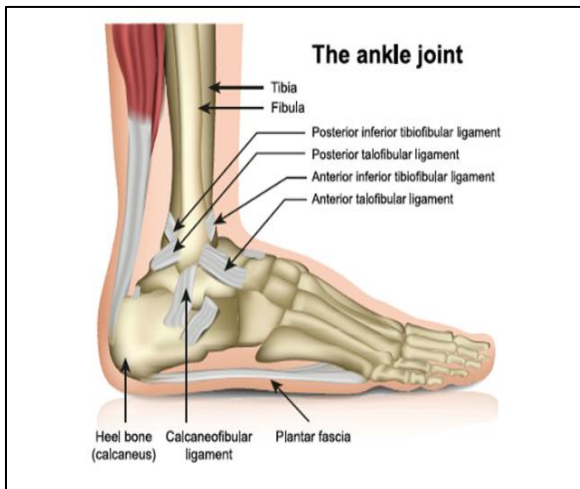
Ayak bileği yaralanmaları çoğunlukla inversiyon yönünde olur. Bu nedenle ayak bileği ekleminin en güçlü evertörü olan PL ayak bileği yaralanmalarının önlenmesinde önemli rol oynar [25]. Ayak bileği yaralanması geçiren bireylerde eversiyon hareketi boyunca PL ve PB kaslarının selektif aktivasyonunda azalma meydana gelmektedir [26]. Bu nedenle ayak bileği yaralanma öyküsü olan bireylerde PL ve PB'in kassal aktivasyonunun arttırılması önem taşımaktadır.

2.4. Ayak Ligamentleri

Ayak bileğinde lateral, medial ve sindesmotik bağ olmak üzere üç grup ligament bulunur. Lateral kolleteral bağ kompleksi; anterior talofibular bağ, posterior talofibular bağ ve kalkaneofibular bağdan oluşur. Medial kolleteral bağ kompleksi (deltoid ligament) yüzeysel ve derin olmak üzere iki tabakadan meydana gelir. Yüzeysel tabaka; tibiospring bağ, tibionaviküler bağ ve tibiokalkaneal bağdan oluşurken derin tabaka anterior tibiotalar bağ ve posterior tibiotalar bağdan oluşur. Sindesmotik bağ kompleksi distal tibiofibuler sindesmoz, anterior tibiofibular bağ, posterior tibiofibular bağ, transvers bağ ve interossöz bağlardan oluşur [27]. Ayak bileği ekleminin ligamentleri resim 1.3.'de gösterilmiştir.



Resim 2.3. Ayak ligamentleri (Medial)



Resim 2.4. Ayak ligamentleri (Lateral)

2.5. Ayak ve Ayak Bileği Fasyaları

Bacaktaki derin fasya, fascia cruris olarak adlandırılmaktadır. Fascia cruris, ayakta devam ederek fascia pedis adını alır. Fascia cruris, fibröz bantlarla desteklenerek fleksor, ekstansor ve peroneal grup kas tendonları için kanallar oluşturur. Kasların doğru çekiş açısıyla fonksiyon görmesine katkıda bulunan bu bantlar toplamda 5 adet retinaculum oluştururlar. Bu retinakulumlar şunlardır [28]:

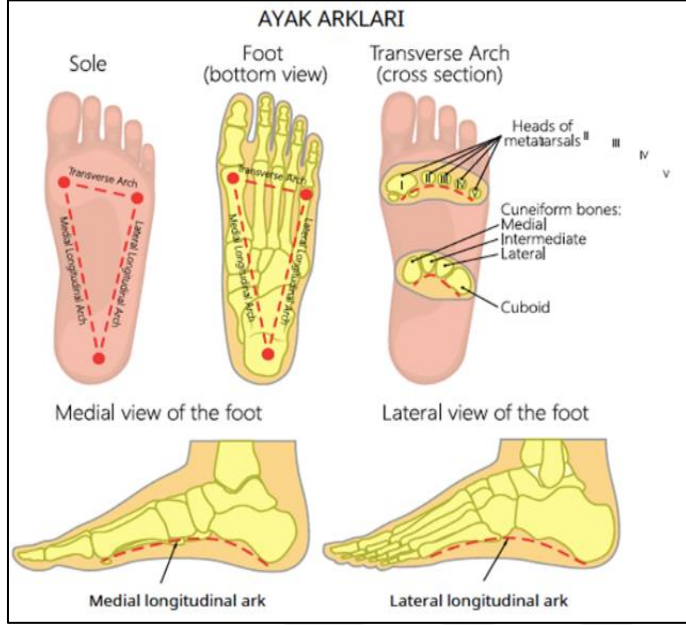
1. Retinakulum Musculorum Fleksorum
2. Retinakulum Musculorum Ekstensorum Superius
3. Retinakulum Musculorum Ekstensorum Inferius
4. Retinakulum Musculorum Fibularium Superius
5. Retinakulum Musculorum Fibularium Inferius

2.6. Ayak Arkları

Ayakta; medial longitudinal ark (MLA), lateral longitudinal ark (LLA) ve transvers ark olmak üzere üç adet ark bulunmaktadır.

- MLA; kalkaneus, talus, navikuler kemik, kuneiform kemik, 1, 2 ve 3. Metatarsal kemiklerden meydana gelir. Bu arkın tepe noktasını naviküler kemik oluşturur. MLA, etrafındaki yapılar tarafından aktif veya pasif olarak desteklenir. Tibialis anterior, tibialis posterior, peroneus longus kası, tibialis posterior tendonu [29] ve intrinsik ayak kasları (abductor hallucis, flexor hallucis brevis, flexor digitorum brevis ve interosseal kaslar) aktif olarak MLA'ı destekler [30]. Plantar fasya, plantar ligamentler, tarsal ve metatarsal kemikler ise MLA'ı pasif olarak destekler [31, 32]. 15-18 mm arasındaki MLA yüksekliği normal olarak kabul edilmektedir [33].
- LLA; kalkaneus, küboid kemik, 4. ve 5. metatarsal kemikler tarafından oluşturulur. 3 ile 5 mm arasındaki lateral longitudinal ark yüksekliği normal olarak kabul edilmektedir [33].
- Transvers ark, metatarsal kemikler ve tarsal kemiklerin distal uçları tarafından oluşturulan, tarsometatarsal eklemlerden geçen yapıdır. Transvers ark; anterior transvers ark, midtransvers ark ve posterior transvers ark olmak üzere üç bölümde incelenmektedir. Transvers arkların stabilizasyonu intermetatarsal bağlar, m.adductor

hallucis, m. peroneus longus ve m. tibialis posterior tarafından sağlanır [34, 35]. Ayak arkları resim 1.4.'de gösterilmiştir.



Resim 2.5. Ayak arkları

Ayağa binen yüklerin sağlıklı bir şekilde tüm ayağa dağıtılmasında bu arkların düzgünlüğünün ve fonksiyonunun korunması oldukça önemlidir. Bu nedenle ayak arklarının stabilizasyonunun sağlanması yaralanmaların önlenmesine katkı sağlayacaktır [36].

2.7. Ayak Arklarının Korunması

Plantar aponevroz ve plantar ligamentler ayak arklarının korunmasında en önemli yapılardır.

Plantar aponevroz: Kalkaneus tuberositasına ve 5. metatarsın tuberositasına yapışır Ayağın longitudinal arkını destekler ve plantar ligamana yardımcı olur. Plantar aponevrozun medial parçasının fleksör hallucis brevisteki sesamoidlere yapışması ile parmaklar üzerinde durma sırasında MLA'yı destekleyerek çökmesini engeller [37].

Plantar ligamentler: Uzun plantar ligament, kalkaneus tüberkülü ve küboidin plantar yüzeyine yapışır. LLA'yı tamamen sardığından dolayı, LLA'nın temel destekleyicisidir. Ayağın MLA'nın temel destekleyicisi calcaneonaviküler (spring) ligamenttir. Plantar kalkaneoküboid ligament (kısa plantar ligament): uzun plantar ligamentten daha kısa ve derindedir. Kalkaneusun anterior ucuna ve küboidin proksimal kenarına tutunur.

Longitudinal arkı desteklemede spring ligament ve uzun plantar ligamente yardımcı olur [37].

2.8. Ayağın Biyomekanik Özellikleri

Ayak-ayak bileğinin optimal olarak fonksiyon görmesi beş farklı biyomekaniksel mekanizmanın senkronize bir şekilde çalışması ile mümkündür. Bu mekanizmalar sırasıyla şunlardır [38]:

1. Tarsometarsal mekanizma
2. Metatarsofalangeal mekanizma
3. Superior tibiofibular eklem mekanizması
4. Talokrural eklem bağlantı mekanizması
5. Ayağın distal yarısı ile alt ekstremité arasındaki tarsal mekanizma

Bu mekanizmaların herhangi birinde meydana gelecek patolojik durumlar, tüm alt ekstremitenin yapı ve fonksiyonunu etkileyerek yaralanma riskinin artışına neden olabilir [38].

Ayak bileği eklemine rotasyon (mekanik) eksenini medial ve lateral malleollün alt ucundan geçer. Koronal planda, tibianın longitudinal eksenini ile ayak bileğinin eksenini arasında 80 derecelik bir açı vardır. Bu iki eksen arasındaki bu açı 68 ile 88 derece arasında değişir. Tibianın kondillerine göre ayak bileği eksenini yaklaşık olarak 22 derece eksternal rotasyondadır. Ayağın uzun eksenini 2. ve 3. metatarsaların arasından geçer ve ayak bileği eksenine göre yaklaşık 6 derece internal rotasyonda bulunur [39].

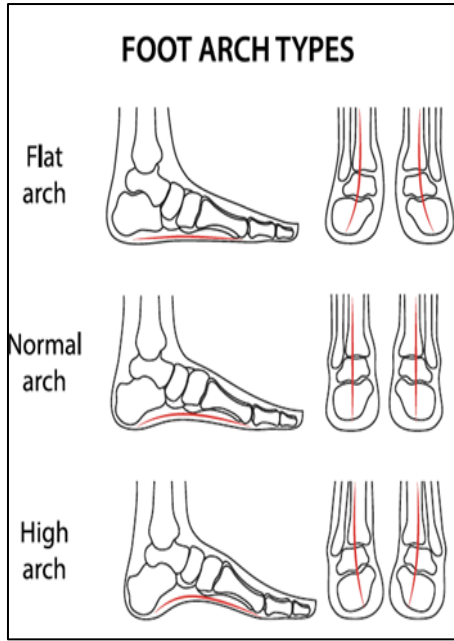
Tibial platonun eklem yüzü ile tibia eksenini arasında koroner planda yaklaşık olarak 3 derece valgus açısı oluşmaktadır. Tibial platonun eklem yüzü ile ayak bileği eksenini arasında koroner planda oluşan talokrural açı 8 ile 15 derece arasında değişiklik göstermektedir [40].

Ayak bileğinin hareket eksenini oblik olduğu için ayak bileğinde fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasında rotasyon hareketi de gerçekleşir. Ayak bileği eklemine yaklaşık olarak 20 derece dorsi fleksiyon ve 36 derece plantar fleksiyon hareketi yapar. Ayak bileği eklemine hareket eksenini oblik olduğu için plantar fleksiyon, internal rotasyon birlikte

oluşurken ve dorsifleksiyon hareketi, eksternal rotasyon hareketi ile birlikte ortaya çıkar [40].

2.9. Pes Planus

Pes planus, MLA yüksekliğinin azalması veya kaybolması olarak tanımlanır [10]. Pes planus deformitesi sonucu oluşan anatomik görüntü resim 1.5.'de gösterilmiştir.



Resim 2.6. Ayak ark tipleri

2.10. Pes Planusun Sınıflandırılması

Esnekliğine göre pes planus; rijid pes planus ve esnek (flexible) pes planus olarak sınıflandırılır [41]. Dünya Sağlık Örgütü, rijid pes planusu ayağın konjenital, rijid veya spastik deformitesi olarak tanımlarken, esnek pes planusu ayakta valgus deformitesine neden kazanılmış eklem yapı bozukluğu olarak tanımlamaktadır [42].

Rijid pes planus dünya nüfusunun %1'inden daha azını etkiler ve sıklıkla cerrahi girişim gerektiren ağrı ve fonksiyon bozukluğuna neden olur [43].

Esnek pes planusun oluşum nedeni ile ilgili bir fikir birliği olmamasına rağmen arka ayağın anormal kinematiği (eversiyon hareket açıklığının artması), anormal ayak ve ayak bileği

kinetiği (anormal yükleme kuvvetleri) ve fiziksel fonksiyonların değişmesinin (kas aktivasyonunun değişmesi ve artmış enerji tüketimi) neden olduğu bilinmektedir [44, 45].

Etyolojik faktörler yönünden pes planus konjenital ve edinsel olmak üzere 2 ana grupta incelenir.

2.10.1. Konjenital pes planus

Hipermobil pes planus

- Aseptomatik/idiyopatik fleksibl pes planus
- Semptomatik fleksibl pes planus
- Generalize displazilerle seyreden pes planus (Marfan Sendromu, Ehler-Danlos Sendromu)
- Aksesuar navikuler kemik esliginde pes planus

Rijit pes planus

- Peroneal spastik pes planus
- Konjenital anomaliler (Vertikal Talus, Tarsal Koalisyon)

2.10.2. Edinsel

Travmatik

- Fraktür veya dislokasyona bağlı gelişen subtalar eklem disfonksiyonu
- Tibialis posterior tendon rüptürü

Dejeneratif ve inflamatuvar artrit

- Romatoid artrit
- Psöriatik artrit

Nöromusküler dengesizlik

- Serebral palsy
- İnme
- Poliomyelit
- Diabet

Diger nedenler

- Mesleki nedenler (uzun süreli ayakta durma, ağır kaldırma vs)
- Obezite
- Yanlış egzersiz programları [46, 47]

2.11. Pes Planusun Görölme Sıklığı

Pes planusun gerçek prevelansı, pes planusu tanımlayan belirli klinik veya radyografik kriterlerin olmaması nedeniyle belirsizdir [48]. Dünya genelinde farklı araştırmacılar tarafından yapılan çalışmalar, erişkin nüfusunun yaklaşık %5 ile %14'ünde pes planus görüldüğünü rapor etmektedir [49-51]. 2009 yılında Çilli ve arkadaşları tarafından İstanbul'da okul çağındaki erkek öğrencilerde düztabanlık insidansı ile ilgili yapılan bir çalışmada 3169 katılımcıdan %0,69 'unda pes planus tespit edilmiştir [52]. Asya ülkelerinde aşırı kilolu çocuklarda pes planus prevelansının yüksek olduğu ve her iki cinsiyette de eşit oranda görüldüğü bilinmektedir [53].

2.12. Pes Planusun Biyomekaniği

Pes planus geliştiğinde talus normalden daha fazla pronasyona ön ayak ise daha fazla abduksiyona ve supinasyona gider [54]. Subtalar ekleminde pronasyon açısının artması, yürüyüş sırasında tibianın daha uzun süre internal rotasyon pozisyonunda kalmasıyla sonuçlanır. Bu durum; dizlerde valgus stresi ve kalçada internal rotasyon stresinin açığa çıkmasına neden olur. Buna bağlı olarak da iliopsoas kası gerilir, pelvisin anterior tilti artar ve lumbal lordozda artış görülür. Bunlara ek olarak gastrocnemius ve soleus kaslarında kısalık; hamstring, tensor fasciae lata ve erektör spina kaslarında ise gerginlik görülür [55, 56].

Ağırlık taşıyan ve şok absorban özelliği olan MLA'nın yüksekliği azaldığında, ağırlık aktarma sırasında ayağın pronasyona ve plantar fleksiyona, talusun adduksiyona ve kalkaneusun valgusa gitmesine neden olur [57]. Buna bağlı olarak vücut ağırlığı içe doğru kayarak MLA üzerinde baskı ve gerilim ortaya çıkar [58, 59]. Bu alt ekstremité anormallikleri lumbal disk patolojilerine ve skolyoz gelişimine neden olabilir [60, 61]. Ayrıca pes planuslu olgular ağırlık transferinde, şok absorbsiyonunda ve basınç dağılımında zorluklar yaşar. Bu biyomekanik anormallikler iniş aktivitesi (landing) gibi tekrarlayan küçük şok yükünden sonra bile eklem yaralanmalarına ve stres kırıklarına neden olabilir [62].

2.13. Pes Planusun Değerlendirilmesi

2.13.1. Görsel inceleme

Doğrudan görsel inceleme

Ayakta durma ve hareket sırasında ağırlık aktarmadan ve ağırlık aktarma sırasında ayağı önden, arkadan ve yanlardan gözlemleyerek, ayak morfolojisi ve MLA yüksekliği not edilir. Ancak bu yöntemin geçerliliği ve güvenilirliği tartışmalıdır [63]. Bu yöntemin kolaylığına rağmen, öznel ve nicel olmayan bir yöntem olması nedeniyle yalnızca ayak yapısının kaba sınıflandırması için kullanılabilir [64].

Ayak fotoğraflarının görsel olarak incelenmesi

Ayağın görsel olarak incelenmesi için ağırlık aktarma sırasında araştırmacı tarafından ayağın fotoğrafı çekilir. Ayak genellikle optimum bir görüş sağlayan akrilik bir plaka üzerine yerleştirilir. Fotoğrafta ön, arka, medial ve plantar görünüm elde etmek için dikey aynaların kullanılmasının yanı sıra aynalı bir ayak fotoğraf kutusu kullanıldığı bildirilmiştir.

Bu metodun radyolojik ölçümlere benzer şekilde daha yüksek geçerlilik ve güvenilirliğe sahip olduğu bilinmektedir [65, 66].

Ayak izlerinin görsel değeriendirmesi

Görsel ayak izi değeriendirmesi kağıt üzerine alınan ayağın basit bir mürekkep baskısı analiz edilerek yapılır. Plantar yüzeyinin neden olduğı iz, ayağın MLA'nın büyüklüğünü yansıttığı kabul edilir [67]. Fakat bu yöntem kaliper ölçümlerine kıyasla önemli miktarda farklılıklara ve yanlış sınıflandırmalara neden olabilir [68].

2.13.2. Ayağın antropolojik ölçümleri

Ayağın antropolojik ölçümleri bir ölçüm bandı, bir cetvel veya bu amaç için özel olarak tasarlanmış ark yükseklik indeksi ölçümü (Arch Height Index Measurement System - AHIMS) gibi araçlar kullanılarak sagittal planda MLA'nın en yüksek noktasından vertikal ölçümler elde edilerek gerçekleştirilir [69, 70].

2.13.3. Ark yüksekliğinin bir göstergesi olarak ark yükseklik indeksinin (AHI) hesaplanması

Bu hesaplama ayağa ağırlık aktarma ve aktarmama sırasında kaliper [71], AHIMS [70], ayak izleri [67], force plate [56], dijital plantar ayak fotoğrafları [72] veya düz X-ray görüntüleri [69] kullanılarak gerçekleştirilir. Bunlar arasında en yüksek geçerlilik ve güvenilirliğe sahip olan AHIMS'dir [73].

Yukarıdaki yöntemler ayak yapısının sınıflandırmasının geleneksel metodları olarak kabul edilir. Bu yöntemler kolay uygulanabilir ve düşük maliyetli olmasının yanı sıra yüksek teknolojik cihazlara ihtiyaç duymaz [64].

2.13.4. Naviküler düşme testi ve Feiss çizgisi yöntemi

Feiss çizgisi, medial malleol, naviküla tüberkülü ve 1. metatars başını birleştiren doğru üzerinde yer almaktadır. Naviküla tüberkülü ağırlık aktarmadan önce ve ağırlık aktarma esnasında feiss çizgisinin altında kalıyorsa rijit pes planus, sadece tam basıda çizginin altında kalıyorsa esnek pes planus vardır [74]. Sağlıklı ayakta navicula kemiğinin skafoid tüberkülü feiss çizgisi üzerine düşer. Pes planusun derecesi skafoid tüberkülün feiss çizgisinden yere doğru ilerleme miktarına göre değeriendirilir. Skafoid tüberkülü, feiss çizgisi ile yer arasındaki uzaklığın 1/3'i kadar düşmüşse 1.derece, 2/3'si kadar düşmüşse 2.derece, tamamen yere temas ediyorsa 3.derece pes planus olarak yorumlanır [75].

Navikular düşme testi (NDT), ayakta her iki ayağa eşit ağırlık verilerek ölçülen naviküler yüksekliğin, oturma pozisyonunda ayağa ağırlık verilmeden ölçülen naviküler yükseklikten çıkarılması ile elde edilen kliniklerde çok kullanılan bir testtir. Birey çıplak ayak ile sandalyede otururken naviküler tüberkül işaretlenir ve yerde bulunan bir kart üzerine naviküler tüberkül hizası işaretlenir. Ardından bireyden ayağa kalkması ve her iki ayağına eşit ağırlık aktarması istenir ve aynı kartın üzerine naviküler tüberkül hizası yeniden işaretlenir. Her iki çizgi arasındaki uzaklık 6-9 mm arasındaysa naviküler düşme miktarı normal MLA, naviküler düşme miktarı 10 mm ve üzerindeyse pes planus olarak değerlendirilir [76, 77].

Longitudinal ark açısı ölçümü

Navikular tüberkülün medial malleol ve birinci metatarsofalangeal eklem hattına göre pozisyonunu ifade eden bu yöntem ilk olarak McPoil ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir. Pes planusun derecelendirilmesi navikula tüberkülünün Feiss hattından ayrılıp yere doğru yaklaşmasına göre yapılır. Longitudinal ark açısının statik ölçümü, yürüme ve koşma sırasında dinamik ayak postürünün tahmin edilmesini sağlar [78]

2.13.5. Radyografi

Ayağın röntgen görüntüsünün gözlemi ve/veya nicel analizi, kategorizasyon için kullanılır. Bu, yüksek güvenilirlikli bir yöntem olarak kabul edilmektedir. X-ray değerlendirmeleri görsel inceleme gibi diğer metotlardan toplanan ölçümlerin geçerliliğini test etmek amacıyla da kullanılır. Ancak radyografinin; radyasyon maruziyeti, erişebilirlik ve yüksek maliyet gibi bazı limitasyonları bulunmaktadır [71].

Kişi ayakta, ayaklarına tam ağırlık aktardığı pozisyonda çekilen anteroposterior ve lateral grafipler üzerinden açı ölçümleri yapılmaktadır. Bu açılar aşağıda detaylı olarak açıklanmıştır [79, 80].

Kalkaneal Eğim Açısı: _kalkaneusun yer düzlemi ile yaptığı açıdır. Arka ayak postürü ve MLA yüksekliği hakkında bilgi verir. Pes planusta bu açının azaldığı bilinmektedir.

Talokalkaneal Açısı: Talus ve kalkaneusun uzun eksenleri arasında oluşan açıdır. Arka ayak postürü hakkında bilgi veren bu açı, lateral ve anteroposterior yönden ölçülebilir. Arka ayağın pronasyona gittiği patolojilerde bu açı artar.

Talus-Birinci Metatars Açısı: Talus ve birinci metatarsın uzun eksenleri arasında oluşan açıdır. Bu açının pes planusta arttığı bilinmektedir.

Talohorizontal Açısı: Talusun uzun ekseninin yer düzlemi ile yaptığı bu açı, talusun inklinasyon derecesi hakkında bilgi vermektedir.

2.13.6. Ayak izi analizi

Ayağın yerle temas eden kısmın analizi basit mürekkepli kağıt ve “Tekscan Pressure Sensor System” gibi basınç analizi yapan sistemler ile değerlendirilebilir [81, 82]. Ayak izi analizinin güvenilirliği tartışmalıdır. Bu yöntemin güvenilir [83] olduğunu gösteren çalışmalar olmasına rağmen güvenilir olmadığını [84] ortaya koyan çalışmalar da bulunmaktadır. Ayak izi kullanılarak yapılabilecek ölçümler aşağıda açıklanmıştır.

Clarke Açısı: Clarke tarafından ortaya atılan bu açı, birinci metatars başı ve topuğun en medialindeki noktaları birleştiren birinci çizgi ile birinci metatars başının en medialdeki noktası ve MLA’nın birinci metatars başı ile kesişen ilk temas noktası arasındaki açıyı ifade eder. Bu açının 30 derecenin altına düşmesi MLA düşüklüğü veya ayağın pronasyona gidişi olarak yorumlanır [85].

Chippax-Smirak İndeksi: Orta ayağın en dar kısmının genişliğinin ön ayağın en geniş kısmının genişliğine oranı olarak belirlenmiştir. Bu oranın 0,45’den büyük olması pes planus olarak yorumlanır [86].

Staheli Ark İndeksi: Orta ayağın en dar kısmının genişliğinin topuğun en geniş kısmının genişliğine oranı olarak ifade edilir. Bu oranın 0,69’dan büyük olması pes planus varlığını göstermektedir [87].

2.13.7. Üç boyutlu (3D) hareket sistemi (Oxford ayak modeli)

3D hareket analiz sistemi ile senkronize edilmiş kameralar ayak sırtına yerleştirilmiş belirteçler aracılığıyla ayak dinamiğini ve ayak tipini değerlendirir [88].

2.13.8. Diğer yöntemler

Ayak modellerini değerlendirmek gibi sınırlı sayıda bilim insanı tarafından kullanılan başka ayak sınıflandırma yöntemleri de vardır [89]. Ayağın 3D taraması, floroskopi çalışmaları bunlara örnek olarak verilebilir. Her ne kadar bu yöntemler daha yüksek doğruluk ve hassasiyete sahip olsa da satın alınabilirlik ve erişilebilirlik gibi pratik zorlukları bulunmaktadır [64, 89, 90].

2.14. Pes Planusta Tedavi Stratejileri

Pes planusun dengeyi olumsuz etkilediği [91], alt ekstremitte kaslarında yorgunluğa [30] ve ağrıya [92] neden olduğu ve yaralanma riskini arttırdığı [63] bilinmektedir. Bu nedenle bu hastalarda yaşam kalitesini arttıracak tedavi stratejileri oluşturulmalıdır. Fakat bütün pes planuslu olguların tedaviye ihtiyacı olmayabilir [93].

2.14.1. Ark bantlaması ve ayak bileği ortezi

Bunlar genellikle ağrı kesici ilaçlarla kombine edilen geçici destek sağlayan yöntemlerdir. Ark bantlaması için elastik bant, elastik olmayan bant veya kinezyo bant kullanılabilir. Ayağa verilen destek, ayak kaslarındaki aktivasyon ve plantar basınç dağılımındaki değişiklik, bant tipine göre değişiklik gösterir [94]. Elastik olmayan bantların uygulanması ağrıyı azaltır ancak arka ayaktaki pronasyon miktarını değiştirmez [95]. Kinezyo bant proprioseptif geri bildirimi artırarak deformitenin düzeltilmesine yardımcı olur. Bu nedenle diğer bantlamalara göre üstün kabul edilir [96]. Pes planuslu olgularda ortez kullanımının tavsiye edilmesinin en önemli nedeni MLA'yı desteklemek ve ağrıyı azaltmaktır [29].

2.14.2. Ayak egzersizi ve plantar intrinsik kas eğitimi

Ayak intrinsik kaslarını kuvvetlendiren egzersizlerin pes planus tedavisine yardımcı olduğu bilinmektedir. Bu egzersizlerin ayaktaki basınç dağılımını değiştirerek ağrının

azaltılmasında etkili olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Ayrıca 4 hafta boyunca yapılan intrinsik kas kuvvetlendirme eğitiminin dengeyi önemli ölçüde arttırdığı ve navikular düşmeyi azalttığı gösterilmiştir [97].

2.14.3. Tabanlık kullanımı

Pes planuslu olgularda tabanlık kullanımı ağrıyı geçici olarak azaltır. Tabanlıklar normal ark yapısına sahip olan bireylerde de pes planuslu olgularda da dengenin geliştirilmesine yardımcı olur [98]. Doğru tabanlık kullanımı, talocalcaneal eklemin eversiyonunu azaltacağından pes planus tedavisinde kullanılabilir [99].

2.14.4. Ayak ortezleri

Ayak ortezleri, ayak kemiklerinin uygun dizilimde olmasını sağlar ve ayağın fonksiyonunu destekler. Ayak ortezleri pes planus tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır [31]. Bu ortezler genellikle esnek pes planusu olan bireylere reçete edilmektedir. Ayak ortezleri özellikle kalkaneal eversiyonu düzeltmede, abductor hallucis kasının fizyolojik uzunluğuna erişmesini sağlamak amacıyla kullanılır. Böylece, ayaktaki kemik dizilimini ve ayak fonksiyonunu geliştirir [100]. Bu ortezler ayrıca ayağın medial kısmındaki duyusal girdiyi arttırarak postüral stabilitenin korunmasını sağlar [101].

İki ay boyunca ayak ortezinin kullanılması, pes planuslu olgularda abductor hallucis kasının kuvvetinde gelişmeye neden olduğu bilinmektedir [100]. Ayak ortezlerinin pes planuslu olgularda ağrıyı azalttığına yönelik çalışmalar olduğu gibi ağrının azaltılmasında etkili olmadığını ortaya koyan çalışmalar da bulunmaktadır [102]. Ortez kullanımı faydalı olabilir ancak uzun dönem etkileri hala belirsizliğini korumaktadır [100].

2.14.5. Uygun ayakkabı seçimi

Pes planus deformitesinin kontrolünde uygun ayakkabı seçiminin etkisi net olarak bilinmemektedir [64, 103]. Ancak konturlu sandaletlerin (contoured sandal) sürekli kullanımının MLA yüksekliğini arttırdığını radyolojik olarak kanıtlayan çalışmalar da mevcuttur [104]. MLAD olan olgular pes planusa özel tasarlanmış ayakkabılar ve tabanlıklar kullanabilirler [64]. MLAD olan olgularda uygun ayakkabı seçimi konusunun netlik kazanması için daha fazla yayına ihtiyaç duyulmaktadır.

2.14.6. Cerrahi tedavi

İlerleyici semptom ve komplikasyonlarla seyreden ciddi derecedeki pes planuslu olgularda cerrahi girişim gerekli olabilmektedir. Cerrahi girişim ağır vakalarda ayak yapısının ve fonksiyonlarının önemli derecede gelişmesini sağlamakta ve deformitenin ilerlemesini engellemektedir [32, 105, 106]. Ayak ligamentleri ve kemiklerine binen stresi azaltmak amacıyla plantar fasyanın gevşetilmesi ve calcaneal osteotomi ayak fonksiyonlarını geliştirmektedir [32, 107].

2.13. Kinezyolojik Yüzeyel EMG

Kinezyolojik yüzeyel elektromyografi kassal aktivasyonun değerlendirilmesinde yaygın kullanılan bir yöntemdir. Kas lifi membranındaki fizyolojik değişiklikler sonucu oluşan aksiyon potansiyeli cilt yüzeyine yerleştirilen elektrotlar ile tespit edilebilir. Kaydedilen ham sinyal, sadece kaydın alındığı noktadaki, elektrik potansiyelinin, zaman içindeki değişimi bilgisini verir (mV/ms). Klinik yorumlara ulaşabilmek için ham sinyalin taşıdığı bilginin çeşitli yöntemlerle analiz edilmesi gerekmektedir. Yüzeyel EMG (yEMG) sinyali işlendikten sonra kuvvet ve yorgunluk hakkında bilgi elde edilebilir [108, 109].

yEMG, tıp, ergonomi, spor bilimleri, fizyoterapi ve rehabilitasyon alanında sıklıkla kullanılmaktadır. Uygulanmasının kolay, hızlı, ağrısız olması ve enfeksiyon riskinin olmaması en büyük avantajıdır. Yüzeyel kaslar için uygulanabilir olması, çapraz gürültü (cross-talk) riskinin yüksek olması ve kas kontraksiyonu sırasında elektrodun kayma riskinin olması dezavantajlarından bazılarıdır [110].

EMG sinyalinin kaydedilmesinde monopolar ve bipolar olmak üzere iki farklı uygulama kullanılabilir. Monopolar uygulamada, bir elektrot kasın en şişkin kısmına yerleştirilir, diğeri kemik çıkıntısı gibi nötral bir alana yerleştirilir. Bipolar uygulamada ise her iki elektrot değerlendirilecek kas liflerine paralel olacak şekilde deri üzerine yapıştırılır. Her bir elektroda eşit bir biçimde ulaşan enerjiye ortak mod adı verilir. İki elektrot arasındaki potansiyel fark diferansiyel amplifikatör aracılığıyla kayıt altına alınır ve ortak mod reddedilir [111].

2.13.1. EMG ölçümlerinde kullanılan elektrotlar

EMG sinyalleri cilt üzerine yapıştırılan yüzeyel elektrotlar yardımıyla veya kasın içerisine yerleştirilen iğne elektrotlar yardımıyla kaydedilir [112]. Elektrotların en yaygın kullanılanı 1 cm çapında olanlardır ve aradaki mesafe 2 cm'dir. Elektrotlar daha yakın yerleştirilirse frekans aralığında yüksek frekanslara doğru yönelim, kayma olur. Ayrıca ter ve nem ihtimali de artar ve impedans değişikliği sorunu ortaya çıkar [111].

İğne elektrotlar: Kasılma sırasında ortaya çıkan motor ünite potansiyellerini tek tek değerlendirme olanağı sunar. Derinde bulunan kasların kassal aktivasyonlarını değerlendirebilir ve hassas ölçüm yapar. Komşu kaslardan gelen sinyallerin, hedef kastan gelen sinyallerle karışma ihtimali çok azdır. Ancak tekrarlı ölçümlerde kullanıma uygun değildir. Değerlendirme yapılan bölge kasın bütünü hakkında bilgi vermeyebilir. İnvaziv ve ağrılı olması en büyük dezavantajlarından [113, 114].

Yüzeyel elektrotlar: Noninvaziv olarak kassal aktivasyonunu ölçer. Bu sebeple ağrısız, kolay uygulanabilir ve tekrar ölçümlere imkan veren bir yöntemdir. Derinde bulunan kasların aktivasyonlarını ölçmeye imkan vermemesi ve cildin direncinden etkilenmesi bazı dezavantajlarından [113, 114].

2.13.2. yEMG sinyallerini etkileyen faktörler

yEMG sinyali, kas zarından elektrotlara kadar olan yolculuğunda şeklini ve özelliklerini değiştiren bazı dış faktörden etkilenebilir. Bu faktörler şunlardır:[110, 115]

Doku özellikleri

EMG sinyallerinin iletimi, dokunun tipine, kalınlığına, fizyolojik faktörlere ve sıcaklığa bağlı olarak değişir. Bu durumlar bireyden bireye hatta aynı bireyin tekrarlı ölçümlerinde bile büyük değişiklik gösterebilir. Bu değişiklik de EMG sinyallerinin karşılaştırılmasında sorunlara neden olabilir.

Fizyolojik apraz gürültü

Birbirine komşu olan kaslar, yerel elektrot bölgesi tarafından tespit edilen önemli miktarda EMG sinyali üretebilir. Genellikle bu “apraz gürültü” genel sinyal içeriğinin %10-15'ini aşmaz veya hiç bulunmaz. Çapraz gürültüyü tespit etmek kolaydır ve bunları elimine etmek için yeni algoritmalar geliştirilmiştir.

Kas gövdesi ve elektrot sahası arasındaki bölgede meydana gelen geometrik değişiklikler

Sinyal kaynağı ve algılama yeri arasındaki herhangi bir mesafe değişikliği, EMG sinyalini değiştirir. Bu, tüm dinamik sistemlerin doğasında var olan bir sorundur. Bu nedenle hareket sırasında elektrotların ve amplifikatörlerin yerinden kaymamasına zen gösterilmelidir.

Dış gürültü

Yüzeyel EMG sinyali kaydedilirken sinyalin doğruluğunu etkileyen en önemli unsurlardan biri, gürültü oranıdır. Gürültü, yEMG sinyallerindeki istenmeyen elektriksel sinyal olarak tanımlanır. Bu gürültünün frekansı sıfırdan birkaç bin Hertz (Hz)'e kadar değişebilir. Çok gürültülü ortamlarda değerlendirme yapılırken dikkatli olmak gerekir. Özellikle diğer harici cihazların yanlış topraklanmasından kaynaklanan, g uğultusunun doğrudan girişimi nedeniyle gürültü oluşmaktadır.

Elektrot ve amplifikatörler

Elektrotların seçimi, kalitesi ve dahili amplifikatör gürültüsü EMG taban çizgisine ekstra sinyal ekleyebilir. Dahili amplifikatör gürültüsü 5 Vrms'yi geçmemelidir. Bu faktörlerin çoğu uygun hazırlık ve ölçüm yapılan ortamın koşullarının kontrol edilmesiyle en aza indirilebilir.

2.13.4. Maksimal istemli kontraksiyon (Maximum Voluntarily Contraction-MVC)

Maksimal istemli kontraksiyon, bireyler arasındaki kassal aktivasyon düzeylerini karşılaştırmak amacıyla kullanılan EMG sinyalleri üzerinde bir genlik analiz ve normalizasyon tekniğidir. Maksimal istemli kontraksiyonun normalizasyonu, çalışma içerisindeki tüm katılımcılara uyarlanabilir, standardize edilmiş bir referans değer yüzde

tablosu verir. Bu durum bireyler arasında EMG bulgularının nicel ve direkt karşılaştırılmasına olanak sağlar [116, 117].

Meldrum ve diğerlerine göre EMG sinyalleri kullanıcı temelli bir yapıya sahiptir. Bu da aynı hareket sırasında aynı bölgeden ölçüm alındığında bile ölçüm sonuçlarının farklı olmasına neden olur. Bu nedenle, maksimal istemli kontraksiyon normalizasyonu bu varyansı elimine ettiği gibi, bireyler arası verilerin karşılaştırılmasına da olanak tanır [118].

2.13.5. %MVC hesaplama yöntemi

Yüzde Maksimum İstemli Kasılma (%MVC), uygulanan kuvvetin aynı postür içinde ve aynı birim kullanılarak ifade edilmiş kas grubu MVC değerine yüzdelik oranı olarak ifade edilir. %MVC hesaplaması yapmak için gerekli formül aşağıda verilmiştir [119].

$$\%MVC = 100\% \times \{Kuvvet \text{ veya Moment} / MVC\{Kuvvet \text{ veya Moment}\}$$

2.13.6. MVC-normalizasyonunun yararları

MVC normalizasyonu uygulanmış veriler, bir iş veya egzersiz sırasında harcanan nöro-musküler eforu değerlendirebilme açısından önemlidir. Mikrovolt seviyesinde, gerekli nöro-musküler eforu tahmin etmek mümkün değildir. Çünkü bu veriler lokal sinyal kayıt gürültülerinden etkilenmektedir. MVC normalizasyonu uygulanmış veriler; kasın hangi oranda çalıştığı, kasların egzersiz sırasında ne kadar aktive olduğunu ve bir antrenmanın sporcudan ergonomik olarak hangi düzeyde çaba gerektirdiğini anlamaya yardımcı olur [110].

MVC normalizasyonunun diğer bir yararı, çalışma içerisindeki tüm katılımcılara uyarlanabilir, standardize edilmiş bir “referans değer yüzde tablosu” vermesidir. Bu durum, lokal sinyal tespiti gürültüleriyle ilgili herhangi bir etkiyi ortadan kaldırmamıza imkan tanır. Ayrıca bu durum katılımcılar arasında EMG verilerinin nicel ve direkt karşılaştırılmasını sağlar. Bu sayede grup istatistikleri ve normalize veriler geliştirilip istatistiksel olarak değerlendirilebilir [110].

2.13.7. MVC normalizasyonunun eksiklikleri

Kondrad'a göre MVC değeri sadece sağlıklı ve antrenmanlı bireyler üzerinde yapılan çalışmalarda kullanılmalıdır. MVC normalizasyonu, seçilen kas uzunluğunun dinamik hareketleri temsil edecek şekilde olup olmadığını belirlemede yetersiz kalmaktadır. Sıklıkla supramaksimal EMG verileri submaksimal dinamik aktiviteler için gözlemlenebilmektedir. Bu durum hala sistematize bir şekilde bilimsel çalışmalarla çözüme kavuşturulamamıştır. Birçok faktör bu durumdan sorumlu olabilir. Bu faktörlerden bazıları şunlardır [110]:

- Dinamik hareketlerin sonucu olarak kas uzunluğunda meydana gelen değişimler
- Bir maksimum nokta seçmek yerine MVC zaman penceresi kullanmak
- Motor ünitelerin senkronizasyonu ve submaksimal aktiviteler sırasında artmış elektriksel olarak üst üste eklenmelerin meydana gelmesi

2.13.8. yEMG sinyalinin analizi

Üzerinde herhangi bir işlem yapılmayan yEMG sinyaline ham veri adı verilir. Bu ham veriler çevreden kaynaklanan gürültüleri de içerir. Bu gürültüler yEMG verisinde hata oluşturduğundan dolayı filitreleme işlemi yapılarak analiz edilmektedir. Literatürde, yEMG sinyali farklı filitreleme yöntemleri kullanılarak analiz edildiği çalışmalar mevcuttur. Bu filitreleme yöntemleri aşağıda detaylı olarak açıklanmıştır [110, 114, 120].

1.Kesit alma (EPOCH) işlemi: Ölçüm sırasında kaydedilen yEMG verilerinin belli bir kısmının analiz edilmesidir. yEMG elektrotları kaslardan aldıkları sinyalleri saniyenin 1/1000 hızında değerlendirirerek sisteme aktarır. Araştırma planına göre yEMG verilerinin belirli bir referans noktasının öncesindeki ve sonrasındaki veriler olarak ayrılması gerekebilir. Referans noktası, belirli bir veri öncesi ve sonrasındaki aralık kesiti olarak ifade edilir [121, 122].

2.Rektifikasyon işlemi: belirli bir veri öncesi ve sonrasındaki aralık kesiti alındıktan sonra veri artık işleme aşamasına gelir. Bu kısımda öncelikle verilerin akım şeklinin dalga akımdan doğru akıma dönüştürülmesi gerekmektedir. Bu işlemde sinyalin negatif kısımları değerlendirmeyip sadece pozitif kısmı değerlendirilir. Bu işlemde yarım dalga veya tam dalga rektifikasyonu yapılır. Sinyallerin negatif kısımlarının çıkarılması yarım dalga;

sinyalin mutlak değerinin alınması tam dalga rektifikasyonu anlamına gelir. Filtreleme işlemi sırasında sıklıkla tam dalga rektifikasyonu kullanılır. Böylece sinyalin bütün enerjisi korunmuş olur. Bu işlem verinin büyüklüğünde herhangi bir değişikliğe neden olmazken, verinin yönünün değişmesine neden olur [121, 122].

3.İntegrasyon işlemi: Ham verilerin ortalamasının alınması işlemidir. İki farklı integrasyon işlemi bulunmaktadır. Bunlardan ilki Yemg verisinin küçük bir kısmından ziyade tümünün analiz edilmesi amacıyla kullanılır ve bu işlemde “lineer zarf” adı verilen hesaplama yapılır. Bu işlemde 10msn’lik zaman aralıklarının integrasyonu yapılır. İkinci integrasyon işlemi ise belirli bir dönem içerisindeki tüm veriyi değerlendirmek amacıyla yapılır. Bu işlem sırasında belirli milisaniyelik gruplar halinde integrasyon işlemi yapılır [123, 124].

*4.Normalizasyon işlemi:*Bireyler arasındaki kassal aktivasyon seviyelerini kıyaslama amacıyla yapılır. Normalizyon işlemi için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden en çok kullanılanı izometrik maksimal istemli kasılma yöntemidir [125, 126].

2.13.9. yEMG uygulamaları

Yüzeyel EMG uygulaması, beş önemli soruya cevap vermemizi sağlar. Bu sorular şunlardır [110]

1. Kas aktif mi?
2. Kasın Aktivitesi Az mı Çok mu?
3. Kasın Aktif veya Pasif Olduğu Zaman Aralığı Nedir ?
4. Kasın Aktivlik Düzeyi Nedir?
5. Kasta Yorgunluk Var Mı?

Kas aktif mi?

Aktivite sırasında ham EMG sinyallerine bakılarak “kas aktif mi?” sorusuna doğrudan cevap verilir. Kaslar dinlenme sırasında aktivasyon göstermez. Kas ihtiyaç olmadığı halde aktivasyon gösteriyorsa, aktif kas spazmı, refleks hipertonus, eklem instabilitesi veya davranışsal yanlış kullanım söz konusu olabilir [127].

Kasın Aktivitesi Az mı Çok mu?

Bu soruya cevap bulabilmek için kasın aktivite miktarının karşılaştırılabileceği bir kontrol kaydına veya kontrol grubuna gerek vardır. Sağ-sol ekstremitenin aktivasyon düzeylerinin karşılaştırılması karşılaştırması veya test öncesi ve sonrası kassal aktivasyonun karşılaştırılması örnek verilebilir [128]. Özellikle hasta bireylerde, genlik normalizasyonunun sağlanamadığı, diğer normalizasyon yöntemlerinin de uygun olmadığı durumlarda; kas aktivasyonunun analizi için kullanılması uygundur [127].

Kasın Aktif veya Pasif Olduğu Zaman Aralığı Nedir ?

Herhangi bir hareket sırasında kasların zamansal özellikleri ve diğer kaslarla birlikte kasılma zaman aralıkları analiz edilebilir. Bu analiz sonucunda normalizasyon gerekmeyeceği için kullanımı daha kolaydır. Yürüme analizinde bu yöntem kullanılır [129].

Kasın Aktivite Düzeyi Nedir?

Bu analiz yöntemi, tedavi ve eğitim egzersizlerinin etkilerini hesaplamada kullanılır. Örneğin ergonomik çalışmalarda, farklı postürler değerlendirilerek, kasların üzerindeki stresi azaltmaya yönelik stratejiler geliştirmek için kullanılabılır [129].

Kasta Yorgunluk Var mı?

Yorgunluk çok boyutlu bir kavram olduğundan, analiz edilmesi oldukça zordur. yEMG yorgunluk ile ilgili objektif bir analiz yapabilir. İzometrik kas kasılması boyunca, kasta yorgunluk kaynaklı genlik ve frekansa bağlı analizlerde dalgalanmalar gözlenir. Yorgunluğa bağlı olarak genlikte artış ve toplam güç spektrumunun frekansında azalmalar görülebilir. Frekans azalması ise kasın motor aksiyon potansiyellerinin iletim hızının azalması olarak yorumlanır [129].

Yorgunluk, çok önemli bir kontrol verisidir. Lokal kas yorgunluğu ile ilgili yapılan çalışmalar, zayıf kas gruplarını tespit etmede kullanılırken; kuvvetle ilgili çalışmalar da egzersizlerin kassal aktivasyona etkisini tespit etmede kullanılır [130, 131].

2.14. Basınç, Dokunma ve Proprioseptif Duyuların Taşınma Yolları

Dokunma ve basınç duyularını taşıyan duyuşal sinir lifleri, medulla spinalise arka kökler aracılığıyla giriş yapar. Bu duyuşal sinirlerin hücre gövdesi arka kök ganglionunda bulunmaktadır. Arka kök ganglionunu oluşturan sinir hücrelerinin tek bir aksonu bulunmakta ve akson iki dala ayrılmaktadır. Bu dallardan birincisi periferde bulunan reseptörlerden duyuyu alır ve hücre somasına taşır. Buna periferik uç adı verilir. Aksonun diğer ucuna ise merkezi uç adı verilir. Merkezi uç, bu duyuyu santral sinir sistemine yani spinal korda taşır. Spinal ganglionda bulunan hücre gövdeleri duyu sinirinin birinci nöronunu oluşturur. Ayrıca bütün duyuşal sinirlerin nörotransmitterleri eksitatör özellikteki glutamat ve aspartattır [132, 133].

Bell-Magendie yasasına göre; bütün somatik sinirler medulla spinalise arka kökler aracılığı ile giriş yaparken, bütün motor lifler medulla spinalisin anterior funikulusundan ön kökler aracılığı ile çıkar. Ön kök ve arka kök lifleri spinal kordun iki tarafında birleşerek, spinal sinirleri oluşturur. Arka boynuzdan medulla spinalise giriş yapan duyu sinirleri dallara ayrılır. Bazı duyu dalları girdikleri seviyede ya direkt olarak ya da alt ve üst seviyelerde internöronlar aracılığı ile motor nöronları uyarır ve spinal refleksleri oluşturur. Somatik duyular ve otonomik duyuların bir kısmı üst merkezlere dorsal kolumnal lemniskal sistem ve anterolateral sistem ile taşınır. Proprioepsiyon, vibrasyon, kuvvetli dokunma ve basınç duyuları dorsal kolumnal lemniskal sistem ile taşınır. Bu lifler myelinli aksonlar arasında en kalını ve uyarıyı en hızlı taşıyandır. Proprioepsiyon duyusu A-alfa ile taşınırken; lokalize edilebilen basınç ve dokunma duyuları ise A-beta lifleri ile taşınmaktadır. Anterolateral sistemde, belirsiz dokunma ve belirsiz basınç duyuları taşınmaktadır [132, 133].

Üst merkezlere çıkacak proprioseptif lifler aynı taraftaki spinal kordda fasciculus gracilis ve fasciculus cuneatus'tan yukarı çıkar. Bulbusta yer alan nükleus gracilis ve nükleus cuneatus'ta bulunan nöronlar ile sinaps yapar. Burada sinaps yaptıktan sonra karşı tarafa geçer dorsal kolumnal-medial lemnisküs adı ile üst merkezlere çıkar. Lifler daha sonra talamusta yer alan ventral posterolateral nükleuslara uğrayarak burada sinaps yapar. Ardından postsantral girus, somatik duyuşal alanda 4. Nöronları ile sinaps yaparak sonlanır. Böylece bu sistem gerim ve kuvvetli basınç gibi duyuları taşır [132-134].

2.15. Farklı Stabilit e  zellik ine Sahip Rehabilitasyon Materyallerinin Kas Aktivasyonuna Etkisi

Fizyoterapi ve rehabilitasyon kliniklerine başvuran hastalarda karşılaşılan en önemli sorunlardan bazıları kassal imbalans ve propioseptif duyu bozukluğudur. Proprioseptif eğitim programlarında farklı stabilit e  zellik ine sahip rehabilitasyon materyalleri sıklıkla kullanılmaktadır. Rehabilitasyon materyallerinin sertliği azaldıkça nöromusküler sistem üzerinde daha fazla zorlayıcı bir etkiye neden olur [135]. Bu rehabilitasyon materyallerine, “stability trainer”, denge tahtası, tedavi topları, ossilasyon cihazları ve BOSU  rnek olarak verilebilir.

Rehabilitasyon materyallerinin kullanım amaçlarından biri de ayak bileği eklemine stabilizasyonunu sağlamaktır. İki ana mekanizma alt ekstremite eklemlerinin stabilizasyonunu sağlayarak yaralanmaların gelişmesini önlemeye yardımcı olur. Bunlardan ilki eklemlerin anatomik uygunluğudur. Bu uygunluk, pasif mekanik stabilit e sağlar ve özellikle aksiyal yüklenme sırasında etkilidir. Bu anatomik uygunluğa kapsül-ligament sistemi de destek sağlar [136]. İkincisi ise nöromusküler aktivasyon ve nöromusküler sistem ile ilişkili tendonların etkileşimi sonucu oluşan aktif eklem stabilitesidir. Özellikle agonist ve antagonist kasların koordineli nöromusküler aktivasyonu refleks mekanizmalar aracılığıyla eklem stabilizasyonuna katkı sağlar [137].

Farklı zeminlerde egzersiz yaptırılmasının amacı nöromusküler aktivasyonu artırmaktır. Farklı zeminlerde yapılan egzersizler, ayak bileğinin farklı düzlemlerde hareket etmesini sağlayarak ayak bileği çevresindeki ligamentlerin uzunluğunda ani değişimlere neden olur. Böylece eklem stabilitesini korumak ve hızlı motor cevap oluşturmak amacıyla afferent uyarılar oluşur. Oluşan bu uyarılar eklem stabilitesinin korunmasında önemli rol oynar [138].

Sağlıklı bireylerde postür ve lokomasyonun kontrolü için kutanöz sinirlerin hassasiyetinin etkisi birçok çalışmada incelenmiştir [139, 140]. Plantar geri bildirimi arttırmak ve postural kontrolü geliştirmek amacıyla da rehabilitasyon materyalleri kullanılmaktadır. Plantar kutanöz mekanoreseptörler aracılığıyla santral sinir sistemine afferent bilgilerin artışına neden olan m dahalleler, kassal cevabı ve onların düzgünlüğünü arttırmaya yardımcı olur.

Farklı sertlikteki zeminler üzerinde durmak ayaktan gelen somatosensorial adaptasyonu sağlayarak postural kontrolün gelişmesini sağlar [141].

Egzersiz sırasında farklı stabilite özelliğine sahip materyal veya cihazların kullanılması kas aktivasyonunu etkileyebilmektedir [8, 9, 142] Genel olarak zeminin sertliği azaldıkça kassal aktivasyonun arttığı düşünülmektedir [8]. Ancak bu etki farklı kaslarda farklı şekillerde ortaya çıkmaktadır. Kullanılan rehabilitasyon materyalinin stabilite özelliği azaldıkça alt ekstremitedeki bazı kaslarda önemli derecede kassal aktivasyon artışı görülürken bazı kaslarda ise aktivasyon değişikliği görülmemektedir [143]. Klinikte kullanılan rehabilitasyon materyalinin örneği resim 1.6.'da gösterilmiştir.



Resim 2.7. Rehabilitasyon materyallerinin klinikte kullanımı

2.15.1. Farklı özellikteki rehabilitasyon materyallerinin kas aktivasyonuna etkisini yüzeyel EMG ile değerlendiren çalışmaların incelenmesi

Farklı sertlikteki ve farklı stabilite özelliğine sahip rehabilitasyon materyallerinin (BOSU, stability trainer vs) kas aktivasyonuna etkisini inceleyen sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalardan bazıları aşağıda detaylı olarak açıklanmıştır.

Nurse ve diğerleri ayakkabı içerisine yerleştirilen pürüzsüz ve pürüzlü tabanlıkların tibialis anterior ve soleus kaslarının aktivasyonuna olan etkisini karşılaştırmışlardır. Çalışmaya 15 sağlıklı birey dahil edilmiştir. Katılımcıların kullandığı ayakkabıların içerisine önce pürüzsüz tabanlık yerleştirilmiş ve belirli bir hızda yürümeleri istenmiştir. Ardından pürüzsüz tabanlık çıkarılıp yerine pürüzlü tabanlık yerleştirilmiş ve katılımcılardan aynı hızda yürümeleri istenmiştir. Sabit hızda yürüme sırasında farklı özellikteki tabanlıkların tibialis anterior ve soleus kaslarının aktivasyon düzeyine olan etkilerini incelemek amacıyla yEMG

kullanılmıştır. Çalışma sonucunda pürüzlü tabanlığın tibialis anterior ve soleus kasının aktivasyonunda önemli bir azalmaya neden olduğu gösterilmiştir [1].

Harput ve diğerleri, farklı zeminler (BOSU ve Thera-Band Wobble Board) üzerinde tek ayak dengede durma ve “öne doğru lunge” egzersizi sırasında alt ekstremitedeki kasların aktivasyonunda nasıl bir değişim olduğunu incelediler. Çalışmaya sağlıklı sedanter 12 kadın ve 12 erkek katılımcı dahil edilmiştir. Peroneus longus, tibialis anterior ve medial gastrocnemius kaslarının aktivasyonu farklı zeminler üzerinde iki farklı egzersiz yapılırken yEMG ile değerlendirildi. Çalışma sonucunda BOSU veya Thera-Band Wobble Board üzerinde yapılan egzersizlerin kas aktivasyonları üzerinde benzer etkilere neden olduğu gösterilmiştir. Ayrıca tek ayak denge durma egzersizi ile “öne doğru lunge” egzersizlerinin peroneus longus, tibialis anterior ve medial gastrocnemius kas aktivasyonunu benzer oranda arttığını göstermektedir [144].

Wolburg ve diğerleri farklı sertlikteki zeminlerin kas aktivasyonuna olan etkisini incelemişlerdir. Çalışmaya 22 sağlıklı erkek ve 3 sağlıklı kadın dahil edilmiştir. Farklı sertlikteki zeminler olarak therapy top, thera green, thera blue, airex mat and thera black kullanılmıştır. Bu zeminler arasında en sert olanı “therapy top” iken en yumuşak zemin “thera black” di. Katılımcılardan dominant ayakları üzerinde 15 saniye boyunca beş farklı zemin üzerinde dengede kalmaları istenmiştir. Bu sırada (soleus, medial gastrocnemius, peroneus longus, tibialis anterior, biceps femoris, vastus medialis, vastus lateralis ve semitendinosus kaslarının aktivasyonu yEMG ile değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda kullanılan rehabilitasyon materyalinin sertlik derecesi azaldıkça medial gastrocnemius, soleus, peroneus longus ve biceps femoris kaslarının aktivasyonlarının istatistiksel olarak anlamlı düzeyde arttığı gösterilmiştir [143].

Rahman ve diğerleri üç farklı denge materyali üzerinde gözler açık şekilde dengede dururken kassal aktivasyonun nasıl değiştiğini incelemişlerdir. Kullanılan denge materyalleri ise şunlardır: “BOSU”, “balance cushion” ve “wobble board.” Dengede durma sırasında tibialis anterior ve gastrocnemius kaslarının aktivasyonları yEMG ile değerlendirildi. 17 sağlıklı katılımcı üç farklı denge materyali üzerinde iki dakika boyunca dengede kalmaya çalıştılar. Çalışma sonucunda kullanılan denge materyallerinin tibialis anterior ve gastrocnemius kaslarının aktivasyon düzeylerine benzer etkide bulunduğu rapor edilmiştir [145].

Alfuth ve diğeri pürüzlü ve pürüzsüz zemin özelliğine sahip iki denge tahtası üzerinde tek ayak dengede durma egzersizinin alt ekstremitte kassal aktivasyon düzeylerine etkisini incelemişlerdir. Çalışmaya sağlıklı 12 kadın ve sağlıklı 14 kadın olmak üzere 26 sağlıklı katılımcı dahil edilmiştir. Katılımcılar farklı yüzeye sahip iki denge tahtası üzerinde tek ayak üzerinde dururken alt ekstremitte kaslarının aktivasyonu yEMG ile değerlendirildi. İncelenen alt ekstremitte kasları tibialis anterior, peroneus (fibularis) longus, soleus, gastrocnemius medialis, rectus femoris, vastus medialis, biceps femoris ve gluteus medius'tu. Çalışmanın sonucunda her iki denge tahtasının da alt ekstremitte kaslarının aktivasyonlarında benzer derecede artışa neden olduğu gösterilmiştir [146].

Bu bilgiler ışığında, bu çalışmanın birincil amacı, MLAD olan olgularda tek ayak dengede durma ve tek bacak squat egzersizlerinin ayak bileği çevresindeki kasların aktivasyonuna etkisini karşılaştırmaktır. Çalışmanın ikincil amacı ise MLAD olan olgular ile sağlıklı kontrollerde rehabilitasyon materyalinin sertliğinin kassal aktivasyona etkisini incelemektir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Bireyler

Çalışmamız Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Sporcu Sağlığı Ünitesinde gerçekleştirildi.

Bu çalışmaya, 18-35 yaş aralığındaki 18 sağlıklı birey ve 12 MLAD olan birey olmak üzere toplamda 30 kişi dahil edildi. Gazi Üniversitesi Etik Komisyonu izni alındıktan sonra çalışmaya başlandı. (Tarih: 04.05.2021 /Araştırma Kod No: 2021 - 547 (Ek1)).

3.1.1. Çalışmaya dahil edilme kriterleri

1. 18-35 yaş aralığında olmak.
2. Son 6 ayda ayak bileği yaralanması geçirmemiş olmak
3. Ayak biyomekaniğini etkileyen romatolojik ya da bağ dokusunu ilgilendiren sistemik bir kronik hastalığa sahip olmamak
4. Alt ekstremitede bilinen herhangi bir ortopedik probleme sahip olmamak

3.1.2. Dışlama kriterleri

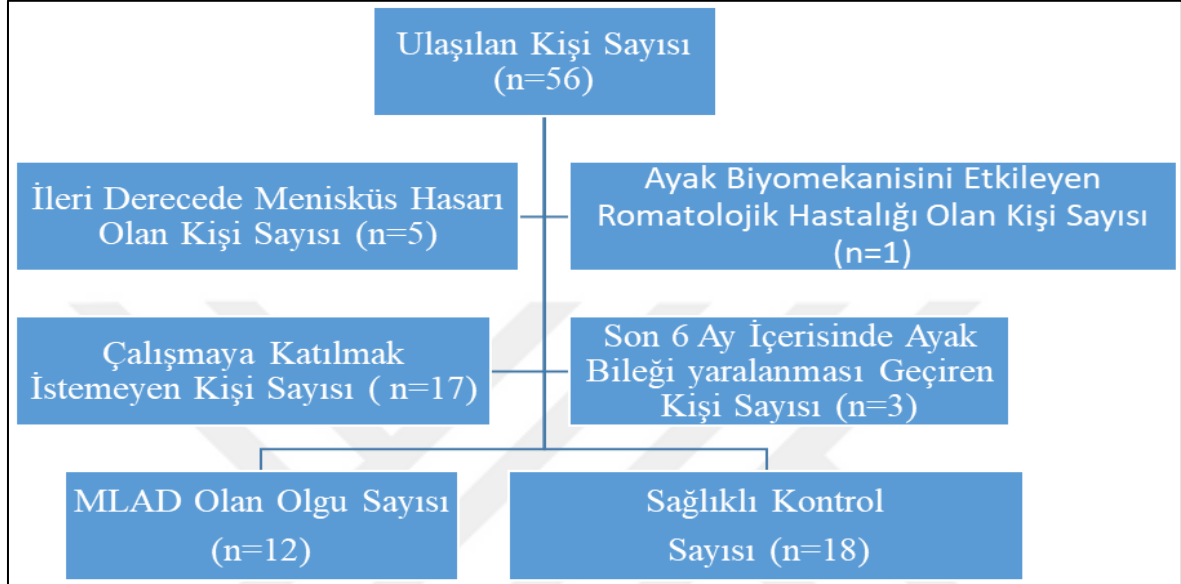
1. Alt ekstremit ve gövdede egzersiz yapmaya engel olabilecek herhangi bir kas-iskelet sistemi yaralanma geçmişinin olması
2. Egzersizler esnasında ağrı hissedilmesi.
3. Kognitif herhangi bir probleminin olması.

3.2. Çalışma Planı

Çalışmaya katılan bireylere çalışma ile ilgili bilgi verildikten sonra bireylere çalışmaya katılmaya gönüllü olduklarına dair “Aydınlatılmış Onam Formu” (Ek-2) imzalatıldı.

Çalışmaya katılmayı kabul eden tüm katılımcıların yaş, cinsiyet, boy, kilo, dominant bacak herhangi bir yaralanma geçirip geçirmediği, özgeçmiş ve soygeçmiş bilgileri kaydedildi.

Katılımcılar MLAD olup olmamasına göre iki gruba ayrıldı. Ark yapısını değerlendirmek amacıyla NDT kullanıldı. Naviküler düşme miktarı 10 mm ve üzerindeyse MLAD olduğu kabul edildi. NDT'ye göre MLAD olmayan bireyler (Grup-1) ve MLAD olan olgular (Grup-2) çalışmaya dahil edildi.



Şekil 3.1.Çalışma akış şeması

Katılımcılar, test gününden önceki bir günde protokol hakkında bilgilendirilmiş ve tek bacak squat egzersisini pratik etmeleri istendi.

Test gününde katılımcılardan 4 farklı sertlikteki zeminde önce elleri belde tek ayak üzerinde dengede durmaları (TADD) istenmiş ardından tek bacak squat (TBS) egzersizi yapmaları istendi. Farklı zemindeki TADD ve TBS egzersizi için 30 saniye boyunca 3 başarılı tekrar yapmaları istendi ve her tekrar arasında 30 saniye dinlenme molası verildi.

3.3. Kassal Aktivasyonun Değerlendirilmesi

Kassal aktivasyonun ölçümü için 8 kanallı EMG Noraxon MiniDTS system (Noraxon, USA, Inc, Scottsdale, AZ) kullanıldı. Bu cihazın özellikleri; ortak gürültüden kurtulma oranı (CMRR) 100 dB'in üzerinde, diferansiyel giriş empedansı 100 Mohm'un üzerinde ve örnekleme hızı her bir kanal için 1500-3000 Hertz (Hz) arasındadır. EMG sinyallerini kaydetmek amacıyla, sadece yüzeysel EMG uygulamaları için tek kullanımlık, kendinden yapışkanlı Ag / AgCl elektrotlar kullanıldı. Elektrotlar arası mesafe 20 mm, iki dairesel yapıştırıcının çapı 1 cm, 8 şeklindeki yapıştırıcının boyutları 4 cm x 2,2 cm olacak şekilde cilde yapıştırıldı Elektrotlar yapıştırılmadan

önce, cilt empedansını 5 k Ω 'un altına düşürmek amacıyla bölge önce tıraşlandı, ardından zımpara ile zımparalandı ve alkollü pamukla cilt hafif kızarıncaya kadar temizlenerek cilt hazırlandı. Elektrotlar, European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM) (www.seniam.org) tarafından önerilen şekilde, belirlenen kas liflerine paralel olacak şekilde yerleştirildi [147]. Olası herhangi bir hatayı önlemek amacıyla, katılımcılar TADD ve TBS egzersizlerini yaparken katılımcılardan görüntü kaydı alındı.

3.3.1. Elektrot yerleşimleri

Musculus Peroneus (Fibularis) Longus: Katılımcı sırtüstü pozisyonda yatarken dizinin altına rulo konularak ayaklarını uzatması istendi. Ardından elektrotlar fibula başının ucu ile lateral malleolün ucu arasındaki çizgiye fibula başından %25 oranında uzaklıkta olacak şekilde yerleştirildi. Elektrotlar yapıştırıldıktan sonra amplifikatörler elektroda takılmıştır. Elektrotların doğru yere yerleştirildiğinden emin olmak amacıyla katılımcıdan uygulanan dirence karşı plantar fleksiyonla birlikte eversiyon yapması istendi ve hareket sırasında kassal aktivasyonun açığa çıkıp çıkmadığı kontrol edildi [148].

Musculus Peroneus (Fibularis) Brevis: Katılımcı sırtüstü pozisyonda yatarken dizinin altına rulo konularak ayaklarını uzatması istendi. Elektrotlar, lateral malleolün ucundan fibula başına kadar olan çizgi üzerinde lateral malleole %25 uzaklıkta olacak şekilde PL tendonunun önüne yerleştirildi. Elektrotlar yapıştırıldıktan sonra amplifikatörler elektroda takıldı. Elektrotların doğru yere yerleştirildiğinden emin olmak amacıyla katılımcıdan uygulanan dirence karşı plantar fleksiyonla birlikte eversiyon yapması istendi ve hareket sırasında kassal aktivasyonun açığa çıkıp çıkmadığı kontrol edildi [148].

Musculus Gastrocnemius Medialis: Katılımcı yüzüstü pozisyonda yatarken ayak bileğinin altına rulo konularak ayaklarını uzatması istendi. Elektrotlar kasın en şişkin çıkıntısına yerleştirildi. Elektrotların doğru yere yerleştirildiğinden emin olmak amacıyla katılımcıdan uygulanan dirence karşı plantar fleksiyon yapması istendi ve hareket sırasında kassal aktivasyonun açığa çıkıp çıkmadığı kontrol edildi.

Musculus Tibialis Anterior: Katılımcı sırtüstü pozisyonda yatarken dizinin altına rulo konularak ayaklarını uzatması istendi. Ardından elektrotlar fibulanın ucu ile medial malleol ucu arasındaki çizgiye 1/3 oranında yerleştirilmiştir [148]. Elektrotlar yapıştırıldıktan sonra

amplifikatörler elektroda takılmıştır. Elektrotların doğru yere yerleştirildiğinden emin olmak amacıyla katılımcıdan uygulanan dirence karşı ayak bileği dorsi fleksiyonu ve baş parmak ekstansiyonu olmadan ayak inversiyonu yapması istendi ve hareket sırasında kassal aktivasyonun açığa çıkıp çıkmadığı kontrol edildi.

Musculus Gastrocnemius Lateralis: Katılımcı yüzüstü pozisyonda yatarken ayak bileğinin altına rulo konularak ayaklarını uzatması istendi. Elektrotlar kasın en şişkin çıkıntısına yerleştirildi. Elektrotların doğru yere yerleştirildiğinden emin olmak amacıyla katılımcıdan uygulanan dirence karşı plantar fleksiyon yapması istendi ve hareket sırasında kassal aktivasyonun açığa çıkıp çıkmadığı kontrol edildi.

EMG sinyalleri 10 Hz low pass ve 500 Hz High-Pass filtresi ile analiz edilmiştir. Daha sonra EMG sinyallerinin değerlendirilebilmesi için Root Mean Square (RMS) değerleri, art arda gelen zaman pencerelerindeki (time windows: 0,1 s) ham EMG verilerinden hesaplanmıştır.

Her deneme sonrası elde edilen değerler, sert zemin üzerindeki ortalama değere göre normalleştirildi ve yüzde değer olarak ifade edildi.

3.4. Egzersiz Uygulamaları

Egzersiz uygulamaları sırasında çalışmamızda kullandığımız farklı sertlikteki “Thera Band Stability Trainer”ların (Hygenic Corporation, Akron, OH) özellikleri aşağıdaki çizelgede gösterilmiştir [143].

Çizelge 3.1. Farklı Renkteki Thera Band Stability Trainer’ların özelliklerin karşılaştırılması

Thera Band Stability Trainer	Boyutlar (uzunluk x genişlik x yükseklik)	Zemin Özelliği	Stabilite Özelliği
Yeşil	36.5 cm x 20 cm x 4.5 cm	Sert	Yüksek
Mavi	40.5 cm x 23 cm x 5.0 cm	Yumuşak	Orta
Siyah	44 cm x 25.5 cm x 6.3 cm	Çok Yumuşak	Düşük

3.4.1. Tek ayak dengede durma egzersizi

Denge egzersizleri sıklıkla çift ayak üzerinde veya tek ayak üzerinde gerçekleştirilir. Bu egzersizler nöromusküler kontrol ve proprioseptif duyu etkilenimi sonrası sıklıkla kullanılmaktadır. Bu egzersizlerin kullanım amacı sensorimotor defisitleri azaltmak ve nöromusküler aktivasyonu restore etmektir. Bu egzersizler ayak bileği yaralanması sonrası rehabilitasyon programında sıklıkla kullanılmaktadır [143, 149, 150].

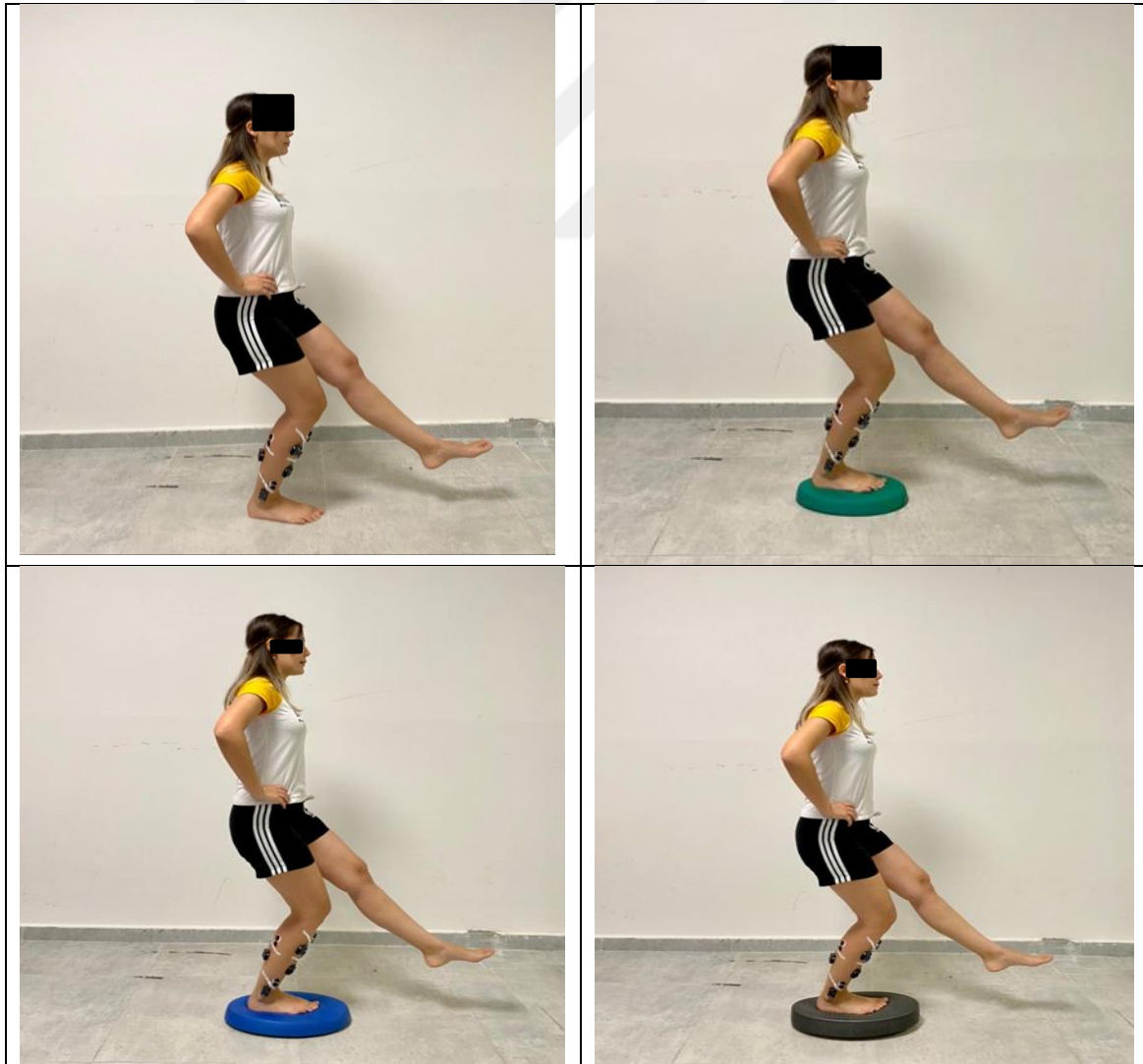
Çalışma sırasında katılımcılardan bu hareketi gerçekleştirirken farklı sertlikteki zeminlerde elleri bellerinde ve sol dizleri 90° fleksiyonda iken sağ ayakları üzerinde 30 saniye boyunca dengede durmaları istendi. Ardından 30 saniye dinlenme molası verildi. Bu şekilde toplamda 3 defa tek ayak üzerinde dengede durmaları istendi.



Resim 3.1. Farklı sertlikteki zeminlerde tek ayak üzerinde dengede durma

3.4.2. Tek bacak squat (single leg squat) egzersizi

Tek ayak üzerinde dururken çömelme hareketinin yapılmasıdır. Alt ekstremit ve kalça kaslarını kuvvetlendirmek amacıyla klinikte sıklıkla kullanılan bir egzersizdir. Bu egzersiz sırasında dizin varusa/valgusa gitmesi ve kalçada düşme/yükselmenin önlenmesi gerekmektedir [151]. Çalışma sırasında katılımcılardan ayakta duruş pozisyonunda elleri bellerinde iken sağ dizlerini 30° bükmeleri ve sol bacaklarını öne doğru uzatmaları istendi. Katılımcılardan hareketin sonunda 30 saniye beklemeleri istendi. Bu hareketi 3 kez tekrarlamaları ve tekrarlar arasında 30 saniye dinlemeleri istendi. Gonyometre uygulaması (Goniometer Pro) ile diz fleksiyon açısı kontrol edildi. (<https://itunes.apple.com/us/app/goniometer-pro/id646925503?mt=8>) Bu uygulamanın eklem hareket açıklığını ölçmede geçerli ve güvenilir bir yöntem olduğu çalışmalarla gösterilmiştir [152, 153].



Resim 3.2. Farklı sertlikteki zeminlerde tek bacak squat egzersizi

3.5. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler SPSS versiyon 17 yazılımı kullanılarak yapıldı. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemlerle (Shapiro-Wilk Testleri) kullanılarak incelendi. Tanımlayıcı analizlere göre verilerin normal dağılım göstermesi nedeniyle değişkenler ortalama ve standart sapma kullanılarak sunuldu. Grup-1 (MLAD olmayan bireyler) ve Grup-2'nin (MLAD olan olgular) demografik bilgileri ve kas aktivasyonuna ait değerleri "Bağımsız örneklem t testi" ile karşılaştırıldı. Yüzey farklılıklarının kas aktivasyonunda neden olduğu değişimler her bir grup için ayrı ayrı olmak üzere "Tekrarlı ölçümler varyans analizi (Analysis of variance, ANOVA)" ile incelendi. Sferisite varsayımının sağlanmadığı durumlarda "Greenhouse-Geisser" düzeltmesi kullanıldı. Kas aktivasyonları arasındaki farklılığın hangi yüzey koşulundan kaynaklandığı ise "Bonferroni" ayarlı post hoc ikili karşılaştırmaları kullanılarak belirlendi. İstatistiksel anlamlılık için toplam tip-1 hata düzeyi %5 olarak belirlendi.

Çalışmanın post-power analizi, G*Power 3.0.10 programı kullanılarak yapıldı. Bu analizde çift yönlü $\alpha=0,05$ olarak kabul edildi. MLAD olan olgularda seçilen kas grubuna ve egzersiz tipine göre istatistiksel gücün ($1 - \beta$) genel olarak 0,90- 0,98 arasında olduğu belirlendi.



4. BULGULAR

4.1. Katılımcıların Demografik Bilgileri

Katılımcıların 25'i kadın 5'i erkekti. Dominant ekstremitte, katılımcıların tamamında sağ taraftı. Kassal aktivasyon ölçümlerinin tamamı sağ ekstremiteden alındı. Katılımcıların 12'sinde MLAD görülürken (Grup-1) katılımcıların 18'inde MLAD görülmedi (Grup-2). Çalışmaya dahil edilen katılımcılara ait demografik veriler ve ark yüksekliği Çizelge 4.1'de verilmiştir. Çizelge 4.1.'den de anlaşılabacağı gibi her iki gruptaki bireylerin yaş, boy, kilo ve vücut kitle indeksi benzerdi ($p>0,05$).

Çizelge 4.1. Katılımcıların demografik ve klinik verileri

	Kontrol Grubu	MLAD Grubu	p
Yaş (yıl)	25,61±4,52	26,25±4,41	0,705
Boy (cm)	165,88±5,81	166,66±9,49	0,782
Vücut Ağırlığı (kg)	58,5±8,9	61,41±12,05	0,452
Vücut Kitle İndeksi (kg/cm ²)	21,20±2,52	21,95±2,6	0,436
Naviküler Düşme Miktarı (mm)	0,62±0,16	1,18±0,22	<0.001

4.2. Gruplar Arası Tek Ayak Üzerinde Dengede Kassal Aktivasyon Farklılıkları

Çizelge 4.2'den de anlaşılabacağı üzere genel olarak Grup-1'deki bireylerin tek ayak üzerinde dengede dururken kassal aktivasyonlarının Grup-2'deki bireylerin kassal aktivasyonlarından daha fazla olduğu ancak bu farkın genel olarak anlamlı olmadığı görülmektedir ($p>0,05$).

Çizelge 4.2. Gruplar arası tek ayak üzerinde dengede kassal aktivasyon farklılıkları

KAS	ZEMİN	GRUP	ORTALAMA±SS	p
PL	Yeşil	Kontrol Grubu	102,54±28,12	0,099
		MLAD Grubu	89,17±14,32	
	Mavi	Kontrol Grubu	111,74±36,28	0,837
		MLAD Grubu	109,04±32,43	
	Siyah	Kontrol Grubu	126,48±36,24	0,154
		MLAD Grubu	105,61±41,04	
PB	Yeşil	Kontrol Grubu	110,28±45,09	0,073
		MLAD Grubu	87,73±19,75	
	Mavi	Kontrol Grubu	132,34±54,35	0,497
		MLAD Grubu	119,92±37,54	
	Siyah	Kontrol Grubu	164,83±62,96	0,219
		MLAD Grubu	137,04±53,18	
TA	Yeşil	Kontrol Grubu	132,76±49,74	0,118
		MLAD Grubu	104,8±40,85	
	Mavi	Kontrol Grubu	140,15±54,51	0,315
		MLAD Grubu	121,39±39,52	
	Siyah	Kontrol Grubu	168,4±72,63	0,043
		MLAD Grubu	117,79±47,56	

Çizelge 4.2. (devam) Gruplar arası tek ayak üzerinde dengede kassal aktivasyon farklılıkları

KAS	ZEMİN	GRUP	ORTALAMA±SS	p
MG	Yeşil	Kontrol Grubu	138,09±69,08	0,075
		MLAD Grubu	100±20,1	
	Mavi	Kontrol Grubu	152,36±84,66	0,208
		MLAD Grubu	119,17±32,65	
	Siyah	Kontrol Grubu	160,33±79,37	0,598
		MLAD Grubu	145,67±64,12	
LG	Yeşil	Kontrol Grubu	133,05±97,1	0,271
		MLAD Grubu	101,03±17,81	
	Mavi	Kontrol Grubu	227,99±282,04	0,122
		MLAD Grubu	119,25±26,71	
	Siyah	Kontrol Grubu	186,03±158,4	0,204
		MLAD Grubu	125,03±40,08	

SS: Standart Sapma, PL: Peroneus Longus, PB: Peroneus Brevis, TA: Tibialis Anterior, LG: Lateral Gastrocnemius, MG: Medial Gastrocnemius.

4.3. Gruplar Arasında Tek Bacak Squat Egzersizi Sırasında Kassal Aktivasyon Farklılıkları

Çizelge 4.3.'den de anlaşılacağı üzere genel olarak Grup-1'deki bireylerin TBS egzersizi sırasında kassal aktivasyonlarının Grup-2'deki bireylerin kassal aktivasyonlarından daha fazla olduğu ancak bu farkın genel olarak anlamlı olmadığı görülmektedir ($p>0,05$).

Çizelge 4.3. Gruplar arası tek bacak squat egzersizi sırasında kassal aktivasyon ölçüm farklılıkları

KAS	ZEMİN	GRUP	ORTALAMA±SS	p
PL	Yeşil	Kontrol Grubu	109,02±32,28	0,675
		MLAD Grubu	103,96±31,61	
	Mavi	Kontrol Grubu	118,23±38,66	0,857
		MLAD Grubu	115,85±28,38	
	Siyah	Kontrol Grubu	126±37,48	0,666
		MLAD Grubu	120,02±35,77	
PB	Yeşil	Kontrol Grubu	111,13±28,05	0,346
		MLAD Grubu	101,05±28,39	
	Mavi	Kontrol Grubu	126,01±29,42	0,252
		MLAD Grubu	114,13±23,51	
	Siyah	Kontrol Grubu	147±33,31	0,608
		MLAD Grubu	139,83±42,11	
TA	Yeşil	Kontrol Grubu	153,41±62,52	0,881
		MLAD Grubu	150,06±54,7	
	Mavi	Kontrol Grubu	154,09±62,91	0,354
		MLAD Grubu	175±61,23	
	Siyah	Kontrol Grubu	177,53±91,87	0,210
		MLAD Grubu	223,6±103,06	
MG	Yeşil	Kontrol Grubu	109,95±24,48	0,182
		MLAD Grubu	96,42±29,42	
	Mavi	Kontrol Grubu	117,65±28,47	0,614
		MLAD Grubu	111,98±31,9	
	Siyah	Kontrol Grubu	123,92±40,23	0,985
		MLAD Grubu	123,65±33,91	
LG	Yeşil	Kontrol Grubu	103,23±29,58	0,075
		MLAD Grubu	85,28±19,43	
	Mavi	Kontrol Grubu	114,32±41,41	0,111
		MLAD Grubu	93,27±18,56	
	Siyah	Kontrol Grubu	114,64±40,7	0,283
		MLAD Grubu	99,91±27,67	

SS: Standart sapma, PL: Peroneus Longus, PB: Peroneus Brevis, TA: Tibialis Anterior, LG: Lateral Gastrocnemius, MG: Medial Gastrocnemius.

4.4. Gruplar Arası Tek Ayak Üzerinde Durma Egzersizi Sırasında Kassal Aktivasyonlarının Farklı Sertlikteki Zeminler Arası Karşılaştırılması

Çizelge 4.4.'den de anlaşılabacağı üzere Grup-1'deki bireylerin TADD egzersizi sırasında yeşil zeminden mavi zemine geçişin PB kasının aktivasyonunda anlamlı artışa neden olmaktadır ($p=0,018$). Mavi zeminden siyah zemine geçiş sırasında PL, PB, TA'da kassal aktivasyon artışı görülmektedir ($p<0,05$). Ayrıca yeşil zeminden siyah zemine geçişle birlikte PL, PB ve LG kas aktivasyonunda istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artış görülmektedir ($p<0,05$).

Çizelge 4.4. Sağlıklı kontrollerin tek ayak dengede durma egzersizi sırasında kassal aktivasyonlarının zeminler arası karşılaştırılması

	Δ Mavi – Yeşil		Δ Siyah – Mavi		Δ Siyah – Yeşil		F	p
	Ortalama Fark $\pm$ SS	p	Ortalama Fark $\pm$ SS	p	Ortalama Fark $\pm$ SS	p		
PL	9,205 $\pm$ 5,714	0,377	14,736 $\pm$ 4,664	0,017	23,941 $\pm$ 4,023	<0,001	12,395	<0,001
PB	22,056 $\pm$ 7,05	0,018	32,491 $\pm$ 7,628	0,020	54,546 $\pm$ 8,061	<0,001	26,133	<0,001
TA	7,395 $\pm$ 11,342	1,000	28,244 $\pm$ 10,347	0,043	35,639 $\pm$ 13,881	0,060	4,955	0,017
LG	94,933 $\pm$ 57,938	0,359	-41,957 $\pm$ 58,147	1,000	52,976 $\pm$ 16,512	0,015	1,937	0,180
MG	14,262 $\pm$ 8,802	0,371	7,969 $\pm$ 6,597	0,731	22,232 $\pm$ 8,374	0,050	3,982	0,033

SS: Standart Sapma, PL: Peroneus Longus, PB: Peroneus Brevis, TA: Tibialis Anterior, LG: Lateral Gastrocnemius, MG: Medial Gastrocnemius, Δ Mavi-Yeşil: Mavi zemindeki kassal aktivasyonun yeşil zemindeki kassal aktivasyondan farkı, Δ Siyah – Mavi: Siyah zemindeki kassal aktivasyonun mavi zemindeki kassal aktivasyondan farkı, Δ Siyah – Yeşil: Siyah zemindeki kassal aktivasyonun yeşil zemindeki kassal aktivasyondan farkı.

Çizelge 4.5.'den de anlaşılabacağı üzere MLA düşüklüğü olan bireylerde tek ayak üzerinde dengede durma sırasında yeşil zeminden mavi zemine geçiş sırasında PB ve LG kaslarında ($p=0,007$, $p=0,044$); yeşil zeminden siyah zemine geçiş sırasında PB kasında aktivasyon artışı olduğu görülmektedir ($p=0,011$).

Çizelge 4.5. MLAD olan bireylerin tek ayak dengede durma egzersizi sırasında kas aktivasyonlarının zeminler arası karşılaştırılması

	Δ Mavi – Yeşil		Δ Siyah – Mavi		Δ Siyah – Yeşil		F	p
	Ortalama Fark $\pm$ SS	p	Ortalama Fark $\pm$ SS	p	Ortalama Fark $\pm$ SS	p		
PL	19,877 $\pm$ 7,805	0,081	-3,433 $\pm$ 8,069	1,000	16,443 $\pm$ 10,519	0,439	2,862	0,088
PB	32,186 $\pm$ 8,16	0,007	17,128 $\pm$ 9,800	0,325	49,314 $\pm$ 13,501	0,011	10,904	0,002
TA	16,597 $\pm$ 7,908	0,179	-3,603 $\pm$ 9,411	1,000	12,993 $\pm$ 7,679	0,356	2,177	0,141
LG	18,214 $\pm$ 6,303	0,044	5,784 $\pm$ 11,753	1,000	23,998 $\pm$ 10,943	0,152	3,162	0,082
MG	19,171 $\pm$ 8,162	0,116	26,501 $\pm$ 13,580	0,231	45,672 $\pm$ 16,949	0,063	5,863	0,022

SS: Standart Sapma, PL: Peroneus Longus, PB: Peroneus Brevis, TA: Tibialis Anterior, LG: Lateral Gastrocnemius, MG: Medial Gastrocnemius, Δ Mavi-Yeşil: Mavi zemindeki kassal aktivasyonun yeşil zemindeki kassal aktivasyondan farkı, Δ Siyah – Mavi: Siyah zemindeki kassal aktivasyonun mavi zemindeki kassal aktivasyondan farkı, Δ Siyah – Yeşil: Siyah zemindeki kassal aktivasyonun yeşil zemindeki kassal aktivasyondan farkı.

4.5. Gruplar Arasında Tek Bacak Squat Sırasında Kassal Aktivasyonlarının Farklı Sertlikteki Zeminler Arası Karşılaştırılması

Çizelge 4.6.'den de anlaşılacağı üzere MLAD olmayan bireylerin TBS egzersizi sırasında yeşil zeminden mavi zemine geçiş yapılması sırasında PB ve LG kaslarında ($p<0,05$); mavi zeminden siyah zemine geçiş sırasında PB kasında ($p<0,001$) ; yeşil zeminden siyah zemine geçiş sırasında PL, PB ve LG kaslarında aktivasyon artışı görülmektedir ($p<0,05$).

Çizelge 4.6. Sağlıklı kontrollerin tek bacak squat egzersizi sırasında kas aktivasyonlarının zeminler arası karşılaştırılması

	Δ Mavi –Yeşil		Δ Siyah – Mavi		Δ Siyah –Yeşil		F	p
	Ortalama Fark $\pm$ SS	p	Ortalama Fark $\pm$ SS	p	Ortalama Fark $\pm$ SS	p		
PL	9,213 $\pm$ 4,373	0,151	7,773 $\pm$ 3,173	0,076	16,986 $\pm$ 3,528	<0.001	10,417	0,001
PB	14,883 $\pm$ 3,797	0,003	20,987 $\pm$ 4,363	<0.001	35,871 $\pm$ 4,404	<0.001	36,873	<0.001
TA	0,684 $\pm$ 9,462	1,000	23,438 $\pm$ 12,009	0,203	24,122 $\pm$ 14,330	0,332	2,577	0,102
LG	11,093 $\pm$ 3,618	0,021	0,318 $\pm$ 2,417	1,000	11,411 $\pm$ 3,603	0,017	7,938	0,003
MG	7,699 $\pm$ 3,788	0,174	6,271 $\pm$ 4,263	0,479	13,969 $\pm$ 5,795	0,083	4,444	0,029

SS: Standart Sapma, PL: Peroneus Longus, PB: Peroneus Brevis, TA: Tibialis Anterior, LG: Lateral Gastrocnemius, MG: Medial Gastrocnemius, Δ Mavi-Yeşil: Mavi zemindeki kassal aktivasyonun yeşil zemindeki kassal aktivasyondan farkı, Δ Siyah – Mavi: Siyah zemindeki kassal aktivasyonun mavi zemindeki kassal aktivasyondan farkı, Δ Siyah –Yeşil: Siyah zemindeki kassal aktivasyonun yeşil zemindeki kassal aktivasyondan farkı.

Çizelge 4.7.'den de anlaşılacağı üzere MLAD olan bireylerin üç farklı zeminde TBS egzersizi sırasında yeşil zeminden mavi zemine geçiş yapılması sırasında MG kasında ($p=0,039$) ; mavi zeminden siyah zemine geçiş sırasında PB kasında (0,018) ; yeşil zeminden siyah zemine geçiş sırasında PB, TA ve MG kaslarında aktivasyon artışı görülmektedir ($p<0,05$) .

Çizelge 4.7. MLAD olan bireylerin tek bacak squat egzersizi sırasında kas aktivasyonlarının zeminler arası karşılaştırılması

	Δ Mavi –Yeşil		Δ Siyah – Mavi		Δ Siyah –Yeşil		F	p
	Ortalama Fark $\pm$ SS	p	Ortalama Fark $\pm$ SS	p	Ortalama Fark $\pm$ SS	p		
PL	11,895 $\pm$ 7,057	0,360	4,162 $\pm$ 8,574	1,000	16,057 $\pm$ 5,344	0,036	2,743	0,101
PB	13,080 $\pm$ 6,614	0,221	25,703 $\pm$ 7,589	0,018	38,783 $\pm$ 8,446	0,002	13,528	<0.001
TA	25,898 $\pm$ 11,882	0,156	47,640 $\pm$ 21,327	0,142	73,538 $\pm$ 21,866	0,019	7,772	0,007
LG	7,984 $\pm$ 2,874	0,054	6,640 $\pm$ 6,413	0,968	14,624 $\pm$ 6,562	0,143	3,480	0,074
MG	15,566 $\pm$ 5,256	0,039	11,664 $\pm$ 8,002	0,519	27,230 $\pm$ 6,366	0,004	8,472	0,004

SS: Standart Sapma, PL: Peroneus Longus, PB: Peroneus Brevis, TA: Tibialis Anterior, LG: Lateral Gastrocnemius, MG: Medial Gastrocnemius, Δ Mavi-Yeşil: Mavi zemindeki kassal aktivasyonun yeşil zemindeki kassal aktivasyondan farkı, Δ Siyah – Mavi: Siyah zemindeki kassal aktivasyonun mavi zemindeki kassal aktivasyondan farkı, Δ Siyah –Yeşil: Siyah zemindeki kassal aktivasyonun yeşil zemindeki kassal aktivasyondan farkı.

4.6. Sağlıklı Kontrollerin Farklı Zeminlerde Yaptıkları İki Farklı Egzersiz Sırasında Kassal Aktivasyon Farklılıkları

MLAD olmayan bireylerde farklı sertlikteki zeminler üzerinde yapılan iki farklı egzersiz tipinin (tek ayak dengede durma ve tek bacak squat) kassal aktivasyona etkisi genel olarak benzerdir. Ancak siyah renkteki stability trainer üzerinde yapılan tek ayak üzerinde dengede durma egzersizinin, gastrocnemius kasının her iki parçasının kassal aktivasyonunu arttırmada tek bacak squattan daha etkili olduğu görülmektedir ($p<0,05$).

Çizelge 4.8. Sağlıklı kontrollerin farklı zeminlerde yaptıkları üzerinde yaptıkları iki farklı egzersiz sırasında aktivasyon farklılıkları

	Yeşil Zemin		Mavi Zemin		Siyah Zemin	
	$\Delta TADD-TBS$		$\Delta TADD-TBS$		$\Delta TADD-TBS$	
	Ortalama $\pm$ SS	p	Ortalama $\pm$ SS	p	Ortalama $\pm$ SS	p
PL	-6,47 $\pm$ 39,29	0,494	-6,48 $\pm$ 37,01	0,467	0,47 $\pm$ 44,47	0,964
PB	-0,84 $\pm$ 45,97	0,939	6,32 $\pm$ 55,16	0,633	17,82 $\pm$ 61,27	0,234
TA	-20,64 $\pm$ 62,54	0,179	-13,93 $\pm$ 62,38	0,357	-9,13 $\pm$ 71,96	0,597
LG	29,82 $\pm$ 74,34	0,107	113,66 $\pm$ 263,72	0,085	71,38 $\pm$ 123,56	0,025
MG	28,14 $\pm$ 60,99	0,067	34,70 $\pm$ 74,37	0,064	36,40 $\pm$ 71,21	0,045

SS: Standart Sapma, PL: Peroneus Longus, PB: Peroneus Brevis, TA: Tibialis Anterior, LG: Lateral Gastrocnemius, MG: Medial Gastrocnemius, $\Delta TADD-TBS$: TADD egzersizi sırasındaki kassal aktivasyonun TBS egzersizi sırasındaki kassal aktivasyondan farkı.

4.7. MLAD Olan Olguların Farklı Zeminlerde Yaptıkları İki Farklı Egzersiz Sırasında Kassal Aktivasyon Farklılıkları

MLA düşüklüğü olan olgularda farklı sertlikteki zeminler üzerinde yapılan iki farklı egzersiz tipinin (TADD ve TBS) kassal aktivasyona etkisi genel olarak benzerdir. Ancak mavi ve siyah renkteki stability trainer üzerinde yapılan TADD egzersizinin, GL kasının aktivasyonunu arttırmada TBS'dan daha etkili olduğu görülmektedir ($p<0,05$). Ancak mavi ve siyah renkteki stability trainer üzerinde yapılan TBS egzersizinin, TA kasının aktivasyonunu arttırmada TADD egzersizinden daha etkili olduğu görülmektedir ($p<0,05$).

Çizelge 4.9. MLAD olan olguların farklı zeminlerde yaptıkları iki farklı egzersiz sırasında kassal aktivasyon farklılıkları

	$\Delta Y TADD-YTBS$		$\Delta M TADD-MTBS$		$\Delta S TADD-STBS$	
	Ortalama $\pm$ SS	p	Ortalama $\pm$ SS	p	Ortalama $\pm$ SS	p
PL	-14,79 $\pm$ 33,26	0,152	-6,81 $\pm$ 42,66	0,591	-14,40 $\pm$ 44,20	0,283
PB	-13,32 $\pm$ 33,11	0,191	5,78 $\pm$ 37,49	0,604	-2,78 $\pm$ 51,53	0,855
TA	-45,26 $\pm$ 63,02	0,30	-54,56 $\pm$ 83,27	0,044	-105,80 $\pm$ 122,89	0,012
LG	15,74 $\pm$ 30,92	0,105	25,97 $\pm$ 35,92	0,029	25,12 $\pm$ 35,70	0,033
MG	3,58 $\pm$ 37,91	0,75	7,18 $\pm$ 38,69	0,533	22,02 $\pm$ 65,74	0,270

SS: Standart Sapma, PL: Peroneus Longus, PB: Peroneus Brevis, TA: Tibialis Anterior, LG: Lateral Gastrocnemius, MG: Medial Gastrocnemius, $\Delta Y TADD-YTBS$: Yeşil zemin üzerinde TADD egzersizi sırasındaki kassal aktivasyonun TBS egzersizi sırasındaki kassal aktivasyondan farkı, $\Delta M TADD-MTBS$: Mavi zemin üzerinde TADD egzersizi sırasındaki kassal aktivasyonun TBS egzersizi sırasındaki kassal aktivasyondan farkı, $\Delta S TADD-STBS$: Siyah zemin üzerinde TADD egzersizi sırasındaki kassal aktivasyonun TBS egzersizi sırasındaki kassal aktivasyondan farkı



5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın temel amacı, medial longitudinal ark düşüklüğü (MLAD) olan olgularda tek ayak dengede durma (TADD) ve tek bacak squat (TBS) egzersizlerinin ayak bileği çevresindeki kasların aktivasyonu üzerindeki etkisini karşılaştırmaktır. Çalışmanın ikincil amacı ise, MLAD olan olgular ile sağlıklı kontrollerde rehabilitasyon materyalinin sertliğinin kassal aktivasyona etkisini incelemektir. Çalışmamızın sonuçlarının, MLAD olan olgularda ayak bileği çevresindeki kasların aktivasyonunu arttırmaya yönelik bir egzersiz progresyonunun belirlenmesine katkı sağlayacağı öngörülmektedir. Ayrıca, literatür incelendiğinde henüz TADD ve TBS egzersizlerinin ayak bileği çevresindeki kasların aktivasyonu üzerindeki etkinliğini karşılaştıran bir çalışmanın olmadığı görülmektedir.

Bu çalışma sonucunda, TADD ve TBS egzersizi sırasında PL, PB, TA, MG ve LG kas aktivasyonu açısından MLAD olan olgular ile sağlıklı kontroller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı. Ayrıca, MLAD olan olgular ile sağlıklı kontrollerde ayak bileği çevresindeki kasların aktivasyonunu arttırmak amacıyla uygulanacak olan egzersiz progresyonunun farklı olduğu görüldü. MLAD olan olgularda, TA kasını kuvvetlendirmek amacıyla TBS egzersizinin TADD egzersizinden daha etkili olduğu gözlenirken, LG kasını kuvvetlendirmek amacıyla ise TADD egzersizinin TBS'den daha etkili olduğu gözlemlendi. Sağlıklı olgularda ise, MG ve LG kaslarının aktivasyonunu arttırmada siyah zemin üzerinde yapılan TADD egzersizinin TBS'den daha etkili olduğu gözlemlendi. Diğer yandan, hem MLAD olan olgularda hem de sağlıklı kontrollerde TADD ve TBS egzersizlerinin PL ve PB kaslarının aktivasyonu arttırmada birbirine üstünlüğünün olmadığı belirlendi.

Ayak bileği eklemiindeki mekanoreseptörlerin en büyük kaynağının ligamentler olduğu düşünülmektedir. Ruffini sonlanmaları, pacinian korpuskülleri ve golgi tendon organının örnek olarak verilebileceği bu mekanoreseptörler, eklem stabilitesinin ve proprioseptif duyunun oluşmasına katkı sağlamaktadır [154]. Ayak bileğinin farklı düzlemlerde hareket etmesi, ayak bileği çevresindeki ligamentlerin uzunluğunda ani değişimler oluşturmakta ve bu sayede mekanoreseptörlerin aktivasyonu artmaktadır. Bu nedenle, rehabilitasyon sürecinde sıklıkla farklı sertlik derecesinde ve stabil olmayan yüzeylerde egzersiz eğitimi verilmektedir. Bu egzersizler sırasında eklem stabilitesini korumak ve hızlı motor cevap oluşturmak amacıyla afferent uyarılar oluşmaktadır [138]. Oliveira ve diğerlerine göre, bu tip egzersizlerin amacı öngörülemeyen pertürbasyon yaratarak agonist-antagonist

kontraksiyon meydana getirmek ve eklem stabilizasyonunu sağlamaktır [155]. Dahası, MLAD olan olguların eklem yaralanmalarına ve stres kırıklarına daha yatkın olduğu göz önünde bulundurulduğunda, bu olgularda ayak bileği stabilizasyonunu sağlamak amacıyla egzersiz sırasında farklı sertlikteki rehabilitasyon materyallerinin kullanımının önemli olduğu düşünülmektedir.

MLAD'nın klinik önemine rağmen, MLAD olan ve olmayan bireyler arasında biyomekaniksel faktörlerin farklılığı ile ilgili sınırlı bilgi bulunmaktadır [57]. Bu durum çalışmamızın sonuçlarını yorumlamayı ve tartışmayı zorlaştırmaktadır.

Bu çalışmada, MLAD'yi belirlemek amacıyla navikular drop test (NDT) kullanılmıştır. NDT, ark düşüklüğünü ve ayak mobilitesini değerlendirmek amacıyla klinikte sıklıkla kullanılmaktadır. NDT'nin ayrıca alt ekstremité yaralanmaları ile ilişkili olduğunu gösteren yayınlar da bulunmaktadır [144, 156, 157]. NDT'nin güvenilirliğin belirlenmesi için genellikle test-tekrar test ve iç tutarlılık analizleri yapılmıştır. Test- tekrar test sonuçları "Intraclass Correlation Coefficient (ICC)" yöntemi ile değerlendirilmiş ve ICC değerinin 0.61 ile 0.79 arasında değiştiği gösterilmiştir [158-160]. Bu sonuçlar, NDT'nin ark düşüklüğünü değerlendirmede güvenilir bir yöntem olduğunu göstermektedir. Ancak, NDT'nin değerlendiriciler arası güvenilirliğinin (inter-rater reliability) düşük olduğu ve bu nedenle tekrarlı ölçümlerin aynı değerlendirici tarafından yapılmasının oldukça önemli olduğu belirtilmiştir [161].

Çalışma sonucunda, MLAD olan olgular ile sağlıklı kontrollerde ayak bileği çevresindeki kasları aktive etmek amacıyla yapılması gereken egzersizin tipi ve progresyonu arasında farklılık olduğu görülmektedir. Bu farklılığın nedeninin, pes planuslu olgularda yürüyüşün duruş fazında aşırı pronasyona bağlı olarak yer reaksiyon kuvvetinin mediale doğru kayması olabileceği düşünülmüştür [162]. Yer reaksiyon kuvvetinin mediale doğru kayması ise ayağın plantar yüzeyindeki basınç dağılımında anormalliklere neden olmaktadır. Bu konu hakkında yapılan bir çalışmada, pes planuslu olgularda sağlıklı bireylere kıyasla ayak başparmağı, merkezi ön ayak ve medial orta ayakta basınç artışı; medial ve lateral ön ayakta basınç azalışı olduğu bildirilmiştir [163]. Sağlıklı bireyler ile pes planuslu olgular arasında gözlenen bu basınç farklılıkları, farklı sertlikteki zeminler üzerinde yapılan farklı egzersizler sırasında kassal aktivasyon farklılığına neden olabilir.

Angin ve diğerleri, pes planuslu olgular ile sağlıklı bireylerde alt ekstremitte kaslarının ve plantar fasyanın kesit alanı ve kalınlığını karşılaştırmayı amaçladıkları çalışmalarında 49 sağlıklı ve 49 pes planuslu bireyi incelemişlerdir. Fleksor digitorum longus, fleksor hallucis longus, peroneus longus, peroneus brevis, flexor hallucis brevis, flexor digitorum brevis ve abductor hallucis kaslarının kesit alanı ve kalınlığı ultrason (Venue 40- 5–13 MHz transducer) ile değerlendirilmiştir. Pes planuslu olgularda abductor hallucis, fleksor hallucis brevis, peroneus longus ve brevis kaslarının kesit alanı ve kalınlığının daha düşük, fleksor digitorum longus ve fleksor hallucis longus kaslarının kesit alanı ve kalınlığının daha fazla olduğu görülmüştür. Ayrıca, pes planuslu olguların sağlıklı kontrollere kıyasla plantar fasyalarının ön bölümünün %21.7, orta bölümünün ise %10.6 daha ince olduğu görülmüştür. Ekstrinsik kaslarda kalınlığın ve kesit alanının daha fazla olmasının MLA'yı desteklemek amacıyla ortaya çıkan kompensasyondan kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Plantar fasyanın belirli bölgelerde daha ince olması sonucunda ise daha az ağırlığı tolere edebileceği gösterilmiştir [164]. Çalışmamızın sonucunda, pes planuslu olgular ile sağlıklı kontrollerde egzersizler sırasında kassal aktivasyon açısından farklı sonuçların ortaya çıkmasında ayağın ekstrinsik ve intrinsik kasları ile plantar fasyanın kesit alanı ve kalınlığında meydana gelen bu değişikliklerin etkili olabileceğini düşünmekteyiz.

Bu çalışmanın sonucunda, MLAD olan olguların farklı sertlikteki üç zemin üzerinde TADD ve TBS egzersizleri sırasında TA'nın kassal aktivasyonunda genel olarak bir farklılık olmadığı görüldü. Çalışmamızın sonuçlarına benzer olarak, Lee ve diğerleri MLAD olan ve olmayan olgularda TA'nın aktivasyon düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını göstermiştir [156]. Çalışma sonucumuzdan farklı olarak, literatürde yer alan bazı çalışmalar ise farklı sonuçlar bildirmişlerdir. Boerum ve diğerleri, MLAD olan olguların sağlıklı kontrollere kıyasla TA, PL ve PB gibi ekstrinsik kasların aktivasyonunun daha düşük olabileceğini ifade etmişlerdir [54]. Diğer yandan, Chang ve diğerleri ise MLA düşüklüğü olan olgularda sağlıklı kontrollere kıyasla TA kas aktivasyonunun daha fazla olduğunu ortaya koymuşlardır [62]. Ancak, araştırmacılar bu farklılığın neden kaynaklandığını açıklayamamışlardır. Dolayısıyla, MLAD olan olgularda sağlıklı kontrollere kıyasla TA'nın kassal aktivasyonunda bir değişim olup olmadığı konusunda henüz net bir sonuca varılamamıştır.

Chang ve diğerleri, MLAD olan olguları kassal aktivasyon açısından sağlıklı bireylerle karşılaştırdıklarında TA kasının aktivasyonunun daha yüksek olduğunu, gastrocnemius

kasının aktivasyonun ise daha düşük olduğunu ortaya koymuşlardır. Bu sonucun, MLAD olan olguların alt ekstremitelerinin daha yüksek oranda yüke maruz kalması anlamına geldiğini belirtmişlerdir. Ayrıca, tekrarlanan yüklerin normal kas aktivite paternini değiştirdiğini ve bu durumun ayak deformitelerine neden olabileceğini belirtmişlerdir [62]. Chang ve diğerlerinin çalışmasından farklı olarak, bu çalışmada MLAD olan olgular ile sağlıklı kontrollerde TA ve gastrocnemius kasının aktivasyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmedi. MLAD olan olgular ile sağlıklı kontroller arasında alt ekstremita kaslarının aktivasyonu açısından farklılık olup olmadığını inceleyen sınırlı sayıda çalışma olması nedeniyle bu durum henüz netlik kazanmasa dahi gelecek çalışmalar ile edinilecek bilgilerin, MLAD olan olgular için daha faydalı bir tedavi programının oluşturulmasına katkı sağlayacağını düşünmekteyiz.

Genel olarak rehabilitasyon materyallerinin sertliğinin azalması nöromusküler sistem üzerinde daha zorlayıcı bir etkiye neden olduğu için kassal aktivasyonu artıracığı düşünülmektedir [111]. Wolburg ve diğerleri, farklı sertlikteki rehabilitasyon materyallerinin alt ekstremita kaslarındaki aktivasyonu nasıl etkilediğini belirlemek amacıyla çalışmalarına 25 sağlıklı bireyi dahil etmişlerdir. Araştırmacılar, katılımcıları farklı sertlikteki beş rehabilitasyon materyali üzerinde TADD egzersizi yaparken MG, LG, TA ve PL'nin kassal aktivasyonunu yüzeysel EMG ile değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda, PL dışındaki diğer kaslarda rehabilitasyon materyalinin sertliği azaldıkça kassal aktivasyonun arttığı görülmüştür [143]. Biz ise çalışmamızın sonucunda, MLAD olan olgularda TADD egzersizi sırasında zemin sertliğinin gittikçe azalmasının PL ve MG kaslarının aktivasyonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişime neden olmadığını, TA, LG ve PB kaslarında ise anlamlı bir artışa neden olduğunu ortaya koyduk. Bu durum kullanılan rehabilitasyon materyalinin sertliğinin azalmasının her zaman kassal aktivasyon artışı ile sonuçlanmayacağını göstermektedir. Ayrıca çalışma sonucunda PL kas aktivasyonunun rehabilitasyon materyalinin sertliğinin değişiminden etkilenmediği görülmektedir. Bu durum, Dias ve diğerlerinin terapi topu üzerinde 4 hafta boyunca denge egzersizi yapan grupta sağlıklı kontrollere kıyasla neden PL kas aktivasyonunda bir farklılık olmadığını açıklayabilir [157]. Bu sonuç, izole PL kas zayıflığı görülen olgularda kullanılan rehabilitasyon materyallerinin sertlik derecesinin önemli bir etki oluşturmayacağını düşündürmektedir.

Chang ve diğerleri, MLAD olan olgularda gastrocnemius kasının aktivasyon düzeyinin sağlıklı kontrollere kıyasla daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle, bu olgularda gastrocnemius kasının stabilizatör olarak verimli bir şekilde çalışmadığını ve gastrocnemius kasına yönelik nöromusküler eğitim uygulanması gerekebileceğini ifade etmişlerdir [57]. Biz ise bu çalışmada farklı sertlikteki üç zemin üzerinde TADD ve TBS egzersizleri sırasında gastrocnemius kasının aktivasyonu açısından MLAD olan olgularla sağlıklı kontroller arasında bir farklılık olmadığı ortaya koyduk. MLAD olan olgularda uygun bir egzersiz programının belirlenmesi için gastrocnemius kasının aktivasyon düzeyinin bu olgularda değişim gösterip göstermediğini inceleyen daha fazla sayıda çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışmada, sağlıklı kontrollerde üç farklı zemin üzerinde TADD ve TBS egzersizlerinin PL ve TA'nın kassal aktivasyonu üzerinde anlamlı bir farklılığa neden olmadığı görüldü. Literatür incelendiğinde, çalışmamızla benzer sonuçlara sahip çalışmaların olduğu görülmektedir. Harput ve diğerleri, sağlıklı 24 katılımcıdan sert (Thera-Band Wobble Board) ve yumuşak zemin (Both Sides Up-BOSU) üzerinde TADD ve TBS egzersizini yapmalarını istemişlerdir. Katılımcılar farklı zeminler üzerinde bu egzersizleri yaparken PL ve TA kas aktivasyonu yüzeysel EMG ile değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda zemin sertliğinin ve egzersiz tipinin PL ve TA'nın kassal aktivasyon düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişime neden olmadığını ortaya koymuşlardır [144]. Braun Ferreirae ve diğerleri ise trampolin ve denge tahtası üzerinde yapılan TBDD egzersizi sırasında TA'un kassal aktivasyonunda bir farklılık olmadığını belirlemişlerdir [165]. Bu sonuçlardan farklı olarak, Blackburn ve diğerleri yumuşak zemin ile karşılaştırıldığında sert zemin üzerinde TADD egzersizi sırasında PL ve TA kaslarının EMG sinyal amplitüdünün daha fazla olduğunu bildirmişlerdir [115]. Görüldüğü üzere, egzersiz sırasında kullanılan rehabilitasyon materyalinin değişmesinin TA kasının aktivasyonunu nasıl etkilediği konusunda literatürde fikir birliği bulunmamaktadır. İleride yapılacak olan çalışmalarda, TA kasını kuvvetlendirmeye odaklanan egzersizlerin progresyonunu arttırmada rehabilitasyon materyalinin seçiminin nasıl olması gerektiğine yoğunlaşılmalıdır.

Squat egzersizleri ayak postürünün doğru biyomekanik diziliminin sürdürülmesinde oldukça önemlidir. Bu nedenle squat egzersizleri kronik ayak bileği yaralanmalarını engellemek amacıyla kullanılır [166]. Önceki çalışmalar, mediolateral desteğin azalması nedeniyle tek bacak squatın çift bacak squata göre daha fazla nöromusküler aktivasyon sağladığını göstermektedir. Artan nöromusküler aktivitenin propriosepsiyon ve fonksiyonel aktiviteler üzerine olumlu etkileri olduğu rapor edilmiştir [166-168]. Squat egzersizleri klinikte sık

kullanılan bir egzersiz çeşidi olmasına rağmen, MLAD olan olgularda TBS egzersizi sırasında farklı sertlikteki zeminlerin kullanımının kassal aktivasyonu nasıl etkilediği ile ilgili herhangi bir çalışmaya ulaşılamamıştır. Literatür incelendiğinde, bu çalışmanın bu konuyu inceleyen ilk çalışma olduğu görülmektedir.

Bu çalışma sonucunda, MLAD olan olgularda, PB,TA ve MG kaslarının aktivasyonunu arttırmada siyah (yumuşak) zemin üzerinde yapılan TBS egzersizinin yeşil (sert) zeminde yapılan TBS egzersizinden daha etkili olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Bu olgularda TBS egzersizi sırasında kullanılan zeminin sertlik derecesinin azalmasının PL ve LG kaslarının aktivasyonunu değiştirmedeği görüldü. Sağlıklı olgularda ise TBS egzersizi sırasında PL, PB ve LG kaslarının aktivasyonunu arttırmada yumuşak zemin üzerinde yapılan TBS egzersizinin sert zeminde yapılan TBS egzersizinden daha etkili olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Sağlıklı kontrollerde TBS egzersizi sırasında kullanılan zeminin sertlik derecesinin azalmasının TA ve MG kaslarının aktivasyonunu değiştirmedeği görüldü. Sağlıklı olgularda squat egzersizinin alt ekstremite kaslarının aktivasyonu üzerine etkilerini araştıran sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır [169, 170]. Kim ve diğerleri, lunge squat ve Bulgarian split squat sırasında alt ekstremite kaslarının aktivasyonlarının nasıl değiştiğini karşılaştırmışlardır. Bu amaçla çalışmaya 30 sağlıklı (15 erkek, 15 kadın) gönüllü dahil edilmiştir. Her bir squat egzersizi boyunca TA, PL ve tibialis posterior kaslarının aktivasyonu yüzel EMG ile değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda, TA ve PL kaslarının aktivasyon düzeylerinin Bulgarian split squat sırasında lunge squatta göre daha fazla arttığı rapor edilmiştir. Fakat her iki squatın da MLA'nın dinamik stabilizatörü olan tibialis posterior kasının aktivasyonu üzerinde benzer oranda artışa neden olduğu gösterilmiştir [170].

Bildiğimiz kadarıyla bu çalışma MLAD'lı olgularda iki farklı egzersizin (TADD ve TBS) etkinliğini karşılaştıran ilk çalışmadır. Çalışmamızın sonucunda, MLAD olan olgularda mavi ve siyah zemin üzerinde TA kasını kuvvetlendirmek amacıyla TBS egzersizinin TADD egzersizinden daha etkili olduğu görüldü. Bunun nedeni squat sırasında ayak bileğinin anterior-posterior stabilitesinin sağlanmasının özellikle TA'nın aktivasyonuna bağlı olmasından kaynaklanabilir [171, 172]. Sonuç olarak, MLAD olan olgularda TA kas zayıflığının ortaya çıktığı durumlarda TADD egzersizi yerine TBS egzersizinin seçilmesi faydalı olacaktır.

Çalışmamızın sonucunda, sağlıklı olgularda üç farklı zemin üzerinde TADD ve TBS egzersizleri sırasında PL'nin kassal aktivasyonu açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızın sonuçlarından farklı olarak, bir çalışmada hem yumuşak zemin hem de sert zemin üzerinde yapılan TBS egzersizine kıyasla TADD egzersizi sırasında PL aktivasyonunda daha büyük bir aktivasyon olduğu rapor edilmiştir [173]. Araştırmacılar katılımcılardan TBS sırasında 45 derece diz fleksiyonu yapmalarını isterken, biz bu çalışmada katılımcılardan 30 derece diz fleksiyonu yapmalarını istedik. TBS sırasında diz fleksiyon açısındaki farklılığın alt ekstremité kas aktivasyonunda değişime neden olabileceği bildirilmiştir [170]. Bu sebeple, çalışma sonuçları arasındaki farklılığın katılımcıların squat sırasında diz fleksiyon açılarının farklı olmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Bu çalışmada, MLAD olan olgularda TADD egzersizi sırasında mavi zeminden siyah zemine geçişte PB ve LG kas aktivasyonunda istatistiksel olarak anlamlı bir aktivasyon değişimi olmadığı görüldü. Bu durum, mavi zeminin ayak bileği ekleminin stabilitesini kontrol eden nöromusküler sisteme kas aktivasyonu için yeterli miktarda uyarı verdiğini göstermektedir [143].

Bilindiği üzere siyah renkteki "Thera Band Stability Trainer" düz ve pürüzlü olmak üzere iki farklı yüzeye sahiptir. Bu çalışmada, TADD ve TBS egzersizleri sırasında katılımcılardan çıplak ayakla düz yüzey üzerinde durmaları istenmiştir. Çalışma sırasında düz zemin yerine pürüzlü yüzey kullanılmış olsaydı çalışma sonuçlarının değişiklik gösterebileceği düşünülmektedir. Plantar geri bildirimi arttırmak ve postural kontrolü geliştirmek amacıyla rehabilitasyon materyallerinin kullanımı ile ilgili literatürde bir fikir birliği bulunmamaktadır [140, 141, 174, 175] Alfuth ve diğerleri pürüzlü ve düz denge tahtası üzerinde TADD egzersizinin kassal aktivasyon üzerine etkilerini incelemişlerdir. Bu amaçla, çalışmaya sağlıklı 26 (12 kadın, 14 erkek) erişkin birey çalışmaya dahil edilmiştir. Bireylerden pürüzlü ve düz denge tahtası (Thera-Band, ARTZT vitality, Dornburg, Germany) üzerinde 13 saniye boyunca dengede durmaları istenmiştir. Sistematiik öğrenme etkisini ortadan kaldırmak amacıyla, denge tahtalarının kullanım sırası rastgele belirlenmiştir. TADD sırasında, tibialis anterior, peroneus longus, soleus, medial gastrocnemius, lateral gastrocnemius, biceps femorisin uzun başı, vastus medialis ve gluteus medius kaslarının aktivasyon düzeyleri yüzeyel EMG (Noraxon, U.S.A.) ile değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda hem pürüzlü hem de düz denge tahtası kullanımının kassal aktivasyonu benzer oranda arttığı gösterilmiştir. Sonuç olarak, kassal

aktivasyonu arttırmak amacıyla TADD sırasında pürüzlü veya düz zemin kullanımının birbirine üstünlüğünün olmadığı gösterilmiştir. Zeminin pürüzlü olup olmaması kassal aktivasyonu değiştirmese dahi kasın uyarana karşı cevabını hızlandırmakta ve sinir sisteminin uyarana karşı kassal aktivasyon düzeyinde daha doğru cevaplar ortaya çıkarmasına yardımcı olabilmektedir [146].

Fizyoterapi ve rehabilitasyon kliniklerinde kullanılan rehabilitasyon materyalleri stabil ve stabil olmayan materyaller olarak iki gruba ayrılabilir. BOSU ve “stability trainer” stabil rehabilitasyon materyallerine örnek olarak gösterilirken, denge tahtası, “wobble boards” ve “rocker boards” ise stabil olmayan rehabilitasyon materyallerine örnek olarak verilebilir. Dohm-Acker ve diğerleri yaptıkları çalışmada stabil olmayan zeminler üzerinde 15 saniye tek ayak üzerinde durduktan sonra alt ekstremitelerde kassal aktivasyonun önemli oranda azaldığı sonucuna ulaşmışlardır [176]. Bu nedenle, TADD sırasında stabil olmayan rehabilitasyon materyallerinin kassal aktivasyon üzerine etkisinin incelenmesi durumunda özellikle egzersizin ilk 15 saniyesinin dikkate alınması gerekmektedir. Ancak, literatür incelendiğinde stabil zemin üzerinde TADD sırasında hangi süreden itibaren kassal aktivasyonun azaldığına dair bir bilgiye ulaşılamamıştır. Bu çalışmada, TADD süresi örnek çalışmalar [143, 173] incelenerek belirlenmiştir. İleride yapılacak olan çalışmalarda sağlıklı bireylerde ve MLAD olan olgularda stabil zemin üzerinde TADD ve TBS egzersizi sırasında kaçınıcı saniyeden itibaren alt ekstremitelerde kassal aktivasyonunun azalmaya başladığı incelenmelidir.

Yüzeyel EMG’de (yEMG) ham veriler MATLAB programı ile işlendikten sonra, her bir kas için maximum ve ortalama EMG amplitüdüleri oluşmaktadır. Biz bu çalışmada, her bir kas için ortalama EMG amplitüdülerini kullandık. Ancak yEMG ile ilgili yapılan çalışmalarda kullanılan EMG amplitüdüleri değişiklik göstermektedir. Ayrıca yEMG sinyallerinin işlenmesi sırasında seçilen low pass ve high pass değerleri de çalışmalar arasında çok büyük farklılıklar göstermektedir. Bu durum, çalışma sonuçlarımızın literatürdeki diğer çalışma sonuçlarıyla karşılaştırılmasını ve yorumlamasını güçleştirmektedir.

Bu çalışmada, katılımcılardan farklı sertlikteki üç zemin üzerinde TADD ve TBS egzersizleri yapmaları istenmiştir. Çalışma sonucunda, farklı zeminler üzerinde yapılan farklı egzersizlerin bazı kaslarda aktivasyon artışına neden olurken bazı kaslarda aktivasyonda değişikliğine neden olmadığı görülmektedir. Ancak “Thera Band Stability Trainer”lar üzerinde yapılan TADD ve TBS egzersizlerinin birkaç saniye yerine daha uzun

sürelili kullanımının etkisi bilinmemektedir. Ayrıca bireylerin stabil veya stabil olmayan rehabilitasyon materyalleri üzerinde dengede durmaya çalışırken hangi tür postural kontrol stratejilerini kullandıklarını belirlemek amacıyla kinematik analizlerin kullanılması gerekli olabilir. Çünkü bu çalışmada tüm dengede durma aktivitesi sırasındaki kassal aktivasyonu değerlendirildi. Bireylerin dengesini korumak amacıyla yaptıkları ani hareketler refleks mekanizmalarla ekstra kassal aktivasyon artışına neden olmuş olabilir [137].

Sonuç olarak, MLAD olan olgular ile sağlıklı olgularda ayak bileği çevresindeki kasları aktive etmek amacıyla kullanılacak egzersiz tipi ve rehabilitasyon materyali hedef grubumuzdaki kaslara göre değişiklik göstermektedir. Ayrıca, genel kanının aksine, rehabilitasyon materyalinin sertliğinin azalması alt ekstremitedeki bütün kaslarda aktivasyon artışına neden olmadığı görülmektedir. Bu nedenle egzersiz programı belirlenirken hangi kasta zayıflık olduğu iyi belirlenmeli ve buna uygun egzersiz tipi ve uygun rehabilitasyon materyali seçilmelidir. Buna ek olarak fizyoterapi kliniklerine başvuran bireylerde MLAD olup olmadığı mutlaka göz önünde bulundurulmalı ve bu durumun rehabilitasyon programının değişmesine neden olacağı unutulmamalıdır.

5.1. Çalışmanın Limitasyonları

- 1) Bu çalışmaya yalnızca genç bireyler dahil edildiği için çalışma sonuçlarının genellenememesi
- 2) Çalışmadaki katılımcılarının çoğunun kadın olması nedeniyle çalışma sonuçlarının genellenememesi

5.2. Çalışmanın Güçlü Yönleri

- 1) MLAD olan olgularda seçilen kas grubuna ve egzersiz tipine göre değişmekle birlikte istatistiksel gücün 0,90-0,98 arasında değişkenlik göstermesi
- 2) MLAD olan olgularda ayak bileği çevresindeki kaslarını aktive etmek amacıyla gerekli olan tek ayak üzerinde dengede durma ve tek bacak squat egzersizlerinin kassal aktivasyon üzerine etkilerini karşılaştıran bilinen ilk çalışma olması
- 3) MLAD olan olgularda rehabilitasyon materyalinin kullanımının ayak bileği çevresindeki kasların aktivasyonuna etkisini araştıran bilinen ilk çalışma olması



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Ayak bileği çevresindeki kasları aktive etmek amacıyla gerekli olan egzersiz tipinin ve progresyonunun MLAD olan olgular ile sağlıklı kontrollerde benzer olup olmadığını belirlemek amacıyla gerçekleştirdiğimiz çalışmamızın sonuçları aşağıda verilmiştir:

Sağlıklı kontrollerde TADD egzersizinin sert zemine kıyasla yumuşak zemin üzerinde yapılması PB'in kassal aktivasyonunda; yumuşak zemine kıyasla çok yumuşak zemin üzerinde yapılması PL, PB, TA'nın kassal aktivasyonunda; sert zemine kıyasla çok yumuşak zemin üzerinde yapılması PL, PB ve LG kas aktivasyonunda istatistiksel olarak daha fazla artışa neden oldu. Dolayısıyla sağlıklı bireylerde TADD egzersizi PB kas aktivasyonunu arttırmak amacıyla öncelikle yeşil zemin üzerinde ardından mavi zemin ve son olarak da siyah zemin üzerinde yapılmalıdır. PL ve TA kas aktivasyonunu arttırmak amacıyla ise sert zeminden başlamak yerine bireyler tolere edebiliyorsa yumuşak zeminden başlayıp çok yumuşak zemin ile devam etmeleri önerilmelidir. LG kas aktivasyonunu arttırmak amacıyla ise sert zeminle başlanmalı ve birey tolere edebiliyorsa ardından çok yumuşak zemine geçiş yapılmalıdır.

MLAD olan olgularda TADD egzersizi sırasında sert zeminden yumuşak zemine geçiş PB ve LG; sert zeminden çok yumuşak zemine geçiş PB kas aktivasyonunda istatistiksel olarak daha fazla artışa neden oldu.

Sağlıklı kontrollerde TBS egzersizi sırasında sert zeminden yumuşak zemine geçişle birlikte PB ve LG kaslarında; yumuşak zeminden çok yumuşak zemine geçişle birlikte PB kasında; sert zeminden yumuşak zemine geçişle birlikte PL, PB ve LG kas aktivasyonunda artış görüldü.

MLAD olan olgularda TBS egzersizi sırasında sert zeminden yumuşak zemine geçişle birlikte MG kasında; yumuşak zeminden çok yumuşak zemine geçişle birlikte PB kasında; sert zeminden çok yumuşak zemine geçişle birlikte PB, TA ve MG kas aktivasyonunda artış görüldü.

Sağlıklı kontrollerde çok yumuşak zemin üzerinde yapılan TADD egzersizinin, gastrocnemius kasının her iki parçasının kassal aktivasyonunu arttırmada TBS'den daha etkili olduğu bulundu. Bu nedenle MLAD olmayan olgularda gastrocnemius kasının her iki

parçasını aktive etmek amacıyla rehabilitasyon programı planlanırken çok yumuşak zemin üzerinde yapılan TADD egzersizi TBS egzersizine kıyasla öncelikli olarak tercih edilmelidir.

MLAD olan olgularda yumuşak ve çok yumuşak zemin üzerinde yapılan TADD egzersizinin LG kas aktivasyonunu arttırmada TBS'den daha etkili olduğu görüldü. Dolayısıyla MLAD olan olgularda LG kasını kuvvetlendirici rehabilitasyon programı planlanırken mavi ve siyah renkteki stability trainer üzerinde yapılan TADD egzersizi TBS egzersizine kıyasla öncelikli olarak tercih edilmelidir.

MLAD olan olgularda yumuşak ve çok yumuşak zemin üzerinde yapılan TBS egzersizinin, TA kasının aktivasyonunu arttırmada TADD'den daha etkili olduğu görüldü. Bu nedenle MLAD olan olgularda TA kasını kuvvetlendirici rehabilitasyon programı planlanırken bireyin tolerasyonu da göz önünde bulundurularak TBS egzersizi öncelikli olarak tercih edilmelidir.

Bu çalışmanın sonucunda H_1 hipotezi kabul edildi.

KAYNAKLAR

1. Nurse, M. A., Hulliger, M., Wakeling, J. M., Nigg, B. M., and Stefanyshyn, D. J. (2005). Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 15(5), 496-506.
2. Bernier, J. N., and Perrin, D. H. (1998). Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 27(4), 264-275.
3. Van Wezel, B. M. H., van Engelen, B. G. M., Gabreëls, F. J. M., Gabreëls-Festen, A. A. W. M., and Duysens, J. (2000). A β fibers mediate cutaneous reflexes during human walking. *Journal of Neurophysiology*, 83(5), 2980-2986.
4. Willems, T., Witvrouw, E., Verstuyft, J., Vaes, P., and de Clercq, D. (2002). Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 487.
5. Glick, J. M., Gordon, R. B., and Nishimoto, D. (1976). The prevention and treatment of ankle injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 4(4), 136-141.
6. Ergen, E., and Ulkar, B. (2008). Proprioception and ankle injuries in soccer. *Clinics in Sports Medicine*, 27(1), 195-217.
7. van Ochten, J. M., van Middelkoop, M., Meuffels, D., and Bierma Zeinstra, S. M. A. (2014). Chronic complaints after ankle sprains: a systematic review on effectiveness of treatments. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 44(11), 862-871.
8. Hupperets, M. D., Verhagen, E. A., and Van Mechelen, W. (2009a). Effect of sensorimotor training on morphological, neurophysiological and functional characteristics of the ankle. *Sports Medicine*, 39(7), 591-605.
9. Hupperets, M. D., Verhagen, E. A., and Van Mechelen, W. (2008). The 2BFit study: is an unsupervised proprioceptive balance board training programme, given in addition to usual care, effective in preventing ankle sprain recurrences? Design of a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9(1), 1-10.
10. Myerson, M. (2003). *Adult acquired flat foot deformity*. Philadelphia: WB Saunders, 178-181.
11. Levy, J. C., Mizel, M. S., Wilson, L. S., Fox, W., McHale, K., Taylor, D. C., and Temple, H. T. (2006). Incidence of foot and ankle injuries in West Point cadets with pes planus compared to the general cadet population. *Foot and Ankle International*, 27(12), 1060-1064.
12. Kaufman, K. R., Brodine, S. K., Shaffer, R. A., Johnson, C. W., and Cullison, T. R. (1999). The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(5), 585-593.

13. Kabak, B., Kocahan, T., Akinoğlu, B., Genç, A., and Hasanoğlu, A. (2019). Does pes planus influence balance performance in athletes?. *Turkish Journal of Sports Medicine*, 54(3), 195-201.
14. Harrison, P. L., and Littlewood, C. (2010). Relationship between pes planus foot type and postural stability. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*, 4(3), 21-24.
15. Murley, G. S., et al., (2009). Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait and Posture*, 29(2), 172-187.
16. Kelikian, A. S., and Sarrafian, S. K. (2011). *Sarrafian's anatomy of the foot and ankle: Descriptive, topographic, functional*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 707-715
17. Otman, A. S., Demirel, H. ve Sade, A. (2014). *Tedavi hareketlerinde temel değerlendirme prensipleri*. Ankara: Pelikan Yayıncılık, 56-70.
18. Riegger, C. L. (1988). Anatomy of the ankle and foot. *Physical Therapy*, 68(12), 1802-1814.
19. Dalley, A. F., and Moore, K. (2007). *Anatomia orientada para a clínica*. 5th Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 678-680.
20. Smith, L. K., Weiss, E. L., and Lehmkuhl, L. D. (1997). *Cinesiologia clínica de Brunnstrom*. São Paulo: Editora Manole LTDA, 242-248.
21. Ashton-Miller, J. A., Ottaviani, R. A., Hutchinson, C., and Wojtys, E. M. (1996). What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(6), 800-809.
22. Muscolino, J. E. (2010). *The muscular system manual: The skeletal muscles of the human body*. St. Louis: Mosby, 521-526.
23. Santilli, V., Frascarelli, M., Paoloni, M., Frascarelli, F., Camerota, F., de Natale, L., and de Santis, F. (2005). Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability: a surface electromyographic study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(8), 1183-1187.
24. Donnelly, L., Donovan, L., Hart, J. M., and Hertel, J. (2017). Eversion strength and surface electromyography measures with and without chronic ankle instability measured in 2 positions. *Foot and Ankle International*, 38(7), 769-778.
25. Konradsen, L., Olesen, S., and Hansen, H. M. (1998). Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(1), 72-77.

26. Ahn, S. H., Hwang, U. J., Gwak, G. T., Yoo, H. I., and Kwon, O. Y. (2020). Comparison of the strength and electromyography of the evtor muscles with and without toe flexion in patients with chronic ankle instability. *Foot and Ankle International*, 41(4), 479-485.
27. Golanó, P., Vega, J., de Leeuw, P. A. J., Malagelada, F., Manzanares, M. C., Götzens, V., and van Dijk, C. N. (2010). Anatomy of the ankle ligaments: A pictorial essay. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(5), 557-569.
28. Blair, J. M., and Botte, M. J. (1994). Surgical anatomy of the superficial peroneal nerve in the ankle and foot. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (305), 229-238.
29. Augustin, J. F., Lin, S. S., Berberian, W. S., and Johnson, J. E. (2003). Nonoperative treatment of adult acquired flat foot with the Arizona brace. *Foot and Ankle Clinics*, 8(3), 491-502.
30. Gray, E. G., and Basmajian, J. V. (1968). Electromyography and cinematography of leg and foot ("normal" and flat) during walking. *The Anatomical Record*, 161(1), 1-15.
31. Jennings, M. M., and Christensen, J. C. (2008). The effects of sectioning the spring ligament on rearfoot stability and posterior tibial tendon efficiency. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 47(3), 219-224.
32. Cheung, J. T. M., Zhang, M., and An, K. N. (2004). Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex. *Clinical Biomechanics*, 19(8), 839-846.
33. Pinho, R. R., and Tavares, J. M. R. (2004). Dynamic pedobarography transitional objects by Lagrange's equation with FEM, modal matching and optimization techniques. In *International Conference Image Analysis and Recognition*. Berlin: Springer, 92-99.
34. Sendromu, İ. F. F. (2011). *Fiziksel tıp ve rehabilitasyon*. M. Beyazova ve Y. G. Kutsal (Eds.). Ankara: Güneş Tıp Kitabevi, 6.
35. Rose, J. D., and Martorana, V. J. (2011). *The foot book: A complete guide to healthy feet*. Maryland: JHU Press, 183-187.
36. Jenkins, D. B. (2008). *Hollinshead's functional anatomy of the limbs and back-e-book*. 9th Ed. St. Louis: Saunders Elsevier, 86-91.
37. Snell, R. S. (2004). *Clinical anatomy: An illustrated review with questions and explanations*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 186-190.
38. Sizer Jr, P. S., Phelps, V., Dedrick, G., James, R., and Matthijs, O. (2003). Diagnosis and management of the painful ankle/foot. Part 2: Examination, interpretation, and management. *Pain Practice*, 3(4), 343-374.
39. Attarian, D. E., McCrackin, H. J., DeVito, D. P., McElhaney, J. H., and Garrett Jr, W. E. (1985). Biomechanical characteristics of human ankle ligaments. *Foot and Ankle*, 6(2), 54-58.

40. Brockett, C. L., and Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232-238.
41. Staheli, L. T., Chew, D. E., and Corbett, M. (1987). The longitudinal arch: A survey of eight hundred and eighty-two feet in normal children and adults. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 69(3), 426-428.
42. Ács, N., Bánhidý, F., and Czeizel, A.E. (2010). Diseases of the musculoskeletal system and connective tissue. In *Congenital abnormalities and preterm birth related to maternal illnesses during pregnancy*. St. Louis: Springer, 335-340.
43. Cowell, H. R., and Elener, V. (1983). Rigid painful flatfoot secondary to tarsal coalition. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (177), 54-60.
44. Scherer, P. R., Kirby, K. A., Choate, C., Huppin, L. Z., and Walters, L. L. (2011). *Recent advances in orthotic therapy: Improving clinical outcomes with a pathology-specific approach*. New York: Lower Extremity Review LLC, 48-53.
45. Root, M., Orien, W., and Weed, J. (1977). *Normal and abnormal function of the foot: Clinical biomechanics*. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp, 210-212.
46. Ellington, K. (2017). *The flatfoot: Pearls and pitfalls, an Issue of Foot and Ankle Clinics of North America, E-Book* (Vol. 22, No. 3). Elsevier, 75-83.
47. Raikin, S. (2012). *Adult flatfoot, an issue of foot and ankle clinics-e-book* (Vol. 17, No. 2). London: WB Saunders, 68-75.
48. Shih, Y. F., Chen, C. Y., Chen, W. Y., and Lin, H. C. (2012). Lower extremity kinematics in children with and without flexible flatfoot: A comparative study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13(1), 1-9.
49. Bhoir, T., Anap, D. B., and Diwate, A. (2014). Prevalence of flat foot among 18-25 years old physiotherapy students: Cross sectional study. *Indian Journal of Basic and Applied Medical Research*, 3(4), 272-278.
50. Ukoha, U. U., Egwu, O. A., Okafor, I. J., Ogugua, P. C., and Igwenagu, V. U. (2012). Pes planus: Incidence among an adult population in Anambra State, Southeast Nigeria. *International Journal of Biomedical and Advance Research*, 3(3), 166-168.
51. Ganapathy, A., Sadeesh, T., and Rao, S. (2015). Morphometric analysis of foot in young adult individuals. *World Journal of Pharmaceutical Sciences*, 4, 980-993.
52. Çilli, F., Pehlivan, Ö., Keklikçi, K., Mahiroğulları, M., and Kuşkucu, M. (2009). Prevalence of flatfoot in Turkish male adolescents. *Joint Diseases and Related Surgery*, 20(2), 90-92.
53. Periya, S. N., and Alagesan, J. (2017). Prevalence and incidence of flat foot among Middle East and Asian Population: an overview. *International Journal of Pharmaceutical Science and Health*, 4(7), 1-12.
54. Van Boerum, D. H., and Sangeorzan, B. J. (2003). Biomechanics and pathophysiology of flat foot. *Foot and Ankle Clinics*, 8(3), 419-430.

55. Wiewiorski, M., and Valderrabano, V. (2011). Painful flatfoot deformity. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Cechoslovaca*, 78(1), 20-26.
56. Leung, A. K. L., Mak, A. F. T., and Evans, J. H. (1998). Biomechanical gait evaluation of the immediate effect of orthotic treatment for flexible flat foot. *Prosthetics and Orthotics International*, 22(1), 25-34.
57. Panichawit, C., Bovonsunthonchai, S., Vachalathiti, R., and Limpasutirachata, K. (2015). Effects of foot muscles training on plantar pressure distribution during gait, foot muscle strength, and foot function in persons with flexible flatfoot. *Journal of the Medical Association of Thailand-Chotmaiher Thangphaet*, 98, 12-17.
58. Flemister, A. S., Neville, C. G., and Houck, J. (2007). The relationship between ankle, hindfoot, and forefoot position and posterior tibial muscle excursion. *Foot and Ankle International*, 28(4), 448-455.
59. Zhao, X., Tsujimoto, T., Kim, B., and Tanaka, K. (2017). Association of arch height with ankle muscle strength and physical performance in adult men. *Biology of Sport*, 34(2), 119.
60. Brantingham, J. W., Adams, K. J., Cooley, J. R., Globe, D., and Globe, G. (2007). A single-blind pilot study to determine risk and association between navicular drop, calcaneal eversion, and low back pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 30(5), 380-385.
61. Khamis, S., and Yizhar, Z. (2007). Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait and Posture*, 25(1), 127-134.
62. Chang, J. S., Kwon, Y. H., Kim, C. S., Ahn, S. H., and Park, S. H. (2012). Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 25(1), 21-26.
63. Dahle, L. K., Mueller, M., Delitto, A., and Diamond, J. E. (1991). Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 14(2), 70-74.
64. Arachchige, S. N. K., Chander, H., and Knight, A. (2019). Flatfeet: Biomechanical implications, assessment and management. *The Foot*, 38, 81-85.
65. Cowan, D. N., Robinson, J. R., Jones, B. H., Polly Jr, D. W., and Berrey Jr, B. H. (1994). Consistency of visual assessments of arch height among clinicians. *Foot and Ankle International*, 15(4), 213-217.
66. Mall, N. A., Hardaker, W. M., Nunley, J. A., and Queen, R. M. (2007). The reliability and reproducibility of foot type measurements using a mirrored foot photo box and digital photography compared to caliper measurements. *Journal of Biomechanics*, 40(5), 1171-1176.
67. Cavanagh, P. R., and Rodgers, M. M. (1987). The arch index: A useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*, 20(5), 547-551.

68. Swedler, D. I., Knapik, J. J., Grier, T., and Jones, B. H. (2010). Validity of plantar surface visual assessment as an estimate of foot arch height. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(2), 375-380.
69. Murley, G. S., Menz, H. B., and Landorf, K. B. (2009). A protocol for classifying normal-and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2(1), 1-13.
70. Weimar, W. H., and Shroyer, J. F. (2013). Arch height index normative values of college-aged women using the arch height index measurement system. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 103(3), 213-217.
71. McPoil, T. G., Cornwall, M. W., Vicenzino, B., Teyhen, D. S., Molloy, J. M., Christie, D. S., and Collins, N. (2008). Effect of using truncated versus total foot length to calculate the arch height ratio. *The Foot*, 18(4), 220-227.
72. Wong, C. K., Weil, R., and de Boer, E. (2012). Standardizing foot-type classification using arch index values. *Physiotherapy Canada*, 64(3), 280-283.
73. Butler, R. J., Hillstrom, H., Song, J., Richards, C. J., and Davis, I. S. (2008). Arch height index measurement system: establishment of reliability and normative values. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(2), 102-106.
74. Giallonardo, L. M. (1988). Clinical evaluation of foot and ankle dysfunction. *Physical Therapy*, 68(12), 1850-1856.
75. Hutson, M. A. (1987). Orthopaedic physical assessment. *British Journal of Sports Medicine*, 21(3), 114.
76. Cote, K. P., Brunet, M. E., Gansneder, B. M., and Shultz, S. J. (2005). Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of Athletic Training*, 40(1), 41.
77. Morrison, S. C., Durward, B. R., Watt, G. F., and Donaldson, M. D. C. (2004). A literature review evaluating the role of the navicular in the clinical and scientific examination of the foot. *British Journal of Podiatry*, 7(4), 110-114.
78. McPoil, T. G., and Cornwall, M. W. (2007). Prediction of dynamic foot posture during running using the longitudinal arch angle. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 97(2), 102-107.
79. Chen, C. H., Huang, M. H., Chen, T. W., Weng, M. C., Lee, C. L., and Wang, G. J. (2006). The correlation between selected measurements from footprint and radiograph of flatfoot. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(2), 235-240.
80. Younger, A. S., Sawatzky, B., and Dryden, P. (2005). Radiographic assessment of adult flatfoot. *Foot and Ankle International*, 26(10), 820-825.
81. Urry, S. R., and Wearing, S. C. (2001). The accuracy of footprint contact area measurements: Relevance to the design and performance of pressure platforms. *The Foot*, 11(3), 151-157.

82. Dobson, F., Morris, M. E., Baker, R., and Graham, H. K. (2007). Gait classification in children with cerebral palsy: a systematic review. *Gait and Posture*, 25(1), 140-152.
83. Mathieson, I., Upton, D., and Birchenough, A. (1999). Comparison of footprint parameters calculated from static and dynamic footprints. *The Foot*, 9(3), 145-149.
84. Cobey, J. C., and Sella, E. (1981). Standardizing methods of measurement of foot shape by including the effects of subtalar rotation. *Foot and Ankle*, 2(1), 30-36.
85. Pauk, J., Ihnatouski, M., and Najafi, B. (2014). Assessing plantar pressure distribution in children with flatfoot arch: application of the Clarke angle. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 104(6), 622-632.
86. Gün, K., Saridoğan, M. ve Uysal, Ö. (2012). Pes planus tanısında ayak izi ve radyografik ölçüm yöntemlerinin korelasyonu. *Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, 58(4), 283-287.
87. Yücel, A. H., Özandaç, S., Kabakçı, A. G. ve Taşkın, R. G. (2017). Sağlıklı bireylerde ayak antropometrik indeks değerlerinin belirlenmesi. *Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 14(2), 95-103.
88. Wright, C. J., Arnold, B. L., Coffey, T. G., and Pidcoe, P. E. (2011). Repeatability of the modified Oxford foot model during gait in healthy adults. *Gait and Posture*, 33(1), 108-112.
89. Jenkyn, T. R., and Nicol, A. C. (2007). A multi-segment kinematic model of the foot with a novel definition of forefoot motion for use in clinical gait analysis during walking. *Journal of Biomechanics*, 40(14), 3271-3278.
90. Bovenzi, M. (2015). A prospective cohort study of neck and shoulder pain in professional drivers. *Ergonomics*, 58(7), 1103-1116.
91. Tsai, L. C., Yu, B., Mercer, V. S., and Gross, M. T. (2006). Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(12), 942-953.
92. Johnson, K. A. (1983). Tibialis posterior tendon rupture. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (177), 140-147.
93. Pfeiffer, M., Kotz, R., Ledl, T., Hauser, G., and Sluga, M. (2006). Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics*, 118(2), 634-639.
94. Lee, S. M., Lee, D. Y., Hong, J. H., Yu, J. H., and Kim, J. S. (2015). The effect of elastic and non-elastic tape on flat foot. *Indian Journal of Science Technology*, 8(26), 1-5.
95. Román, M. F., Méndez, A. C., and Cabello, M. A. (2012). Efectos del tratamiento con Kinesio tape en el pie plano. *Fisioterapia*, 34(1), 11-15.

96. Luque-Suarez, A., Gijon-Nogueron, G., Baron-Lopez, F. J., Labajos-Manzanares, M. T., Hush, J., and Hancock, M. J. (2014). Effects of kinesiotaping on foot posture in participants with pronated foot: a quasi-randomised, double-blind study. *Physiotherapy*, 100(1), 36-40.
97. Mulligan, E. P., and Cook, P. G. (2013). Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual Therapy*, 18(5), 425-430.
98. Takata, Y., Matsuoka, S., Okumura, N., Iwamoto, K., Takahashi, M., and Uchiyama, E. (2013). Standing balance on the ground—the influence of flatfeet and insoles. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(12), 1519-1521.
99. Kido, M., Ikoma, K., Hara, Y., Imai, K., Maki, M., Ikeda, T., Fujiwara, H., Tokunaga, D., Inoue, N., and Kubo, T. (2014). Effect of therapeutic insoles on the medial longitudinal arch in patients with flatfoot deformity: A three-dimensional loading computed tomography study. *Clinical Biomechanics*, 29(10), 1095-1098.
100. Jung, D. Y., Koh, E. K., and Kwon, O. Y. (2011). Effect of foot orthoses and short-foot exercise on the cross-sectional area of the abductor hallucis muscle in subjects with pes planus: A randomized controlled trial 1. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 24(4), 225-231.
101. Stacoff, A., Reinschmidt, C., Nigg, B. M., van den Bogert, A. J., Lundberg, A., Denoth, J., and Stüssi, E. (2000). Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics*, 15(1), 54-64.
102. Esterman, A., and Pilotto, L. (2005). Foot shape and its effect on functioning in Royal Australian Air Force recruits. Part 1: Prospective cohort study. *Military Medicine*, 170(7), 623-628.
103. Buderath, P., Gärtner, K., Frings, M., Christiansen, H., Schoch, B., Konczak, J., and Timmann, D. (2009). Postural and gait performance in children with attention deficit/hyperactivity disorder. *Gait and Posture*, 29(2), 249-254.
104. Escalona-Marfil, C., McPoil, T. G., Mellor, R., and Vicenzino, B. (2014). A radiographic and anthropometric study of the effect of a contoured sandal and foot orthosis on supporting the medial longitudinal arch. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1), 1-10.
105. Trnka, H. J., and Ivanic, G. M. (2004). Surgical correction of the acquired flat foot. *Operative Orthopädie und Traumatologie*, 16(1), 75-88.
106. Deland, J. T. (2008). Adult-acquired flatfoot deformity. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 16(7), 399-406.
107. Koutsogiannis, E. (1971). Treatment of mobile flat foot by displacement osteotomy of the calcaneus. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 53(1), 96-100.
108. Ankrum, D. R. (2000). Questions to ask when interpreting surface electromyography (SEMG) research. In *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* (Vol. 44, No. 30). Los Angeles, CA: SAGE Publications, 5-530.

109. Meijers, L. M. M., Teulings, J. L. H. M., and Eijkman, E. G. J. (1976). Model of the electromyographic activity during brief isometric contractions. *Biological Cybernetics*, 25(1), 7-16.
110. Konrad, P. (2005). The ABC of EMG. *A practical introduction to kinesiological electromyography*. USA: Noraxon Inc., 30-35.
111. Criswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*. Burlington, MA: Jones and Bartlett Publishers, 18-23.
112. Rechten, J. J., Gelblum, J. B., Haig, A. J., and Gitter, A. J. (1996). AAEM practice topics: Technology assessment: Dynamic electromyography in gait and motion analysis. *Muscle and Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 19(3), 396-402.
113. Pullman, S. L., Goodin, D. S., Marquinez, A. I., Tabbal, S., and Rubin, M. (2000). Clinical utility of surface EMG: report of the therapeutics and technology assessment subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology*, 55(2), 171-177.
114. Cerrah, A. O., Ertan, H. ve Soylu, A. R. (2010). Spor bilimlerinde elektromiyografi kullanımı. *Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 8(2), 43-49.
115. Lehman, G. J., and McGill, S. M. (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22(7), 444-446.
116. Şimşek, D., Kırkaya, İ., Onarıcı Güngör, E. ve Soylu, A. (2016). Relationships among vertical jumping performance emg activation and knee extensor and flexor muscle strength in Turkish elite male volleyball players. *Türkiye Klinikleri Journal of Sports Sciences*, 8(2), 46-56.
117. Konrad, P. (2005). The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography, 78-81.
118. Meldrum, D., Cahalane, E., Conroy, R., Fitzgerald, D., and Hardiman, O. (2007). Maximum voluntary isometric contraction: reference values and clinical application. *Amyotrophic Lateral Sclerosis*, 8(1), 47-55.
119. Eser, C. (2018). *Yüzey EMG ölçümleri sırasında kaydedilen MVC (maximum voluntary contraction) ile kuvvet ilişkisinin incelenmesi*. Yüksek lisans tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 69-70.
120. Soderberg, G. L. (Ed.) (1992). *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: Expert perspectives*. US Department of Health and Human Services, Public Health Service, Centers for Disease Control, National Institute for Occupational Safety and Health, USA, 45-48.
121. Soderberg, G. L., and Cook, T. M. (1984). Electromyography in biomechanics. *Physical Therapy*, 64(12), 1813-1820.
122. Merletti, R. (1999). Standards for reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(1), 3-4.

123. Basmajian, J. V., and De Luca, C. J. (1985). *Muscle alive: Their function revealed by Electromyography*. Baltimore: Williams and Wilkins, 201-222.
124. Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological basis of movement*. Champaign, IL: Human Kinetics.
125. Miller, D. J. (1986). EMG normalization-response. *Physical Therapy*, 66(2), 270.
126. LeVeau, B., and Andersson, G. B. J. (1992). Output forms: Data analysis and applications interpretation of the electromyographic signal. In G. L. Soderberg (Ed.), *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: Expert perspectives*. US Department of Health and Human Services, Public Health Service, Centers for Disease Control, National Institute for Occupational Safety and Health, USA, 70-102.
127. Konrad, P., A practical Introduction to Kinesiological Electromyography, Noraxon INC.^(Eds.):‘Book A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography, Noraxon INC’(USA, 2005, edn.), 2005.
128. Cerrah, A. O., Bayram, İ., Yıldizer, G., Uğurlu, O., Şimşek, D., and Ertan, H. (2016). Effects of functional balance training on static and dynamic balance performance of adolescent soccer players *International Journal of Sports, Exercise and Training Science*, 2(2), 73-81.
129. De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
130. Ertan, H. (2009). Muscular activation patterns of the bow arm in recurve archery. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(3), 357-360.
131. Soylu, A. R., Ertan, H., and Korkusuz, F. (2006). Archery performance level and repeatability of event-related EMG. *Human Movement Science*, 25(6), 767-774.
132. Hall, J. E., and Hall, M. E. (2020). *Guyton and Hall textbook of medical physiology*. New York: Elsevier Health Sciences, 581-583.
133. Boron, W. F., and Boulpaep, E. L. (2016). *Medical physiology*. 3rd Ed. New York: Elsevier Health Sciences, 210-216.
134. Sembulingam, K., and Sembulingam, P. (2012). *Essentials of medical physiology*. London: JP Medical Ltd, 174-176.
135. Hupperets, M. D., Verhagen, E. A., and Van Mechelen, W. (2009b). Effect of unsupervised home based proprioceptive training on recurrences of ankle sprain: Randomised controlled trial. *British Medical Journal*, 339, b2684.
136. Scheuffelen, C., Rapp, W., Gollhofer, A., and Lohrer, H. (1993). Orthotic devices in functional treatment of ankle sprain. *International Journal of Sports Medicine*, 14(03), 140-149.

137. Solomonow, M., and Krogsgaard, M. (2001). Sensorimotor control of knee stability. A review. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports: Review Article*, 11(2), 64-80.
138. Myers, J. B., Riemann, B. L., Hwang, J. H., Fu, F. H., and Lephart, S. M. (2003). Effect of peripheral afferent alteration of the lateral ankle ligaments on dynamic stability. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(4), 498-506.
139. Alfuth, M., and Rosenbaum, D. (2011). Are diurnal changes in foot sole sensation dependent on gait activity?. *Neuroscience Letters*, 504(3), 247-251.
140. Alfuth, M., and Rosenbaum, D. (2012). Effects of changes in plantar sensory feedback on human gait characteristics: A systematic review. *Footwear Science*, 4(1), 1-22.
141. Woo, M. T., Davids, K., Liukkonen, J., Orth, D., Chow, J. Y., and Jaakkola, T. (2017). Effects of different lower-limb sensory stimulation strategies on postural regulation-A systematic review and meta-analysis. *PloS One*, 12(3), e0174522.
142. Holm, I., Fosdahl, M. A., Friis, A., Risberg, M. A., Myklebust, G., and Steen, H. (2004). Effect of neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength, and lower limb function in female team handball players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 14(2), 88-94.
143. Wolburg, T., Rapp, W., Rieger, J., and Horstmann, T. (2016). Muscle activity of leg muscles during unipedal stance on therapy devices with different stability properties. *Physical Therapy in Sport*, 17, 58-62.
144. Harput, G., Soylu, A. R., Ertan, H., and Ergun, N. (2013). Activation of selected ankle muscles during exercises performed on rigid and compliant balance platforms. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 43(8), 555-559.
145. Rahman, K. A., Azaman, A., Mohd Latip, H. F., Mat Dzahir, M. A., and Balakrishnan, M. (2017). Comparison of tibialis anterior and gastrocnemius muscles activation on balance training devices and hoverboard. *Malaysian Journal of Fundamental and Applied Sciences*, 13(4-2), 495-500.
146. Alfuth, M., Ebert, M., Klemp, J., and Knicker, A. (2021). Biomechanical analysis of single-leg stance using a textured balance board compared to a smooth balance board and the floor: A cross-sectional study. *Gait and Posture*, 84, 215-220.
147. Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., and Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
148. Perotto, A. O. (2011). *Anatomical guide for the electromyographer: The limbs and trunk*. Springfield, IL: Charles C Thomas Publisher, 76-81.
149. Eils, E., and Rosenbaum, D. (2001). A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(12), 1991-1998.

150. Culvenor, A. G., Alexander, B. C., Clark, R. A., Collins, N. J., Ageberg, E., Morris, H. G., Whitehead, T. S., and Crossley, K. M. (2016). Dynamic single-leg postural control is impaired bilaterally following anterior cruciate ligament reconstruction: implications for reinjury risk. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 46(5), 357-364.
151. Willy, R. W., and Davis, I. S. (2011). The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 41(9), 625-632.
152. Wellmon, R. H., Gulick, D. T., Paterson, M. L., and Gulick, C. N. (2016). Validity and reliability of 2 goniometric mobile apps: device, application, and examiner factors. *Journal of Sport Rehabilitation*, 25(4), 371-379.
153. Calk, P., Stewart, L., Thomas, S., and Reichardt, E. (2016). Accuracy and Clinical Usability of Goniometer Applications. *American Journal of Occupational Therapy*, 70(4-1), 7011500079p1.
154. Verhagen, E. A. L. M., Van Tulder, M., van der Beek, A. J., Bouter, L. M., and Van Mechelen, W. (2005). An economic evaluation of a proprioceptive balance board training programme for the prevention of ankle sprains in volleyball. *British Journal of Sports Medicine*, 39(2), 111-115.
155. Oliveira, F. B., Paula, R. D. H. D., Oliveira, C. G. D., and Dantas, E. H. (2006). Avaliação de dois modelos de tábua proprioceptiva com dois tipos de apoios por meio da eletromiografia de superfície. *Fisioterapia Brasil*, 187-190.
156. Lee, J. H., Cynn, H. S., Yoon, T. L., Choi, S. A., and Kang, T. W. (2016). Differences in the angle of the medial longitudinal arch and muscle activity of the abductor hallucis and tibialis anterior during sitting short-foot exercises between subjects with pes planus and subjects with neutral foot. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 29(4), 809-815.
157. Dias, A., Pezarat-Correia, P., Esteves, J., and Fernandes, O. (2011). The influence of a balance training program on the electromyographic latency of the ankle musculature in subjects with no history of ankle injury. *Physical Therapy in Sport*, 12(2), 87-92.
158. Dan, B., Bouilliot, E., Bengoetxea, A., Noël, P., Kahn, A., and Cheron, G. (1999). Adaptive motor strategy for squatting in spastic diplegia. *European Journal of Paediatric Neurology*, 3(4), 159-165.
159. Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 127-141.
160. Hartmann, H., Wirth, K., and Klusemann, M. (2013). Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load. *Sports Medicine*, 43(10), 993-1008.
161. Bandholm, T., Boysen, L., Haugaard, S., Zebis, M. K., and Bencke, J. (2008). Foot medial longitudinal-arch deformation during quiet standing and gait in subjects with medial tibial stress syndrome. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 47(2), 89-95.

162. Bennett, J. E., Reinking, M. F., Pluemer, B., Pentel, A., Seaton, M., and Killian, C. (2001). Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 31(9), 504-510.
163. Loudon, J. K., Jenkins, W., and Loudon, K. L. (1996). The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 24(2), 91-97.
164. Angin, S., Crofts, G., Mickle, K. J., and Nester, C. J. (2014). Ultrasound evaluation of foot muscles and plantar fascia in pes planus. *Gait and Posture*, 40(1), 48-52.
165. Ferreira, L. A. B., Pereira, W. M., Rossi, L. P., Kerpers, I. I., de Paula Jr, A. R., and Oliveira, C. S. (2011). Analysis of electromyographic activity of ankle muscles on stable and unstable surfaces with eyes open and closed. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(4), 496-501.
166. McPoil, T. G., Cornwall, M. W., Medoff, L., Vicenzino, B., Forsberg, K., and Hilz, D. (2008). Arch height change during sit-to-stand: an alternative for the navicular drop test. *Journal of Foot and Ankle Research*, 1(1), 1-11.
167. Song, J., Hillstrom, H. J., Secord, D., and Levitt, J. (1996). Foot type biomechanics. comparison of planus and rectus foot types. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 86(1), 16-23.
168. Buldt, A. K., Allan, J. J., Landorf, K. B., and Menz, H. B. (2018). The relationship between foot posture and plantar pressure during walking in adults: A systematic review. *Gait and Posture*, 62, 56-67.
169. Andersen, V., Fimland, M. S., Brennsset, Ø., Haslestad, L. R., Lundteigen, M. S., Skalleberg, K., and Saeterbakken, A. H. (2014). Muscle activation and strength in squat and Bulgarian squat on stable and unstable surface. *International Journal of Sports Medicine*, 35(14), 1196-1202.
170. Kim, Y. W., Kim, T. H., Yang, M. N., Yon, Y. S., and Lee, J. H. (2017). Comparison of activities of tibialis anterior, peroneus longus, and tibialis posterior muscles according to lunge squats and bulgarian split squats in a healthy population. *Journal of Musculoskeletal Science and Technology*, 1(1), 26-30.
171. Severin, A. C., Burkett, B. J., McKean, M. R., Wiegand, A. N., and Sayers, M. G. (2017). Quantifying kinematic differences between land and water during squats, split squats, and single-leg squats in a healthy population. *PloS One*, 12(8), e0182320.
172. Graci, V., Van Dillen, L. R., and Salsich, G. B. (2012). Gender differences in trunk, pelvis and lower limb kinematics during a single leg squat. *Gait and Posture*, 36(3), 461-466.
173. Sell, K. E., Verity, T. M., Worrell, T. W., Pease, B. J., and Wigglesworth, J. (1994). Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 19(3), 162-167.

174. Kenny, R. P., Atkinson, G., Eaves, D. L., Martin, D., Burn, N., and Dixon, J. (2019). The effects of textured materials on static balance in healthy young and older adults: A systematic review with meta-analysis. *Gait and Posture*, 71, 79-86.
175. Orth, D., Davids, K., Wheat, J., Seifert, L., Liukkonen, J., Jaakkola, T., Ashford, D., and Kerr, G. (2013). The role of textured material in supporting perceptual-motor functions. *PLoS One*, 8(4), e60349.
176. Dohm-Acker, M., Spitzenfeil, P., and Hartmann, U. (2008). Effect of proprioceptive training tools for the muscles in stance stability. *Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, 22(1), 52-57.





EK-1. Etik Komisyon Formu

Evrak Tarih ve Sayısı: 21.05.2021-E.91001



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü

Sayı : E-14574941-302.08.01-91001
 Konu : Murat ESMER

21.05.2021

FİZİYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

Enstitümüz Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı doktora programı öğrencisi Murat ESMER'in, etik komisyon başvurusu ile ilgili olarak Üniversitemiz Etik Komisyonu'nun cevabi yazısı ekte gönderilmektedir.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof. Dr. Yasemin DÜNDAR
Enstitü Müdürü

DAĞITIM

Gereği:
 Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne Fizyoterapi
 ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Başkanlığına

Bilgi:
 Sayın Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu :BSNZN02E7Y

Belge Takip Adresi : <https://belgedogrulama.gazi.edu.tr/belgedogrulama.aspx>



Tunus Cad. No:35 Kat: 3 ve 4 P.K. 06540 Çankaya/ANKARA
 Tel:0 (312) 202 33 87 Faks:0 (312) 202 82 20
 e-Posta : saglikb@gazi.edu.tr İnternet Adresi : <http://saglikb.gazi.edu.tr/>
 Kep Adresi : gaziuniversitesi@hs01.kep.tr

Bilgi için :Devrim Topuz
 Bilgisayar İşletmeni
 Telefon No:0(312)2023254



Bu belge,güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-1. (devam) Etik Komisyon Formu

Evrak Tarih ve Sayısı: 06.05.2021-E.86791



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Etik Komisyonu

Sayı : E-77082166-302.08.01-86791
Konu : Bilimsel ve Eğitim Amaçlı

06.05.2021

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

İlgi : 15.04.2021 tarihli ve 14574941-199- 75930 sayılı yazı.

İlgi yazınız ile göndermiş olduğunuz, Enstitünüz Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı **Doktora Öğrencisi Murat ESMER'in, Prof.Dr.Nevin Aysel GÜZEL'in** danışmanlığında yürüttüğü *"Medial Longitudinal Ark Düşüklüğü Olan Olguların Farklı Zeminlerde Ayak Bileği İnvertör ve Evertör Kas Aktivasyonlarının Değerlendirilmesi"* adlı tez çalışması ile ilgili konu Komisyonumuzun **04.05.2021** tarih ve **08** sayılı toplantısında görüşülmüş olup,

İlgilinin çalışmasının, yapılması planlanan yerlerden izin alınması koşuluyla yapılmasında etik açıdan bir sakınca bulunmadığına oybirliği ile karar verilmiş ve karara ilişkin imza listesi ekte gönderilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Araştırma Kod No: 2021 - 547

Prof. Dr. İsmail KARAKAYA
Komisyon Başkanı

Ek:1 Liste

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu :BSLZ6818E8

Belge Takip Adresi : <https://belgedogrulama.gazi.edu.tr/belgedogrulama.aspx>



Emniyet Mahallesi Bandırma Caddesi No :6/1 06560 Yenimahalle/ANKARA
Tel:0 (312) 202 20 57 - 0 (312) 2... Faks:0 (312) 202 38 76
İnternet Adresi :<http://etikkomisyon.gazi.edu.tr/>
Kep Adresi: gaziuniversitesi@hs01.kep.tr

Bilgi için :Nursel Güner
Genel Evrak Sorumlusu
Telefon No:202 20 57



Bu belge,güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-1. (devam) Etik Komisyon Formu

GAZİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KOMİSYONU KATILIM LİSTESİ

TOPLANTI TARİHİ : 04.05.2021		TOPLANTI SAYISI : 08	
ADI – SOYADI		İMZA	
Prof. Dr. İsmail KARAKAYA BAŞKAN			
Prof.Dr.Kemal ÖZTEMEL BAŞKAN YRD.			
Prof.Dr.C.Haluk BODUR			
Prof.Dr.Seçil ÖZKAN			
Prof.Dr.Cevriye TEMEL GENCER			
Prof.Dr.İsmet YÜKSEL			
Prof.Dr.Aymelek GÖNENÇ			
Prof.Dr.Gülay BAYRAMOĞLU			
Prof.Dr.Makbule GEZMEN KARADAĞ			
Prof.Dr.Zehra GÖÇMEN BAYKARA			
Doç.Dr.İlyas OKUR			
Doç.Dr.Nihan KAFA			
Doç.Dr.Melek Gülşah ŞAHİN			

EK-2. Katılımcılar İçin Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

GAZİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KOMİSYONU FORM-2

Rev-3
19.12.2017T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
ETİK KOMİSYONU

KATILIMCILAR İÇİN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Sizi, Gazi Üniversitesi Etik Komisyonu'ndan 04.05.2021 tarih / 08 sayı ile izin alınan* ve Prof. Dr. Nevin A. Güzel tarafından yürütülen "Medial Longitudinal Ark Düşüklüğü Olan Olguların Farklı Zeminlerde Ayak Bileği İnvertör ve Evertör Kas Aktivasyonlarının Değerlendirilmesi" başlıklı araştırmaya davet ediyoruz. Bu çalışmaya katılmak tamamen gönüllülük esasına dayanmaktadır. Çalışmaya katılmama veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmadan çıkma hakkına sahipsiniz. Bu çalışmaya katılmanız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Çalışmaya katıldığınız için size bir ödeme yapılmayacaktır. Çalışmadan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacak olup kişisel bilgileriniz gizli tutulacaktır.

*Gazi Üniversitesi Etik Komisyon izini alındıktan sonra doldurularak kullanılacaktır.

Araştırmanın Amacı	Farklı sertlikteki zeminlerde ayak bileği invertörü (tibialis anterior) ve ayak bileği evertörlerinin (peroneus longus, peroneus brevis) aktivasyonunun değerlendirilmesini sağlamaktır.
Araştırmanın Yöntemi	Bu çalışmaya yaşları 18-35 yaş arasında olan sağlıklı gönüllüler dahil edilecektir. Katılımcıların dominant (baskın) bacağının ayak bileği kısmına yüzeyel elektromyografi (emg) elektrotları yapıştırılacaktır. Daha sonra katılımcıların farklı sertlikteki zeminlerde (sert- orta sert- yumuşak gibi) üçer tekrarlı olan şekilde önce dominant ayağı üzerinde en az 15 saniye durması istenecektir. Ardından en az 15 saniye boyunca tek bacak squat (çömelme) yapması istenecektir. Egzersiz önce deneyimli bir fizyoterapist tarafından gösterilecek ve birkaç deneme yapması istenecektir. Egzersiz sırasında bilgisayar ile kablosuz kassal aktivasyon (emg) ölçümü alınacaktır. Emg ile kas aktivasyon ölçümü ağrısız bir yöntem olup bilinen hiçbir yan etkisi bulunmamaktadır.
Araştırmanın Öngörülen Süresi (Başlama ve Bitiş Tarihi)	13.06.2021-30.11.2021
Araştırmaya Katılması Beklenen Katılımcı/Gönüllü Sayısı	30
Araştırmanın Yapılacağı Yerler	Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Sporcu Sağlığı Ünitesi
Görüntü ve/veya ses kaydı alınacak mı?	Evet ☒ Hayır ☐

Tablo katılımcıların anlayabileceği biçimde, akademik dil kullanılmadan yazılacaktır.

KATILIMCI BEYANI

Yukarıda amacı ve içeriği belirtilen bu araştırma ile ilgili bilgiler tarafıma aktarıldı. Bu bilgilerden sonra araştırmaya katılımcı olarak davet edildim. Bu çalışmaya katılmayı kabul ettiğim takdirde gerek araştırma yürütülürken gerekse yayımlandığında kimliğimin gizli tutulacağı konusunda güvence aldım. Bana ait verilerin kullanımına izin veriyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin dikkatle korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi. Araştırmanın yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden çekilebilirim. Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana herhangi bir ödeme yapılamayacaktır. Araştırma ile ilgili bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu çalışmaya hiçbir baskı altında kalmadan kendi bireysel onayım ile katılıyorum. İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Araştırma yürütücüsü(Tez çalışmalarında Danışman tarafından imzalanacaktır.)

EK-2. (devam) Katılımcılar İçin Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

GAZİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KOMİSYONU FORM-2

Rev-3
19.12.2017

Adı ve Soyadı	Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL	Tarih ve İmza
Adres ve telefonu	Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü/ 0533 398 1604	

Katılımcı

Adı ve Soyadı		Tarih ve İmza
Adres ve telefonu		

Velayet veya Vesayet Altındaki Katılımcılar için Veli/Vasi

Adı ve Soyadı		Tarih ve İmza
Adres ve telefonu		



EK-3.Katılımcı Değerlendirme Formu

Ad Soyad		Vücut Kitle İndeksi	
Cinsiyet		Dominant Bacak	
Yaş		Kronik Hastalık	
Boy		Yaralanma/Operasyon Geçmişi	
Kilo		Eğitim Durumu	

	Deri Empedansı
Tİibialis Anterior	
Peroneus Longus	
Peroneus Brevis	
Medial Gastrocnemius	
Lateral Gastrocnemius	

Sert Zeminde Tek Ayak Üzerinde Dengele Duruş Sırasında Kassal Aktivasyonun Değerlendirilmesi

	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	Ortalama
Tİibialis Anterior				
Peroneus Longus				
Peroneus Brevis				
Medial Gastrocnemius				
Lateral Gastrocnemius				

Sert Zeminde Tek Bacak Squat Sırasında Kassal Aktivasyonun Değerlendirilmesi

	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	Ortalama
Tİibialis Anterior				
Peroneus Longus				
Peroneus Brevis				
Medial Gastrocnemius				
Lateral Gastrocnemius				

EK-3.(devam) Katılımcı Değerlendirme Formu

Yeşil Zeminde Tek Ayak Üzerinde Dengede Duruş Sırasında Kassal Aktivasyonun Değerlendirilmesi

	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	Ortalama
Tİibialis Anterior				
Peroneus Longus				
Peroneus Brevis				
Medial Gastrocnemius				
Lateral Gastrocnemius				

Yeşil Zeminde Tek Bacak Squat Sırasında Kassal Aktivasyonun Değerlendirilmesi

	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	Ortalama
Tİibialis Anterior				
Peroneus Longus				
Peroneus Brevis				
Medial Gastrocnemius				
Lateral Gastrocnemius				

Mavi Zeminde Tek Ayak Üzerinde Dengede Duruş Sırasında Kassal Aktivasyonun Değerlendirilmesi

	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	Ortalama
Tİibialis Anterior				
Peroneus Longus				
Peroneus Brevis				
Medial Gastrocnemius				
Lateral Gastrocnemius				

Mavi Zeminde Tek Bacak Squat Sırasında Kassal Aktivasyonun Değerlendirilmesi

	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	Ortalama
Tİibialis Anterior				
Peroneus Longus				
Peroneus Brevis				
Medial Gastrocnemius				
Lateral Gastrocnemius				

EK-3. (devam) Katılımcı Değerlendirme Formu

Siyah Zeminde Tek Ayak Üzerinde Denge Duruş Sırasında Kassal Aktivasyonun Değerlendirilmesi

	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	Ortalama
Tİibialis Anterior				
Peroneus Longus				
Peroneus Brevis				
Medial Gastrocnemius				
Lateral Gastrocnemius				

Siyah Zeminde Tek Bacak Squat Sırasında Kassal Aktivasyonun Değerlendirilmesi

	1.Ölçüm	2.Ölçüm	3.Ölçüm	Ortalama
Tİibialis Anterior				
Peroneus Longus				
Peroneus Brevis				
Medial Gastrocnemius				
Lateral Gastrocnemius				

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ESMER, Murat
Uyruğu : T.C.

Eğitim	Okul/Program	Mezuniyet Tarihi
Derecesi	Gazi Üniversitesi / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	
Doktora	A.B.D.	
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü	Devam Ediyor
Lisans	Gazi Üniversitesi - Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü	2018
Lise	Yunus Emre Lisesi	2015
		2010
İş Deneyimi Yıl	Yer	Görev
2020-devam ediyor	Gazi Üniversitesi	Öğretim Gör.
2017-2019	Gazi Üniversitesi	Araştırma Gör.
2016-2017	Süleyman Demirel Üniversitesi	Araştırma Gör.

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Volkan-Yazici, M., ve Esmer, M. (2021). Reducing Circumference and Volume in Upper Extremity Lipedema: The Role of Complex Decongestive Physiotherapy. *Lymphatic Research and Biology*.
2. Volkan-Yazıcı, M., Yazici, G., ve Esmer, M. (2021). The Effects of Complex Decongestive Physiotherapy Applications on Lower Extremity Circumference and Volume in Patients with Lipedema. *Lymphatic Research and Biology*, 19(1), 111-114.

3. Schingale, F. J., Esmer, M., Küpeli, B., ve Ünal, D. (2021). Investigation of the Less Known Effects of Manual Lymphatic Drainage: A Narrative Review. *Lymphatic Research and Biology*.
4. Esmer, M., Schingale, F. J., Unal, D., ve Güzel, N. A. (2020). Physiotherapy and rehabilitation applications in lipedema management: A literature review. *Lymphology*, 53(2), 88-95.
5. Özkul, Ç., Gündüz, A. G., Esmer, M., Yıldırım, M. Ş., Eldemir, K., ve Irkeç, C. (2021). Mutual Relationship Between Upper Extremity Function and Core Muscle Endurance in Patients with Multiple Sclerosis. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 11(1), 42-46.
6. Keser, I., Ozdemir, K., Erturk, B., Haspolat, M., Duman Ozkan, T., Cam, Y., ve Suner Keklik, S. (2020). Clinical Characteristics of and Services Provided for Patients with Lymphedema Referred to a Physiotherapy Program During the Years 2009 Through 2019. *Lymphatic Research and Biology*.
7. Esmer, M., Keser, I., Erer, D., ve Kupeli, B. (2019). Acute cardiovascular responses to the application of manual lymphatic drainage in different body regions. *Lymphatic Research and Biology*, 17(3), 362-367.
8. Keser, I., ve Esmer, M. (2019). Does manual lymphatic drainage have any effect on pain threshold and tolerance of different body parts?. *Lymphatic Research and Biology*, 17(6), 651-654.
9. Keser, İ., Özdemir, K., Ertürk, B., Haspolat, M., Duman, T., ve Esmer, M. (2017). Kanser Hastalarına Yönelik Onkolojik Rehabilitasyon Ünitesi'nde Sunulan Hizmetlerin Analizi. *Gazi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 2(1), 18-27.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..

