



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

**AYAK EKSTRİNSİK KAS
YORGUNLUĞUNUN PLANTAR FASYA VE
AŞİL TENDONU VİSKOELASTİK
ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ AKUT
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

SİMGE DÖNMEZ

**TEZ DANIŞMANI
DR. ÖĞR. ÜYESİ FATMAGÜL VAROL**

**FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANA BİLİM DALI
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
OCAK/2024**

İTHAF

“Daima yanımda olan aileme ithaf ediyorum”

TEŞEKKÜR

Tanıdığım günden beri alanındaki derin bilgileri ve yol göstericiliği ile akademik kariyerimde rol model aldığım, kendisiyle çalışma fırsatı bulduğum için kendimi şanslı hissettiğim, titizliliği sayesinde araştırmalarımnda iddialı olmayı öğrendiğim, akademik ve sosyal yaşantımda varlığını her zaman hissettiğim çok değerli danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Fatmagül VAROL'a,

Tez savunmamda bulundukları katkılardan dolayı Sayın Doç. Dr. Esra PEHLİVAN ve Sayın Doç. Dr. Başar ÖZTÜRK'e,

Tez sürecimde bana yol gösteren ve kolaylık sağlayan sayın hocalarım Dr. Öğr. Üyesi İsmail SARAÇOĞLU, Dr. Öğr. Üyesi Vedat KURT, Dr. Öğr. Üyesi Hümeysra KİLOATAR, Dr. Öğr. Üyesi Meltem İŞINTAŞ'a ve Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü tüm akademik personeline,

Sorduğum sorulara sabırla cevap veren, her birinin güler yüzü, pozitif enerjisi ve moral veren güzel sözleri sayesinde sürecin zorluğunu hafifleten değerli mesai arkadaşlarım Arş. Gör. Aylin AYDOĞDU DELİBAY, Arş. Gör. Nisa TÜRÜTGEN ve Arş. Gör. Çimen ÖLÇAY DEMİR'e,

Varlıkları arkamda güçlü bir destek ağı olan, güzel anılar biriktirdiğim, tez sürecimde desteklerini esirgemeyen ve her koşulda yanımda bulunan Aslıhan ATAR, Dilek SİVRİ, Fatih ÖZYURT ve Hande SABANDÜZEN'e,

Çalışmaya gönüllü olarak katılıp sabırla devamlılık sağlayan Sağlık Bilimleri Üniversitesi öğrencilerine,

Yüksek lisans öğrenimim boyunca BİDEB 2210-A Genel Yurt İçi Yüksek Lisans Burs Programı kapsamında beni destekleyerek burs veren TÜBİTAK'a,

Hayatım boyunca maddi ve manevi desteğini ve sevgisini hiç esirgemeyen, bu süreç boyunca beni her adımda motive eden, sabırla dinleyen ve destekleyen anneme, babama, kız kardeşime ve tüm aileme teşekkür ederim.

Simge DÖNMEZ

İÇİNDEKİLER

İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ÖZET	xiii
ABSTRACT.....	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. AYAK VE AYAK BİLEĞİ ANATOMİSİ	4
2.1.1. Ayak ve Ayak Bileği Eklemleri.....	4
2.1.1.1. Tibiotalar eklem (Talokrural eklem).....	4
2.1.1.2. Subtalar eklem (Talokalkaneal eklem)	4
2.1.1.3. Midtarsal eklem (Chopart eklemi, transvers tarsal eklem)	5
2.1.1.4. Tarsometatarsal eklem (Lisfrank eklemler)	5
2.1.1.5. Metatarsofalangeal eklem	5
2.1.1.6. İnterfalangeal eklem	6
2.1.2. Ayak Arkları	6
2.1.3. Ayak ve Ayak Bileği Kasları	6
2.1.3.1. Musculus tibialis anterior.....	6
2.1.3.2. Musculus ekstansör hallusis longus	7
2.1.3.3. Musculus ekstansör digitorum longus	7
2.1.3.4. Triceps surae	7
2.1.3.5. Musculus tibialis posterior.....	8
2.1.3.6. Musculus fleksör digitorum longus	8
2.1.3.7. Musculus fleksör hallusis longus	8
2.1.3.8. Musculus peroneus longus.....	8
2.1.3.9. Musculus peroneus brevis.....	9
2.1.3.10. Musculus peroneus tertius	9
2.1.4. Plantar Fasya.....	9
2.1.5. Aşil Tendonu.....	10
2.2. AYAK VE AYAK BİLEĞİ BİYOMEKANİSİ.....	11
2.2.1. Plantar Fasyanın Biyomekaniği	12
2.2.2. Aşil Tendonunun Biyomekaniği.....	15

2.2.3. Plantar Fasya ile Aşil Tendonu Arasındaki İlişki	16
2.3. YUMUŞAK DOKULARIN BİYOMEKANİK VE VİSKOELASTİK ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	17
2.3.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme	17
2.3.2. Ultrasonografi	17
2.3.3. Myotonometrik Ölçüm	17
2.3.3.1. Cihaz ile ölçülebilen dokular	18
2.3.3.2. Cihaz ile ölçülemeyen dokular	19
2.3.3.3. Parametrelerin tanımları	19
2.3.3.4. Ölçüm yöntemi	20
2.2. YORGUNLUK	22
2.2.1. Yorgunluk Tanımı.....	22
2.2.2. Yorgunluk Tipleri	23
2.2.3. Yorgunluk Oluşturma Protokolleri	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM	25
3.1. BİREYLER	25
3.2. DEĞERLENDİRME YÖNTEMLERİ	27
3.2.1. Demografik Bilgiler	27
3.2.2. Dominant Ayağın Belirlenmesi	28
3.2.3. Fiziksel Aktivite Düzeyi	28
3.2.3.1. İnaktif (Kategori 1)	28
3.2.3.2. Minimal aktif (Kategori 2).....	28
3.2.3.3. Çok aktif (Kategori 3).....	29
3.2.4. Kas Kısalık Değerlendirmesi	29
3.2.4.1. Hamstring kasına kısalık değerlendirilmesi	29
3.2.4.2. Gastroknemius kasına kısalık değerlendirilmesi.....	29
3.2.5. Ayağa İlişkin Ölçümler	29
3.2.5.1. Naviküler yükseklik	29
3.2.5.2. Naviküler düşme mesafesi	30
3.2.5.3. Ayak postürünün değerlendirilmesi	30
3.2.5.4. Myotonometrik ölçümler	30
3.2.6. Yorgunluk Düzeyi.....	32
3.3. YORGUNLUK PROTOKOLÜ	32
3.3.1. Topuk Yükseltme	33
3.3.2. Kapalı Kinetik Ayak Adduksiyonu	34
3.4. İSTATİKSEL ANALİZ	37
4. BULGULAR.....	38

4.1. TANIMLAYICI ÖZELLİKLER	38
4.2. AYAĞA İLİŞKİN VERİLER VE DAĞILIMLARI.....	38
4.3. MYOTONOMETRİK ÖLÇÜM DEĞERLERİ	40
5. TARTIŞMA	48
5.1. DEMOGRAFİK ÖZELLİKLER	48
5.2. YORGUNLUK ÖNCESİ PLANTAR FASYA İLE İLİŞKİLİ SONUÇLAR	50
5.3. YORGUNLUK ÖNCESİ AŞİL TENDONU İLE İLİŞKİLİ SONUÇLAR	51
5.4. YORGUNLUĞUN PLANTAR FASYANIN BİYOMEKANİK VE VİSKOELASTİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ.....	53
5.5. YORGUNLUĞUN AŞİL TENDONUNUN BİYOMEKANİK VE VİSKOELASTİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ.....	59
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	67
KAYNAKLAR.....	69
EKLER.....	77

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 2.1: Cihaz kullanımı sırasında dikkat edilmesi gerekenler	21
Tablo 4.1: Bireylerin tanımlayıcı özellikleri.....	38
Tablo 4.2: Bireylerin dominant ayak dağılımı	39
Tablo 4.3: Silfverskiöld testi, Naviküler Yükseklik, Naviküler Düşme Mesafesi ve Ayak Postür İndeksi-6 sonuçlarının dominant ayağa göre karşılaştırılması	39
Tablo 4.4: Plantar fasya ve Aşil tendonu myotonometrik ölçümlerinin dominant ayağa göre karşılaştırılması	40
Tablo 4.5: Dominant ayak plantar fasyasının egzersiz türüne göre myotonometrik ölçümlerinin karşılaştırılması	41
Tablo 4.6: Non-dominant ayak plantar fasyasının egzersiz türüne göre myotonometrik ölçümlerinin karşılaştırılması	42
Tablo 4.7: Dominant ayak Aşil tendonunun egzersiz türüne göre myotonometrik ölçümlerinin karşılaştırılması	44
Tablo 4.8: Non-dominant ayak Aşil tendonunun egzersiz türüne göre myotonometrik ölçümlerinin karşılaştırılması	45

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: MyotonPRO™ ile değerlendirilen parametrelerin grafiksel gösterimi.....18

Şekil 3.1: Çalışmaya dâhil edilen bireylerin akış şeması27



RESİMLER LİSTESİ

Resim 2.1: Çıkırık mekanizması modeli.....	13
Resim 3.1: Aşıl tendonunun MyotonPRO™ ile ölçülmesi.....	31
Resim 3.2: Plantar fasyanın MyotonPRO™ ile ölçülmesi.....	32
Resim 3.3: Topuk yükseltme egzersizinin uygulanışı.....	34
Resim 3.4: Ayak adduksiyonu egzersizi için tasarlanan düzenek.....	35
Resim 3.5: a) Ayak adduksiyonu egzersizinde ayağın başlangıç konumu, b) Ayağın adduksiyona çekilmesi.....	36
Resim 3.6: Elastik bandın 45° açısının ayarlanması	36

SİMGELER VE KISALTMALAR

AT	: Aşıl Tendonu
EMG	: Elektromiyografi
Hz	: Hertz
kg/m²	: Kilogram/metre kare
kN	: Kilonewton
ms	: Milisaniye
MET	: Metabolic Equivalent of Task
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	: Newton
N/m	: Newton/metre
PF	: Plantar Fasya
UFAA	: Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi
VKİ	: Vücut Kitle İndeksi

AYAK EKSTRİNSİK KAS YORGUNLUĞUNUN PLANTAR FASYA VE AŞİL TENDONU VİSKOELASTİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ AKUT ETKİSİNİN İNCELENMESİ

ÖZET

Amaç: Ayak, kemikler, kaslar, ligamentler, konnektif dokulardan oluşan, stabilite ve mobilitateye önemli katkı sağlayan karmaşık bir yapıdır. Ayağın ekstrinsik kaslarındaki zayıflık, imbalans veya yorgunluk, ayağa binen stresleri artırabilir. Ekstrinsik kaslar, plantar fasya (PF), Aşil tendonu (AT) ile anatomik ve fonksiyonel ilişki içindedir; bu nedenle ayakta artan stresler sonucunda dokularda farklılaşmış mekanik yüklenim özellikleri görülebilir. Bu çalışmanın amacı, ayağın ekstrinsik kaslarında oluşturulan yorgunluğun PF ve AT'nin biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerindeki akut etkisini incelemektir.

Gereç ve Yöntem: Çapraz tasarım şeklinde gerçekleştirilen çalışmamıza 19 sağlıklı genç birey alındı. Ayağın ekstrinsik kaslarında yorgunluk oluşturmak amacıyla topuk yükseltme, ayak adduksiyonu ve bu iki egzersizin kombinasyonundan oluşan yorgunluk protokolü bireylere farklı haftalarda dominant ve non-dominant alt ekstremitelere yaptırıldı. PF ve AT'nin biyomekanik ve viskoelastik özellikleri, MyotonPRO™ cihazıyla yorgunluk öncesi ve sonrası olmak üzere değerlendirildi.

Bulgular: Topuk yükseltme egzersizi ile oluşturulan yorgunluk sonrası dominant ve non-dominant PF'nin tonusunda, sertlikte, creep ve gevşeme süresinde, non-dominant AT'nin tonusunda, sertlikte, gevşeme süresinde; ayak adduksiyonu egzersizi sonrasında dominant PF'nin tonusunda, sertlikte, elastisitesinde, non-dominant AT'nin tonusunda, sertliğinde; kombine egzersiz sonrasında dominant PF'nin tonusunda, elastisitesinde; non-dominant PF'nin tonusunda, sertlikte, creep ve gevşeme süresinde, dominant AT'nin tonusunda anlamlı farklılıklar saptandı ($p<0,05$). Yorgunluk öncesi ve sonrasında egzersiz türleri arasında anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0,05$).

Sonuç: Ayağın ekstrinsik kaslarındaki yorgunluk sonucunda, özellikle PF biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerinde AT'ye göre daha belirgin değişiklikler gözlemlendi. Sonuçlarımızda kas yorgunluğunun PF biyomekanik ve viskoelastik özelliklerine daha fazla etki etmiş olması ayak-ayak bileği rehabilitasyonunda PF'ye yönelik müdahale gereksinimlerine dikkat çekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Aşıl Tendonu, Biyomekanik, Kas Yorgunluğu, MyotonPRO, Plantar Fasya.



INVESTIGATION OF THE ACUTE EFFECT OF FOOT EXTRINSIC MUSCLE FATIGUE ON VISCOELASTIC PROPERTIES OF THE PLANTAR FASCIA AND ACHILLES TENDON

ABSTRACT

Aim: The foot is a complex structure consisting of bones, muscles, ligaments and connective tissues that contribute significantly to stability and mobility. Weakness, imbalance or fatigue in the extrinsic muscles of the foot can increase the stresses placed on the foot. Extrinsic muscles are in an anatomical and functional relationship with the plantar fascia (PF), and Achilles tendon (AT); Therefore, as a result of increasing stresses in the foot, differentiated mechanical load properties may be observed in the tissues. This study aimed to examine the acute effect of fatigue induced in the extrinsic muscles of the foot on the biomechanical and viscoelastic properties of the PF and AT.

Materials and Methods: 19 healthy young individuals between the ages of 18-35, with an average age of $21,37 \pm 2,21$ years, were included in our study, which was carried out in a crossover design. To create fatigue in the extrinsic muscles of the foot, the fatigue protocol consisting of heel elevation, foot adduction, and the combination of these two exercises was made by individuals to perform dominant and non-dominant lower extremities in different weeks. Biomechanical and viscoelastic properties of PF and AT were evaluated before and after fatigue with the MyotonPRO™ device.

Results: After fatigue induced by the heel raise exercise, the tone, stiffness, creep, and relaxation time of the dominant and non-dominant PF, the tone, stiffness, and relaxation time of the non-dominant AT; After the foot adduction exercise, the tone, stiffness and elasticity of the dominant PF, the tone and stiffness of the non-dominant AT; After combined exercise, the tone and elasticity of the dominant PF; Significant differences were detected in the tone of the non-dominant PF, stiffness, creep and relaxation time, and the tone of the dominant AT ($p < 0.05$). There was no significant difference between exercise types before and after fatigue ($p > 0.05$).

Conclusion: As a result of fatigue in the extrinsic muscles of the foot, more significant changes were observed, especially in the biomechanical and viscoelastic properties of the PF, compared to the AT. In our results, the fact that muscle fatigue had a greater impact on the biomechanical and viscoelastic properties of the PF draws attention to the need for intervention for the PF in foot-ankle rehabilitation.

Key Words: Achilles Tendon, Biomechanics, Fascia, Muscle Fatigue, MyotonPRO.



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Sağlıklı bir ayak yapısı; eklemler, bağ dokuları ve kaslar arasındaki yapısal ve fonksiyonel etkileşimi sayesinde şok emilimi, zemine uyum, vücut ağırlığını taşıma, dengeyi sağlama, yer reaksiyon kuvvetlerini karşılama ve stabilizasyon gibi önemli işlevleri gerçekleştirmektedir. Sağlıklı ayak fonksiyonu statik, dinamik ve nöral sistemlerin bir arada çalışmasıyla gerçekleştirilir. Ayağın statik alt sistemini kemikler, arklar, eklemler, ligamentler ve fasya; dinamik alt sistemini tendon ve kaslar; nöral alt sistemini ise reseptörler oluşturmaktadır. Ayak core sisteminde bu alt sistemler koordineli çalışarak bir denge oluşturmaktadır. Sistemler arasındaki bu denge bozulduğunda çeşitli ayak deformiteleri, postüral ve dizilimsel değişiklikler meydana gelebilmektedir (1). Plantar fasya (PF) ve Aşıl tendonu (AT) ayağın statik ve dinamik işlevlerinde rol alan önemli yapılardandır. PF, metatarsofalangeal eklem ile kalkaneus arasında bağlantı sağlamaktadır. Yürüyüş ve denge sırasında şok absorpsiyonunu sağlamanın yanı sıra fasyanın içeriğindeki duyu reseptörleri sayesinde zemini algılama ve düzgün olmayan zeminlere uyum sağlama yeteneğine sahiptir (1,2). AT ise gastrocnemius kasından gelen yükleri ve kuvvetleri ayak kemiklerine iletmektedir ve arka ayağın plantar fleksiyonunda görev almaktadır. PF ve AT yapıları, birbirleri ile bağlantısı sayesinde ayak biyomekaniğinde önemli rollere sahiptir.

Yorgunluk, nöromüsküler açıdan egzersiz gibi bazı durumlar sonucunda görülen performans kaybı olarak tanımlanabilmektedir (3). PF ve AT’de artmış stresler, postür değişikliği, pes planus, halluks valgus gibi ayak deformiteleri, plantar fasiit, Aşıl tendinopatisi ve tenosinoviti gibi ayağa ilişkin sekonder patolojilere hazırlayıcı zemin olabilmektedir (4). Ayakta görülen bu gibi patolojiler varlığında ayağın ekstrinsik kaslarının çekiş kuvveti ve biyomekaniksel dizilimi bozulduğu için ekstrinsik kaslarda zayıflık ve yorgunluk olduğu gösterilmiştir (5). Aynı zamanda PF ve AT’nin elastisite ve sertlik gibi biyomekanik ve viskoelastik özelliklerinde değişiklikler görülebilmektedir (6,7). Literatürde yumuşak dokuların biyomekanik ve viskoelastik özelliklerini görüntülemeye ultrasonografi, elastografi gibi yöntemler kullanılmaktadır (8,9). Ancak bu cihazların pahalı olması ve eğitim gerektiren değerlendirmecilere ihtiyaç duymasından dolayı dijital palpasyon cihazı olarak da

adlandırılan, küçük ve taşınabilir, kullanımı kolay, dokunun biyomekanik ve viskoelastik özelliklerini ölçebilen MyotonPRO™ isimli cihaz geliştirilmiştir. Bu cihaz fasya, kas, tendon, cilt gibi dokuların özelliklerini (tonus, sertlik, elastisite, gevşeme süresi, creep) ölçebilir (10).

Güncel literatürde PF ve AT doku özelliklerini MyotonPRO™ cihazı ile değerlendiren çalışmaların sayısı az iken, ayağın ekstrinsik kaslarında oluşturulan yorgunluğun PF ve AT biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerindeki etkisini inceleyen herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ayak ekstrinsik kaslarının yorgunluğu veya zayıflığının ayak-ayak bileği patolojilerine önemli bir risk faktörü olduğu düşünüldüğünde sağlıklı ve sedanter bireylerde PF ve AT ile ilişkisinin ortaya konması ve mekanik özelliklerinin belirlenmesi, gelişebilecek ayak yaralanmalarına karşı önleyici stratejiler oluşturmak için önem arz etmektedir. Bu nedenle bu çalışmanın amacı, ayak ekstrinsik kaslarında oluşturulan yorgunluğun PF ve AT'nin biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerindeki etkilerini göstermektir. Ayrıca diğer bir amacımız sağlıklı bireylerde PF ve AT'nin dominant ve non-dominant ekstremite arasında biyomekanik ve viskoelastik özelliklerin asimetric özellik gösterip göstermediğini ortaya koymaktır. Koruyucu rehabilitasyon uygulamaları kapsamında ayağın ekstrinsik kas yorgunluklarının PF ve AT'nin biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerindeki akut etkileri gösterilerek sonuçlarımızın ayak patolojilerinde oluşturulacak egzersiz programlarına ışık tutacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamızın hipotezleri:

H₀: Ayak ekstrinsik kas yorgunluğunun plantar fasya biyomekanik ve viskoelastik özelliklerine akut etkisi yoktur.

H₁: Ayak ekstrinsik kas yorgunluğunun plantar fasya biyomekanik ve viskoelastik özelliklerine akut etkisi vardır.

H₂: Ayak ekstrinsik kas yorgunluğunun aşil tendonu biyomekanik ve viskoelastik özelliklerine akut etkisi yoktur.

H₃: Ayak ekstrinsik kas yorgunluğunun aşil tendonu biyomekanik ve viskoelastik özelliklerine akut etkisi vardır.

H₄: Dominant ve non-dominant ayağın plantar fasya ve aşil tendonu asimetric özellik göstermemektedir.

H5: Dominant ve non-dominant ayağın plantar fasya ve aşıl tendonu asimetrik özellik göstermektedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. AYAK VE AYAK BİLEĞİ ANATOMİSİ

Ayak ve ayak bileği eklemi, 7 tarsal (talus, kalkaneus, kuboid, navikula, 3 kuneiform), 5 metatarsal ve 14 falanks olmak üzere toplamda 26 kemik, bu kemikler arasındaki 33 eklem, ligament ve kaslardan oluşan kompleks bir vücut yapısıdır. Ayak fonksiyonel olarak ön ayak, orta ayak ve arka ayak olmak üzere üç kısımda incelenebilmektedir. Arka ayağı talus ve kalkaneus; orta ayağı navikula, medial kuneiform, orta kuneiform, arka kuneiform ve kuboid; ön ayağı ise metatarsaller ve falankslar oluşturmaktadır (11).

2.1.1. Ayak ve Ayak Bileği Eklemleri

Ayak bileği eklem kompleksi tibiotalar (talokrural), talokalkaneal (subtalar), ve midtarsal (Chopart, transvers tarsal) eklemlerinden meydana gelmektedir (11).

2.1.1.1. Tibiotalar eklem (Talokrural eklem): Ayak bileği eklemi olarak da bilinen bu eklem, alt ekstremitenin uzun kemiklerinden olan tibia ve fibulanın distal uçları ile talusun troklear yüzeylerinin birleşiminden meydana gelmektedir. Tibia ve fibulanın malleoller talusun hareketini sınırlandırır, bunun sonucunda ayağın plantar ve dorsi fleksiyon hareketlerine yardımcı olur ve menteşe tipi eklem olarak hareket sağlar. Talus kemiğinin en geniş kısmı anteriordadır, bu da eklemi dorsifleksiyon sırasında daha stabil hale getirmektedir. Tibiotalar eklem yüzeyinin uyumlu geometriye sahip olmasının eklem stabilitesine katkıda bulunan faktörlerden biri olduğu düşünülmektedir. Yürüyüşün duruş fazında eklem geometrisi eversiyona direnç göstermekte tek başına yeterlidir. Yeterli gelmediği durumlarda stabilite, eklem çevresindeki yumuşak dokular tarafından sağlanmaktadır (12).

2.1.1.2. Subtalar eklem (Talokalkaneal eklem): Kalkaneus, ayağın en güçlü, en büyük ve en arkasında bulunan kemiğidir ve AT buraya yapışmaktadır. Talusun inferiorunda bulunmaktadır ve talus ile tek eksenli, üç düzlemli eklem meydana getirmektedir (12). Talusun inferiorunda anterior talokalkaneal eklem fasetleri dışbükey, kalkaneusun superiorunda içbükey iken; talusun inferiorunda

posterior talokalkaneal eklemın fasetleri eklemleşme olması için içbükey, kalkaneusun superiorunda dışbükeydir. Eklem yüzeylerinin bu şekillerde olması, ayak bileğinin inversiyon ve eversiyon hareketlerine izin vermesini sağlamaktadır (13). Eklemde plantar fleksiyon, adduksiyon ve inversiyon hareketlerinin birleşimi olan supinasyon; dorsifleksiyon, abduksiyon ve eversiyon hareketlerinin birleşimi olan pronasyon hareketi meydana gelmektedir (11). Yürüyüş esnasında subtalar eklem topuk vuruşuyla birlikte hafifçe inversiyona gitmeye meyillidir, ayağın tam temasıyla birlikte maksimum hızda eversiyona geçmektedir. Sonrasında aşamalı olarak parmak kalkışına kadar inversiyona geçmektedir (14).

2.1.1.3. Midtarsal eklem (Chopart eklemi, transvers tarsal eklem):

Midtarsal eklem, talonavikuler eklem ve kalkaneoküboid eklemlerinden oluşmaktadır. Bu eklemlerin birbirlerinden bağımsız olarak hareket aralıkları vardır ancak arka ayağın biyomekaniği için birlikte hareket ederek fonksiyonel birim meydana getirmektedirler. Midtarsal eklemde iki hareket eksenı vardır. Longitudinal eksen pronasyon/supinasyon yönünde harekete izin verirken; oblik eksen, ayak bileği eklem eksenine neredeyse paralel olduğundan dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon yönünde harekete izin verir (14). Topuk eversiyondaysa talonaviküler ve kalkaneoküboid eklemlerin hatları birbirine paralel konumlanmakta ve arka ayak ile orta ayak arasındaki geçişin esnek olmasına sebep olmaktadır. Ayağın medial longitudinal arkı (MLA) yere daha yakın hale gelmektedir (11). Midtarsal eklem, arka ayak ile orta ayak arasında bağlantı sağlamaktadır ve yürüyüşün topuk vuruşu sırasında ayağın esnek; parmak kalkışı sırasında sert ve stabil olmasını sağlamaktadır. MLA, eleve edilmiş ve arkın stabilitesi sağlanmıştır (14).

2.1.1.4. Tarsometatarsal eklem (Lisfrank eklemler):

Küboid, 3 kuneiform kemik ve metatarsal kemiklerin bir araya gelmesiyle oluşan bu eklemler, üç eklemlidir ve plana tipindedir. Lisfrank eklemler, ayağın transvers arkını meydana getiren ve MLA'nın şekline destek olan eklemlerdir. Bu eklemlerin çevresi sıkı bağlarla sarılmış olup hareket alanı sınırlıdır. Sınırlı aralıkta fleksiyon, ekstansiyon, supinasyon ve pronasyon hareketlerine izin verilir (15).

2.1.1.5. Metatarsofalangeal eklem:

Metatarsal kemiklerin distal konveks ucu ile proksimal falanksler arasındaki birleşimdir. Elipsoid tipte olan bu eklemler, sinovyal eklemlerdir ve kapsülleri iki tarafındaki kollateral bağlar ve plantar ligament

ile çevrilidir. Bu eklem, yürüyüş sırasında topuk kalkışından hemen sonra dorsifleksiyon yaparak itme fazını sağlıklı bir biçimde gerçekleştirir (16).

2.1.1.6. İnterfalangeal eklem: Proksimal falanksın konveks yüzü ile distal falanksın konkav yüzü arasındaki eklem yapısıdır. Temel olarak fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerine izin verilir (11).

2.1.2. Ayak Arkları

Ayakta medial longitüdinale, lateral longitüdinale ve transvers ark olmak üzere 3 adet ark bulunmaktadır. MLA'yı kalkaneus, naviküler, talus, 3 kuneiform ve ilk 3 metatarsal kemik oluşturmaktadır. Bu kemiklerin dizilimi nedeniyle lateral longitüdinale ark ve transvers arka göre yerleşimi daha yüksektir. Apeksi navikula olan MLA, deltoid ligament, medial talokalkaneal ligament, plantar fasya ve ayağın ekstrinsik kaslarından başta tibialis posterior kası olmak üzere tibialis anterior, peroneus longus, fleksör digitorum longus kasları tarafından desteklenmektedir (17). Lateral longitüdinale arkı kalkaneus, küboid ve lateraldeki 2 metatarsal kemik oluşturmaktadır. Lateral ark, peroneus longus, fleksör digitorum longus, ayağın intrinsik kasları ve plantar fasya tarafından desteklenmektedir (17). MLA'ya göre yere daha yakın olduğundan ayağa yük bindiği durumlarda zeminle yakın temas halindedir. Aynı zamanda vücudun hareketi sırasında ağırlık aktarımı hem medial hem lateral arka yapıldığından ayak sağlığında önemli rolü vardır. Transvers arkın proksimali 3 kuneiform ve küboid kemikten, distali ise 5 metatarsın bazisinden oluşmaktadır (18). Transvers ark, interosseöz, plantar ve dorsal ligamentler, plantar fasya, 1. ve 5. parmakların kısa kasları (özellikle adduktör hallusis kası), peroneus longus ve tibialis posterior kasları tarafından desteklenmektedir (17). Arklar, şokların absorpsiyonu, ayağa esneklik sağlama, ayağa etki eden kuvvetlerin doğru dağıtılması ve farklı zeminlere uyum sağlamada görev almaktadır. Aynı zamanda, ayağın plantar yüzünde vasküler ve sinir yapıları korumakta ve vücut ağırlığının taşınmasına destek olmaktadır (11).

2.1.3. Ayak ve Ayak Bileği Kasları

Ayağın ekstrinsik kasları; bacakta başlayıp ayakta tendonlarla sonlanan kaslar olduklarından ekstrinsik olarak adlandırılmaktadır (11).

2.1.3.1. Musculus tibialis anterior: Tibianın dış kondilinden başlar, ayağın medial tarafında olan 1. kuneiform ve 1. metatarsal kemiğin altında sonlanır (19). Ağırlık

aktarımının olmadığı durumlarda ayağın diğer dorsifleksör kaslarının toplam kesit alanından daha büyük kesit alanına sahip olan bu kas, ayak bileğinin en büyük dorsifleksör kasıdır. N. fibularis profundus tarafından innerve edilir. Ayak bileğine dorsifleksiyonun yanı sıra inversiyon yaptırır (18).

2.1.3.2. Musculus ekstansör hallusis longus: Fibula ve membrana interossea kruris'ten başlayıp başparmağın son falanksında sonlanır. Ekstansör digitorum longus ve tibialis anterior kaslarının arasında bulunur ve bu kaslarla birlikte hareket eder (18). N. fibularis tarafından innerve edilir. Ayağa dorsifleksiyon ve inversiyon yaptırırken, başparmağa ekstansiyon yaptırır (12,19).

2.1.3.3. Musculus ekstansör digitorum longus: Fibulanın dış kondilinden ve membrana interossea kruris'ten başlayıp ayağın dorsumunda dört kirişe ayrılarak başparmak hariç diğer dört parmağın dorsal aponevrozuna katılır (18). N. peroneus profundus tarafından innerve edilir. 2., 3., 4. ve 5. parmaklara ekstansiyon yaptırırken, ayağa dorsifleksiyon ve inversiyon yaptırır (11).

2.1.3.4. Triceps surae: Ayağın arka grubunda triceps surae olarak adlandırılan kas grubu gastroknemius, soleus ve plantaris kaslarından oluşur. Gastroknemius kasının medial başı, femurun medial epikondilinden; lateral başı, lateral epikondilinden orijin alır. Medial ve lateral başının lifleri bacağın orta hattında birleşerek geniş bir aponevroz oluşturur. Bu aponevroz, m. soleus lifleri ile birleşerek kalkaneusa yapışır ve AT'yi oluşturur (11). Triceps surae kas grubu, n. tibialis tarafından innerve edilir. Triceps surae kas grubunun ayak bileği ekleminin kontrolünde sagittal ve frontal düzlemde farklı etkileri bulunmaktadır. Gastroknemius kasının ana rolü diz ekstansiyonda iken ayak bileğinin plantar fleksiyonudur. Aynı zamanda çift eklem katettiğinden diz ekleminde fleksör moment oluşturur. Yürüyüş sırasında medial gastroknemius kasının intrinsik gücü daha yüksektir. Yürüyüşün başlangıcında ayağın öne doğru rotasyonunu yaptırır, daha sonra itme fazında güçlü bir şekilde kasılır (18). Triceps surae kas grubunun bir diğer bileşeni olan soleus kası, fibulanın baş ve gövdesinden, tibia arka yüzündeki linea m. solei ve tibianın iç yan kısmından başlayıp gastroknemius kasının derininde devam eder (11). Dizin pozisyonundan bağımsız olarak ayak bileğine plantar fleksiyon yaptırır (18). M. plantaris, gastroknemius ve soleus kaslarının arasında bulunan küçük bir kastır. Femurun supracondylaris lateralis hattının alt kısmından ve lig. popliteum obliquum'dan başlar, m. gastroknemius ve m. soleus arasında uzanarak kalkaneusa yapışır (11). Gastroknemius

kası ile birlikte hareket eder ancak işlevsellik açısından rolü önemsizdir. İçerdiği kas içiği sayısı fazla olduğundan daha büyük ve güçlü plantar fleksörler için proprioseptif girdi oluşturduğu kabul edilmiştir (18).

2.1.3.5. Musculus tibialis posterior: Triceps surae kas grubunun en derininde yer alır. Tibia ve fibulanın arka yüzeyinin üst yarısından ve interosseöz membrandan başlar, tendonu medial malleolün arkasından geçerek ayak bileği eklemi kateder. Kuneiformların plantar yüzeyinde, küboid kemikte, ilk 3 metatarsal baziste ve naviküler tüberkülün medialinde sonlanır (18). N. tibialis tarafından innerve edilir. Anatomik yerleşiminden dolayı kasın hareket düzlemi tibiotalar eklemi arkasında kalır ve plantar fleksiyon yaptırır. Subtalar ekleminde hareket düzlemi inferior ve medial olduğundan orta ayağın inversiyonuyla sonuçlanan supinasyon ve adduksiyon hareket kombinasyonunu yaptırır. Kasılmayla aktif hareket açığa çıkarmasının yanı sıra MLA'nın dinamik stabilizatörü olarak rol almaktadır (11). Yürüyüşün duruş fazında ayağın yere ilk temasıyla m. tibialis posterior, arka ayağı stabilize etmek için ateşlenir ve orta ayak pronasyonunu azaltır. Orta duruş sırasında subtalar ekleminde inversiyon meydana gelir, etkili parmak kalkışında gereken rijidite için orta ayağın kilitlenmesini sağlar (18).

2.1.3.6. Musculus fleksör digitorum longus: Linea m. solei'nin distalinde olan tibianın arka yüzeyinden başlar, dört ayrı tendon ile 2.-5. distal falanks bazislerinde sonlanır. N. tibialis tarafından innerve edilir (11). 2.-5. parmak fleksiyonunu sağlarken düzgün olmayan zeminlerde postural kontrolü sağlamaya yardımcı olur (19).

2.1.3.7. Musculus fleksör hallusis longus: Posterior fibula ve interosseöz membranın alt 2/3'lük kısmından başlar, ayağın plantar yüzünü geçerek 1. distal falanks bazisinde sonlanır. N. tibialis tarafından innerve edilir. Primer görevi 1. parmağın fleksiyonudur (18). Uzun kaldıraç kolu sayesinde ayak bileği plantar fleksiyonuna yardımcı olurken kısa invertör kaldıraç kolundan dolayı minimal derecede subtalar eklem inversiyonuna yardımcı olur (14).

2.1.3.8. Musculus peroneus longus: Fibula başından ve fibula shaftının üst yarısından başlar, ayak bileğinde lateral malleolün arkasından geçerek plantar yüzeyde seyreder. Medial kuneiformun posterolateral yüzü ve 1. metatarsın bazisinde sonlanır. N. fibularis superficialis tarafından innerve edilir (11). Primer görevi arka ayak eversiyonunu yaptırmaktır. Lateral malleolün arkasından geçmesi sebebiyle ayak bileğinin sekonder plantar fleksörüdür (12). Erken duruş fazında ayak bileğinin mediolateral yönde

stabilizasyonunu sağlamak için tibialis anterior kası ile ko-kontraksiyon yapar. Aynı zamanda tibialis posterior kası ile birlikte erken duruş fazında ayağı inversiyondan orta duruş fazında nötral pozisyona getirir, ayak diziliminin kontrolünü sağlar ve MLA'nın çökmesini önler (18).

2.1.3.9. Musculus peroneus brevis: Fibulanın alt 2/3'ünden başlar, lateral malleolün arkasından geçerek 5. Metatarsın styloid process'inde sonlanır. N. fibularis superficialis tarafından innerve edilir. Primer görevi ayak eversiyonu ve ayak bileği plantar fleksiyonunu yaptırmaktır (11).

2.1.3.10. Musculus peroneus tertius: Fibula orta shaftından başlar, 5. Metatarsal kemiğin dorsalinde sonlanır. Derin peroneal sinir tarafından innerve edilir. Ayağın dorsifleksiyonu, eversiyonu ve abduksiyonundan sorumludur (11).

Ayağın intrinsik kasları ise ayaktan başlayıp yine ayakta sonlanan küçük kas gruplarıdır. Bu kasların enine kesit alanları genellikle küçüktür ve kısa moment koluna sahiptir. Ayak arkalarına destek sağlayarak ayağın stabilitesini sağladığı düşünülmektedir. MLA'nın dinamik destekleyicileri olarak bir bütün halinde çalışırlar (18). Ayak intrinsik kasları, plantar ve dorsal intrinsik kaslar olmak üzere iki kısımda incelenmektedir. Plantar intrinsik kasları dört katmana ayrılmaktadır. Birinci katman; fleksor digitorum brevis, abduktor hallusis, abduktor digiti minimi, ikinci katman; quadratus plantae ve lumbrikaller, üçüncü katman; adduktor hallusis transvers, adduktor hallusis oblik, fleksor hallusis brevis, fleksor digiti minimi, dördüncü katman; interosseal kaslarından oluşmaktadır. Dorsal intrinsik kasları ise ekstansor digitorum brevis ve ekstansor hallusis brevis kaslarından oluşmaktadır (11).

2.1.4. Plantar Fasya

Plantar fasya, ayak intrinsik kaslarının etrafını saran ve koruyan, yüzeysel yerleşimli yoğun konnektif doku tabakasıdır. İnervasyonu medial ve lateral plantar sinir tarafından sağlanır (20). Anatomik yerleşim yerine ve histolojik özelliklerine göre yüzeysel ve derin fasya olarak iki katmanda incelemek mümkündür (21). Yüzeysel fasya, cilt dokusunun hemen altında yer alır ve ayakta yer aldığı bölgeye göre kuvveti ve organizasyonel yapısında değişkenlik görülür. Ayağın dorsal yüzeyinde yüzeysel fasya ince ve mobil iken, plantar yüzeyinde kalındır ve zemin ile temasta yastık görevi görmek amacıyla yağ doku içeren birden fazla bölüme sahiptir. Ayrıca derin fasya ile bağlantıları

vardır (22). Derin fasya, iskelet kaslarıyla yakın yerleşim seyreder ve yüzeysel fasyadan daha kuvvetlidir. Ayağın dorsal yüzeyinde derin fasya incedir ve inferior ekstansör retinakulum ile bağlantı kurar. Plantar yüzeyinde lateral ve posterior kısım olarak devam eder. Yüzeysel fasyada olduğu gibi derin fasya da plantar yüzeyde çok daha kalındır (23).

Plantar fasya, mikroyapısal açıdan incelendiğinde birkaç vertikal ve horizontal dizilmiş kolajen lifleri ve genellikle proksimal-distal yönde dizilmiş tip 1 kolajen liflerinden oluştuğu görülmektedir. Bu kolajen liflerin primer fonksiyonu, itici güce dönüşebilecek gerinim enerjisini biriktirmektir. Çeşitli anatomik ders kitaplarında plantar aponevröz ve PF isimleri birbirinin yerine kullanılmaktadır. Ancak aponevröz genellikle tek yönlü kollajen liflerden oluşurken, fasya çok yönlü lif dizilimine sahiptir. PF'nin dizilimsel yapısını ortaya çıkarmak amacıyla farklı boyalar kullanılarak yapılan mikroskopik bir çalışmada, esasen proksimal-distal yönde dizilmiş tip 1 kolajen liflerinden oluştuğu; buna ek olarak birkaç dikey, yatay ve eğik dizilmiş lifler bulunmuştur. Bu nedenle bu yapıyı fasya olarak isimlendirmenin daha uygun olduğu sonucuna varılmıştır (24).

Plantar fasya, topografik açıdan incelendiğinde makro yapılarının medial, merkezi ve lateral banda ayrıldığı görülmektedir. Medial bant, 1. metatarsal ekleme kadar seyreder ve nispeten daha incedir. Merkezi bant, beş metatarsa da uzanır ve en kalın ve en güçlü kısımdır. Lateral bant, 5. metatars başının altında seyreder ve m. abdüktör digiti minimi'yi sarar (24). Medial bant, MLA'ya destek sağlar ve m. abdüktör hallusis ile olan bağlantısı ile ön ayak pronasyonunu kontrol eder. Merkezi bant, longitudinal arkın stabilizasyonunda önemli role sahiptir ve uzandığı metatars başlarına etki eden yer reaksiyon kuvvetlerini azaltır. Lateral bant, plantar bölgeden geçen damarları ve sinirleri koruyan cilt ile sıkı bir bağlantı içerisinde ve lateral longitudinal arkın korunmasına yardım eder (25).

2.1.5. Aşıl Tendonu

Aşıl tendonunu oluşturan en yüzeysel kas m. gastroknemius'tur. M. gastroknemius'un inferiorunda plantaris kası bulunmaktadır. Genellikle bir parçası sayılmasa da liflerinin tendona karıştığı bulunmuştur. Plantaris kasının anteriorunda soleus kası bulunmaktadır. M. gastroknemius ile aynı işleve sahiptir ancak kas lifleri farklılaşmaktadır. Tendonun distal ve proksimal kısımları posterior tibial arter tarafından;

orta kısmı ise peroneal arter tarafından vaskülarize edilmektedir (26). İnnervasyonu esasen sural sinirden çıkan lifler tarafından sağlanmaktadır (27).

Aşıl tendonu, tipik konnektif dokudan oluşmaktadır ve çoğunlukla tip-1 kolajen içermektedir. Kolajenin yanı sıra proteoglikan ve protein içermektedir. Bileşenleri çoğunlukla longitudinal yerleşimlidir. Sağlıklı AT'nin %90'dan fazlasını dokuların yüksek gerilim kuvvetlerine dayanıklı olmasını sağlayan tip-1 kolajen oluşturmaktadır. Tip-1 kolajene ek olarak tendonun fibrokartilaj dokusunda tip-3 kolajen de bulunmaktadır. Ayrıca tendonun ekstraselüler matriksinde az miktarda küçük ve büyük boyutlarda proteoglikan ve kolajen olmayan glikoproteinler bulunmaktadır (28). AT, ıslak ağırlığının %1'ini oluşturacak miktarda elastin içermektedir. Elastin oranının az olmasına rağmen tendonun mekanik özelliğine etkisi olduğu düşünülmektedir. AT'yi uzunluğu boyunca saran, paratenon adı verilen bir konnektif doku vardır ancak bu doku gerçek tendon kılıfı değildir. 3 cm'den fazla uzama kapasitesine sahiptir, bu özellik de AT'ye çevresindeki yumuşak dokulara göre serbest hareket etme ve kayma yeteneği kazandırmaktadır (26).

2.2. AYAK VE AYAK BİLEĞİ BİYOMEKANİSİ

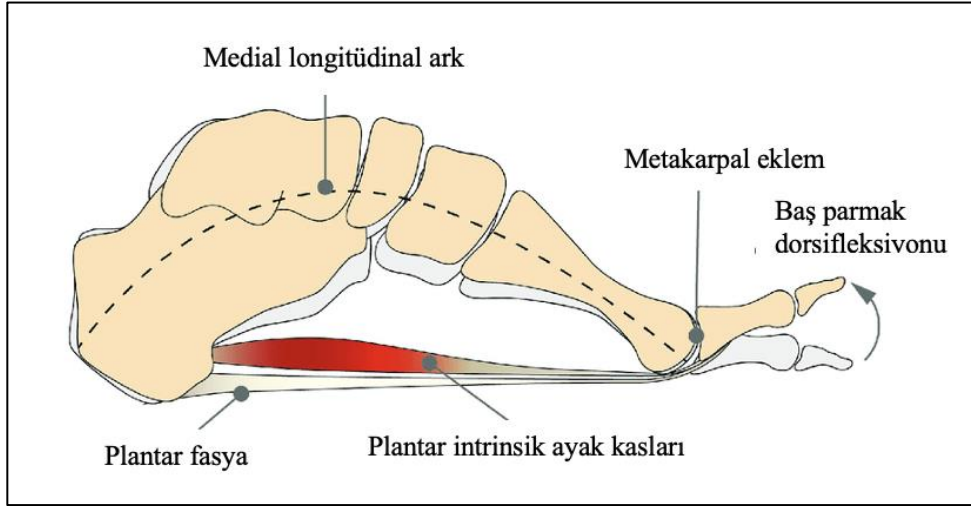
Ayak ve ayak bileğinin normal biyomekaniği statik ve dinamik bileşenlerden oluşmaktadır. Statik bileşenler kemiklerin oluşturduğu arklar, eklemler, ligamentler ve plantar fasyadır. Dinamik bileşenler tarsal kemiklerin artrokinematiğini ve kasların fonksiyonunu içermektedir. Ayak bileği eklemi kompleksi, alt ekstremitenin önemli fonksiyonlarından biri olan yürüyüş gibi aktivitelerde zeminle etkileşime girmesine olanak tanıyan kinetik bir zincir oluşturmaktadır (1). İstirahat halindeki tam yüklenmiş ayağı desteklemek için herhangi bir kas aktivitesi gerekmemektedir. Statik duruş sırasında binen yükü daha çok PF ve metatarsal kemikler almaktadır. Ayağa etki eden kuvvetlerin azaltılmasında PF'nin çıkırık mekanizması, ligamentlerin tensil kuvvetleri, metatarsal ve tarsal kemiklerin uyum mekanizmaları etki etmektedir. Ayak bileği eklemi, kapalı ve açık kinetik zincir hareketlerde rol almaktadır. Alt ekstremitte sıklıkla yürüyüş gibi kapalı kinetik zincirde önem arz etse de ayak, alt ekstremiteden bağımsız olarak diğer eklemleri de etkileyen bir yapıdır. Ayak ve ayak bileğinin karmaşık hareketleri, birçok günlük yaşam aktivitelerinin gerçekleşmesine olanak sağlamaktadır (29). Yürüyüş sırasında ayak bileği kompleksi, vücut ağırlığının yaklaşık beş katı kadar kuvveti karşılamaktadır. Ayak bileği ekleminde oluşan momentlere karşılık hareket açığa

çıkarmak için dorsifleksör ve plantar fleksör kaslarda eksantrik kasılmalar meydana gelmektedir (12).

2.2.1. Plantar Fasyanın Biyomekaniği

Plantar fasyanın ayak tabanında yer alması ve zemin ile temasta bulunan kalkaneal kemik ile metatarsofalangeal eklemlerin distali arasında bağlantı sağlamasından dolayı ayağa yük binmesi sırasında önemli rolü bulunmaktadır. Literatür incelendiğinde PF'nin birden çok işlevi olduğu anlaşılmaktadır. Ayaktaki fasyal bileşenler, kasları ayağın statik ve dinamik işlevini dengelemek için özelleşmiş bölümlere ayırmıştır. Fasyal bileşenler, ayağın normal şeklinin oluşmasına katkıda bulunmaktadır; kan damarları ve sinirlerin işlevini yerine getirmesini sağlamaktadır; ayak hareketlerini normalize ederek ayağın genel çalışma mekanizmasını etkilemektedir (30).

Plantar fasyanın ayak mekanizmasında aldığı rol, temelde iki mekanizma ile açıklanabilmektedir. Bunlardan biri çıkırık (*windlass*) mekanizması, diğeri ise kafes (*truss*) mekanizmasıdır. PF, kalkaneustan başlayıp falankslara kadar uzanmaktadır. 1. metatarsofalangeal eklemin dorsifleksiyonuyla birlikte PF, kısalma eğilimi göstermektedir. Bununla birlikte vücut ağırlığından dikey yük aktarımı ile birlikte MLA yükseltilmektedir ve subtalar eklemden supinasyon meydana gelmektedir. Bu sayede kas kontraksiyonu olmadan da MLA'ya destek sağlanmaktadır. Buna çıkırık mekanizması denmektedir (Resim 2.1) (31). Ayrıca PF, vücut ağırlığının 3-4 katına kadar yük taşıma kapasitesine sahiptir (2,32).



Resim 2.1: Çıkırık mekanizması modeli

Diğer mekanizma olan kafes mekanizması, ayakta durma veya yürüme gibi ayağa yük binen aktiviteler sırasında PF'ye neredeyse her zaman etki eden tensil kuvvetlerin olduğunu açıklamaktadır. Bu mekanizmaya göre ayak yere temas ettiğinde vücut ağırlığının etkisinden oluşan yük, ilk olarak kalkaneus ve metatarslar tarafından karşılanır. Sonrasında talus aracılığı ile tibiaya aktarılır. Bu sırada kalkaneus ile metatarslar arasındaki mesafeyi arttıracak ve MLA ile zemin mesafesini azaltacak kuvvet momenti açığa çıkar. Bu kuvvet momenti PF tarafından karşılanır ve böylece ayaklara yük bindiği sürece PF'ye etki edecek gerilim kuvvetlerinin neredeyse her zaman olduğu görülür. Fasyanın karşıladığı gerilim kuvvetlerine karşılık, kemikler ve eklem yapıları üzerine kompresif kuvvetler etki eder (2).

Çıkırık ve kafes mekanizmaları doğrultusunda bilinen fonksiyonları olsa da PF'nin duruş ve yürüyüş sırasında birden çok fonksiyonu bulunmaktadır.

Plantar fasyanın fonksiyonlarından ilki çıkırık mekanizması sonucunda yürüyüşün salınım öncesi parmak kalkışı sırasında gerilerek MLA'nın düşmesini engellemesidir. Bu sayede ağırlık taşıma sırasında ayak rijit bir kaldıraç haline gelmektedir ve etkili bir itme fazı gerçekleşmektedir. Ayağın rijit hale gelmesini sağlayan subtalar eklem supinasyonu yapılır. Bu fonksiyonu PF tek başına gerçekleştirmez, gastrosoleus kas grubu ile birlikte gerçekleştirir. Böylece gastrosoleus'a etki eden kuvvet ve yük azaltılmaktadır (33).

Plantar fasyanın fonksiyonlarından ikincisi, ayağın medial ve lateral arklarına destek sağlamasıdır. Huang ve ark. (34), bir kadavra çalışmasında sırasıyla ayaktan PF,

plantar ligamentler ve spring ligament yapıları çıkarmış ve yüklemenin ardından ark stabilitesine en çok katkıda bulunan yapının PF olduğu sonucuna varmışlardır. PF eksikliğinde ark stabilizasyonu büyük oranda azalma görülür ve diğer yapılara etki eden kompresif kuvvetler artacağından bu yapılarda aşırı yüklenme görülür. Ayak arklarının stabilizasyonunda PF ile birlikte görev alan yapılar ise intrinsik kaslar, arkları oluşturan kemikler, eklem kapsülleri ve ligamentlerlerdir (1).

Plantar fasyanın fonksiyonlarından üçüncüsü, yürüyüş sırasında şok absorpsiyonu sağlamasıdır. Yürüyüşün duruş fazında, topuk vuruşundan sonra tibia inversiyon hareketi yapmaktadır ve ayağın düzleşmesi ile ayak pronasyona gitmektedir. Pronasyon ile birlikte plantar fasyada uzama görülmektedir. Arkın düzleşmesi, farklı koşullardaki zemine uyum sağlanmasının yanı sıra şok absorpsiyonunu sağlamaktadır (35).

Plantar fasyanın fonksiyonlarından dördüncüsü, duyu organı olarak işlev görmesidir. Fasyal ağ, vücudumuzdaki en zengin sensoriyel organlarımızdan biri olarak nitelendirilmektedir. Bu nitelendirme, fasyanın geniş proprioseptif nöron ağına sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Fasyanın proprioseptif organ olarak birleştirici fonksiyonu vardır. Fasya, mekanik uyarıya cevap veren dört tip duyu siniri sonlanması içermektedir: Ruffini reseptörleri, Golgi organları, Pacini cisimcikleri ve interstisyel reseptörler (36). Genellikle mekanoreseptör olarak işlev gördüğü düşünülen Ruffini ve Pacini cisimciklerinin varlığı, fasyanın propriosepsiyon duyusunda rolü olduğunu düşündürmektedir (37). Ayak intrinsik kasları, m. abdükör digiti minimi ve m. abdükör hallusis'in sonlandığı yerin PF ile birleştiği kısımlarda fasyanın innervasyonunun daha fazla olduğu bulunmuştur. Anatomik yerleşimi nedeniyle birden fazla intrinsik kasla ilişkili olan PF hem ayağın pozisyonunu hem de intrinsik kasların kasılıp kasılmama durumunu algılayabilmektedir. Bu kaslar normalinden fazla kasılırsa PF ve bileşenlerinden olan sinir sonlanmaları da fazla gerilebilmektedir. Kaslardan fasyaya olan bu kuvvet aktarımı sayesinde PF, kasları yönlendirmekte ve hareket için koordine olması gereken yapıların normal çalışmasına yardımcı olmaktadır (24).

Plantar fasyanın fonksiyonlarından beşincisi, yarı elastik doku gibi davranarak gerinim enerjisini depolayabilmesi ve bu enerjiyi itici güç olarak kullanabilmesidir (2).

2.2.2. Aşil Tendonunun Biyomekaniği

Aşil tendonu, insan vücudunun en güçlü tendonudur (38). Yaklaşık 150 mm uzunluğa, 5–7 mm kalınlığa ve yaklaşık 20 mm genişliğe sahiptir. Alt ekstremitenin hareket biyomekaniğinde önem görev üstlenen AT, ayak bileği plantar fleksörlerinin ürettiği kuvvetlerin kemiğe iletilmesini sağlamaktadır (39). Yüksek gerilim kuvvetine sahip olması nedeniyle sert ve esnek bir yapıdır. Bundan dolayı tendonda zarar meydana gelmeksizin %4 oranına kadar gerilebilirler (26). Ayrıca diz eklemi, subtalar eklem ve ayak bileği eklemine geçtiğinden bu eklemlerde optimal hareket ve stabilite sağlama işlevi vardır (40).

Tendonun mekanik özelliklerinde yaş ile birlikte sertliğinde artış gibi değişiklikler görülebilmektedir (41). Yapılan çalışmalarda gençlerde sertlik daha az, gerilim kopma stresi daha yüksek bulunurken (42), fiziksel inaktivite ve immobilizasyonun tendon özelliklerine olumsuz etkisi olduğu gösterilmiştir (43). Ayrıca yapılan çalışmalarda tendon özelliklerinin cinsiyetler arasında farklılaştığı bildirilmiştir. Kadınlara kıyasla erkeklerin AT sertliğinin daha fazla olduğu ve maksimum kopma kuvvetinin daha yüksek olduğu görülmüştür (44). Çeşitli aktiviteler sırasında yapılan in vivo ölçümler sonucunda AT’de normal yürüme ve koşu esnasında sırasıyla 2,6 kN ve 9 kN (45), zıplama esnasında 3,8 kN (46), squat ile sıçrama ve “countermovement” sıçrama esnasında ise sırasıyla 2,2 kN ve 1,9 kN (47) pik yüklenme olduğu bulunmuştur.

Yürüyüşün farklı fazlarında AT’nin önemli işlevleri bulunmaktadır. Orta duruş ve itme fazlarının kontrolü gastroknemius ve soleus muskulotendinöz yapısı tarafından sağlanmaktadır. Yürüyüşün fazlarından olan duruş fazı sonunda vücut ağırlığının %250 oranındaki gerilimin AT’ye aktarıldığı düşünülmektedir. Atlama, koşma gibi aktiviteler sırasında AT, vücut ağırlığının 10 katı kadar yükü taşıyabilmektedir (47). Koşu sırasında yapılan biyomekanik kuvvet analizi sonucunda AT’ye binen kuvvetin, vücut ağırlığının 6 ila 8 katına yaklaştığı ve tendonun gerime olan dayanıklılığına yakın olduğu görülmüştür (48). Orta duruş fazında ayak pronasyona gitmektedir. Pronasyon hareketi, tibianın iç rotasyona gitmesine sebep olacak kuvvet açığa çıkartır ve triceps surae kaslarının aktivasyonuna sebep olmaktadır. Kasların aktivasyonu sonucunda ayak bileği plantar fleksiyon yapmaktadır ve inversiyon momenti oluşturacak gerilim kuvveti oluşmaktadır. İnversiyon momenti, diz ekstansiyonda ve ayak bileği pronasyundayken

AT’de stres artışına yol açmaktadır ve yapışma yeri olan kalkaneusa yönlendirilmektedir. İnseriyonel aşıl tendinopatinin patofizyolojisi bu şekilde açıklanabilmektedir (49).

2.2.3. Plantar Fasya ile Aşıl Tendonu Arasındaki İlişki

Plantar fasya ve Aşıl tendonu, ayağın yük dağılımında önemli rollere sahiptir. Hem PF hem de AT, mekanik şoku absorbe etmede, yürüyüşün duruş fazı sonu sırasında longitudinal arkın çökmesini önlemede ve arkı kontrol etmede rol almaktadır (50). PF ve AT arasında morfolojik ve fonksiyonel ilişki olup olmadığı tartışmalara konu olmuştur. Birden çok çalışmada farklı koşullar altında PF üzerindeki yüklemeye bağlı deformasyon özellikleri incelenmiş ve PF ve AT arasında biyomekaniksel bir ilişki saptanmıştır (51). Bu ilişki, aralarında devamlılık olduğuna dair bir çıkarım yapmaya zemin hazırlamıştır. Bazı yazarlar iki yapı arasındaki devamlılığın sadece yenidoğan popülasyonunda olduğunu (52); bazı yazarlar devamlılığın genç yetişkinlikte sonlandığını (53); bazı yazarlar ise devamlılığın yaşam boyu devam ettiğini savunmaktadır (54). PF ve AT arasındaki ilişkiyi destekleyen Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) çalışmaları, sağlıklı bireyler ile aşıl tendiniti olan hastalar arasında PF kalınlığında farklılık olduğu ve aşıl tendiniti olan bireylerin PF’lerinin daha kalın olduğu görülmüştür (24).

Plantar fasya ve Aşıl tendonuna Huerta’ya göre normal statik duruş sırasında ayağa etki eden dış kuvvetler şunlardır: yerçekimi kuvveti, metatarslardan ve kalkaneustan birbirine zıt etki eden yer reaksiyon kuvvetleri (55). Gastroknemius/soleus kasının gerginliği veya artmış ayak dorsifleksiyonu nedeniyle AT’de pasif gerginlik oluşabilir. Bu gerilim kuvveti, ayak bileğinde plantar fleksör momenti oluşturarak yürüyüşün duruş fazında ayak bileğinin dorsifleksiyon hareketini sınırlandırabilir, itme fazında plantar fleksiyon hareketini kolaylaştırabilir veya ağırlık taşıma koşullarında ayağı sagittal düzlemde dengeleyerek dorsifleksiyon sırasında ayak bileğini stabilize edebilir (56). Statik yüklenme altında iken AT’deki gerilim, arka ayakta plantar fleksiyon momenti oluşturur. Bu moment, kalkaneustaki yer reaksiyon kuvvetlerini azaltır, bunun sonucunda ön ayakta yer reaksiyon kuvvetlerini artırarak basınç merkezini ön ayağa doğru kaydırır. Ön ayakta artan yer reaksiyon kuvvetleri, ayak bileğinin dorsifleksiyon momentinde artışa sebep olarak momentlerin dengesi sağlanır. Arka ayakta plantar fleksiyon, ön ayakta dorsifleksiyon momentinin artması, ayak arkını düzleştirme eğilimini artırır. Ark üzerine etki eden kuvvetlerin, PF’nin gerilimi ile dengelendiği bilinmektedir (55). Erdemir ve ark. (20), bir kadavra modeli üzerinde yürüyüşün duruş

fazı esnasında AT'nin PF'ye olan etkisinin incelemişler ve PF'nin AT'den ön ayağa kuvvet iletiminde kritik rol aldığını ortaya koymuşlardır. AT kuvveti arttıkça PF geriliminde de artma eğilimi görüldüğünü bildirmişlerdir. Anatomik ve işlevsel ilişkinin yanı sıra Orner ve ark. (57), PF ve AT'nin tonus, sertlik, elastisite, gevşeme süresi ve creep özelliklerinden tümünde sağ ve sol ayakları arasında önemli ölçüde pozitif korelasyon görüldüğünü göstermişlerdir ve bu sonuç, dokular arasındaki biyomekaniksel ilişkiyi yansıtmaktadır.

2.3. YUMUŞAK DOKULARIN BİYOMEKANİK VE VİSKOELASTİK ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

2.3.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme

Manyetik Rezonans Görüntüleme, tendon ve fasya gibi yumuşak dokuların anatomisini, biyomekanik özelliklerini göstermede kullanılan yöntemlerden biridir (38).

2.3.2. Ultrasonografi

Ultrasonografi ile yumuşak dokuların lif yapısı, kalınlığı değerlendirilebilmektedir. Ultrasonun çeşitlerinden biri olan elastografi, yumuşak dokuların sertlik, viskozite ve elastisite özelliklerini değerlendirmeye imkan sağlamaktadır (58).

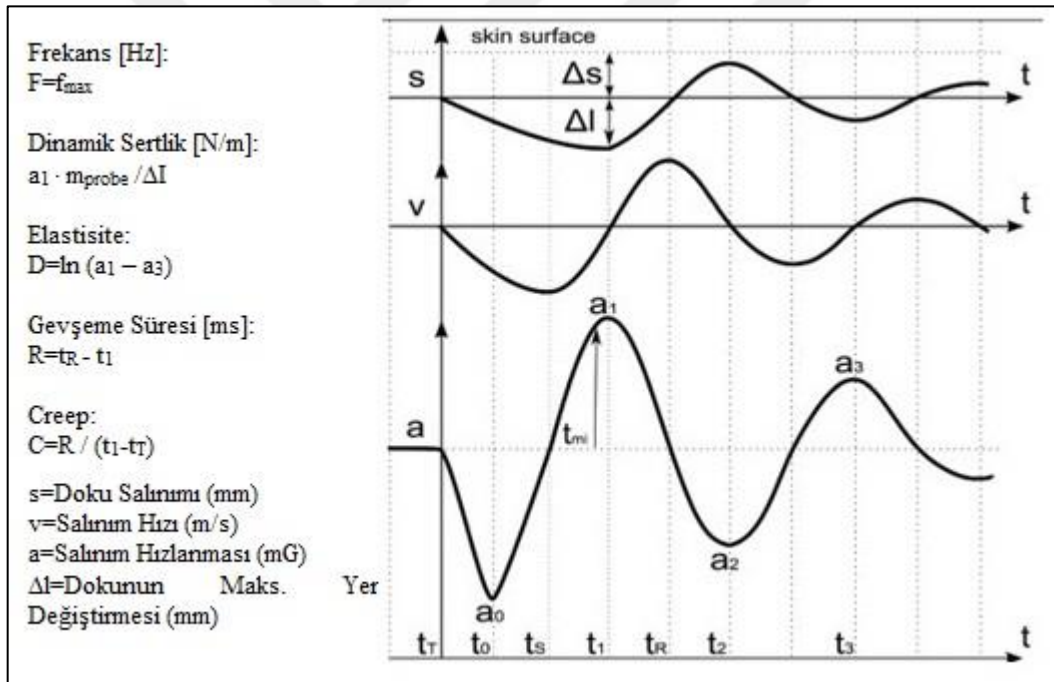
2.3.3. Myotonometrik Ölçüm

Myoton teknolojisi sayesinde elde taşınabilir, non-invaziv ve ağrısız bir cihaz olan MyotonPRO™ ile yüzeysel iskelet kasları, fasya, tendon ve ligament gibi yumuşak biyolojik dokuların biyomekanik ve viskoelastik özelliklerinin invaziv olmayan ölçüm yapılabilir. Yapıların özellikleri, tam dinlenme veya kasılma sırasında farklı bölgelerden ölçülebilir. Klinik tıp alanında hastalık sonucu dokuda meydana gelen değişikliklerin, hastalığın seyrinin ve fizyoterapi ve rehabilitasyon sonuçlarının izlenmesi amacıyla; sporcu hekimliği alanında kaslar için optimal antrenman yükünün belirlenmesi, yorgunluk ve kasın aşırı aktivasyonunun belirlenmesi, kas ve tendon yaralanmalarının önlenmesi amacıyla; iş ve uğraşı terapisi alanında uzun süreler boyunca rahatsız edici çalışma pozisyonlarında kalma sebebiyle kas durumundaki değişiklikleri izlemek ve önlemek amacıyla kullanılmaktadır (10).

Cihaz aynı anda dokunun beş parametresini ölçebilir (10):

- F-Tonus veya gerginlik durumunu karakterize eden Salınım Frekansı [Hz];
- S-Dinamik Sertlik [N/m];
- D-Elastisite veya doğal salınımın yayılmasını karakterize eden Logaritmik Azalma
- R-Mekanik Stres Gevşeme süresi [ms];
- C-Gevşeme süresinin Deformasyon süresine oranı, Creep'i (Deborah sayısı) karakterize eder.

Parametrelerin grafiksel gösterimi Şekil 2.1'de gösterilmiştir (59).



Şekil 2.1: MyotonPRO™ ile değerlendirilen parametrelerin grafiksel gösterimi

2.3.3.1. Cihaz ile ölçülebilen dokular

- Tek yüzeysel iskelet kasları veya farklı bölgeler
- Tendon ve ligamentler
- Fasya ve alttaki fibröz tabakalar

- Cilt
- Diğer yüzeysel yumuşak biyolojik dokular

2.3.3.2. Cihaz ile ölçülemeyen dokular

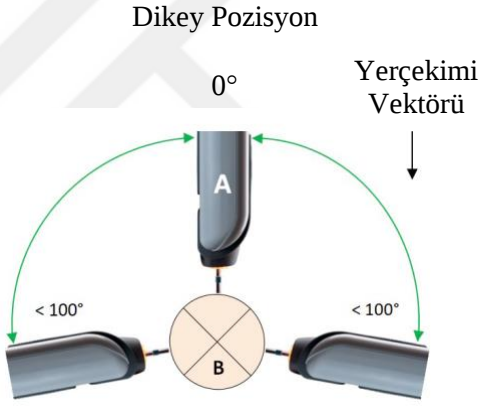
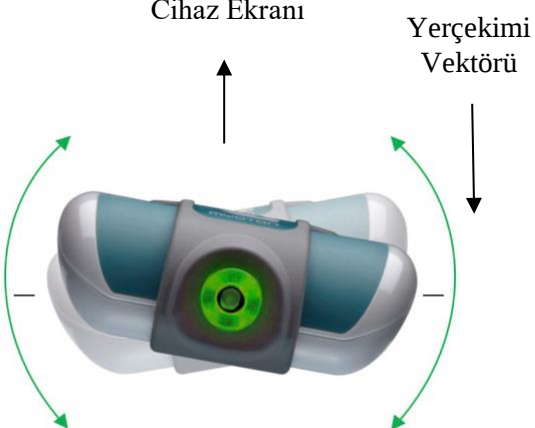
- Spesifik dokular veya doku katmanları
- Kas grupları
- <2 mm altında kalınlıkta ince kaslar veya dokular
- Doku katmanları arasındaki küçük kaslar
- Palpe edilemeyen derin kaslar veya diğer doku katmanlarının altında bulunan dokular
- Kalınlığı >20 mm üzerinde olan deri altı yağ dokusuyla çevrili kaslar
- Yumuşak biyolojik doku olarak sınıflandırılmayan dokular.

2.3.3.3. Parametrelerin tanımları: Salınım frekansı, herhangi bir gönüllü kontraksiyon olmaksızın (elektromiyografi (EMG) sinyali sessiz) dinlenme durumundaki bir kasın tonusunu ifade eder. Artmış kas tonusu ve buna bağlı oluşan artmış kas içi basıncı, kanın normal akışını limitleyerek kas yorgunluğuna yol açar ve kasın iyileşme süreçlerini yavaşlatır (10,60). Elde edilen değer ile tonus (gerilim) arasında doğrusal ilişki bulunmaktadır (61). Dinamik sertlik, kasılmaya ve deforme edici dış kuvvetlere karşı kasın gösterdiği direnç olarak tanımlanır ve dokunun biyomekanik bir özelliğidir. Sertliği artmış antagonist bir kası germek için gereken kuvvet, agonist kası germek için gereken kuvvetten daha fazladır. Myoton teknolojisinde kullanılan ölçüm yöntemi dinamik olduğundan "dinamik sertlik" teriminin anlamı buradan gelmektedir. Sertliğin zıttı kompliyanstır (10,60). Elde edilen değer ile sertlik arasında doğrusal ilişki vardır (61). Elastisite, doğal salınımın logaritmik azalımı, elastisiteyi temsil eder. Diğer bir ifadeyle deforme olmuş bir dokunun eski haline döndüğünde salınımın dağılmasıdır. Dokuda şekil değişikliğine yol açan güçlerin ortadan kalkmasıyla dokunun eski haline dönebilme yeteneği olarak tanımlanan biyomekanik bir özelliktir. (10,60). Logaritmik azalmanın değeri ile elastisite arasında ters orantı vardır. Diğer bir ifadeyle logaritmik azalmanın değeri arttıkça dokunun elastisitesi yani eski şeklini alma yeteneği o kadar azalır. Elastisitenin zıttı plastisitedir (61). Gevşeme süresi, bir kasın gönüllü bir

kontraksiyonun sonlanması veya kasa etki eden dış kuvvetin ortadan kaldırılmasıyla eski şeklini geri alma süresidir (10,60). Elde edilen değer ne kadar yüksekse, dokunun şeklindeki maksimum bozukluktan tamamen iyileşmiş şekline gelene kadar geçen süre o kadar uzundur (61). Creep, bir dokunun devamlı uygulanan gerilim altında zamanla, git gide uzamasıdır (10,60). Gevşeme ve deformasyon süresi farkı küçüldükçe creep parametresinin değeri o kadar artar. Sağlıklı ve genç kaslarda bu parametre değeri daha küçüktür (61).

2.3.3.4. Ölçüm yöntemi: Yöntem, bir akselerasyon sinyali şeklinde yumuşak biyolojik dokunun sönümlü doğal salınımının kaydedilmesini ve ardından gerginlik durumu, biyomekanik ve viskoelastik özellikler dâhil olmak üzere parametrelerin eşzamanlı hesaplanmasını içerir (10). Cihazın ucu cilde 90° olacak şekilde yerleştirilir. Ölçüm sırasında cihaz tarafından ölçüm yapılan kas/tendon üzerindeki deri altı dokuya 0,18 Newton'luk ön sıkıştırma kuvveti uygulanır. Daha sonra 15 ms süre mekanik uyarı (0,4 N) verilir. Cihazın ucu sayesinde mekanik deformasyon sağlanır. Kas veya tendonda kısa süreli mekanik darbeye yanıt olarak hızlanma sensörü tarafından kayıt altına alınan sönümlü doğal salınım görülür (61). Ölçüm sırasındaki mekanik darbenin süresi kısa (15 ms) olduğundan ve minimum kuvvet (0,18 N+0,4 N=0,58 N) içerdiğinden dokulara zarar verecek kalıcı değişikliklere veya nörolojik reaksiyonlara sebep olmaz. Myotonometrik ölçümlerde her parametre hesaplanırken simetri endeksleri değerlendirilmektedir. Sağ ve sol taraf arasındaki simetrinin %5'ten fazla olmaması gerekmektedir. Ölçümler sırasında %5-%10 arasında bir fark görülüyorsa bu durum, dikkat edilmesi gerektiği anlamına gelmektedir. Ölçüm sırasında dikkat edilmesi gerekenler Tablo 2.1'de gösterilmiştir (10).

Tablo 2.1: Cihaz kullanımı sırasında dikkat edilmesi gerekenler

Tanım	Resim
Ölçüm yaparken, cihazın probu her zaman ölçülen doku üzerindeki cilt yüzeyine dik tutulmalıdır.	
Dikey konumdan 100°'yi aşan ölçüm açılarından kaçınılmalıdır.	Dikey Pozisyon 
Yatay ölçüm yaparken cihaz ekranı $\pm 10^\circ$ yukarı bakacak şekilde tutulmalıdır. Cihaz 10°'den fazla yuvarlanırsa, bir uyarı notu olarak "Rotate!" görüntülenecektir. Uyarı kaybolana kadar cihaz, prob eksenini etrafında döndürülmelidir.	Cihaz Ekranı 

2.2. YORGUNLUK

2.2.1. Yorgunluk Tanımı

Yorgunluk, “belirli bir yoğunlukta egzersizi sürdürememe” veya “gereken veya beklenen gücü ortaya çıkaramama” olarak tanımlanabilmektedir (3). Yorgunluk hakkında birden çok tanım yapılmasına rağmen motor korteksten kasın kasılmasında görevli proteinlere kadar birden çok yapıda meydana gelen fizyolojik olayları içeren kompleks bir fenomendir. Fizyolojik olayların yanı sıra psikolojik faktörler de yorgunluk oluşumunda etkili olmaktadır. Yorgunluk ve performans kaybı birbirleri ile ilişkili kavramlardır. Kassal yorgunluk sonucunda performansta meydana gelen azalma, kontraktıl yapılarda meydana gelen olumsuz değişikliklerden dolayı olabileceği gibi; santral sinir sisteminde nöral yolağın herhangi bir aşamasında veya sinir-kas kavşağında meydana gelen değişikliklerden dolayı da olabileceği belirtilmiştir (62). Yorgunluk önce tip-II liflerin yoğunlukta olduğu hızlı kasılan kaslarda ortaya çıkmaktadır. Soleus kası, tibialis posterior kası, kuadriceps’in vastus intermedius parçası daha çok tip I liflerden oluşurken, tibialis anterior kası, plantaris kası ve gastroknemius’un medial ve kuadriceps’in lateral parçası daha çok tip II liflerden oluşmaktadır (63).

Yorgunluk, egzersizin şiddetine göre izometrik kas kuvveti, postüral kontrol, denge, sürat, eklem pozisyon hissi ve esneklikte azalmaya sebep olabilmektedir. Literatür incelendiğinde ayak bileğine tekrarlı konsantrik ve eksantrik egzersizi uygulanan bir çalışmada, egzersizden hemen sonra salınım parametreleri ve postüral kontrolde anlamlı azalmalar gözlenmiştir (64). Başka bir çalışmada tekrarlı konsantrik ve eksantrik kasılmaları içeren egzersiz sonrası 24-48 saat içerisinde izometrik kas kuvvetinde ve esneklikte azalma görülmüştür (65).

Bir kasta egzersiz uygulaması sonucu yorgunluk oluşturmak, o kasa özgü hareketin değerlendirmesine yardımcı olmaktadır. Ayak bileği inventör kaslarına egzersiz uygulanan bir çalışmada ayakta oluşan yorgunluk neticesinde arka ayak eversiyonunda artış olduğu gösterilmiştir (66). Tibialis posterior kasının izole olarak en çok hangi harekette aktif olduğunu göstermek üzere üç egzersizin karşılaştırıldığı bir çalışmada, egzersiz öncesi ve sonrası MRG ile değerlendirme yapılmıştır. Tibialis posterior kasının seçilen kapalı kinetik dirençli ayak adduksiyonu, tek taraflı topuk yükseltme ve açık kinetik dirençli ayak supinasyonu egzersizlerinden kapalı kinetik dirençli ayak

adduksiyonu hareketinde, açık kinetik dirençli ayak supinasyonu hareketine kıyasla izole olarak daha aktif olduğu sonucuna ulaşılmıştır (67).

2.2.2. Yorgunluk Tipleri

Yorgunluk, yerleşim yerine göre bölgesel ya da genel; patogenezinin göre fizyolojik veya patolojik; süresine göre akut veya kronik; kökenine göre merkezi veya periferik; nedenine göre primer (nörolojik) veya sekonder (nörolojik olmayan); ölçülebilirliğine göre subjektif veya objektif; performansına göre dinlenmede oluşan ve egzersiz ile oluşan; tedaviye tepkisine göre tedavi edilebilen veya tedavi edilemeyen; uyarılabilir olmasına göre kendiliğinden oluşan veya tetiklenebilir; belirti göstermesine göre tek veya çift belirti göstermesi olmak üzere farklı tiplerde sınıflandırılabilir (68).

Fizyolojik yorgunluk oluştuğunda kişi, vücut iç dengesinin sağlanması için performansını düşürür (69). Egzersiz ile oluşan yorgunluk da fizyolojik yorgunluğa benzerlik göstermekle birlikte yorgunluk protokolleri ile oluşturulan tükenmişlik ile aynı anlama gelmektedir (70). Yorgunluğun kökenine göre merkezi yorgunluk, merkezi sinir sistemi ve kas membranı arasında meydana gelen nöromüsküler iletim bozukluklarından kaynaklanmaktadır. Kasılmaya katılan motor ünite sayısında ve ateşleme hızında azalma görülmektedir (71). Öte yandan periferik yorgunluk, kas liflerinin kasılma gücündeki azalma, nöromüsküler iletimdeki değişiklikler ve aksiyon potansiyeli yayılmasını içeren nöral, mekanik veya enerjisel olaylardan dolayı meydana gelen intrinsik kas değişikliklerinden kaynaklanmaktadır (62).

2.2.3. Yorgunluk Oluşturma Protokolleri

Yorgunluk oluşturma protokollerinin temel metodu, belirli zaman diliminde izometrik veya izotonik kasılmalarla oluşan segmental hareketi belirli yoğunlukta ve şiddette tekrarlı olarak yaptırmaktır. Belirlenen hareketler, yorgunluk oluşturulması hedeflenen tek bir eklem, kas grubu veya tüm vücuda uygulanabilmektedir (72). Çalışmalarda yorgunluk ile kas grubunda veya izole kasta başlangıçta ölçülmüş değere göre kuvvet kaybı yaşatmak veya egzersizi sürdürememeye neden olmak amaçlanmaktadır (73). Yorgunluk protokolü tasarımını egzersizin yoğunluğu (1 maksimum tekrar veya maksimum istemli kontraksiyon (MİK) gibi), kasılma stratejisi (konsantrik, eksantrik, sürekli gibi) ve hedeflenen ekstremité sayısı (unilateral veya bilateral) gibi faktörler etkilemektedir (74). Bir çalışmada yüksek yoğunluklu protokol

sonrası görülen kuvvet azalmasının düşük yoğunluklu protokole göre belirgin ölçüde daha fazla olduğu gözlenmiştir (75). Protokollerde yalnızca konsantrik kasılma, tekrarlı konsantrik/eksantrik kasılma, izometrik ya da sürekli istemli izometrik kasılmalar kullanılabilir. Diz ekstansörlerinde uygulatılan maksimum izokinetik egzersizin yorgunluk parametreleri üzerindeki etkilerine bakılan bir çalışmada konsantrik egzersizde yorgunluk indeksi, eksantrik egzersize göre daha yüksek bulunmuştur (76).

Literatürde lokal yorgunluk oluşturmak için dinamometreli izokinetik sistemler, Biodex veya flywheel gibi cihazlar, elastik bant ve elektrik stimülasyonu kullanılarak selektif tekrarlı hareket protokolleri uygulayan çalışmalar bulunmaktadır (72,77–80). Genel yorgunluk oluşturmak için ise genellikle koşu protokolü ve sıçrama egzersizleri kullanılmaktadır (81). Literatürdeki çalışmalarda egzersiz öncesi MİK değerlerinin %50-%70'ini sağlayamama, art arda setleri tamamlayamama, egzersiz öncesi hareket aralığının %50-%70'inden fazla azalma, belirlenen set sayısının ve süresinin tamamlanması ve birey tarafından bildirilmiş tükenmişlik yorgunluğa ulaşma kriteri olarak referans alınmıştır (82–84).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Ayak ekstrinsik kas yorgunluğunun plantar fasya ve aşıl tendonu biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerindeki akut etkisini inceleyen, Clinical Trials numarası “06025266” olan çalışmamız Sağlık Bilimleri Üniversitesi Hamidiye Klinik Araştırmalar Etik Kurul 21.07.2022 tarihli 11-959 numaralı onayı (EK-1) alındıktan sonra Sağlık Bilimleri Üniversitesi Hamidiye Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Uygulama Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

3.1. BİREYLER

Çalışmamız 18-35 yaş arası sedanter sağlıklı erkek bireyler üzerinde çapraz tasarım şeklinde gerçekleştirildi. Örneklem büyüklüğünü tahmin etmek için yapılan güç analizinde %82,2 istatistiksel güç seviyesi ve %5 anlamlılık düzeyi ile her grupta minimum 17 gözlem olması gerektiği belirlendi. Çalışma, yorgunluk protokolü için seçilen egzersizler doğrultusunda 3 grupta tamamlandı. Çalışmaya öncelikle 42 genç erkek birey dâhil edildi. Ancak ön değerlendirme sonrasında dâhil edilme kriterlerine uymayan ve çalışmaya devamlılık sağlamayan 23 birey çalışmadan çıkarıldı. Çalışmamız, yaş ortalaması $21,37 \pm 2,21$ yıl olan 19 sağlıklı erkek birey ile tamamlandı. Tüm bireylere çalışmaya başlamadan önce yapılacak uygulamalar ve ölçümler hakkında bilgi verildi ve gönüllü onam formu imzalatıldı (EK-2).

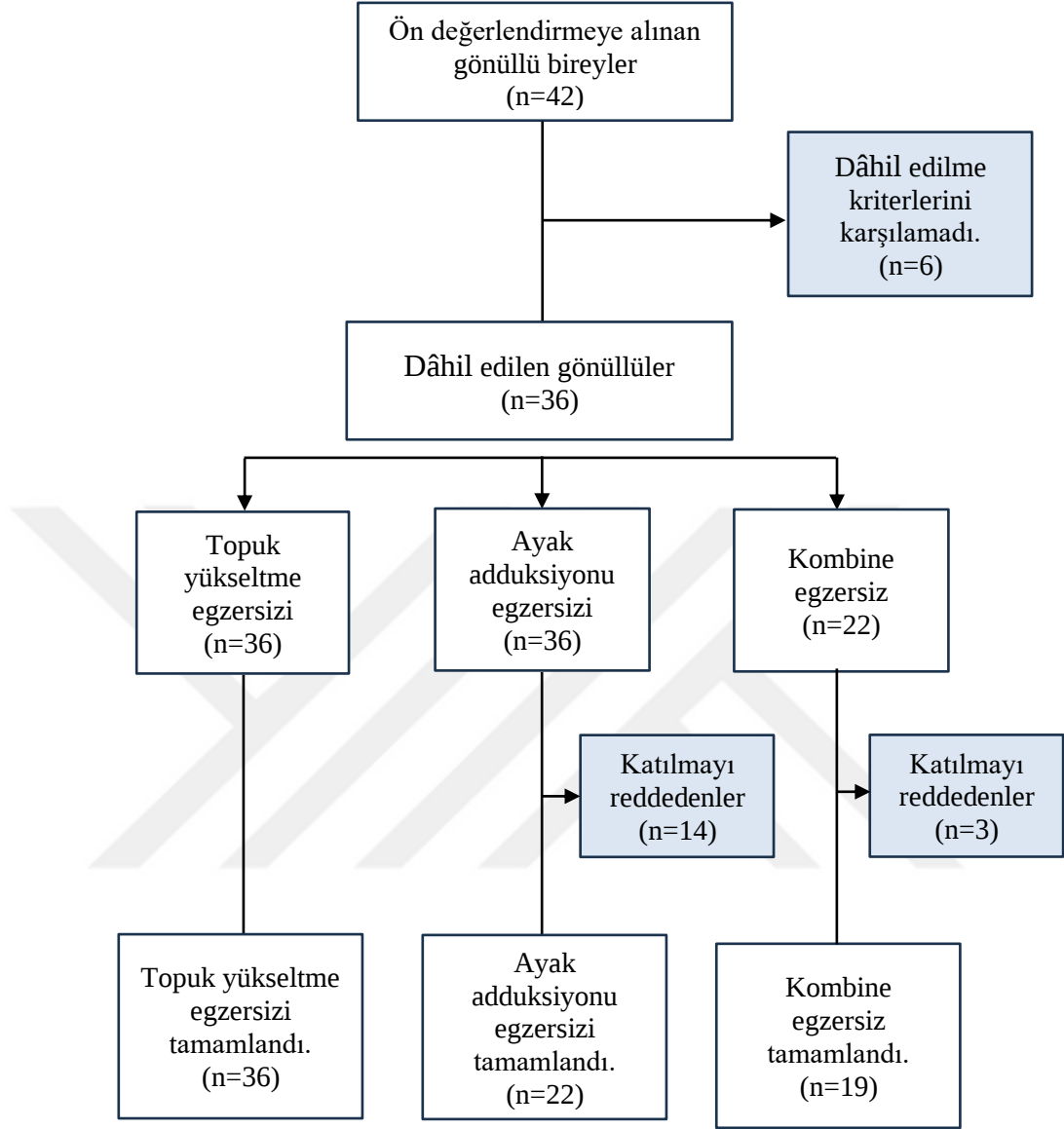
Bireylerin çalışmaya dâhil edilme kriterleri:

- Çalışmaya gönüllü olarak katılmayı kabul etmek
- 18-35 yaş arası sağlıklı, sedanter erkek birey olmak
- Vücut Kütle İndeksi (VKİ) normal olmak ($18,5 \text{ kg/m}^2 \leq \text{VKİ} \leq 24,9 \text{ kg/m}^2$)
- Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi'ne (UFAA) göre kategori 1 ve 2 olmak
- Nötral ayak postürüne sahip olmak (Ayak Postür İndeksinde (API) <6 puan almak)

Bireylerin çalışmaya dâhil edilmeme kriterleri:

- Çalışmaya katılmayı kabul etmemek veya çalışmadan ayrılmak istemek
- Alt ekstremitede daha önceden geçirilmiş cerrahi öyküsü olmak
- Muskuloskeletal hastalık tanısı almış olmak

- Herhangi bir kronik hastalığı (hipertansiyon, diyabet, kalp-damar hastalığı, osteoporoz, romatizma, vb.) olmak
- Ölçüm yapılacak bölgede cilt lezyonu bulunmak
- Alt ekstremité gross kas testinde belirgin zayıflığı olmak
- Alt ekstremité normal eklem hareket açıklıklarında herhangi bir limitasyon olmak
- Ayakta herhangi bir deformiteye sahip olmak (pes planus, pes cavus, halluks valgus)
- Naviküler düşme mesafesi ≥ 10 mm olmak
- 1. Metatarsofalangeal eklem hareket açıklığında limitasyon olmak (halluks rijitus-limitus)



Şekil 3.1: Çalışmaya dâhil edilen bireylerin akış şeması

3.2. DEĞERLENDİRME YÖNTEMLERİ

3.2.1. Demografik Bilgiler

Çalışmaya dâhil edilen tüm bireylerin yaşları, boy uzunlukları, vücut ağırlıkları, Vücut Kitle İndeksi (VKİ), meslekleri, eğitim durumu bilgileri kaydedildi.

Bireylerin boy uzunlukları, şerit formunda çift yönlü 300 cm uzunluğunda, 7 mm kalınlığında esnek olmayan bir mezura ile ölçüldü. Ölçüm sonrası başın en üst noktasından yere olan dik uzaklık m cinsinden kaydedildi.

Bireylerin vücut ağırlıkları taşınabilen dijital tartı kullanılarak (kg) cinsinden ölçüldü. Ölçüm öncesinde bireylere ceket, ayakkabı ve çantalarının çıkarılması gerektiği belirtildi.

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

3.2.2. Dominant Ayağın Belirlenmesi

Dominant ayak topa vurma yöntemi kullanılarak belirlendi. Birey ayakta dururken 4 metre uzaklıktaki hedefe doğru iki ayağının ortasına yerleştirilen topa vurması istendi. Bireyin topa vurduğu ekstremitesi dominant olarak kabul edildi (85).

3.2.3. Fiziksel Aktivite Düzeyi

Bireylerin fiziksel aktivite düzeyi Uluslararası Fiziksel Aktivite Değerlendirme Anketi-Kısa Form (UFAA-KF) ile değerlendirildi. Kısa formu 7 maddeden oluşan UFAA-KF, aktiviteyi yoğunluk seviyesindeki farklılıklara göre sınıflandırarak aktivite sırasında geçen zaman hakkında bilgi sağlar. Kısa formun toplam skoru; yürüme, orta şiddetli aktivite ve şiddetli aktivitenin süresinin (dakika) ve frekansının (gün) toplanmasıyla elde edilir (86). UFAA'nın Türkiye'de geçerlilik ve güvenilirlik çalışması yapılmıştır (EK-3) (87).

3.2.3.1. İnaktif (Kategori 1): En düşük fiziksel aktivite seviyesine ait bireyi tanımlar. Kategori 2 ve 3 içine dâhil edilemeyen bireyler inaktif olarak nitelendirilecektir.

3.2.3.2. Minimal aktif (Kategori 2): Aşağıdaki kriterlerden herhangi birini sağlayan bireyler minimal aktif olarak nitelendirilecektir.

- Haftada 3 gün veya daha fazla en az 20 dakika şiddetli aktivite yapıyor olmak.
- Haftada 5 gün veya daha fazla orta şiddetli aktivite yapmak veya günde en az 30 dakika yürüyüş yapıyor olmak.
- Haftada en az 5 gün olmak şartıyla en az 600 MET-dk/hafta'yı sağlayan yürüme ve orta şiddetli aktivitenin kombinasyonunu yapıyor olmak.

3.2.3.3. Çok aktif (Kategori 3): Aşağıdaki kriterlerden herhangi birini sağlayanlar çok aktif olarak nitelendirilecektir.

- Haftada 3 gün veya daha fazla en az 1500 MET-dk/hafta'yı sağlayan şiddetli aktivite yapıyor olmak.
- Haftada en az 7 gün en az 3000 MET-dk/haftayı sağlayan yürüyüş, orta şiddetli aktivite veya şiddetli aktivitenin kombinasyonunu yapıyor olmak.

3.2.4. Kas Kısalık Değerlendirmesi

Plantar fasya ve AT ile ilişkili olduğundan M. hamstring ve M. gastroknemius kaslarına kısalık değerlendirmesi yapıldı.

3.2.4.1. Hamstring kasına kısalık değerlendirmesi: Özellikle alt sırt ve hamstring kaslarının esnekliğini ölçmek için otur-uzan sehpası (Baseline®, Cooper Institute/YMCA, AAHPERD, New York, ABD) kullanıldı. Bireyler oturma pozisyonunda, sırtı duvara dayalı halde, dizleri tam ekstansiyonda iken ayak tabanları kutuya düz olarak yerleştirilerek standart bir otur-eriş sehpasına temas etmeleri istendi. Daha sonra bireylerden avuç içi aşağıya bakacak şekilde, dizlerini kaldırmadan parmak uçları ile cihaz aparatını iterek öne doğru uzanabildiği kadar uzanmaları istendi. Ölçümler 3 kez tekrarlanıp değerlerin ortalaması kaydedildi (88).

3.2.4.2. Gastroknemius kasına kısalık değerlendirmesi: Bireylerin M. Gastroknemius'a ilişkin kas kısalık değerlendirmesi, Silfverskiold yöntemi ve universal gonyometre ile sırt üstü yatış pozisyonunda iken her iki ayak bileğine yapıldı. Diz eklemi tam ekstansiyon ve 90° fleksiyonda iken, subtalar eklem nötral pozisyonunda iken ayak bileği dorsi fleksiyonu değerlendirmeci tarafından pasif olarak yaptırılarak, universal gonyometrenin sabit kolu fibula shaftı üzerinde, hareketli kolu beşinci metatars shaftı üzerine yerleşecek şekilde ölçüldü. Oluşan açılar derece cinsinden kaydedildi (89).

3.2.5. Ayağa İlişkin Ölçümler

3.2.5.1. Naviküler yükseklik: Naviküler yükseklik, birey ayakta ve rahat pozisyonunda iken naviküler tüberkülün yere olan uzaklığı olarak tanımlanmıştır. Çalışmamızda; bireylerden naviküler değerlendirmesi için rahat bir pozisyonunda ayakta durmaları istendi. Naviküla tuberositasının medial çıkıntısı palpasyon ile tespit edilip

işaretlendi ve bu nokta ile zemin arasındaki mesafe milimetrik cetvel kullanımıyla ölçüldü. Sonuç mm cinsinden kaydedildi (90).

3.2.5.2. Naviküler düşme mesafesi: Naviküler düşme; bireyin ayağa yük verilmeyen pozisyonda, subtalar eklem nötral pozisyonda, kalça ile diz eklemi 90 derece fleksiyonda otururken belirlenmiş olan naviküler yükseklik ile ayakta dik duruştaki naviküler yükseklik arasındaki değişim mesafesi olarak tanımlanmaktadır. Ölçüm öncesinde navikülanın tuberositasının medial çıkıntısı palpasyonla tespit edilerek işaretlendi. Bireyler ayak tabanları yere değecek şekilde, kalça ve diz 90° fleksiyonda olacak şekilde sandalyede otururken ayağın medial kısmına yerleştirilen milimetrik cetvel yardımıyla naviküler tüberkül yüksekliği belirlendi. Bireylerden ayağa kalkmaları istendi ve naviküler tüberkülün yüksekliği tekrar belirlendi. Değişim miktarı cetvel yardımıyla belirlenerek kaydedildi. Her ölçüm 3 kez tekrarlandı ve ortalama değer mm cinsinden kaydedildi (90).

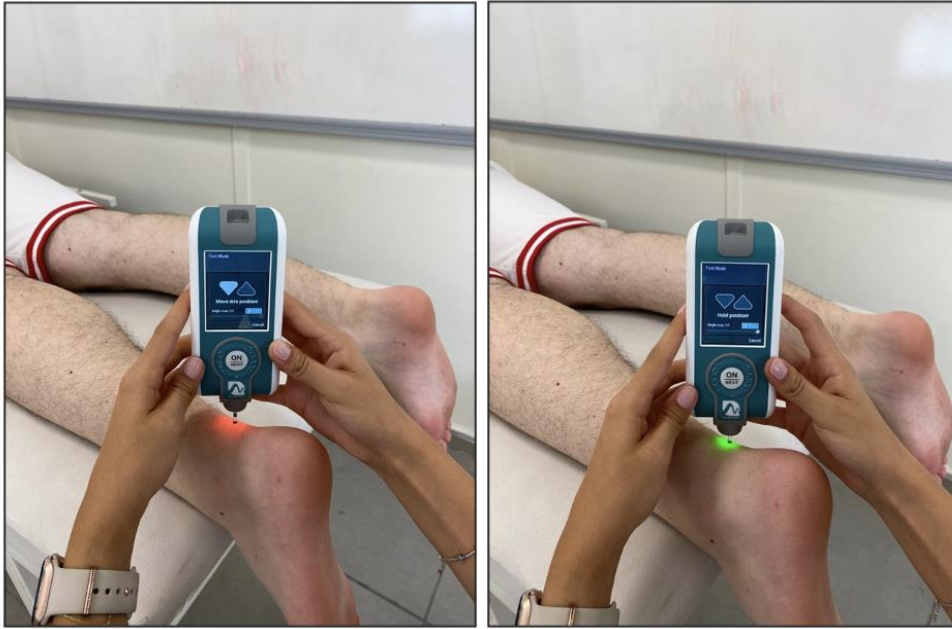
3.2.5.3. Ayak postürünün değerlendirilmesi: Ayak postürünün değerlendirilmesinde Ayak Postür İndeksi-6 kullanıldı. Değerlendirme yapılırken bireylerden rahat olacakları şekilde, ayakta hareket etmeksizin durması istendi. Test; birey statik ve rahat ayakta duruş pozisyonundayken, fizyoterapist tarafından gözleme ve palpasyona dayalı olarak yapıldı. İndeks, ön ayakta ve arka ayakta 3'er madde olmak üzere toplam 6 maddeden oluşur. Çalışmada; değerlendirmeler posterior, medial, lateral ve anterior yönden gözlem ve palpasyona dayalı olarak bilateral yapıldı. 6 maddelik kriterlerin her biri -2 ile +2 değer aralığında puanlandı. Toplam skorlamada 0 değeri ayağın nötral pozisyonda olduğunu, negatif değerler supinasyonda olduğunu gösterirken ve pozitif değerler pronasyonda olduğunu gösterdi. (91). Sağlıklı yetişkinlerde bir miktar pozitif değerler (ortalama +4) normal kabul edildi (92).

3.2.5.4. Myotonometrik ölçümler: PF ve AT'nin biyomekanik ve viskoelastik özellikleri MyotonPRO™ (Myoton AS, Tallinn, Estonya) cihazı kullanılarak yapıldı. MyotonPRO™ cihazı AT ve PF kantitatif doku parametrelerini değerlendirmek için uygun ve güvenilir bir cihazdır (57). Yorgunluk protokolü uygulanmadan önce ve uygulandıktan hemen sonra PF ve AT ayrı ayrı olmak üzere MyotonPRO™ cihazı ile ölçüm yapıldı.

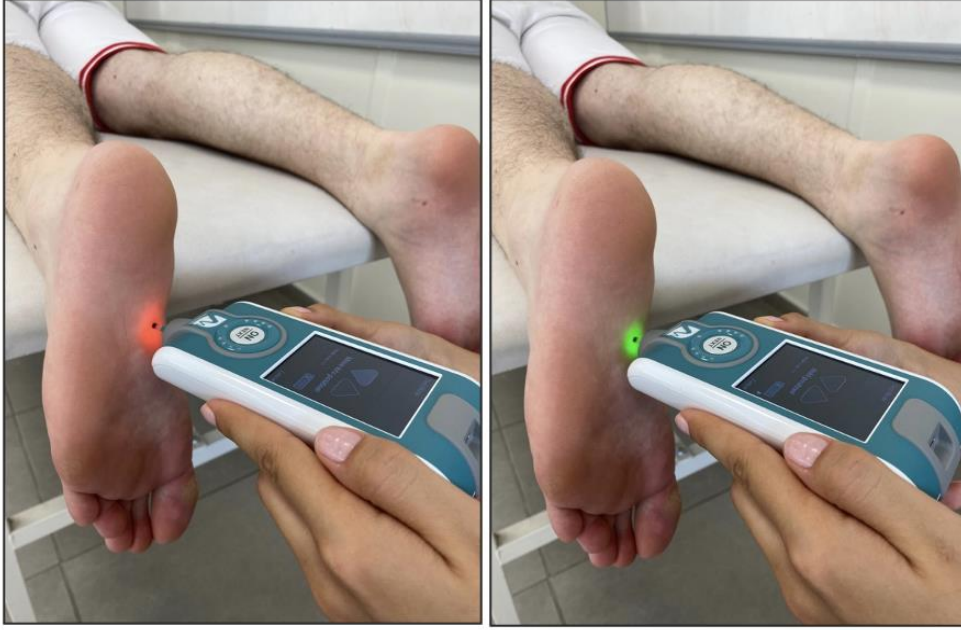
Ölçüm öncesinde bireylerin son 12 saat içinde non-steroidal antienflamatuar ilaçlar ve myorelaksan alımı, 24 saat içinde alkol alımı, 48 saat içinde aşırı fiziksel

aktivite yapma durumları kaydedildi. Gerekli değerlendirmeler fizyoterapist tarafından yapıldıktan sonra bireyler, myotonometrik ölçüm için 5 dakika istirahat ettirildi. Dinlenim esnasında bireylerin PF ve AT için belirlenen ölçüm noktaları, medikal marker kalem ile işaretlendi. Her bir kişinin ölçüm noktaları, anatomik noktalara uzaklıkları mezura yardımıyla ölçülerek tekrar aynı noktayı bulmak için dosyalarına kaydedildi.

Bireylere tamamen gevşemeleri yönünde talimat verildikten sonra ölçümler, birey kalça ve dizi tam ekstansiyonda, ayak bileği 90° açıyla değerlendirme yatağından sarkacak şekilde, yüz üstü pozisyonda yatarken yapıldı. AT ölçümü için tendonun distal insersiyosu olan kalkaneal tüberkül fizyoterapist tarafından palpe edildikten sonra bu noktanın 4 cm yukarısı marker kalemle işaretlendi (93). PF ölçümü için 1. ve 2. Parmak arası ile kalkaneus arasındaki hayali çizginin proksimal üçte biri işaretlendi (94). Ölçüm esnasında, cihazın probu deriye 0,4 N kuvvetle ve 15 ms süreyle bir kez atım yapacak şekilde ayarlandı (95). Test sırasında MyotonPRO™ cihazının ucu, işaretli bölgeye dik olacak şekilde yerleştirildi ve cilde 3 mm derinliğinde, yeşil ışık yanana kadar nazikçe bastırıldı (Resim 3.1 ve 3.2) (10). Ölçüm üç kez tekrarlanıp ortalama değer kaydedildi.



Resim 3.1: Aşil tendonunun MyotonPRO™ ile ölçülmesi



Resim 3.2: Plantar fasyanın MyotonPRO™ ile ölçülmesi

3.2.6. Yorgunluk Düzeyi

Bireylerin çalışma sırasında algıladıkları yorgunluk düzeyi, yorgunluk protokolü egzersizlerini tamamladıktan hemen sonra “Borg Yorgunluk Skalası” ile değerlendirildi. Borg tarafından geliştirilen bu skalanın modifiye şeklinde 10 kademe vardır ve kategori oran skalası belirli sayılara karşılık gelen tanımlamalardan oluşur (96). Ayak kaslarında yorgunluk oluşturmada önce ve oluşturduktan sonra bireylerden algıladıkları yorgunluk düzeyini 0 ile 10 arasında puanlandırmaları istendi.

3.3. YORGUNLUK PROTOKOLÜ

Bireylerin ilk değerlendirmeleri yapıldıktan sonra ayak ekstrinsik kaslarında yorgunluk oluşturmak amacıyla belirlenen egzersizler bireylere anlatıldı ve en doğru şekilde yapmalarını sağlamak için 1-3 deneme yaptırıldı. Bireylerin myotonometrik ölçümleri, akut kas yorgunluğu olduğu tespit edildikten sonra 1 dakika içerisinde yapıldı. Egzersize bağlı yorulma aktivitesi ile ölçümler arasındaki süreyi en aza indirmek amacıyla egzersiz, deney düzeneğinin yanında yapıldı. Ayağın ekstrinsik kaslarının yorgunluğu aşağıdaki iki egzersiz kullanılarak oluşturuldu:

1. Topuk yükseltme (*unilateral heel raise*)
2. Kapalı kinetik ayak adduksiyonu (*closed chain resisted foot adduction*)

3.3.1. Topuk Yükseltme: Kas yorgunluğu, bir basamak üstünde metronom tarafından belirlenen hareket frekansında ayak bileğinin tüm hareket aralığı boyunca ayakta yapılan, tekrarlı plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon hareket kombinasyonundan oluşan egzersiz ile oluşturuldu (97). Kullanılan basamak Hattrick marka, P780 modelinde, 79x29 cm ölçülerinde 3 kademeli step tahtası idi. Bu egzersiz ile başlıca gastroknemius olmak üzere peroneus longus, soleus ve tibialis posterior kaslarında yorgunluk oluşturmak hedeflenmiştir. Daha önce yapılan MRG çalışmasında, unilateral topuk yükseltme hareketi sırasında belirtilen kasların aktif olarak kasıldığı kanıtlandığından bu egzersiz seçilmiştir (67).

Bireylerin maksimum topuk kalkış yüksekliği duvar kenarında işaretlenerek belirlendi. Sesli bir dijital metronom yardımıyla bireylerden bir metronom vuruşunu (40 vuruş/dk) takiben, basamak üzerinde mümkün olduğu kadar çok kez parmak ucuna yükselmeleri istendi (Resim 3.3) (98). Her topuk kalkışının, başlangıçta ölçülen maksimum topuk yüksekliğinin en az %70'inde gerçekleştirilmesi üzerine sözlü motivasyon sağlandı (99). Egzersiz boyunca diz ekstansiyonu korundu ve denge sağlamak için baş parmak uçlarının duvara dokunmasına izin verildi (67). Yorgunluk seviyesine birey egzersizi tamamlayamaz hale geldiğinde, başlangıçta ölçülen maksimum yüksekliğin %25'ini tamamlayamadığında veya hareket frekansına uygun performans sergileyemediğinde gelindi (100). Algılanan yorgunluk seviyesini değerlendirmek için, yorgunluk protokolünden önce ve sonra bireyler tarafından 10 puanlık bir Borg ölçeği dolduruldu.



Resim 3.3: Topuk yükseltme egzersizinin uygulanişı

3.3.2. Kapalı Kinetik Ayak Adduksiyonu: Bu egzersiz ile seçici olarak tibialis posterior kas yorgunluğu oluşturmak hedeflenmiştir. Bu egzersizin seçilmesinin nedeni, daha önce yapılan MRG çalışmasında açık zincir ayak supinasyonu ve tek taraflı topuk yükseltme egzersizine kıyasla kapalı kinetik ayak adduksiyonu egzersizinin tibialis posterior kasını seçici olarak daha çok aktive ettiğini göstermesidir (67).

Egzersiz, tasarlanan ahşap düzenek üzerinde yaptırıldı (Resim 3.4). Düzenek, subtalar eklem nörtr pozisyonunu korumak, lateral ve medial malleoller stabilize etmek ve diz ve kalça eklemi ile kompensasyonu önlemek amacıyla kullanıldı. Bireyler, dizi yaklaşık 80° fleksiyonda ve önkol uzunluğu kadar diğer ekstremiteden ayırarak oturtuldu, karşı taraf diz aynı taraftaki eli ile stabilize edildi. Ayak abduksiyon pozisyonundan adduksiyon pozisyonuna getirildi ve hareket boyunca topuk yerden kaldırılmadı (Resim 3.5a ve 3.4.5b) (67). Egzersiz, yeşil renkte elastik bant (TheraBand, Hygienic Corporation, Akron, Ohio, ABD) kullanılarak yapıldı. Elastik bandın uzunluğu, bireylerin maksimum adduksiyon gücüne ulaşmak için karşı koyabildikleri maksimum gerilimi sağlayacak şekilde ve zemin ile 45° açığı koruyacak şekilde ayarlandı (Resim 3.6) (67,101).

Hareket, 50 konsantrik/eksantrik kasılma setleri şeklinde gerçekleştirildi. Her set arasına 10 sn dinlenme süresi eklendi. 4 set tamamlandığında egzersiz sonlandırıldı (82). Bireylere her kasılma sırasında maksimum adduksiyon yapmaları için sözlü motivasyon sağlandı.

Yorgunluğu ve aktiviteler arasındaki olası etkileşimi önlemek amacıyla her egzersiz arasında en az 5 gün olan 3 seans tamamlandı. İlk hafta topuk yükseltme, ikinci hafta kapalı kinetik ayak adduksiyonu, üçüncü hafta ise topuk yükseltme ve kapalı kinetik ayak adduksiyonu sırasıyla yaptırıldı.



Resim 3.4: Ayak adduksiyonu egzersizi için tasarlanan düzenek



Resim 3.5: a) Ayak adduksiyonu egzersizinde ayağın başlangıç konumu, b) Ayağın adduksiyona çekilmesi



Resim 3.6: Elastik bandın 45° açısının ayarlanması

3.4. İSTATİKSEL ANALİZ

Veriler IBM SPSS Statistics Standard Concurrent User V 26 (IBM Corp., Armonk, New York, ABD) istatistik paket programında değerlendirildi. Tanımlayıcı istatistikler birim sayısı (n), yüzde (%), ortalama $\pm$ standart sapma ($Ort \pm SS$), medyan (m), minimum (min) ve maksimum (max) değerler olarak verildi. Sayısal değişkenlere ait verilerin normal dağılımı Shapiro Wilk normallik testi ile değerlendirildi. Sayısal tanımlayıcı özellikler ve değişkenler normal dağılım gösterdiği için parametrik testler kullanıldı. Dominant ayağa göre ölçümlerin karşılaştırılmasında Bağımlı t Test, kullanıldı.

Egzersiz türüne göre değişkenlerin izlem zamanlarına göre karşılaştırılmasında Karışık düzen varyans analizi (ANOVA) kullanıldı. Analizlerde ana etkilerin karşılaştırılmasında Bonferroni düzeltmesi uygulandı. $P < 0,05$ değeri istatistiksel olarak önemli kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. TANIMLAYICI ÖZELLİKLER

Çalışmaya katılan bireylerden sağlanan demografik verilerin istatistik analizleri Tablo 4.1’de verilmiştir.

Tablo 4.1: Bireylerin tanımlayıcı özellikleri

	Bireyler (n=19) Ort± SS m (min-maks)
Yaş (yıl)	21,37±2,22 21 (18-27)
Boy (cm)	178,21±6,34 180 (166-187)
Vücut Kütlesi (kg)	73,37±10,31 72 (58-95)
VKI (kg/m²)	23,11±3,04 23,7 (17,5-28,4)
Sit & Reach Testi, (puan)	12,52±3,67 12,3 (5-18)
	Bireyler (n=19)
Eğitim durumu n (%)	
Lise	17 (%89,5)
Üniversite	2 (%10,5)
Meslek n (%)	
Öğrenci	15 (%78,9)
Diğer	4 (%21,1)
Kronik hastalık, n (%)	
Yok	19 (%100)
İlaç kullanımı, n (%)	
Yok	19 (%100)
Fiziksel Aktivite Düzeyi, n (%)	
Kategori 1	6 (%31,6)
Kategori 2	13 (%68,4)

m: Medyan, n: Örneklem sayısı, min: Minimum, maks: Maksimum, %: Yüzde değeri, Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma

4.2. AYAĞA İLİŞKİN VERİLER VE DAĞILIMLARI

Tüm bireylerden 17 (%89,5) kişi sağ, 2 (%10,5) kişi sol ayağını dominant olarak kullanıyordu (Tablo 4.2). Çalışmaya katılan bireylerin ayağa ilişkin yapılan ölçümlerden Silfverskiöld Testi, NY, naviküler düşme mesafesi ve API-6 sonuç ortalamaları ve

dominant ayağa göre karşılaştırması Tablo 4.3’te verildi, dominant ve nondominant ayak ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi.

Tablo 4.2: Bireylerin dominant ayak dağılımı

Dominant Ayak, n (%)	
Sağ	17 (%89,5)
Sol	2 (%10,5)

n: Örnek sayısı, %: Yüzde değeri

Tablo 4.3: Silfverskiöld testi, Naviküler Yükseklik, Naviküler Düşme Mesafesi ve Ayak Postür İndeksi-6 sonuçlarının dominant ayağa göre karşılaştırılması

	Ayak		Test İstatistikleri		
	Dominant Ort±SS M (min-maks)	Non-dominant Ort±SS M (min-maks)	t	p	d
Silfverskiöld Testi (Ekstansiyon)	39,89±9,23 40 (25-60)	42,42±10,92 40 (30-60)	-1,740	0,099	0,231
Silfverskiöld Testi (Fleksiyon)	42,58±11,20 40 (20-60)	45,68±8,13 45 (35-60)	-1,466	0,160	0,194
Naviküler Yükseklik	5,11±0,85 5,3 (3,5-7)	5,06±0,91 5,2 (2-6,5)	0,286	0,778	0,038
Naviküler Düşme Mesafesi	0,67±0,23 0,7 (0,1-1)	0,67±0,25 0,6 (0,2-1)	0,001	0,999	0,001
Ayak Postür İndeksi-6	0,68±0,95 1 (-1-2)	0,89±0,81 1 (-1-2)	-1,714	0,104	0,227

Bağımlı Örneklem t Test (t), m: Medyan, min: Minimum, maks: Maksimum, n: Örneklem sayısı, %: Yüzde değeri, Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, *: anlamlılık değeri $p<0,05$

Ekstansiyonda ve fleksiyonda iken ölçülen Silfverskiöld testi dominant ve non-dominant ayak arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (sırasıyla $p=0,099$ ve $p=0,160$).

Naviküler yükseklik dominant ayak için $5,11\pm0,85$ cm, non-dominant ayak için ise $5,06\pm0,91$ cm idi ve istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p=0,778$). Naviküler düşme mesafesi dominant ayak için $0,67\pm0,23$ cm, non-dominant ayak için ise $0,67\pm0,25$ cm idi ve istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p=0,999$).

Ayak Postür İndeksi skoru dominant ayak için $0,68\pm0,95$, non-dominant ayak için ise $0,89\pm0,81$ değerindeydi ve istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p=0,104$).

4.3. MYOTONOMETRİK ÖLÇÜM DEĞERLERİ

Plantar fasya ve Aşil tendonu myotonometrik ölçüm sonuçlarının dominant ayağa göre karşılaştırılması Tablo 4.4'te verilmiştir.

Plantar fasya için yapılan ölçümlerde non-dominant ayağın tonus, elastisite, gevşeme süresi ve creep değerleri dominant ayağa göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Dominant ayağın sertlik değeri, non-dominant ayağa göre istatistiksel olarak daha düşüktü ($p=0,043$).

Aşil tendonu için yapılan ölçümlerde non-dominant ayağın tonus ve elastisite değerleri dominant ayağa göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). AT sertlik değeri dominant ayakta, non-dominant ayağa göre istatistiksel olarak daha yüksekti ($p=0,039$). Gevşeme süresi ve creep değeri, dominant ayakta non-dominant ayağa göre istatistiksel olarak daha düşüktü (sırasıyla $p=0,019$ ve $p=0,017$).

Tablo 4.4: Plantar fasya ve Aşil tendonu myotonometrik ölçümlerinin dominant ayağa göre karşılaştırılması

	Ayak		Test İstatistikleri		
	Dominant Ort±SS	Non-dominant Ort±SS	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>d</i>
Plantar Fasya					
Tonus (Hz)	23,22±2,15	23,28±2,14	-0,501	0,617	0,047
Sertlik (N/m)	460,56±61,81	467,96±67,16	-2,048	0,043*	0,193
Elastisite	1,20±0,10	1,22±0,12	-1,488	0,139	0,140
Gevşeme Süresi (ms)	11,54±1,38	11,41±1,58	1,450	0,150	0,136
Creep	0,73±0,08	0,72±0,09	0,893	0,374	0,084
Aşil Tendonu					
Tonus (Hz)	31,25±2,25	31,28±2,74	-0,148	0,883	0,014
Sertlik (N/m)	850,29±78,99	834,98±92,44	2,092	0,039*	0,197
Elastisite	0,82±0,14	0,82±0,14	0,020	0,984	0,002
Gevşeme Süresi (ms)	6,03±0,62	6,16±0,77	-2,384	0,019*	0,224
Creep	0,41±0,04	0,42±0,05	-2,414	0,017*	0,227

Bağımlı Örneklem *t* Test (*t*); Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, Hz: Hertz, N/m: Newton/metre, ms: milisaniye, *: anlamlılık değeri $p<0,05$

Uygulanan farklı egzersiz türlerine göre dominant ayak PF myotonometrik ölçümlerinin karşılaştırılması Tablo 4.5'te verilmiştir.

Tablo 4.5: Dominant ayak plantar fasyasının egzersiz türüne göre myotonometrik ölçümlerinin karşılaştırılması

Plantar Fasya/ Dominant	Egzersiz			Test İstatistikleri [†]		
	Topuk Yükseltme Ort±SS	Ayak Adduksiyonu Ort±SS	Kombine Egzersiz Ort±SS	F	p	η^2
Tonus (Hz)						
Yorgunluk Öncesi	23,24±2,17 ^b	22,70±2,17 ^b	22,64±1,86 ^b	0,474	0,625	0,017
Yorgunluk Sonrası	24,17±2,68 ^a	23,34±1,90 ^a	23,23±1,92 ^a	1,039	0,361	0,037
Test İstatistikleri ^φ	F=12,855 p<0,001* $\eta^2=0,192$	F=5,975 p=0,018* $\eta^2=0,100$	F=5,147 p=0,027* $\eta^2=0,087$			
Sertlik (N/m)						
Yorgunluk Öncesi	459,98±61,93 ^b	445,98±66,65 ^b	447,16±55,90 ^{ab}	0,302	0,741	0,011
Yorgunluk Sonrası	485,60±74,64 ^a	463,70±54,31 ^a	460,96±54,55 ^a	0,904	0,411	0,032
Test İstatistikleri ^φ	F=11,74 p=0,001* $\eta^2=0,179$	F=5,618 p=0,021* $\eta^2=0,094$	F=3,411 p=0,070 $\eta^2=0,059$			
Elastisite						
Yorgunluk Öncesi	1,18±0,11 ^{ab}	1,20±0,09 ^b	1,16±0,08 ^b	0,768	0,469	0,028
Yorgunluk Sonrası	1,20±0,13 ^a	1,23±0,07 ^a	1,23±0,12 ^a	0,431	0,652	0,016
Test İstatistikleri ^φ	F=1,196 p=0,279 $\eta^2=0,022$	F=4,650 p=0,036* $\eta^2=0,079$	F=15,992 p<0,001* $\eta^2=0,228$			
Gevşeme Süresi (ms)						
Yorgunluk Öncesi	11,65±1,38 ^a	11,81±1,52 ^a	11,82±1,27 ^a	0,087	0,917	0,003
Yorgunluk Sonrası	10,86±1,46 ^b	11,52±1,29 ^{ab}	11,56±1,31 ^{ab}	1,592	0,213	0,056
Test İstatistikleri ^φ	F=21,166 p<0,001* $\eta^2=0,282$	F=2,824 p=0,099 $\eta^2=0,050$	F=2,238 p=0,140 $\eta^2=0,040$			
Creep						
Yorgunluk Öncesi	0,74±0,08 ^a	0,74±0,08 ^a	0,74±0,07 ^a	0,025	0,975	0,001
Yorgunluk Sonrası	0,69±0,08 ^b	0,73±0,07 ^{ab}	0,73±0,07 ^{ab}	2,196	0,121	0,075
Test İstatistikleri ^φ	F=26,316 p<0,001* $\eta^2=0,328$	F=0,746 p=0,392 $\eta^2=0,014$	F=1,313 p=0,257 $\eta^2=0,024$			

Karışık Desen ANOVA (F), Etki Büyüklüğü (η^2), ^φ Gruplar içi karşılaştırma, [†]Gruplar arası karşılaştırma, Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, Hz: Hertz, N/m: Newton/metre, ms: milisaniye, *: anlamlılık değeri $p<0,05$, $a>b$: Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p<0,05$).

Bireylerin dominant PF myotonometrik ölçümlerinde hiçbir parametre değeri, egzersiz türüne göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemekteydi ($p>0,05$). Topuk yükseltme, ayak adduksiyonu ve kombine egzersiz türlerinde, yorgunluk sonrası ölçülen tonus değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak daha yüksekti ($p<0,05$).

Kombine egzersiz türünde yorgunluk sonrası sertlik değerleri yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemekteydi ($p>0,05$).

Topuk yükseltme ve ayak adduksiyonu egzersiz türlerinde yorgunluk sonrası ölçülen sertlik değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak daha yüksekti ($p<0,05$).

Topuk yükseltme egzersizi türünde yorgunluk sonrası elastisite değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Ayak adduksiyonu ve kombine egzersiz türlerinde yorgunluk sonrası ölçülen elastisite değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak daha yüksekti ($p<0,05$).

Ayak adduksiyonu ve kombine egzersiz türlerinde yorgunluk sonrası gevşeme süresi değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Topuk yükseltme egzersizi türünde yorgunluk sonrası ölçülen gevşeme süresi değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak daha düşüktü ($p<0,05$).

Ayak adduksiyonu ve kombine egzersiz türlerinde yorgunluk sonrası creep değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Topuk yükseltme egzersizi türünde yorgunluk sonrası ölçülen creep değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak daha düşüktü ($p<0,05$).

Uygulanan farklı egzersiz türlerine göre non-dominant ayak PF myotonometrik ölçümlerinin karşılaştırılması Tablo 4.6'da verilmiştir.

Tablo 4.6: Non-dominant ayak plantar fasyasının egzersiz türüne göre myotonometrik ölçümlerinin karşılaştırılması

Plantar Fasya/ Non-dominant	Egzersiz			Test İstatistikleri [†]		
	Topuk Yükseltme Ort±SS	Ayak Adduksiyonu Ort±SS	Kombine Egzersiz Ort±SS	F	p	η^2
Tonus (Hz)						
Yorgunluk Öncesi	23,12±2,21 ^b	22,85±1,96 ^{ab}	22,80±1,85 ^b	0,137	0,872	0,005
Yorgunluk Sonrası	24,16±2,65 ^a	23,19±2,04 ^a	23,55±1,99 ^a	0,894	0,415	0,032
Test İstatistikleri [‡]	F=13,433 p<0,001* $\eta^2=0,199$	F=1,477 p=0,229 $\eta^2=0,027$	F=7,039 p=0,010* $\eta^2=0,115$			
Sertlik (N/m)						
Yorgunluk Öncesi	463,82±68,85 ^b	456,70±60,99 ^{ab}	452,68±56,05 ^b	0,156	0,856	0,006
Yorgunluk Sonrası	495,65±88,20 ^a	464,49±59,97 ^a	474,44±63,82 ^a	0,935	0,399	0,033

Tablo 4.6 (devamı)

Test İstatistikleri ϕ	$F=13,738$ $p<0,001^*$ $\eta^2=0,203$	$F=0,823$ $p=0,368$ $\eta^2=0,015$	$F=6,419$ $p=0,014^*$ $\eta^2=0,106$			
Elastisite						
Yorgunluk Öncesi	1,19±0,11	1,20±0,11	1,20±0,09	0,094	0,910	0,003
Yorgunluk Sonrası	1,22±0,15	1,24±0,11	1,25±0,14	0,150	0,861	0,006
Test İstatistikleri ϕ	$F=2,111$ $p=0,152$ $\eta^2=0,038$	$F=3,219$ $p=0,078$ $\eta^2=0,056$	$F=3,193$ $p=0,080$ $\eta^2=0,056$			
Gevşeme Süresi (ms)						
Yorgunluk Öncesi	11,50±1,80 ^a	11,61±1,46 ^a	11,68±1,31 ^a	0,068	0,934	0,003
Yorgunluk Sonrası	10,83±1,96 ^b	11,59±1,53 ^{ab}	11,26±1,35 ^b	1,022	0,367	0,036
Test İstatistikleri ϕ	$F=12,324$ $p<0,001^*$ $\eta^2=0,186$	$F=0,018$ $p=0,894$ $\eta^2=0,001$	$F=4,834$ $p=0,032^*$ $\eta^2=0,082$			
Creep						
Yorgunluk Öncesi	0,73±0,10 ^a	0,73±0,08 ^a	0,74±0,07 ^a	0,009	0,991	0,001
Yorgunluk Sonrası	0,69±0,11 ^b	0,74±0,09 ^{ab}	0,71±0,08 ^b	0,994	0,377	0,035
Test İstatistikleri ϕ	$F=12,337$ $p<0,001^*$ $\eta^2=0,186$	$F=0,035$ $p=0,853$ $\eta^2=0,001$	$F=4,939$ $p=0,030^*$ $\eta^2=0,084$			

Karışık Desen ANOVA (F), Etki Büyüklüğü (η^2), ϕ Gruplar içi karşılaştırma, $\dagger$ Gruplar arası karşılaştırma, Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, Hz: Hertz, N/m: Newton/metre, ms: milisaniye, *: anlamlılık değeri $p<0,05$, $a>b$: Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p<0,05$).

Bireylerin non-dominant PF myotonometrik ölçümlerinde hiçbir parametre değeri, egzersiz türüne göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Ayak adduksiyonu egzersiz türünde yorgunluk sonrası tonus değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Topuk yükseltme ve kombine egzersiz türlerinde yorgunluk sonrası ölçülen tonus değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak daha yüksekti ($p<0,05$).

Ayak adduksiyonu egzersiz türünde yorgunluk sonrası ölçülen sertlik değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Topuk yükseltme ve kombine egzersiz türlerinde yorgunluk sonrası ölçülen sertlik değerleri, yorgunluk öncesi değerlere göre istatistiksel olarak daha yüksekti ($p<0,05$).

Topuk yükseltme, ayak adduksiyonu ve kombine egzersiz türlerinde yorgunluk sonrası ölçülen elastisite değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

Ayak adduksiyonu egzersiz türünde yorgunluk sonrası ölçülen gevşeme süresi değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Topuk yükseltme ve kombine egzersiz türlerinde yorgunluk sonrası ölçülen gevşeme süresi değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak daha düşüktü ($p<0,05$).

Ayak adduksiyonu egzersiz türünde yorgunluk sonrası ölçülen creep ölçüm değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Topuk yükseltme ve kombine egzersiz türlerinde yorgunluk sonrası ölçülen creep değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak daha düşüktü ($p<0,05$).

Uygulanan farklı egzersiz türlerine göre dominant ayak AT myotonometrik ölçümlerinin karşılaştırılması Tablo 4.7’de verilmiştir.

Tablo 4.7: Dominant ayak Aşil tendonunun egzersiz türüne göre myotonometrik ölçümlerinin karşılaştırılması

Aşil Tendonu/ Dominant	Egzersiz			Test İstatistikleri †		
	Topuk Yükseltme Ort±SS	Ayak Adduksiyonu Ort±SS	Kombine Egzersiz Ort±SS	F	p	η^2
Tonus (Hz)						
Yorgunluk Öncesi	31,26±1,63 ^{ab}	31,19±2,44 ^{ab}	30,38±2,02 ^b	1,083	0,346	0,039
Yorgunluk Sonrası	31,81±1,88 ^a	31,46±2,29 ^a	31,41±3,03 ^a	0,153	0,858	0,006
Test İstatistikleri †	$F=2,850$ $p=0,097$ $\eta^2=0,050$	$F=0,690$ $p=0,410$ $\eta^2=0,013$	$F=10,118$ $p=0,002^*$ $\eta^2=0,158$			
Sertlik (N/m)						
Yorgunluk Öncesi	856,07±75,96	856,84±91,55	822,46±78,05	1,085	0,345	0,039
Yorgunluk Sonrası	865,93±58,97	853,19±75,19	847,25±92,86	0,293	0,748	0,011
Test İstatistikleri †	$F=0,582$ $p=0,449$ $\eta^2=0,011$	$F=0,080$ $p=0,779$ $\eta^2=0,001$	$F=3,681$ $p=0,060$ $\eta^2=0,064$			
Elastisite						
Yorgunluk Öncesi	0,81±0,13	0,80±0,13	0,86±0,17	0,955	0,391	0,034
Yorgunluk Sonrası	0,81±0,13	0,83±0,10	0,81±0,15	0,134	0,875	0,005
Test İstatistikleri †	$F=0,001$ $p=0,995$ $\eta^2=0,001$	$F=1,711$ $p=0,196$ $\eta^2=0,031$	$F=3,191$ $p=0,080$ $\eta^2=0,056$			
Gevşeme Süresi (ms)						
Yorgunluk Öncesi	5,98±0,58	5,99±0,79	6,24±0,62	0,953	0,392	0,034
Yorgunluk Sonrası	5,86±0,48	5,99±0,62	6,09±0,63	0,713	0,494	0,026
Test İstatistikleri †	$F=1,222$ $p=0,274$ $\eta^2=0,022$	$F=0,001$ $p=0,986$ $\eta^2=0,001$	$F=2,291$ $p=0,136$ $\eta^2=0,041$			

Tablo 4.7 (devamı)

Creep						
Yorgunluk Öncesi	0,40±0,03	0,40±0,05	0,42±0,04	0,804	0,453	0,029
Yorgunluk Sonrası	0,40±0,03	0,40±0,03	0,41±0,03	1,409	0,253	0,050
Test İstatistikleri ^φ	$F=1,214$	$F=0,038$	$F=0,264$			
	$p=0,275$	$p=0,845$	$p=0,609$			
	$\eta^2=0,022$	$\eta^2=0,001$	$\eta^2=0,005$			

Karışık Desen ANOVA (F), Etki Büyüklüğü (η^2), ^φ Gruplar içi karşılaştırma, [†]Gruplar arası karşılaştırma, Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, Hz: Hertz, N/m: Newton/metre, ms: milisaniye, *: anlamlılık değeri $p<0,05$, $a>b$: Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p<0,05$).

Bireylerin dominant AT myotonometrik ölçümlerinde hiçbir parametre değeri, egzersiz türüne göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemekteydi ($p>0,05$). Topuk yükseltme ve ayak adduksiyonu egzersiz türlerinde hiçbir parametre değerinde yorgunluk sonrası ölçülen değerler, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemekteydi ($p>0,05$). Kombine egzersiz türünde yorgunluk sonrası ölçülen sertlik, elastisite, gevşeme süresi ve creep değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemekteydi ($p>0,05$). Kombine egzersiz türünde yorgunluk sonrası ölçülen tonus değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak daha yüksekti ($p<0,05$).

Uygulanan farklı egzersiz türlerine göre non-dominant ayak AT myotonometrik ölçümlerinin karşılaştırılması Tablo 4.8’de verilmiştir.

Tablo 4.8: Non-dominant ayak Aşıl tendonunun egzersiz türüne göre myotonometrik ölçümlerinin karşılaştırılması

Aşıl Tendonu/ Non-dominant	Egzersiz			Test İstatistikleri †		
	Topuk Yükseltme Ort±SS	Ayak Adduksiyonu Ort±SS	Kombine Egzersiz Ort±SS	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>η</i> ²
Tonus (Hz)						
Yorgunluk Öncesi	30,75±2,16 ^b	31,12±2,75 ^b	30,87±3,27 ^{ab}	0,090	0,914	0,003
Yorgunluk Sonrası	32,02±2,72 ^a	32,21±3,06 ^a	30,72±2,28 ^a	1,720	0,189	0,060
Test İstatistikleri ^φ	<i>F</i> =5,736 <i>p</i> =0,020* <i>η</i> ² =0,096	<i>F</i> =4,164 <i>p</i> =0,046* <i>η</i> ² =0,072	<i>F</i> =0,087 <i>p</i> =0,769 <i>η</i> ² =0,002			
Sertlik (N/m)						
Yorgunluk Öncesi	831,79±75,69 ^b	821,00±101,43 ^b	814,19±93,53 ^{ab}	0,181	0,835	0,007
Yorgunluk Sonrası	872,04±83,68 ^a	862,12±87,39 ^a	808,74±103,03 ^a	2,616	0,082	0,088
Test İstatistikleri ^φ	<i>F</i> =4,361 <i>p</i> =0,041* <i>η</i> ² =0,075	<i>F</i> =4,553 <i>p</i> =0,037* <i>η</i> ² =0,078	<i>F</i> =0,080 <i>p</i> =0,778 <i>η</i> ² =0,001			
Elastisite						
Yorgunluk Öncesi	0,84±0,19	0,83±0,14	0,81±0,09	0,192	0,826	0,007

Tablo 4.8 (devamı)

Yorgunluk Sonrası	0,79±0,14	0,82±0,14	0,82±0,15	0,331	0,720	0,012
Test İstatistikleri ϕ	$F=2,772$ $p=0,102$ $\eta^2=0,049$	$F=0,043$ $p=0,836$ $\eta^2=0,001$	$F=0,028$ $p=0,868$ $\eta^2=0,001$			
Gevşeme Süresi (ms)						
Yorgunluk Öncesi	6,22±0,64 ^a	6,14±0,87 ^a	6,44±0,80 ^a	0,752	0,476	0,027
Yorgunluk Sonrası	5,91±0,65 ^b	5,96±0,71 ^{ab}	6,30±0,87 ^{ab}	1,525	0,227	0,053
Test İstatistikleri ϕ	$F=6,371$ $p=0,015^*$ $\eta^2=0,106$	$F=2,285$ $p=0,136$ $\eta^2=0,041$	$F=1,277$ $p=0,263$ $\eta^2=0,023$			
Creep						
Yorgunluk Öncesi	0,42±0,04	0,41±0,05	0,44±0,06	1,324	0,275	0,047
Yorgunluk Sonrası	0,40±0,04	0,40±0,04	0,42±0,05	1,586	0,214	0,055
Test İstatistikleri ϕ	$F=3,530$ $p=0,066$ $\eta^2=0,061$	$F=1,553$ $p=0,218$ $\eta^2=0,028$	$F=2,847$ $p=0,097$ $\eta^2=0,050$			

Karışık Desen ANOVA (F), Etki Büyüklüğü (η^2), ϕ Gruplar içi karşılaştırma, † Gruplar arası karşılaştırma, Ort: Ortalama, SS: Standart Sapma, Hz: Hertz, N/m: Newton/metre, ms: milisaniye, *: anlamlılık değeri $p<0,05$, $a>b$: Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p<0,05$).

Bireylerin non-dominant AT myotonometrik ölçümlerinde hiçbir parametre değeri, egzersiz türüne göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Kombine egzersiz türünde yorgunluk sonrası ölçülen tonus değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Topuk yükseltme ve ayak adduksiyonu egzersiz türlerinde, yorgunluk sonrası ölçülen tonus değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak daha yüksekti ($p<0,05$).

Kombine egzersiz türünde yorgunluk sonrası ölçülen sertlik değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Topuk yükseltme ve ayak adduksiyonu egzersiz türlerinde yorgunluk sonrası ölçülen sertlik değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak daha yüksekti ($p<0,05$).

Ayak adduksiyon ve kombine egzersiz türünde yorgunluk sonrası ölçülen gevşeme süresi değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Topuk yükseltme egzersizi türünde yorgunluk sonrası ölçülen gevşeme süresi değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak daha düşüktü ($p<0,05$).

Topuk yükseltme, ayak adduksiyonu ve kombine egzersiz türlerinde yorgunluk sonrası ölçülen elastisite ve creep değerleri, yorgunluk öncesi ölçülen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).



5. TARTIŞMA

Ayak ekstrinsik kas yorgunluğu veya zayıflığının ayak-ayak bileği patolojilerinde önemli bir risk faktörü olduğu düşünüldüğünde sağlıklı sedanter bireylerde PF ile AT arasındaki ilişkinin anlaşılması ve biyomekanik ve viskoelastik özelliklerinin belirlenmesi, olası ayak yaralanmalarının önlenmesi için önem taşımaktadır. Bu nedenle çalışmamız ayak ekstrinsik kaslarında egzersizle indüklenen yorgunluğun PF ve AT'nin biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerindeki etkilerini göstermek amacıyla yapılmıştır. Hipotezimizi destekler nitelikte, çalışmamızda uygulanan egzersiz protokolüne bağlı oluşan yorgunluğun dominant PF için özellikle tonus, sertlik ve elastisite üzerine; non-dominant PF için elastisite hariç diğer parametreler üzerinde daha fazla anlamlı etkisi bulunmuştur. Dominant AT için ise yalnızca tonus üzerinde anlamlı etki görülürken; non-dominant AT'de özellikle tonus, sertlik ve gevşeme süresi üzerinde anlamlı etkilere rastlanmıştır.

5.1. DEMOGRAFİK ÖZELLİKLER

Vücut ağırlığını taşıyan ve zeminden gelen reaksiyon kuvvetlerini karşılayan ayak, intrinsik kuvvetler, kas imbalansı, ayağa aşırı yük binmesi ve ayakkabı kullanımı gibi ayağa etki eden iç ve dış faktörlere bağlı olarak şekillenmektedir (102). Ayağın yumuşak dokularının biyomekanik ve viskoelastik özellikleri yaş, cinsiyet, VKİ, hormonal faktörler, dominantlık, aktivite düzeyi ve ayak deformitelerinden etkilenebilmektedir (103–107).

Waugh ve ark. (108), çocuklar ve yetişkinlerde tendonun mekanik özelliklerini karşılaştırmışlar ve AT sertliğinde yaş ile ilişkili anlamlı artış bulmuşlardır. Ayrıca Saldıran ve ark. (103), 65 yaş altı (ort. $44,5 \pm 8$) ve 65 yaş üstü (ort. $66,3 \pm 1,6$) bireylerde PF sertliğini karşılaştırmışlar ve 65 yaş üstü bireylerde daha yüksek sertlik değerleri elde etmişlerdir. Bu farklılıklardan dolayı fasyanın ve tendonun biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerindeki yaşa bağlı etkileri minimize etmek için çalışmamızdaki bireyler, yaş aralığı birbirine yakın (yaş ortalaması $21,37 \pm 2,22$ yıl) ve sağlıklı genç yetişkinler arasından seçilmiştir.

Plantar fasya ve Aşil tendonu-gastroknemius kas kompleksinin viskoelastik özelliklerini inceleyen çalışmalarda, dokuların sertlik ve elastisite özelliklerinin

hormonal faktörlerden kaynaklı olarak cinsiyetler arasında farklılaştığı bildirilmiştir (104,109). Taş ve Salkın (104), AT ve gastroknemius kasının sertliğinin erkek bireylerde kadın bireylere göre daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Ham ve ark. (110), kadın bireylerde aktif kasılma sırasında ölçtükleri medial gastroknemius ve hamstring kaslarının sertliğinin, menstrüel siklusun iki aşamasında anlamlı düzeyde farklılık olduğunu göstermişlerdir. Kadınlarda bir menstrüel siklus boyunca vücutta üretilme düzeyinin farklılık gösterdiği östrojen hormonunun kas, tendon ve fasya gibi yumuşak dokuların biyomekanik ve viskoelastik özelliklerini etkileyebileceği düşünülerek kadın bireyler çalışmaya dâhil edilmemiş olup örneklemimiz yalnızca erkek bireylerden oluşturulmuştur.

Literatürde VKİ'nin PF ve AT'nin biyomekanik özellikleri üzerinde etkisinin olup olmadığına dair çelişkili sonuçlar yer almaktadır (105,111). Taş ve ark. (105), 19-58 yaş aralığındaki VKİ'ye göre üç gruba ayrılmış 52 kadın ve 35 erkeği dâhil ettikleri çalışmalarında PF sertliği ve kalınlığını ultrasonografi ile incelemişler ve artmış VKİ'nin PF sertliğinde azalmaya neden olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Aşırı kilolu ve obez bireylerdeki bu sonuçlar, vücut ağırlığının artmasına bağlı olarak ayak kemiklerine ve MLA'yı destekleyen yapılara binen mekanik stresin artmasıyla açıklanabilir. Bu sonuçlara dayanarak; değerlendirdiğimiz doku parametrelerinin vücut ağırlığından etkilenme ihtimali göz önünde bulundurulmuş olup çalışmamıza VKİ'leri normal aralıkta ($23,11 \pm 3,04 \text{ kg/m}^2$) olan bireyler dâhil edilmiştir.

Fiziksel aktivite düzeyinin tendon yapısını etkilediğini gösteren çalışmalar literatürde mevcuttur (106,112). Fiziksel aktivite düzeyi yüksek olan kadın atlet bireyler ve erkek amatör basketbolcular ile sporcu olmayan, sedanter bireylerin tendon sertliğini karşılaştıran çalışmalarda AT sertliğini daha yüksek bulmuşlardır (106,112). Tendon sertliğinin sporcu bireylerde daha yüksek çıkması, tendonun antrenmana verdiği fizyolojik yanıtla açıklanabilmektedir (113). Artan mekanik yüklenmelere gösterilen tendon uyumunun mekanizması olarak tendon materyalindeki ve morfolojik özelliklerindeki (kesit alanının artması) değişiklikler varsayılabilir. Tendonda meydana gelen değişikliklerin, kolajen sentezinin artışı ve kolajen moleküler çapraz bağlanma düzeylerindeki değişikliklerden kaynaklandığı belirtilmiştir (114). Bu bilgiler ışığında bireysel farklılıkları elimine etmek ve yorgunluğun etkisinin selektif olarak görülmesi

amacıyla fiziksel aktivite düzeyi kategori 1 ve 2 olan sedanter bireyler çalışmaya dâhil edilmiştir.

Taş ve ark. (115), yaptıkları çalışmada ayağa ilişkin postüral bozuklukların PF ve AT biyomekanik özellikleri üzerindeki etkilerini göstermişlerdir. Ayakta herhangi bir deformite varlığı, ark yüksekliğindeki anormallikler, cerrahi öykü veya kırık öyküsünün pozitif olması ayak biyomekaniği üzerinde başlıca olumsuz etmen olduğundan ve çalışmamızın sonuçlarını etkileyebileceği öngörüldüğünden örneklemimiz APİ-6'ya göre nötral ayak postürüne sahip bireyler arasından seçilmiştir.

Sonuç olarak; çalışmamızda farklı egzersiz türleri ile meydana gelen yorgunluğun PF ve AT üzerindeki akut etkilerini karşılaştırmak amacıyla çapraz tasarımlı çalışma yöntemi uygulanmıştır. Bu sayede yaş, cinsiyet, VKİ gibi bireysel farklılıkların bulgular üzerindeki etkisinin ortadan kaldırılması hedeflenmiştir.

Çalışmamızdaki ayak ekstrinsik kas yorgunluğunun PF ve AT biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerindeki etkileri dominant ve non-dominant ekstremitelerde ayrı ayrı incelenmiştir. Literatürde dominant/non-dominant veya sağ/sol ekstremitelerin biyomekanik, fasyal ve tendon özelliklerinde farklılıklar olduğu bulunmuştur (116,117). Buna dayanarak dominant ve non-dominant ayak arasında biyomekanik ve viskoelastik özellikler açısından yorgunluk etkilerinin farklılaşabileceği öngörüldüğü için bireylerde dominant ayak belirlenerek her iki ekstremiteden de ölçüm yapılmıştır.

5.2. YORGUNLUK ÖNCESİ PLANTAR FASYA İLE İLİŞKİLİ SONUÇLAR

Literatür incelendiğinde dominant ve non-dominant ayağın PF sertliğini karşılaştıran herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ancak Shiotani ve ark. (118), koşucu ve sedanter bireylerde sağ ve sol PF sertliğini karşılaştırmışlar ve çalışmanın sonucunda sedanter bireylerde sağ ve sol PF arasında anlamlı farklılık bulunmadığını, koşucularda ise proksimal bölgedeki sertliğin sol PF'de daha yüksek bulunduğunu bildirmişlerdir. Koşucu bireylerde iki ekstremitede arasında görülen farklılığın, asimetrik mekanik yüklenmeyi içeren koşu sporuna özgü antrenmanlara gösterilen adaptasyondan kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Bu sonuca karşın bizim sonuçlarımızda UFAA'ya göre kategori 1 ve 2 olan bireylerde dominant ayağın PF sertlik özelliği, non-dominant ayağa göre daha düşük bulundu. Sonuçlarımız arasındaki farklılığın ölçüm

yöntemlerimizden veya hem koşucu hem sedanter bireylerin dominant ve non-dominant ayakları belirlenmeksizin sağ ve sol ekstremite kategorisiyle gruplanmasından kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz.

Semptomatik ayağa sahip bireylerin PF biyomekanik özelliklerini inceleyen çalışmalardan birinde Barreto Rabelo ve ark. (119), plantar fasyopatili ve sağlıklı bireylerde PF sertliğini yumuşak dokuların biyomekanik özelliğini değerlendiren ve yeni geliştirilmiş bir cihaz olan IndentoPro ile incelemişler ve iki grup arasında PF sertliği açısından anlamlı farklılık bulmamışlardır. Literatürle çelişkili bulgular elde etmelerinin, ölçümde kullanılan cihaz ve ölçüm bölgesinin farklılığından, ölçülen dokunun yağ tabakası ve derinliğinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Yapılan başka bir çalışmada Cheung ve ark. (120), PF sertliğinin ayak-ayak bileğinin biyomekanik yanıtlara olan etkisini incelemek amacıyla oluşturdukları üç boyutlu ayak modelinde PF sertliğindeki artışın daha rijit MLA ve azalmış şok absorpsiyonu ile sonuçlandığını bildirmişlerdir. PF’de artmış stresler sonucu gelişen patolojilerde kolajen yıkımı, matriks maddesinin bozulması ve kondroid metaplazi gibi mikroskobik değişikliklerin sertlik özelliğini etkilediği bilinmektedir (121). Çalışmamızda non-dominant ayağın PF sertliğinde non-dominant ayağa göre anlamlı ölçüde daha yüksek değerler görülmesine gerekçe olarak sağlıklı bireylerde dominant ve non-dominant alt ekstremitelerin maruz kaldığı streslerin bire bir benzer nitelik taşımaması gösterilebilir. PF’nin yeterli bir yüke yanıt olarak sertliğinin artabileceği bulgusu, yaralanmaların önlenmesi, rehabilitasyon ve bireyin performansındaki gelişmeler açısından değerlidir. Bu konu ile ilgili kesin kanıtlar ortaya koymak için daha fazla örneklem üzerinde yapılacak randomize kontrollü çalışmalara ihtiyaç vardır.

Literatürde dominant ve non-dominant PF’yi tonus, elastisite, gevşeme süresi ve creep özellikleri açısından karşılaştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır. Sonuçlarımız, sertlik haricindeki parametrelerin PF’nin ekstremiteler arasında benzerlik gösterdiğini ortaya koymuştur. Bu bulgular, PF’nin yapısal özelliklerinin fonksiyonelliğe katkısının anlaşılmasına yönelik temel oluşturabilir.

5.3. YORGUNLUK ÖNCESİ AŞIL TENDONU İLE İLİŞKİLİ SONUÇLAR

Çalışmamızda tonus ve elastisite özelliklerinde dominant ve non-dominant AT arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır. Bravo-Sánchez ve ark. (122), bulgularımıza benzer olarak profesyonel badminton sporcularında dominant ve non-dominant AT

arasında tonus ve elastisite özelliğinde anlamlı farklılık bulmamışlardır. Bu sonucu destekler nitelikte Abian Vicen ve ark. (123), elit badminton sporcularında AT tonusu için ekstremiteler arasında anlamlı farklılık bulmadıklarını, yalnızca elastisite özelliğinde anlamlı farklılık bulduklarını bildirmişlerdir. Ekstremiteler arasındaki elastisite özelliğinde görülen bu farklılığın sporcunun ilgili spora özgü antrenman karakteristiğinden kaynaklanmış olabileceği belirtilmiştir. Abian Vicen ve ark. (123)'nın yaptığı çalışma ile bizim çalışmamızın elastisite sonuçları arasında görülen tezatlığın örneklemimizi sedanter bireylerin oluşturmamasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Chiu ve ark. (116), sağlıklı bireylerde ayak bileği fiks edilmiş bir pozisyonda iken kalkaneal tüberkülün 2 cm yukarısından AT sertliğini elastografi yöntemiyle incelemişler ve sonuçlarımıza paralel olarak dominant AT sertliğini non-dominant AT'ye göre anlamlı düzeyde daha yüksek bulmuşlardır. Dominant ve non-dominant AT sertliği arasında görülen farklılığın dengesiz mekanik yüklenmeler sonucunda meydana gelen mikro yırtıklar, tendonda yeniden yapılanma için artmış kan akımı, ekstraselüler matriks içeriği ve hidrostatik basınç ve tip-1 kolajen üretimi için gereken gen ekspresyonundan kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir (117,124,125). Ancak bu sonuçların aksine AT sertliğinin dominant ve non-dominant ayakta simetrik özellik gösterdiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (123,126). Dominant AT'de daha yüksek sertlik özelliği gösteren sonuçlarımız ile arasındaki farklılık, ölçüm metodolojilerimizin farklılığından kaynaklanmış olabilir.

Literatürde dominant ve non-dominant AT arasında gevşeme süresini karşılaştıran herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Sonuçlarımızda dominant ayağın AT gevşeme süresinin non-dominant ayağa göre daha kısa bulunması, dominant AT'nin kontraksiyon sonlandığında eski halini alana kadar geçen sürenin dominant olmayan AT'ye göre daha kısa olmasıyla ilişkilendirilmektedir. Morgan ve ark. (127), yüklenme altında değilken ölçtükleri AT gevşeme süresini, yüklenme altındayken ölçtükleri gevşeme süresine göre daha uzun bulmuşlardır. AT'nin gevşeme süresi özelliğinde görülen ekstremiteler arası asimetri, farklı yüklenme profillerinin meydana getirdiği ekstremiteler tercihinin bir sonucu olabileceğini düşündürmektedir. Ancak literatürdeki eksiklikler göz önüne alındığında, konuyla ilgili yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Literatürde dominant ve non-dominant ayak arasında AT creep özelliğini karşılaştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır. Sonuçlarımızda dominant ayağın AT creep

özelliğinin, non-dominant ayağa göre anlamı düzeyde daha düşük bulunması, AT'nin sabit yük altında zaman içindeki gerilme ve uzama özelliğinin daha az bulunması ve tendonun daha az deformasyona uğradığı şeklinde yorumlanabilmektedir (128). Núñez ve ark. (129), biceps femoris kasında yaralanma öyküsü bulunan ve bulunmayan profesyonel futbolcuların creep özelliklerini her iki ekstremitelerinden de değerlendirmişler ve yaralanma geçirmiş ekstremitelerinin kasındaki creep özelliğinin, yaralanma geçirmemiş sporcuların dominant ve non-dominant ekstremitelerinin kaslarına göre önemli düzeyde daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmadan yola çıkarak; ekstremiteler üzerindeki dengesiz mekanik yüklenmelerin mikro yırtıklara yol açarak creep özelliğinde, başka bir ifadeyle tendonun kademeli uzamasını sağlama yeteneğinde azalmaya sebep olabileceğini düşünmekteyiz.

5.4. YORGUNLUĞUN PLANTAR FASYANIN BİYOMEKANİK VE VİSKOELASTİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ

Kas, tendon ve fasya gibi yumuşak dokuların biyomekanik ve viskoelastik özelliklerinde çeşitli durumlarda değişiklik görülebilmektedir. Literatürde kaslarda ve plantar fasyada yaşlanma, yorgunluk, yaralanma, metabolik hastalık, egzersiz ve antrenman durumlarında değişiklik görüldüğünü kanıtlayan çalışmalar mevcuttur (103,130–133). Bu etmenler dokuların endurans, hareket kabiliyeti ve yaralanma riski gibi bir dizi fizyolojik durumunu etkileyebilmektedir. Bu bilgilerin ışığında ayağın ekstrinsik kaslarında meydana gelen yorgunluğun fasya ve tendon mekaniği üzerindeki etkilerini açıklayabilmenin; ayak bileği kas imbalansı veya zayıflığında, yaşlanmanın fizyolojik sonucu olan sarkopenide, diyabet gibi ayak-ayak bileğini doğrudan etkileyen metabolik hastalıklarda literatüre yol gösterici olacağını düşünmekteyiz.

Yorgunluk, genel ve kassal yorgunluk olarak iki grupta incelenebilmektedir. Ayağın ekstrinsik kaslarına yorgunluk oluşturmak için genellikle farklı tekrar ve set sayılarından oluşan spesifik egzersizler kullanılmaktadır (77,78). Literatürde kalf kaslarında yorgunluk oluşturmak amacıyla yapılan çalışmalarda genellikle izotonik veya izometrik kasılmalardan oluşan egzersiz protokolleri tercih edilirken, elektrik stimülasyonunun da kullanıldığı görülmüştür (78,79). Ancak aktif kasılma ile oluşturulan yorgunluğun etkilerinin, elektrik stimülasyonu ile oluşturulan yorgunluğun etkilerinden farklı olduğu bilindiğinden dolayı çalışmamızda yorgunluk protokolü kapsamında bireylerin aktif kas kontraksiyonunu gerektiren egzersizler tercih edilmiştir (134).

Literatürde, gastroknemius, soleus, tibialis posterior ve peroneus longus kaslarında yorgunluk oluşturmak amacıyla topuk yükseltme egzersizinin sıkça kullanıldığı görülmüştür (84,100). Unilateral veya bilateral olarak gerçekleştirilebilen topuk yükseltme egzersizinin, unilateral uygulandığında AT üzerinde daha fazla stres oluşturduğu bir çalışmada gösterilmiştir (135). Buna dayanarak; çalışmamızda selektif olarak belirli kaslarda oluşturulan yorgunluğun, AT üzerindeki spesifik etkilerini maksimum düzeyde görmeyi hedeflediğimiz için unilateral topuk yükseltme egzersizi tercih edilmiştir. Topuk yükseltme egzersizi, farklı şekillerde uygulanabilmektedir. Hébert-Losier ve ark. (136), diz tam ekstansiyonda ve 45° fleksiyondayken gerçekleştirdikleri unilateral topuk yükseltme egzersizinin, triceps surae kasının yorgunluk parametreleri arasında anlamlı farklılık oluşturmadığını gösterdikleri için çalışmamızda topuk yükseltme egzersizi diz ekstansiyondayken gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda MLA'nın primer destekleyici yapılarından biri olan tibialis posterior kasında yorgunluk oluşturmak amacıyla dirençli kapalı kinetik ayak adduksiyonu kullanılmıştır. Literatürde konsantrik/eksantrik kontraksiyonlardan oluşan dirençli ayak adduksiyonu egzersizinin direncinin, genellikle dinamometre bağlı cihazlar tarafından submaksimal düzeyde verildiği görülmüştür (80,82,83). Elastik bant kullanılarak yapılan egzersizler sırasında, dirençli cihazlara kıyasla daha fazla kas aktivasyonu gerektiği bilinmektedir (137). Bu nedenle çalışmamızda konsantrik ve eksantrik kontraksiyon oluşumu, hareket boyunca değişken dirençle karakterize edilen elastik bant ile sağlanmıştır. Kulig ve ark. (67), gümüş renkte elastik bant ile dirençli ayak adduksiyonu yapıldığı sırada tibialis posterior kasının aktivasyonunu maksimum düzeyde bulmuştur. Çalışmamızdaki bireylerin fiziksel aktivite düzeyi göz önünde bulundurularak, orta düzeyde direnç sağlaması nedeniyle yeşil renkte elastik bant kullanılmıştır. Ayrıca, literatürde uygulanmış tek egzersiz ile yorgunluk oluşturma protokollerine ek olarak, çalışmamızda unilateral topuk yükseltme ve dirençli ayak adduksiyonu egzersizlerinin kombine edilmesi ile ayağın ekstrinsik kaslarının kontraksiyona katılımını artırmayı hedefledik.

Ayağın ekstrinsik kaslarından triceps surae kas grubu ve m. tibialis posterior'da izole olarak oluşturulan yorgunluğun dengeye, ayağın mediolateral stabilitesine, nöromüsküler kontrolüne ve eklem pozisyon hissi üzerine literatürde gösterilmiş olumsuz etkileri bulunmaktadır (138–141). Ayak bileği plantar fleksörlerinin enduransındaki azalma, kas yorgunluğu oluşturarak dengenin sürdürülmesini zorlaştırabilmektedir (142).

Örneğin, bir çalışmada m. tibialis posterior yorgunluğunun kas fonksiyonunu azalttığı gösterilmiştir (80). Tibialis posterior tendon disfonksiyonunda arka ayak aşırı pronasyona gitme eğilimindedir (143). Bunun sebebi MLA'nın primer destekleyici kası olan m. tibialis posterior'un fonksiyonunun azalmasıdır (144). Ayrıca tibialis posterior tendon yetmezliği olan bireylerin ayak yapılarında meydana gelen kemik ve eklem patolojileri, yumuşak doku deformiteleri ve MLA'da biyomekaniksel değişikliklerin meydana geldiği bilinmektedir (145). Çalışmamızda tibialis posterior kasının izole yorgunluğunun ayak biyomekaniğinde etkin rolü olan PF'nin ölçülebilir biyomekanik ve viskoelastik özelliklerinde (elastisite hariç) belirgin değişikliklere neden olmuştur. Egzersiz ile indüklenen yorgunluk sonucu ortaya çıkan bu farklılıklar, yorgunluğun ayak yapısı ve fonksiyonu üzerindeki etkilerini anlamak, tendon disfonksiyonuna yönelik tedavi ve önleyici stratejiler geliştirmek açısından önemli bir araştırma alanı sunmaktadır.

Literatürde ayağın ekstrinsik kaslarında yorgunluk oluşturup PF ve AT üzerindeki etkilerini inceleyen herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ancak pes planus gibi ayak yapısını etkileyen deformitelere sahip bireylerde PF ve AT'ye yönelik incelemeler yapan çalışmalar bulunmaktadır (115,146). Naviküler kemik yüksekliğinin azalmasıyla miyofasyal dokuların MLA üzerindeki desteği azalmaktadır. Bu sebeple tibialis posterior kasının zayıflığına ve endurans kaybına bağlı olarak PF ve AT'nin biyomekanik ve viskoelastik özelliklerinde değişiklik görülmesi beklenen bir durumdur (147). Taş ve ark. (115), pes planusu olan 29 birey ve normal ayak postürüne sahip 30 bireyde AT'nin pasif mekanik özelliklerini MyotonPRO™ ile değerlendirmişler ve AT sertliğinde bireyler arasında anlamlı farklılık bulmuşlardır. Ancak farklı bir çalışmada Taş ve ark. (148), pes planusu olan ve normal ayak postürüne sahip bireyler arasında ultrasonografik ölçümle değerlendirdikleri PF sertliğinde anlamlı farklılık bulmadıklarını bildirmişlerdir. Pes planuslu ayağa sahip bireylerin normal ayak postürüne sahip bireylerle benzer PF sertliği göstermesinin dokuyu korumak için iyi bir strateji olabileceğini ileri sürmüşlerdir. Sonuçlarının literatürden farklı olmasının nedeni, sadece longitudinal düzlemde ölçüm yapmaları olabilir. Ölçümlerin transvers düzlemde de yapılması, pes planus patomekaniğinin anlaşılması adına yararlı olabilir. Çalışmamızda sağlıklı bireyler üzerinde değerlendirme yapılsa da pes planus deformitesindeki tibialis posterior kas yorgunluğu ile egzersizle oluşturulan kas yorgunluğunun birbirine benzer nitelikte olduğu düşünülmektedir; Taş ve ark. (115)'lerinin çalışmasına benzer şekilde çalışmamızda m.

tibialis posterior ve m. gastrocnemius'ta oluşturulan izole yorgunluğun PF biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerine etkileri gösterilmiştir.

Literatürde egzersizin veya yorgunluğun PF sertliği üzerindeki etkilerini inceleyen kısıtlı sayıda çalışma yer almaktadır. Sonuçlarımızdan farklı olarak Shiotani ve ark. (149), uzun mesafe koşunun PF sertliği ve naviküler yüksekliği üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmalarında egzersiz sonrası PF sertliğinin ve naviküler yüksekliğin azaldığını göstermişlerdir. Özellikle proksimal bölgede görülen PF sertliğindeki azalma, arkın düşürülmesinde etkili olmuş ve ark yüksekliğindeki azalmanın mekanik yorgunluk kaynaklı olduğunu vurgulamışlardır. Gastrocnemius kasına yönelik oluşturduğumuz yorgunluk sonrasında elde ettiğimiz PF sertliğindeki artışla ilgili bulgularımız ile arasındaki farklılığın çalışmamızda seçici olarak kas yorgunluğu oluşturmuş olmamızdan, bu çalışmada ise koşu ile genel yorgunluk oluşturulmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca egzersizin temel unsurlarından olan egzersizin türü, yoğunluğu ve süresi çalışmalarımızın metodolojisinde farklılık göstermesinden kaynaklı farklı etkiler meydana gelmiş olabilir.

Literatürde kas kontraksiyonunun yalnızca distal tendonu etkilemesiyle sınırlı kalmayarak diğer yapılar üzerinde de etkili olabileceğine dair bulgular mevcuttur (150). Ayrıca miyofasyal kuvvet iletimi adı verilen bu sistemde kuvvetlerin fasyal dokulara da iletildiği gösterilmiştir (151). Kas kontraksiyonuyla birlikte artan kuvvetin çevre dokulara aktarılması, çevre dokularda gerilimsel değişikliklere neden olabilir. Yüklenme ve gerilim arasındaki ilişkiyi destekleyen Cheung ve ark. (152)'lerinin çalışmasında AT üzerindeki yüklenmenin artırılması ve yoğun kas kontraksiyonu sonrasında AT gerilimindeki artışın, PF geriliminde de bir artışa neden olduğu gösterilmiştir. Çalışmamızda primer olarak gastrocnemius ve tibialis posterior kaslarında oluşturduğumuz yorgunluk sonucu meydana gelen PF sertliğindeki değişikliklerin, artan kuvvetlerin PF ve AT'ye iletilmesiyle ilişkili olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca, gerilim altında PF'nin yapısını inceleyen Cheung ve ark. (153), etrafındaki yumuşak dokular ile birlikte ayağı 3 boyutlu model olan "sonlu elemanlar yöntemi" ile incelemişler ve gerilim sonucu plantar yumuşak dokunun sertliğinde artış olduğunu, bu artışın özellikle arka ve ön ayakta maksimum plantar basınç ile sonuçlandığını bildirmişlerdir. Ayrıca sertliği artmış plantar yumuşak dokunun, ayağın farklı koşullardaki plantar basınçlara uyum sağlama yeteneğini azaltacağı ve bunun da topuk ağrısına ve doku deformasyonuna neden

olabileceği öne sürülmüştür. Ancak bu bulgulara zıt olarak literatürde PF üzerindeki yüklenmenin artması sonucu dokunun sertliğindeki artışın dokuyu deformasyonlara daha dayanıklı hale getirdiğini gösteren bir çalışma bulunmaktadır (154). Bu yüzden sertlikteki artışın deformasyon üzerindeki etkisi, tartışmalı bir konudur ve belirsizliğini korumaktadır. Literatürdeki farklı görüşler ve çelişkili bulgular, sertliğin yapısal değişikliklere ne şekilde katkıda bulunduğu konusunda net sonuca ulaşmayı zorlaştırmaktadır. Sertlik ile deformasyon arasındaki bu belirsizlik, PF'nin biyomekanik özelliklerinin daha kapsamlı bir şekilde araştırılmasını gerektirmektedir.

Literatürde egzersiz veya yorgunluğun PF tonusu üzerindeki etkilerini inceleyen kısıtlı sayıda çalışma yer almaktadır. Schoenrock ve ark. (94), 23 sağlıklı bireyle yaptıkları çalışmada, toplamda 48 seans reaktif sıçrama egzersizi uygulatılan müdahale grubunda ve egzersiz uygulatılmayan kontrol grubunda 60 günlük yatak istirahati sonucu her iki grupta da PF tonusunda azalma tespit etmişlerdir, ancak egzersizin önemli ölçüde bir etkisi gözlenmemiştir. Bu tonus azalmasında immobilizasyona bağlı olarak miyofasyal dokunun tonusunu oluşturan kolajen liflerin çapraz bağlantılarının ve proteoglikanların etkili olduğu belirtilmiştir. Bu sonuçlardan farklı olarak, çalışmamızda tüm egzersizler sonrasında bireylerin dominant PF tonusunda, ayak adduksiyonu egzersizi haricindeki diğer egzersizler sonrasında ise non-dominant PF tonusunda anlamlı düzeyde artış gözlemlenmiştir. Egzersizin tonus üzerindeki ölçülebilir etkisinin farklılık göstermesinin nedeni belirsizliğini korumaktadır ve hücresel düzeyde egzersizin etkilerini anlamak için daha ileri araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Ayrıca Schoenrock ve ark. (94), bireylerin normal günlük yaşam aktivitelerine döndükten sonraki 10. gününde ölçülen elastisite değerlerinde, 60 günlük immobilizasyonun bitişinde ölçülen değerlere göre önemli ölçüde azalma olduğunu bildirmişlerdir. Günlük yaşam aktivitelerine dönüş sonrası dik duruş pozisyonunda alt ekstremitte üzerindeki yüklenmenin artmasıyla PF elastisite değerlerinde azalma görülmesi, yorgunluk sonrasında elde ettiğimiz PF elastisite değerlerinde görülen artış sonucuyla farklılık göstermektedir. Sonuçlarımız arasındaki farklılığın, konsantrik/eksantrik kontraksiyonlardan oluşan egzersizle indüklenen kassal yorgunluğun, günlük aktiviteler sırasındaki yüklenmelere göre PF üzerinde farklı etkiler meydana getirmiş olabileceğinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Yürüyüş ve koşu sırasında ayak bileği paternlerinden ön ayak vuruşu ve topuk vuruşu sırasında ayak bileğinin dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketi ile plantar bölgedeki konnektif dokular gerilmektedir (155). PF'ye etki eden tekrarlı ve aşırı mekanik yüklenmeler, genellikle fasyada mikro yırtıkların primer sebebi olup plantar fasiit için bir risk faktörüdür. Bu durum, azalan elastikiyet (artan elastisite parametresi) ile ilişkilendirilmektedir (8). PF'nin elastisite değerlerinde artış görülmesi, dokunun elastikiyeti yani eski şeklini alma yeteneğinin azaldığı anlamına gelmektedir (61). Çalışmamız kapsamında, ayak adduksiyonu ve kombine egzersiz ile oluşturulan yorgunluk sonrasında dominant ayağın PF elastisite değerlerinde meydana gelen artış, mekanik yorgunluğun doğal bir sonucu olarak değerlendirilebilir. Bu gözlem, belirli egzersiz protokollerinin PF elastisitesini etkileyebileceğini ve bu durumun mekanik yorgunluğun bir yansıması olduğunu düşündürmektedir.

Literatürde egzersizle oluşturulan yorgunluk sonucu PF'nin gevşeme süresini inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızda gastroknemius kasına yönelik oluşturulan yorgunluk sonrası PF ve AT'nin gevşeme süresinin kısaldığı; diğer bir ifadeyle dokunun eski haline dönme süresinin kısaldığı bulunmuştur. Miyofasyal dokularda egzersiz gibi mekanik stresin etkisiyle salınan ve yenilenmeyi düzenleyen moleküller, kolajen üretimini uyarmaktadır. Bu süreç, artan strese adaptasyonu destekleyerek miyofasyal dokuların dayanıklılığını ve fonksiyonel kapasitesini artırmaktadır (156). Fasyanın yorgunluk sonrası eski haline dönüşünün daha hızlı olması, kolajen birikiminden kaynaklanan doku elastikiyetinin artması ve buna bağlı gevşeme süresinin kısılmasıyla açıklanabilir.

Literatürde egzersizle oluşturulan yorgunluk sonucu PF'nin creep özelliğini değerlendiren herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu açıdan, yürüttüğümüz çalışma öncü bir niteliğe sahiptir. Çalışmamızda gastroknemius kasında oluşturulan yorgunluk sonrası dominant ve non-dominant PF'nin; kombine egzersiz ile oluşturulan yorgunluk sonrası non-dominant PF'nin creep değerlerinde anlamlı azalma meydana gelmiştir. Creep kompensasyon mekanizmasına göre tekrarlı yüklenmelerden sonra dokuda onarıcı mekanizma devreye girmektedir (157). Fasyal dokular üzerinde daha çok tekrar ve güçlü yükleme ile dokunun uzaması daha belirgindir ancak tekrar eden mikrotravmalar sonucunda onarıcı mekanizma devre dışı kalabilmekte veya fibröz dokularda hasar meydana gelebilmektedir (157,158). Çalışmamızda creep değerlerinde görülen anlamlı

azalmanın olası nedeni olarak, tekrarlı yüklenmelerle gerçekleşen egzersizden kaynaklanan yorgunluğun, onarıcı mekanizmayı bozmuş olabileceğini düşünmekteyiz.

5.5. YORGUNLUĞUN AŞİL TENDONUNUN BİYOMEKANİK VE VİSKOELASTİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ

Literatürde ayağın ekstrinsik kaslarının AT üzerindeki etkilerini inceleyen kısıtlı sayıda çalışma yer almaktadır. Kas kasılmasının oluşturduğu aktif gerilim ve konnektif dokunun oluşturduğu pasif gerilim, kasın sertliğini belirleyen unsurlardandır (159,160). Dokunun pasif mekanik özellikleri, fonksiyonel davranışı ve patoloji oluşumunu önemli ölçüde etkileyebilir (160). MLA'nın primer destekleyici kası olan m. tibialis posterior, çeşitli sebeplerden dolayı fonksiyonunu yerine getiremeyebilir ve ayak biyomekaniğini olumsuz yönde etkileyebilir. Örneğin tibialis posterior tendon disfonksiyonunda m. tibialis posterior fonksiyonunun kaybı, MLA'nın çökmesine ve ayağın medialindeki gerilim kuvvetlerinin artmasına neden olur. Aşamalı olarak medial ligamentlerin zayıflamasıyla arka ayak valgusa doğru ilerler, AT evertör hale gelir ve AT boyunda kısalma meydana gelir (161). Çalışmamızda gastroknemius ve tibialis posterior kaslarında oluşturulan yorgunluk sonrası non-dominant AT sertliğinde anlamlı düzeyde artış görülmüştür. Bu sonucu destekler nitelikte Taş ve ark. (115) tarafından yapılan bir çalışmada, pes planus deformitesine sahip bireylerde myotonometrik ölçüm ile belirlenen AT sertliği, normal ayak postürüne sahip bireylere göre anlamlı ölçüde daha yüksek bulunmuştur. Sertliğin artışının sebebi olarak, deformite gelişimiyle birlikte kemik, eklem ve yumuşak doku üzerine binen artmış yüklenmelere AT'nin adaptasyon gösterdiği öne sürülmüştür. Ancak tibialis posterior kasının sertliğini shear-wave elastografi ile ölçen Marouva ve ark. (162), ark düşüklüğü olan bireylerle normal ark yüksekliğine sahip bireyler arasında kas sertliği açısından anlamlı farklılık bulmamışlardır. Sonuçlardaki bu tezatlık ölçüm yöntemlerinin ve ölçülen dokuların özelliklerinin farklılığından kaynaklanmış olabilir.

Literatürde sağlıklı bireylerin yoğun egzersiz sonrası AT sertliğinde anlamlı farklılık olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (133,163,164). Çalışmamızda hiçbir egzersiz sonrasında dominant AT sertliğinde başlangıç değerlere göre anlamlı farklılık görülmemesine rağmen, gastroknemius ve tibialis posterior kaslarında oluşturulan yorgunluk sonucu non-dominant AT sertliğinde artış görülmüştür. Pożarowszczyk ve ark. (133), basketbolcu erkek bireylerde farklı yüklenmelerle yapılan squat egzersizi sonrası

MyotonPRO™ ile değerlendirdikleri AT sertliğini, non-dominant AT sertlik sonuçlarımıza paralel olarak egzersiz sonrasında anlamlı ölçüde daha yüksek bulmuşlardır. Egzersiz sonrası sertlikte gözlenen artışın AT'nin maruz kaldığı “çoklu gerilme-deformasyon” eğrisinden ve kombine hareket döngülerinden kaynaklanabileceği belirtilmiştir.

Literatürde egzersizin AT sertliği üzerinde anlamlı ölçüde değişiklik meydana getirmediğini gösteren çalışmalar da vardır (165,166). Estelle ve ark. (165), topuk düşürme egzersizinin (eksantrik egzersiz) AT sertliği üzerinde anlamlı farklılık oluşturmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız konsantrik ve eksantrik yüklenmelerden oluşan egzersiz ile bu çalışmada kullanılan eksantrik yüklenmeden oluşan egzersiz, AT sertliği üzerinde benzer etkiler göstermiştir. Buna benzer şekilde Hill ve ark. (166), sıçrama egzersizi ile oluşturdukları yorgunluk sonrası AT'nin sertlik değerinde anlamlı farklılık bulmadıklarını bildirmiştir. Tip-1 kolajen lif demetlerince zengin olan tendonlar, mekanik yüklenmelere adapte olma yeteneğine sahiptir. Bu adaptasyon, özellikle tek taraflı sporla uğraşan bireylerde tendonun mekanik özelliklerinde asimetriye yol açabilmektedir (167,168). Belirli aktivitelerde ayak tercihinin olduğu ve simetrik görünse dahi yürüyüş sırasında sağ ve sol ayak arasında farklı yüklenme şekilleri ortaya çıkabilmektedir (169). Çalışmamızda dominant ekstremitede yorgunluk öncesi AT sertliği, non-dominant AT'ye göre daha yüksek bulunduğundan, dominant ekstremitede uygulanan kısa süreli egzersizin neden olduğu yüklenmenin, günlük aktiviteler sırasında tendona binen mekanik yüklenmelerden daha yüksek olmayabileceği ve tendonun biyomekanik özellikleri üzerinde adaptasyon etkilerini ortaya çıkaracak kadar yüksek olmadığı anlamına gelebilir. Bu sebeple egzersizin AT sertliği üzerinde ölçülebilir değişiklik meydana getirmemiş olabileceğini düşünmekteyiz.

Kas tonusunun önemli bir bileşeni olan pasif-intrinsik viskoelastik tonus, aktif tonusla birleştiğinde hareketlerin akıcı bir şekilde gerçekleştirilmesine, stabilizasyonun ve dengenin sağlanmasına katkıda bulunur (170). Ayağın biyomekanik diziliminde meydana gelen bozukluklar kas, tendon veya diğer yumuşak dokularda biyomekanik ve viskoelastik adaptasyonlara yol açabilir. Örneğin günlük yaşamda uzun süre yüksek topuklu ayakkabı kullanan kadınlarda ayak bileğinin sürekli olarak plantar fleksiyonda pozisyonlanması sonucu ayak biyomekaniği

bozulabilir, AT'nin boyu kısalabilir, çekiş açısında ve sertliğinde artış görülebilir (171,172). Ayrıca, yapılan bir çalışmada düzenli olarak yüksek topuklu ayakkabı giyen kadınların düz tabanlı ayakkabı giyen kadınlara göre yorgunluğa karşı daha savunmasız olduğu ve m. gastroknemiusun medial ve lateral parçası arasında kas imbalansı varlığı gösterilmiştir (173). Bozulan biyomekaniğe karşı gastroknemius, soleus, tibialis posterior gibi plantar fleksör kaslar, aşırı tendon gevşekliğini düzeltmek amacıyla tonik aktivasyonlarını artırarak tepki gösterebilirler (174). Farklı boylardaki topuklu ayakkabı kullanımına göre 3 gruba ayrılan kadınlarda ayağın ekstrinsik kaslarına yönelik yapılan myotonometrik ölçümlerde, gastroknemiusun medial parçasındaki tonus değerleri, en fazla yüksek topuklu ayakkabı giyen kadınlarda görülmüştür (175). Çalışmamızda ise gastroknemius kasında oluşturulan yorgunluk sonrası AT tonus değerleri, tibialis posterior kasında oluşturulan yorgunluk sonrasına göre daha çok farklılaşmıştır. Topuk yükseltme egzersizi sonrasında AT tonusu üzerinde daha fazla etki görülmesinin sebebi olarak bu egzersiz sırasında selektif olarak AT'yi oluşturan kaslardan biri olan gastroknemius kasının aktivasyonu gösterilebilir. Bulgularımız, kas yorgunluğunun sonuçlarına adaptif olarak gelişen doku yanıtlarını anlamak için ayak sağlığına ilişkin bir perspektif sunmaktadır.

Egzersiz tonus üzerindeki etkilerine bakıldığında, Estelle ve ark. (165) sağlıklı genç bireylerde topuk düşürme egzersizinin dominant AT tonusunda anlamlı farklılık meydana getirmediğini bildirmişlerdir. Bu çalışmadaki topuk düşürme egzersizinin AT tonusu üzerindeki etkisi ile bizim çalışmamızda ayak adduksiyonu ve topuk yükseltme egzersizleri ile oluşturduğumuz yorgunluğun etkileri benzer özellik göstermiştir. Ek olarak Zubac ve Šimunič (176), çalışmalarında 8 hafta uyguladıkları pliometrik egzersiz programının m. gastroknemius tonusunda önemli azalmalara sebep olduğunu göstermişlerdir. Çalışmamızda dominant ayakta kombine egzersiz ile oluşturulan yorgunluk sonrası; non-dominant ayakta ise ayrı olarak gastroknemius ve tibialis posterior kaslarında oluşturulan yorgunluk sonrası AT'nin tonusunda anlamlı düzeyde artış görülmüştür. Egzersiz ile oluşturulan yorgunluk sonrasında tonus değerlerindeki artış mekanizması belirsizliğini korusa da egzersizin kas içi basıncını artırmasından, çapraz köprülerin aktivasyonu sonucu sarkomer boyunu kısaltmasından ve tendondaki kolajen proteini sentezini artırmasından kaynaklanabileceği varsayılabilir (114,177). Sonuçlar arasındaki farklılık, 8 hafta uygulamış oldukları egzersizin etkilerinin tek

seansta uyguladığımız egzersizin etkileri ile farklılaşabileceği ve kas ve tendonun farklı biyomekanik özellik göstermesi hipotezine dayanmaktadır.

Çalışmamızda egzersiz sonrası dominant ve non-dominant AT elastisitesinde anlamlı farklılık saptanmamıştır. Sonuçlarımıza tezat olarak Pożarowszczyk ve ark. (133), basketbolcu bireylere farklı yüklenmelerde yaptırdıkları squat egzersizi sonrasında daha düşük elastisite değerleri elde etmişlerdir. Başlangıç değerlerine göre egzersiz sonrası değerlerde saptanan anlamlı düzeydeki azalmanın, egzersiz sonrası kolajen üretiminin azalmasından kaynaklanabileceği belirtilmiştir. Çalışmamızdaki egzersiz sonrası elastisite sonuçlarıyla tezatlık gösteren bu sonuçların, değerlendirilen bireylerin spora özgü antrenmana ilişkin adaptasyon geliştirmiş olabileceğinden ve kullanılan egzersiz türünün farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bu durum, farklı spor branşlarına gösterilen adaptasyon süreçlerinin ve direnç egzersizlerinin, dokuların viskoelastik özellikleri üzerine olan etkilerinin daha geniş bir perspektiften değerlendirilmesi gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Gevşeme süresi, dokunun deformasyon sonrası eski haline dönmesi için gereken süre olarak tanımlandığından esnekliğin dolaylı bir göstergesi olarak kabul edilir (178). Literatürde çalışmamıza benzer olarak, egzersiz ile oluşturulan yorgunluk sonucu AT gevşeme süresini değerlendiren bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ancak ayak biyomekaniğinin olumsuz etkilendiği kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde peroneus longus ve tibialis anterior kaslarına myotonometrik değerlendirme yapıldığında, semptomatik ayağa sahip bireylerin kaslarındaki gevşeme süresi ve creep değerleri kontrol grubuna göre daha düşük bulunmuştur (179). Bu bilgiler, kronik ayak bileği instabilitesindeki biyomekanik değişikliklerin, bu kasların gevşeme süresini kısaltabileceği ve dolaylı olarak da creep değerlerinde azalmaya neden olabileceğini göstermektedir. Bu parametrelerdeki azalma ise kasların sertliğinde artış ve elastisitede azalma ile ilişkilendirilmiştir. Ayrıca kronik ayak bileği instabilitesinde görülen özellikle ayak bileği propriosepsiyonundaki azalmanın kas yorgunluğu üzerinde etkili olduğu bilinmektedir (180). Bu sonucu destekler nitelikte daha önce yapılan bir çalışmada, sıçrama ve koşudan oluşan yorgunluk protokolü sonrası kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde denge yeteneği ve propriosepsiyonun kontrol grubuna göre daha kötü olduğunu gösterilmiştir (181). Çalışmamızda da buna benzer olarak gastroknemius kasında oluşturulan yorgunluk sonrası non-dominant ayağın AT gevşeme süresinde

anlamli ölçüde azalma görülmüştür. Sonuç olarak, sağlıklı bireylerde yaptığımız çalışma kapsamında yorgunluk protokolünün AT'nin viskoelastik özellikleri üzerindeki potansiyel etkileri gösterilmiştir. Bir çalışmada Morgan ve ark. (127), yüklenme altındayken ve değilken AT'nin viskoelastik özelliklerini değerlendirmişler ve AT'nin gevşeme süresini yüklenme altında iken daha kısa bulmuşlardır. Dokunun gevşeme süresinin kısılması, eski şeklini alana kadar geçen sürenin, diğer bir ifadeyle toparlanma süresinin kısılması olarak yorumlanmaktadır (61). Fizyolojik doku prensiplerine göre kaslardaki yüksek doku elastisitesi, dokunun eski şekline dönmesinin daha az zaman aldığını göstermektedir (182). Bu prensiplere göre elastisite ve gevşeme süresi özelliklerindeki ilişki belirtilmiş olsa da çalışmamızda, topuk yükseltme egzersizi sonrası non-dominant AT'nin elastisite değerlerinde anlamlı ölçüde bir artış görülmemiş ancak gevşeme süresinde anlamlı ölçüde azalma görülmüştür. Ancak fizyolojik doku prensipleri özellikle kas dokusuna odaklanmış olup kas ve tendon dokularının farklılığı göz önüne alındığında, elde edilen veriler tamamen tendon dokusu için yorumlanamayabilir. Elastisite ile gevşeme süresi arasındaki ilişkiden bağımsız olarak yorgunluk sonrası gevşeme süresinde anlamlı düzeyde azalma görülmesi, parametrenin MyotonPRO™ cihazında hesaplanma şekliyle ilişkilendirilebilir. Bu durum, ölçüm sırasında cihazın probundan gelen hafif darbeden sonraki elde edilen dalga genliğiyle ilgili olabilir.

Creep, dokunun viskoelastik bileşenlerinden biridir ve sabit gerilim altında kasın zamanla uzamasını ifade etmektedir (183). Gevşeme süresinin deformasyon süresine bölünmesiyle elde edilen creep değeri, dokunun direncini yansıtmaktadır ve sert kaslar veya dokular daha yüksek creep değerleri ile ilişkilidir (178). Morgan ve ark. (127), yüklenme altındayken AT creep değerlerini daha yüksek bulmuşlardır. Çalışmamızda ise üç egzersiz protokolü ile oluşturulan yorgunluk sonrasında AT'nin creep değerlerinde anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir. Bir çalışmada tendonda artmış creep değerlerinin elastik enerjiyi depolama kapasitesini azaltabileceği ve değerlerin tendon hattı boyunca benzerlik göstermesinin, ağırlık taşınması ve elastik enerjinin tendon içinde depolanması açısından dokuya avantaj sağlayabileceği belirtilmiştir (184). Bu bağlamda egzersizin kas ve tendon üzerindeki yüklenmeyi artırdığı göz önüne alındığında, egzersiz sonrası creep özelliğinde anlamlı farklılık olmaması, dokuya avantaj sağlayabileceğini düşündürmektedir. Bu çıkarım, egzersiz sonrası tendonun creep özelliğinin stabil kalmasının, dokunun dayanıklılığı açısından olumlu bir etki yaratabileceğini düşündürmektedir.

Çalışmamızda gastroknemius ve tibialis posterior kasında oluşturulan yorgunluk sonrasında, değerlendirilen dominant AT'nin hiçbir parametresinde anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Yürüyüşün duruş fazında, koşu ve sıçrama gibi aktiviteler esnasında görülen AT elongasyonu tendonda elastik enerji depolanmaktadır. Ayrıca gastroknemius kasının lif boylarının sabit kalmasıyla maksimum performansın elde edilmesi sağlanmaktadır (185,186). Yorgunluk sonrasında dominant AT'nin biyomekanik ve viskoelastik özelliklerinde anlamlı farklılık olmaması, gastroknemius kas lifleri ve tendinöz bileşke arasındaki etkileşim mekanizmasının korunmasından kaynaklanmış olabilir (187). Ek olarak, yalnızca topuk yükseltme ve yalnızca ayak adduksiyonu egzersizi ile oluşturulan yorgunluk sonucunda dominant ayak AT özelliklerinde hiçbir değişiklik gözlenmezken bu iki egzersizin kombine edilmesiyle oluşturulan yorgunluk sonucunda tonusta anlamlı düzeyde artış görülmüştür. Bu sonuç, farklı kas gruplarını aktive eden egzersizlerin bir arada uygulanmasıyla AT tonusunda değişiklik yaratabilecek bir etki düzeyine ulaşmasından kaynaklanmış olabilir. Yalnızca tek egzersiz ile oluşturulan yorgunluk sonrasında dokunun biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerinde ölçülebilir etkisinin olmaması ise egzersizlerin myotonometrik ölçüm sonuçlarını etkileyecek yoğunlukta ve sürede olmadığını düşündürmektedir. Bu bulgular, egzersiz protokollerinin kombinasyonunun tendonun adaptasyon sürecini anlamamıza, spor performansını ve rehabilitasyon programlarını optimize etmek için daha etkili egzersiz stratejileri geliştirilmesine yardımcı olabilir. Egzersiz türü, yoğunluğu ve süresinin tendonun biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerindeki etkilerini inceleyecek ileri çalışmalara ihtiyaç vardır. Gelecek çalışmalarda AT'nin ölçülebilir değerlerinde etki meydana getirecek egzersiz türü, yoğunluğu ve süresinin çeşitlendirilmesinin ve etkilerinin karşılaştırılmasının konuya ışık tutacağı düşüncesindeyiz.

Topuk yükseltme egzersizi sırasında gastroknemius kası aktif olarak çalışmakta ve bu kastan AT'ye kuvvet aktarımı yapılmaktadır (39). Topuk yükseltme egzersizi ile primer olarak gastroknemius kasında oluşturulan yorgunluk sonrası dominant ayak AT'nin biyomekanik ve viskoelastik özelliklerinde değişiklik görülmeyip PF'nin çoğu özelliğinde değişiklik görülmesi, tendondaki mekanik yüklenmenin ve depolanan enerjinin AT'den PF'ye aktarılmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz (24). Egzersiz, kolajen dejenerasyonu, lif yönelim bozukluğu ve fibroblastik hipertrofinin sonucunda meydana gelen mikroskobik değişikliklere neden olabilmektedir (188). Ek

olarak AT’de MyotonPRO™ cihazına yansıyacak etkiyi meydana getirmek için daha uzun süreli egzersiz gerekebilirken PF’nin içeriğindeki reseptörlerden kaynaklı mekanik yüklenmelere yanıt konusunda duyarlılığının yüksek olabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda minimum 7 gün arayla farklı haftalarda, aynı sırada uygulanan topuk yükseltme, ayak adduksiyonu ve bu egzersizlerin kombinasyonu ile oluşturulan yorgunluk sonucunda, dominant ve non-dominant ayak PF ve AT biyomekanik ve viskoelastik özellikleri arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır. Literatürde benzer bir sıralama ve kombinasyon ile uygulanan, farklı türde egzersizlerin PF ve AT üzerindeki etkilerini karşılaştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ancak farklı egzersiz tiplerinin AT viskoelastik özellikleri üzerindeki etkisini inceleyen bir çalışmada, bireylere minimum 5 gün arayla farklı türdeki egzersizler tek seferlik uygulanmış ve AT’nin tonus, sertlik ve elastisite özellikleri üzerindeki akut etkileri MyotonPRO™ ile incelenmiştir (165). Çalışmanın sonuçlarına göre uygulatılan egzersizlerin, AT’nin tonus özelliğine ölçülebilir etkisi bulunmamıştır. AT sertliği üzerinde ise en belirgin etkiye koşu neden olurken, çalışmamızdaki topuk yükseltme egzersizine benzerlik gösteren topuk düşürme egzersizi sonrası AT sertliğindeki artış anlamlı bulunmamıştır. Ancak genel olarak, eksantrik antrenmanın kas-tendon ünitesinin biyomekanik özellikleri üzerinde etkisinin olduğu literatürde belirtilmektedir (189). Yüksek yüklü kuvvet antrenmanlarının, düşük yüklü kuvvet antrenmanlarına göre daha hızlı ve yüksek seviyede tendon adaptasyonu sağladığı düşünülse de aktiviteler arasındaki sertlik farkını açıklayan olası mekanizmalar hâlâ belirsizliğini korumaktadır. Aynı çalışmada, eksantrik egzersiz sonrasında elastisite değerlerinde anlamlı farklılık gözlenmezken, koşu ve sıçramalar içeren pliometrik egzersizden sonra elastisite değerlerinde anlamlı ölçüde azalma tespit edilmiştir (165). Sonuçlarımız arasında görülen farklılığın, kullandığımız egzersizin farklı tipte olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bu bağlamda, spesifik egzersizlerin tendonun tonus, sertlik ve elastisite özellikleri üzerindeki etkilerini anlamak ve bireylere uygun antrenman ve rehabilitasyon programı geliştirmek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Çalışmamıza ait bazı limitasyonlar bulunmaktadır. İlk olarak, kadınlar ve erkekler arasındaki hormonal farklılıklar nedeniyle viskoelastik özelliklerin olası farklılıklarından endişe duyduğumuz için çalışmaya sadece erkek bireyler dâhil edildi. Bu nedenle bulgular, kadın popülasyonuna genellenemeyebilir. Sonrasında, çalışmamızda yer alan

bireylerin PF ve AT'nin ölçüm pozisyonu olan istirahat pozisyonunda ayak çevresindeki kasların ve PF'nin tam olarak gevşeyip gevşemediği EMG cihazı ile değerlendirilmemiştir. Bir diğer limitasyon, ayak tabanından yapılan PF ölçümünde bireyler arasında farklılık gösterebilecek olan yağ dokusu kalınlığının ölçülmemesidir. Son olarak, tibialis posterior kasında oluşturulan yorgunluk sonucu kasın kuvvetinde meydana gelecek azalmayı, kasın derinde seyreden küçük bir kas olması ve primer görevi olan ayak adduksiyonunun başka kaslarla kompanse edilmesi sebebiyle objektif bir yöntem ile belirleyemememizdir.

Literatürde PF ve AT'nin anatomik ve fonksiyonel ilişkisine çokça değinilip birlikte değerlendirilmesi gerektiği vurgulanmıştır. Ayrıca çeşitli yöntemlerle kaslar üzerinde oluşturulan yorgunluğun ayak ile ilgili birçok parametreye olan etkisi araştırılmıştır. Ancak kalf kasları ve tibialis posterior kasında oluşturulan akut yorgunluğun PF ve AT'nin biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerindeki etkisini araştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ayak ekstrinsik kaslarındaki yorgunluğu değerlendirmek ve yorgunluğun plantar bölgedeki yumuşak dokuların üzerindeki etkilerini bilmek, fizyoterapistlere egzersiz reçetelendirmede yol gösterici olacaktır. Ayrıca bu değerlendirmeler ile ayağın önemli yapıları üzerinde etkisi olan ekstrinsik kas yorgunluğuna bağlı gelişebilecek sekonder problemlere yönelik önlemler alınması ve tedavi edici yöntem geliştirilmesi mümkün olabilecektir.

Sonuç olarak, sağlıklı ayağa sahip bireylerde ayağın ekstrinsik kaslarında seçici aktiviteler ile oluşturulan yorgunluğun PF ve AT'nin bazı biyomekanik ve viskoelastik özelliklerini akut olarak etkilediği görülmüştür. Literatürde yer alan PF çalışmalarının sınırlı sayıda olması sebebiyle, dominant ve non-dominant ekstremitenin PF'sinde yorgunluk sonrası görülen anlamlı farklılıklar, AT kadar PF'nin de araştırma alanında önemini vurgulamaktadır. Bu nedenle, sporcu, sedanter, geriatrik veya adölesan gibi farklı popülasyon gruplarında PF ve AT'nin etkilendiği plantar fasiit ve aşıl tendinopati gibi patolojiler varlığında bu dokuların sertlik, elastisite, tonus gibi özelliklerinde etkilenim olabileceği göz önünde bulundurularak, bu dokulara yönelik değerlendirmelere daha sık yer verilmelidir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızda, sağlıklı bireylerde, ayak ekstrinsik kas yorgunluğunun plantar fasya ve aşıl tendonunun biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerindeki akut etkisi araştırılmıştır.

Çalışma sonunda ulaşılan sonuçlar şunlardır:

- Tendon ve miyofasyal dokuların biyomekanik davranışlarının bilinmesi, bu dokulardaki yaralanma stratejilerinin anlaşılması, değerlendirilmesi ve tedavi edilmesi açısından önem arz etmektedir.
- Alt ekstremitenin dominantlık faktörünün dokuların yorgunluk ve yüklenim yanıtlarını etkilediği ve dominant ile non-dominant ekstremitede biyomekaniksel farklılıkların olduğu ortaya konulmuştur.
- Ayak ekstrinsik kaslarının yorgunluğu sonucunda plantar fasya ve Aşıl tendonunun tonus, sertlik, elastisite, gevşeme süresi ve creep gibi özelliklerinde anlamlı değişiklik gözlenmiştir.
- Ayak ekstrinsik kaslarından tibialis posterior; gastroknemius, fleksör digitorum longus, fleksör hallusis longus gibi birçok kasla koordinasyon içinde görevini gerçekleştirmektedir. Sinerjist çalışan bu kasların herhangi birinde görülen sertlik değişiklikleri (özellikle m. tibialis posterior'da) tüm sinerjist kaslara yayılabilir. Dolayısıyla kas-iskelet sistemi patolojisi olan bireylerde, kaslar ve çevre yumuşak dokuların sertlik özelliğini tanımlamak ve değerlendirmek, biyomekanik adaptasyonların mekanizmasını anlamamıza yardımcı olabilir. Yaptığımız çalışma, sağlıklı bireylerde primer olarak tibialis posterior ve gastroknemius kaslarının egzersizle yorulmasıyla çevre yumuşak dokular üzerindeki etkilerini anlamamıza katkı sağlamıştır.
- Tibialis posterior kas yorgunluğunun plantar fasya ve Aşıl tendonu yapılarında yarattığı akut mekanik stresler ve etkileri çalışmamızda kanıtlanmıştır. Çocuklarda ve yetişkinlerde görülebilen tibialis posterior tendon disfonksiyonu/yetmezliği veya ileri seviye pes planus gibi deformitelerin varlığında plantar fasya ve tendonlarda artmış sertlik ve değişen doku mekaniği sekonder patolojiler için hazırlayıcı olabilir.

Ayağın ekstrinsik kaslarına kuvvetlendirme sağlayan selektif egzersiz uygulamalarına ek olarak yumuşak dokuları hedef alan ve etkinliği kanıtlanmış masaj veya miyofasyal gevşetme teknikleri gibi uygulamalar ayak sağlığı için faydalı olabilir.

- Ayak ekstrinsik kaslarındaki kuvvet imbalansı plantar fasya sertliğindeki artış ile sonuçlanabilmekte ve ayağın farklı zeminlere uyum becerisi ile yük altındaki davranışını etkilemektedir. Bu durum, plantar fasiit ve topuk ağrısı gibi sekonder patolojilere yol açabilir. Koruyucu ve önleyici rehabilitasyon yaklaşımları açısından bulgularımız değer taşımaktadır.
- Literatürde sağlıklı bireylerin yanı sıra ayak-ayak bileği patomekaniğinde plantar fasya ve tendon dokularının viskoelastik özelliklerini ve doku etkilenimlerini inceleyecek yeni randomize kontrollü çalışmalara ihtiyaç vardır. Sonuçlarımızın ayak-ayak bileği patolojilerinde yapılacak yeni çalışmalara yol gösterici olacağını düşünmekteyiz.
- Elde ettiğimiz bulgular ayak-ayak bileği rehabilitasyon uygulamalarında egzersiz seçimine, egzersizlerin dokularda yarattığı stres ve mekanik etkilerine ışık tutabilir.

KAYNAKLAR

1. McKeon, P.O., Hertel, J., Bramble, D., Davis, I. (2015). The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *Br J Sports Med.*, 49(5):290.
2. Hicks, J.H. (1954). The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *J Anat.*, 88(1):25-30.
3. Edwards, R.H. (1981). Human muscle function and fatigue. *Ciba Found Symp.* 82:1-18.
4. Sakalauskaite, R., Satkunskienė, D. (2012). The foot arch and viscoelastic properties of plantar fascia and Achilles tendon. *J Vibroengineering*, 14.
5. Ribeiro, A.P., Sacco, I.C.N., Dinato, R.C., João, S.M.A. (2016). Relationships between static foot alignment and dynamic plantar loads in runners with acute and chronic stages of plantar fasciitis: a cross-sectional study. *Braz J Phys Ther.*, 20(1):87-95.
6. Arya, S., Kulig, K. (2010). Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon. *J Appl Physiol Bethesda Md.*, 108(3):670-5.
7. Wu, C.H., Chiu, Y.H., Chang, K.V., Wu, W.T., Özçakar, L. (2022). Ultrasound elastography for the evaluation of plantar fasciitis: A systematic review and meta-analysis. *Eur J Radiol.*, 155:110495.
8. Wu, C.H., Chang, K.V., Mio, S., Chen, W.S., Wang, T.G. (2011). Sonoelastography of the plantar fascia. *Radiology*, 259(2):502-7.
9. Aubry, S., Nueffer, J.P., Tanter, M., Becce, F., Vidal, C., Michel F. (2015). Viscoelasticity in Achilles tendonopathy: quantitative assessment by using real-time shear-wave elastography. *Radiology*, 274(3):821-9.
10. Peipsi, A., Kosemets, M. (2023). MyotonPRO User Manual.
11. Riegger, C.L. (1988). Anatomy of the ankle and foot. *Phys Ther.*, 68(12):1802-14.
12. Brockett, C.L., Chapman, G.J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthop Trauma*, 30(3):232-8.
13. Michael, J.M., Golshani, A., Gargac, S., Goswami, T. (2008). Biomechanics of the ankle joint and clinical outcomes of total ankle replacement. *J Mech Behav Biomed Mater.*, 1(4):276-94.
14. Valderrabano, V., Easley, M. Foot and Ankle Sports Orthopaedics. Springer; 2017. 551 s.
15. Stein, R.E. (1983). Radiological aspects of the tarsometatarsal joints. *Foot Ankle*, 3(5):286-9.
16. Czerniecki, J.M. (1988). Foot and ankle biomechanics in walking and running. A review. *Am J Phys Med Rehabil.*, 67(6):246-52.
17. Gray, H. (1918). Anatomy of the human body. Twentieth edition, thoroughly revised and re-edited. Lewis WH, editör. Philadelphia: Lea & Febiger; 1396 s.
18. Moore, K.L., Dalley, A.F., Agur, A.M.R. (2013). Clinically Oriented Anatomy. 7. bs. Lippincott Williams & Wilkins, 1171 s.
19. Gray, H. (2009). Gray's Anatomy: with original illustrations by Henry Carter. [Internet]. Arcturus Publishing; [a.yer 26 Mayıs 2023]. Erişim adresi: <https://www.perlego.com/book/2811044/grays-anatomy-pdf>
20. Erdemir, A., Hamel, A.J, Fauth, A.R., Piazza, S.J., Sharkey, N.A. (2004). Dynamic loading of the plantar aponeurosis in walking. *J Bone Joint Surg Am.*, 86(3):546-52.
21. Angin, S., Demirbüken, (2020). İ. Ankle and foot complex. İçinde: Comparative Kinesiology of the Human Body: Normal and Pathological Conditions [Internet]. 1. bs Elsevier; s. 411-39. Erişim adresi: https://www.researchgate.net/publication/340068238_Ankle_and_foot_complex
22. Hernández-Díaz, C, Saavedra, MÁ, Navarro-Zarza, JE, Canoso, JJ, Villaseñor-Ovies, P, Vargas, A, vd. Clinical anatomy of the ankle and foot. *Reumatol Clin. Ocağ 2012;8 Suppl 2*:46-52.
23. Mitchell, I.R., Meyer, C., Krueger, W.A. (1991). Deep fascia of the foot. Anatomical and clinical considerations. *J Am Podiatr Med Assoc.*, 81(7):373-8.
24. Stecco, C., Corradin, M., Macchi, V., Morra, A., Porzionato, A., Biz C., (2013). Plantar fascia anatomy and its relationship with Achilles tendon and paratenon. *J Anat.*, 223(6):665-76.
25. Hedrick, M.R. (1996). The Plantar Aponeurosis. *Foot Ankle Int.*, 17(10):646-9.
26. O'Brien, M. (2005). The Anatomy of the Achilles Tendon. *Foot Ankle Clin.*, 10:225-38.
27. Blackmon, J.A., Atsas, S., Clarkson, M.J., Fox, J.N., Daney, B.T., Dodson, S.C., vd. (2013). Locating the sural nerve during calcaneal (Achilles) tendon repair with confidence: a cadaveric study with clinical applications. *J Foot Ankle Surg Off Publ Am Coll Foot Ankle Surg.*, 52(1):42-7.
28. Waggett, A.D., Ralphs, J.R., Kwan, A.P., Woodnutt, D., Benjamin, M. (1998). Characterization of collagens and proteoglycans at the insertion of the human Achilles tendon. *Matrix Biol J Int Soc Matrix Biol.*, 16(8):457-70.
29. Donatelli, R. (1985). Normal Biomechanics of the Foot and Ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.*, 7(3):91-

5.

30. Bourne, M., Talkad, A., Varacallo, M. (2023). Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Foot Fascia. İçinde: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, Erişim adresi: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK526043/>
31. Sichting, F., Ebrecht, F. (2021). The rise of the longitudinal arch when sitting, standing, and walking: Contributions of the windlass mechanism. *PLOS ONE.*; 16:e0249965.
32. Benjamin, M. (2009).The fascia of the limbs and back--a review. *J Anat.*, 214(1):1-18.
33. Barthold, S. (2001). Biomechanical problems of the lower limb – the key to overuse injury? İçinde: Maffulli, N., Chan, K.M., Macdonald, R., Malina, R., Parker, A., editörler. Sports medicine for specific ages and abilities. 1. bs, Edinburgh: Churchill Livingstone; [a.yer 30 Mayıs 2023]. s. 425-36. Erişim adresi: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1724421/>
34. Huang, C.K., Kitaoka, H.B., An, K.N., Chao, E.Y. (1993). Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot Ankle*,14(6):353-7.
35. Singh, D., Angel, J., Bentley, G., Trevino, S.G. (1997). Fortnightly review. Plantar fasciitis. *BMJ*, 315(7101):172-5.
36. Schleip, R. (2017). FASCIA AS A SENSORY ORGAN: Clinical Applications. *Terra Rosa E-Mag.*, 20:2-7.
37. Moraes, M., Cavalcante, M., Leite, J., Ferreira, F., Castro, A., Santana, M. (2008). Histomorphometric Evaluation of Mechanoreceptors and Free Nerve Endings in Human Lateral Ankle Ligaments. *Foot Ankle Int Am Orthop Foot Ankle Soc Swiss Foot Ankle Soc.*, 29:87-90.
38. Pierre-Jerome, C., Moncayo, V., Terk, M.R. (2010). MRI of the Achilles tendon: a comprehensive review of the anatomy, biomechanics, and imaging of overuse tendinopathies. *Acta Radiol Stockh Swed* 1987, 51(4):438-54.
39. Dawe, E.J.C., Davis, J. (2011). Anatomy and biomechanics of the foot and ankle. *Orthop Trauma*, 25:279-86.
40. Joseph, M.F., Lillie, K.R, Bergeron, D.J., Denegar, C.R. (2012). Measuring Achilles tendon mechanical properties: a reliable, noninvasive method. *J Strength Cond Res.*, 26(8):2017-20.
41. O'Brien, T.D., Reeves, N.D., Baltzopoulos, V., Jones, D.A., Maganaris, C.N. (2010). Mechanical properties of the patellar tendon in adults and children. *J Biomech.*, 43(6):1190-5.
42. Narici, M.V., Maffulli, N., Maganaris, C.N. (2008). Ageing of human muscles and tendons. *Disabil Rehabil.*, 30(20-22):1548-54. 43. Narici MV, Maganaris CN. Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading. *J Anat.* Nisan 2006;208(4):433-43.
44. Maffulli, N., Longo, U.G., Ronga, M., Khanna, A., Denaro, V. (2010). Favorable outcome of percutaneous repair of achilles tendon ruptures in the elderly. *Clin Orthop.* 468(4):1039-46.
45. Komi, P.V. (1990). Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *J Biomech.*, 23 Suppl 1:23-34.
46. Finni, T., Komi, P.V., Lepola, V. (2000). In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in a squat jump and counter movement jump. *Eur J Appl Physiol.*, 83(4-5):416-26.
47. Fukashiro, S., Komi, P.V., Järvinen, M., Miyashita, M. (1995). In vivo Achilles tendon loading during jumping in humans. *Eur J Appl Physiol.*, 71(5):453-8.
48. Leppilahti, J., Korpelainen, R., Karpakka, J., Kvist, M., Orava, S. (1998). Ruptures of the Achilles tendon: relationship to inequality in length of legs and to patterns in the foot and ankle. *Foot Ankle Int.*, 19(10):683-7.
49. Myerson, M.S., McGarvey, W. (1999). Disorders of the Achilles tendon insertion and Achilles tendinitis. *Instr Course Lect.*, 48:211-8.
50. Abate, M., Schiavon, C., Di Carlo, L., Salini, V. (2012). Achilles tendon and plantar fascia in recently diagnosed type II diabetes: role of body mass index. *Clin Rheumatol.*, 31(7):1109-13.
51. Cheng, H.Y.K., Lin, C.L., Wang, H.W., Chou, S.W. (2008). Finite element analysis of plantar fascia under stretch-the relative contribution of windlass mechanism and Achilles tendon force. *J Biomech.*;41(9):1937-44.
52. Kim, P.J., Martin, E., Ballehr, L., Richey, J.M., Steinberg, J.S. (2011). Variability of insertion of the Achilles tendon on the calcaneus: an MRI study of younger subjects. *J Foot Ankle Surg Off Publ Am Coll Foot Ankle Surg.* 50(1):41-3.
53. Snow, S.W., Bohne, W.H., DiCarlo, E., Chang, V.K. (1995). Anatomy of the Achilles tendon and plantar fascia in relation to the calcaneus in various age groups. *Foot Ankle Int.*, 16(7):418-21.
54. Benjamin, M., Toumi, H., Ralphs, J.R., Bydder, G., Best, T.M., Milz, S. (2006). Where tendons and ligaments meet bone: attachment sites ('entheses') in relation to exercise and/or mechanical load. *J Anat.*, 208(4):471-90.
55. Pascual Huerta, J. (2014). The effect of the gastrocnemius on the plantar fascia. *Foot Ankle Clin.*,

19(4):701-18.

56. Whittle, M. (2007). *Gait Analysis: An Introduction*. 4. bs. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, Elsevier; 47-100 s.
57. Orner, S., Kratzer, W., Schmidberger, J., Grüner, B. (2018). Quantitative tissue parameters of Achilles tendon and plantar fascia in healthy subjects using a handheld myotonometer. *J Bodyw Mov Ther.*, 22(1):105-11.
58. Ríos-Díaz, J., Martínez-Payá, J.J., del Baño-Aledo, M.E., de Groot-Ferrando, A., Botía-Castillo, P., Fernández-Rodríguez, D. (2015). Sonoelastography of Plantar Fascia: Reproducibility and Pattern Description in Healthy Subjects and Symptomatic Subjects. *Ultrasound Med Biol.*, 41(10):2605-13.
59. Athanasiou, K., Natoli, R. (2008). *Introduction to Continuum Biomechanics. Synthesis Lectures on Biomedical Engineering*. Morgan & Claypool; 206 s.
60. Fung, Y.C. (2013). *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. 2nd edition. Springer Science & Business Media; 585 s.
61. Schneider, S., Peipsi, A., Stokes, M., Knicker, A., Abeln, V. (2015). Feasibility of monitoring muscle health in microgravity environments using Myoton technology. *Med Biol Eng Comput.* 53(1):57-66.
62. Boyas, S., Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Ann Phys Rehabil Med.* 54(2):88-108.
63. Baldwin, K.M., Haddad, F., Pandorf, C.E., Roy, R.R., Edgerton, V.R. (2013). Alterations in muscle mass and contractile phenotype in response to unloading models: role of transcriptional/pretranslational mechanisms. *Front Physiol.*, 4:284.
64. Yaggie, J.A., McGregor, S.J. (2002). Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Arch Phys Med Rehabil.*, 83(2):224-8.
65. Lavender, A.P., Nosaka, K. (2006). Changes in fluctuation of isometric force following eccentric and concentric exercise of the elbow flexors. *Eur J Appl Physiol.*, 96(3):235-40.
66. Christina, K.A., White, S.C., Gilchrist, L.A. (2001). Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Hum Mov Sci.*, 20(3):257-76.
67. Kulig, K., Burnfield, J.M., Requejo, S.M., Sperry, M., Terk, M. (2004). Selective activation of tibialis posterior: evaluation by magnetic resonance imaging. *Med Sci Sports Exerc.*, 36(5):862-7.
68. Finsterer, J., Mahjoub, S.Z. (2014). Fatigue in healthy and diseased individuals. *Am J Hosp Palliat Care*, 31(5):562-75.
69. Davis, M.P., Walsh, D. (2010). Mechanisms of fatigue. *J Support Oncol.*, 8(4):164-74.
70. Kluger, B.M., Krupp, L.B., Enoka, R.M. (2013). Fatigue and fatigability in neurologic illnesses: proposal for a unified taxonomy. *Neurology*, 80(4):409-16.
71. Morgan, R.M., Parry, A.M.M., Arida, R.M., Matthews, P.M., Davies, B., Castell, L.M. (2007). Effects of elevated plasma tryptophan on brain activation associated with the Stroop task. *Psychopharmacology (Berl)*. 190(3):383-9.
72. Brouner, J., Ramdharry, G., Swann, N. (2014). An isokinetic method for inducing a localised fatigue effect in the plantarflexors and dorsiflexors of the ankle. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol.*, 24(6):841-7.
73. Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neurosci Biobehav Rev.*, 36(1):162-76.
74. Halperin, I., Chapman, D.W., Behm, D.G. (2015). Non-local muscle fatigue: effects and possible mechanisms. *Eur J Appl Physiol.*, 115(10):2031-48.
75. Kennedy, A., Hug, F., Sveistrup, H., Guével, A. (2013). Fatiguing handgrip exercise alters maximal force-generating capacity of plantar-flexors. *Eur J Appl Physiol.* 113(3):559-66.
76. Baroni, B.M., Stoccheri, C.M.A., do Espírito Santo, R.C., Ritzel, C.H., Vaz, M.A. (2011). The effect of contraction type on muscle strength, work and fatigue in maximal isokinetic exercise. *Isokinet Exerc Sci.* 19(3):215-20.
77. Li, P., Wei, Z., Zeng, Z., Wang, L. (2022). Acute effect of kinesio tape on postural control in individuals with functional ankle instability following ankle muscle fatigue. *Front Physiol.*, 13:980438.
78. García-Sillero, M., Benítez-Porres, J., García-Romero, J., Bonilla, D.A., Petro, J.L., Vargas-Molina, S. (2021). Comparison of Interventional Strategies to Improve Recovery after Eccentric Exercise-Induced Muscle Fatigue. *Int J Environ Res Public Health*, 18(2):647.
79. Bizid, R., Jully, J.L., Gonzalez, G., François, Y., Dupui, P., Paillard, T. (2009). Effects of fatigue induced by neuromuscular electrical stimulation on postural control. *J Sci Med Sport*, 12(1):60-6.
80. Ferber, R., Pohl, M.B. (2011). Changes in joint coupling and variability during walking following tibialis posterior muscle fatigue. *J Foot Ankle Res.*, 4:6.
81. Zhang, X., Xia, R., Dai, B., Sun, X., Fu, W. (2018). Effects of Exercise-Induced Fatigue on Lower Extremity Joint Mechanics, Stiffness, and Energy Absorption during Landings. *J Sports Sci Med.*

17(4):640-9.

82. Pohl, M.B., Rabbito, M., Ferber, R. (2010). The role of tibialis posterior fatigue on foot kinematics during walking. *J Foot Ankle Res.* 3(1):6.
83. Gardin, F.A., Middlemas, D., Williams, J.L., Leigh, S., Horn, R.R. (2013). Navicular Drop Before and After Fatigue of the Ankle Invertor Muscles. *Int J Athl Ther Train*, 18(6):36-9.
84. Lin, C.F., Lee, W.C., Chen, Y.A., Hsue, B.J. (2016). Fatigue-induced changes in movement pattern and muscle activity during ballet releve on demi-pointe. *J Appl Biomech.* 32(4):350-8.
85. van Melick, N., Meddeler, B.M., Hoogeboom, T.J., Nijhuis-van der Sanden, M.W.G., van Cingel, R.E.H. (2017). How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PloS One.* 12(12):0189876.
86. Saglam, M., Arıkan, H., Savcı, S., Inal-Ince, D., Bosnak-Guclu, M., Karabulut, E., vd. (2010). International physical activity questionnaire: reliability and validity of the Turkish version. *Percept Mot Skills*, 111(1):278-84.
87. Öztürk, M. (2005). Üniversitede eğitim-öğretim gören öğrencilerde uluslararası fiziksel aktivite anketinin geçerliliği ve güvenilirliği ve fiziksel aktivite düzeylerinin belirlenmesi. [Ankara]: Hacettepe Üniversitesi.
88. Simoneau, G.G. (1998). The Impact of Various Anthropometric and Flexibility Measurements on the Sit-and-Reach Test. *J Strength Cond Res.* 12(4):232.
89. DeHeer, P.A. (2017). Equinus and Lengthening Techniques. *Clin Podiatr Med Surg.*, 34(2):207-27.
90. Saltzman, C.L., Nawoczenski, D.A., Talbot, K.D. (1995). Measurement of the medial longitudinal arch. *Arch Phys Med Rehabil.*, 76(1):45-9.
91. Cornwall, M.W., McPoil, T.G., Lebec, M., Vicenzino, B., Wilson, J. (2008). Reliability of the modified Foot Posture Index. *J Am Podiatr Med Assoc.* 98(1):7-13.
92. Redmond, A.C., Crane, Y.Z., Menz, H.B. (2008). Normative values for the Foot Posture Index. *J Foot Ankle Res.* 1(1):6.
93. Liu, C.L., Li, Y.P., Wang, X.Q., Zhang, Z.J. (2018). Quantifying the Stiffness of Achilles Tendon: Intra- and Inter-Operator Reliability and the Effect of Ankle Joint Motion. *Med Sci Monit Int Med J Exp Clin Res.*, 24:4876-81.
94. Schoenrock, B., Zander, V., Dern, S., Limper, U., Mulder, E., Verakšitš, A., vd. (2018). Bed Rest, Exercise Countermeasure and Reconditioning Effects on the Human Resting Muscle Tone System. *Front Physiol.*, 9:810.
95. Kablan, N., Can, M., Ayvaci, H., Gerçek, N., Eroğlu, Z.A., Özgüt, B., vd. (2022). Biomechanical and Viscoelastic Properties of the Achilles Tendon and Plantar Fascia in Pregnant Women with Pelvic Girdle Pain: A Case-Control Study. *Women Health.* 62(6):476-87.
96. Borg, G., Dahlstrom, H. (1962). A pilot study of perceived exertion and physical working capacity. *Acta Soc Med Ups.*, 67:21-7.
97. Barbieri, F.A., Lee, Y.J., Gobbi, L.T.B, Pijnappels, M., Van Dieën, J.H. (2013). The effect of muscle fatigue on the last stride before stepping down a curb. *Gait Posture*, 37(4):542-6.
98. Vuillerme, N., Boisgontier, M., Chenu, O., Demongeot, J., Payan, Y. (2007). Tongue-placed tactile biofeedback suppresses the deleterious effects of muscle fatigue on joint position sense at the ankle. *Exp Brain Res.*, 183(2):235-40.
99. Rodacki, A.L., Fowler, N.E., Bennett, S.J. (2001). Multi-segment coordination: fatigue effects. *Med Sci Sports Exerc.*, 33(7):1157-67.
100. Boyas, S., Medd, E.R., Beaulieu, S., Boileau, A., Lajoie, Y., Bilodeau, M. (2019). Older and young adults adopt different postural strategies during quiet bipedal stance after ankle plantarflexor fatigue. *Neurosci Lett.*, 701:208-12.
101. Grosprêtre, S., Gimenez, P., Mourrot, L., Coratella, G. (2019). Elastic band exercise induces greater neuromuscular fatigue than phasic isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol.* 47:113-20.
102. Kellis, E. (2001). Plantar pressure distribution during barefoot standing, walking and landing in preschool boys. *Gait Posture*, 14(2):92-7.
103. Saldıran, T.Ç., Kara, İ., Öztürk, Ö. (2023). Effects of Ageing and Vitamin D Level on Plantar Fascia Stiffness. *J Basic Clin Health Sci.*, 7(2):765-72.
104. Taş, S., Salkın, Y. (2019). An investigation of the sex-related differences in the stiffness of the Achilles tendon and gastrocnemius muscle: Inter-observer reliability and inter-day repeatability and the effect of ankle joint motion. *Foot Edinb Scotl.*, 41:44-50.
105. Taş, S., Bek, N., Ruhi Onur, M., Korkusuz, F. (2017). Effects of Body Mass Index on Mechanical Properties of the Plantar Fascia and Heel Pad in Asymptomatic Participants. *Foot Ankle Int.* 38(7):779-84.
106. Althoff, A.D., Vance, K., Plain, M., Reeves, R.A., Pierce, J., Gwathmey, F.W., vd. (2023). Evaluation

- of Achilles Tendon Stiffness as Measured by Shear Wave Elastography in Female College Athletes Compared With Nonathletes. *Sports Health*. 19417381231153657.
107. Taş, S., Çetin, A. (2019). Mechanical properties and morphologic features of intrinsic foot muscles and plantar fascia in individuals with hallux valgus. *Acta Orthop Traumatol Turc.*, 53(4):282-6.
 108. Waugh, C.M., Blazevich, A.J., Fath, F., Korff, T. (2012). Age-related changes in mechanical properties of the Achilles tendon. *J Anat.*, 220(2):144-55.
 109. Shiotani, H., Yamashita, R., Mizokuchi, T., Naito, M., Kawakami, Y. (2019). Site- and sex-differences in morphological and mechanical properties of the plantar fascia: A supersonic shear imaging study. *J Biomech.*, 85:198-203.
 110. Ham, S., Kim, S., Choi, H., Lee, Y., Lee, H. (2020). Greater Muscle Stiffness during Contraction at Menstruation as Measured by Shear-Wave Elastography. *Tohoku J Exp Med.*, 250(4):207-13.
 111. Römer, C., Zessin, E., Czupajllo, J., Fischer, T., Wolfarth, B., Lerchbaumer, M.H. (2023). Effect of Anthropometric Parameters on Achilles Tendon Stiffness of Professional Athletes Measured by Shear Wave Elastography. *J Clin Med.*, 12(8):2963.
 112. Chang, T.T., Li, Z., Wang, X.Q., Zhang, Z.J. (2020). Stiffness of the Gastrocnemius–Achilles Tendon Complex Between Amateur Basketball Players and the Non-athletic General Population. *Front Physiol* [Internet], [a.yer 23 Ağustos 2023];11. Erişim adresi: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2020.606706>
 113. Obst, S.J., Barrett, R.S., Newsham-West, R. (2013). Immediate effect of exercise on achilles tendon properties: systematic review. *Med Sci Sports Exerc.*, 45(8):1534-44.
 114. Kjær, M., Langberg, H., Heinemeier, K., Bayer, M.L., Hansen, M., Holm, L., (2009). From mechanical loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon. *Scand J Med Sci Sports.*, 19(4):455-605.
 115. Taş, S., Aktaş, A., Tüfek, M.T. (2022). Passive mechanical properties of extrinsic foot muscles and Achilles tendon in adults with and without pes planus. *J Biomech.*, 133:110961.
 116. Chiu, T.C.R., Ching, Ngo, H.C., Lau, L.W., Leung, K.W., Lo, M.H., Yu, H.F. (2016). An Investigation of the Immediate Effect of Static Stretching on the Morphology and Stiffness of Achilles Tendon in Dominant and Non-Dominant Legs. Hug, F., editör. *PLOS ONE*, 11(4):e0154443.
 117. Wang, Y., Watanabe, K. (2012). Limb dominance related to the variability and symmetry of the vertical ground reaction force and center of pressure. *J Appl Biomech.*, 28(4):473-8.
 118. Shiotani, H., Yamashita, R., Mizokuchi, T., Sado, N., Naito, M., Kawakami, Y. (2021). Track distance runners exhibit bilateral differences in the plantar fascia stiffness. *Sci Rep.*, 11(1):9260.
 119. Barreto Rabelo, D., Coelho Figueira Freire, A.P., Colen Milagres Brandão, F., Oliveira Melo, S., Ocarino, J.M., Saldanha Dos Anjos, M.T., vd. (2023). Myofascial stiffness of plantar fascia and Achilles tendon in individuals with plantar fasciopathy: An observational cross-sectional study. *Musculoskelet Sci Pract.*, 66:102781.
 120. Cheung, J.T.M., Zhang, M., An, K.N. (2004). Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle–foot complex. *Clin Biomech.*, 19(8):839-46.
 121. Snider, M.P., Clancy, W.G., Mcbeath, A.A. (1983). Plantar fascia release for chronic plantar fasciitis in runners. *Am J Sports Med.*, 11(4):215-9.
 122. Bravo-Sánchez, A., Abián, P., Jiménez, F., Abián-Vicén, J. (2019). Myotendinous asymmetries derived from the prolonged practice of badminton in professional players. *PloS One*, 14(9):e0222190.
 123. Abian Vicen, P., Bravo Sánchez, A., Jiménez Díaz, F., Abian Vicen, J. Characteristics of the patellar and achilles tendon in senior badminton players. *Rev Int Med Cienc.*, 22(4):437-453.
 124. Bohm, S., Mersmann, F., Marzilger, R., Schroll, A., Arampatzis, A. (2015). Asymmetry of Achilles tendon mechanical and morphological properties between both legs. *Scand J Med Sci Sports.*, 25(1):e124-32.
 125. Simmons, J.G., Pucilowska, J.B., Keku, T.O., Lund, P.K. (2002). IGF-I and TGF-β1 have distinct effects on phenotype and proliferation of intestinal fibroblasts. *Am J Physiol-Gastrointest Liver Physiol.*, 283(3):G809-18.
 126. Siu, W.L., Chan, C.H., Lam, C.H., Lee, C.M., Ying, M. (2016). Sonographic evaluation of the effect of long-term exercise on Achilles tendon stiffness using shear wave elastography. *J Sci Med Sport.*, 19(11):883-7.
 127. Morgan, G.E., Martin, R., Welch, H., Morris, K. (2020). Quantitative Weight Bearing and non-weight Bearing Measures of Stiffness in the Achilles Tendon and Gastrocnemius Muscle. *Muscles Ligaments Tendons J.*, 10(1):100-10.
 128. Panjabi, M.M., White, A.A. (2001). Biomechanics in the musculoskeletal system. 1. bs. New York: Churchill Livingstone; 224 s.
 129. Núñez, F.J., Martínez, J.C., Overberg, J.A., Torreno, N., Suarez-Arrones, L. (2022). Hamstring muscle

- architecture and myotonometer measurements in elite professional football players with a prior strained hamstring. *Biol Sport*. 40(1):93-9.
130. Lall, P.S., Alsubiheen, A.M., Aldaihan, M.M., Lee, H. (2022). Differences in Medial and Lateral Gastrocnemius Stiffness after Exercise-Induced Muscle Fatigue. *Int J Environ Res Public Health*, 19(21):13891.
 131. Baur, D., Schwabl, C., Kremser, C., Taljanovic, M.S., Widmann, G., Sconfienza, L.M., vd. (2021). Shear Wave Elastography of the Plantar Fascia: Comparison between Patients with Plantar Fasciitis and Healthy Control Subjects. *J Clin Med*, 10(11):2351.
 132. Çakici, R., Saldıran, T.Ç., Kara, İ., Açıık, H. (2023). Plantar fascia stiffness in patients with type 2 diabetes mellitus: Stiffness effect on fall risk and gait speed. *Foot Edinb Scotl.*, 56:102020.
 133. Pożarowszczyk, B., Gołaś, A., Chen, A., Zajac, A., Kawczyński, A. (2018). The Impact of Post Activation Potentiation on Achilles Tendon Stiffness, Elasticity and Thickness among Basketball Players. *Sports*, 6(4):117.
 134. Bigland-Ritchie, B., Jones, D.A., Woods, J.J. (1979). Excitation frequency and muscle fatigue: Electrical responses during human voluntary and stimulated contractions. *Exp Neurol*, 64(2):414-27.
 135. Revak, A., Diers, K., Kernozek, T.W., Gheidi, N., Olbrantz, C. (2017). Achilles Tendon Loading During Heel-Raising and -Lowering Exercises. *J Athl Train*. 52(2):89-96.
 136. Hébert-Losier, K., Schneiders, A.G., García, J.A., Sullivan, S.J., Simoneau, G.G. (2012). Influence of knee flexion angle and age on triceps surae muscle activity during heel raises. *J Strength Cond Res*, 26(11):3124-33.
 137. Melchiorri, G., Rainoldi, A. (2011). Muscle fatigue induced by two different resistances: Elastic tubing versus weight machines. *J Electromyogr Kinesiol.*, 21(6):954-9.
 138. Norris, E.S., Wallmann, H.W. (2016). Static and dynamic balance after ankle plantarflexor fatigue in older adults. *Phys Occup Ther Geriatr.*, 1(34):57-70.
 139. Nam, H.S., Park, D.S., Kim, D.H., Kang, H.J., Lee, D.H., Lee, S.H., vd. (2013). The Relationship Between Muscle Fatigue and Balance in the Elderly. *Ann Rehabil Med.*, 37(3):389-95.
 140. Johnston, W., Dolan, K., Reid, N., Coughlan, G.F., Caulfield, B. (2018). Investigating the effects of maximal anaerobic fatigue on dynamic postural control using the Y-Balance Test. *J Sci Med Sport*, 21(1):103-8.
 141. Mohammadi, F., Roozdar, A. (2010). Effects of fatigue due to contraction of evertor muscles on the ankle joint position sense in male soccer players. *Am J Sports Med.*, 38(4):824-8.
 142. King, G.W., Stylianou, A.P., Kluding, P.M., Jernigan, S.D., Luchies, C.W. (2012). Effects of age and localized muscle fatigue on ankle plantar flexor torque development. *J Geriatr Phys Ther* 2001, 35(1):8-14.
 143. Dunn, J.E., Link, C.L., Felson, D.T., Crincoli, M.G., Keysor, J.J., McKinlay, J.B. (2004). Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults. *Am J Epidemiol.*, 159(5):491-8.
 144. Popovic, N., Lemaire, R. (2003). Acquired flatfoot deformity secondary to dysfunction of the tibialis posterior tendon. *Acta Orthop Belg.*, 69(3):211-21.
 145. Ling, S.K.K., Lui, T.H. (2017). Posterior Tibial Tendon Dysfunction: An Overview. *Open Orthop J*. 11:714-23.
 146. Cifuentes-De la Portilla, C., Larrainzar-Garijo, R., Bayod, J. (2019). Analysis of the main passive soft tissues associated with adult acquired flatfoot deformity development: A computational modeling approach. *J Biomech.*, 84:183-90.
 147. Queen, R.M., Mall, N.A., Nunley, J.A., Chuckpaiwong, B. (2009). Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. *Gait Posture*, 29(4):582-6.
 148. Taş, S., Ünlüer, N.Ö., Korkusuz, F. (2018). Morphological and mechanical properties of plantar fascia and intrinsic foot muscles in individuals with and without flat foot. *J Orthop Surg Hong Kong*. 26(3):2309499018802482.
 149. Shiotani, H., Mizokuchi, T., Yamashita, R., Naito, M., Kawakami, Y. (2020). Acute effects of long-distance running on mechanical and morphological properties of the human plantar fascia. *Scand J Med Sci Sports*, 30(8):1360-8.
 150. Huijing, P.A. (2009). Epimuscular myofascial force transmission: A historical review and implications for new research. International society of biomechanics Muybridge award lecture, Taipei, *J Biomech.*, 42(1):9-21.
 151. Yucesoy, C.A. (2010). Epimuscular myofascial force transmission implies novel principles for muscular mechanics. *Exerc Sport Sci Rev.*, 38(3):128-34.
 152. Cheung, J.T.M., Zhang, M., An, K.N. (2006). Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot. *Clin Biomech Bristol Avon.*, 21(2):194-203.

153. Cheung, J.T.M., Zhang, M., Leung, A.K.L., Fan, Y.B. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study. *J Biomech.*, 38(5):1045-54.
154. Chen, Y.N., Chang, C.W., Li, C.T., Chang, C.H., Lin, C.F. (2015). Finite element analysis of plantar fascia during walking: a quasi-static simulation. *Foot Ankle Int.*, 36(1):90-7.
155. Chen, T.L.W., Wong, D.W.C., Wang, Y., Lin, J., Zhang, M. (2019). Foot arch deformation and plantar fascia loading during running with rearfoot strike and forefoot strike: A dynamic finite element analysis. *J Biomech.*, 83:260-72.
156. Zügel, M., Maganaris, C.N., Wilke, J., Jurkat-Rott, K., Klingler, W., Wearing, S.C., vd. (2018). Fascial tissue research in sports medicine: from molecules to tissue adaptation, injury and diagnostics: consensus statement. *Br J Sports Med.*, 52(23):1497-1497.
157. Frost, H.M. (1990). Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 4. Mechanical influences on intact fibrous tissues. *Anat Rec.*, 226(4):433-9.
158. Solomonow, M. (2012). Neuromuscular manifestations of viscoelastic tissue degradation following high and low risk repetitive lumbar flexion. *J Electromyogr Kinesiol.*, 22(2):155-75.
159. Kelly, J.P., Koppenhaver, S.L., Michener, L.A., Proulx, L., Bisagni, F., Cleland, J.A. (2018). Characterization of tissue stiffness of the infraspinatus, erector spinae, and gastrocnemius muscle using ultrasound shear wave elastography and superficial mechanical deformation. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol.*, 38:73-80.
160. Eby, S.F., Song, P., Chen, S., Chen, Q., Greenleaf, J.F., An, K.N. (2013). Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *J Biomech.*, 46(14):2381-7.
161. Yao, K., Yang, T.X., Yew, W.P. (2015). Posterior Tibialis Tendon Dysfunction: Overview of Evaluation and Management. *Orthopedics*, 38(6):385-91.
162. Marouvo, J., Sousa, F., André, M.A., Castro, M.A. (2023). Tibialis posterior muscle stiffness assessment in flat foot subjects by ultrasound based Shear-Wave Elastography. *The Foot*, 54:101975.
163. Pożarowski, B., Pawlaczyk, W., Smoter, M., Zarzycki, A., Mroczek, D., Kumorek, M., vd. (2017). Effects of Karate Fights on Achilles Tendon Stiffness Measured by Myotonometry. *J Hum Kinet.*, 56:93-7.
164. Leung, W.K.C., Chu, K., Lai, C. (2017). Sonographic evaluation of the immediate effects of eccentric heel drop exercise on Achilles tendon and gastrocnemius muscle stiffness using shear wave elastography. *PeerJ.*, 5:e3592.
165. Estelle, C., Reina, D.B., Lauranne, D.S. (2018). The Influence of Different Types of Physical Activity on The Blood Flow and Elasticity of The Gastrocnemius Muscle and The Achilles Tendon. Master thesis, [Belgium]: Ghent University.
166. Hill, M., Rosicka, K., Wdowski, M. (2022). Effect of sex and fatigue on quiet standing and dynamic balance and lower extremity muscle stiffness. *Eur J Appl Physiol.*, (122):233-44.
167. Apaydın, N., Ünlü, S., Bozkurt, M., Doral, M.N. (2011). Aşıl tendonu'nun fonksiyonel anatomisi ve biyomekanik özellikleri. *TOTBİD Derg.*, 10(1):61-68.
168. Couppé, C., Kongsgaard, M., Aagaard, P., Vinther, A., Boesen, M., Kjaer, M., vd. (2013). Differences in tendon properties in elite badminton players with or without patellar tendinopathy. *Scand J Med Sci Sports*, 23(2):e89-95.
169. Riskowski, J.L., Hagedorn, T., Dufour, A., Hannan, M. (2012). Functional Foot Symmetry and Its Relation to Lower Extremity Physical Performance in Older Adults: The Framingham Foot Study. *J Biomech.*, 45(10):1796-802.
170. Masi, A.T., Hannon, J.C. (2008). Human resting muscle tone (HRMT): narrative introduction and modern concepts. *J Bodyw Mov Ther.*, 12(4):320-32.
171. Kerrigan, D.C., Johansson, J.L., Bryant, M.G., Boxer, J.A., Della Croce, U., Riley, P.O. (2005). Moderate-Heeled Shoes and Knee Joint Torques Relevant to the Development and Progression of Knee Osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil.*, 86(5):871-5.
172. Souza, D.R., Gross, M.T. (1991). Comparison of Vastus Medialis Obliquus: Vastus Lateralis Muscle Integrated Electromyographic Ratios Between Healthy Subjects and Patients with Patellofemoral Pain. *Phys Ther.*, 71(4):310-6.
173. Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzhak, Y., Arcan, M. (2002). Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait Posture*, 15(1):56-63.
174. Pannell, S.L., MD U. (2012). The postural and biomechanical effects of high heel shoes: a literature review. *J Vasc Surg.*
175. Cha, Y.J. (2020). Analysis of Differences in the Degree of Biomechanical Adaptation according to Habituation to Different Heel Heights. *Sci World J.* 1854313.
176. Zubac, D., Šimunič, B. (2017). Skeletal Muscle Contraction Time and Tone Decrease After 8 Weeks of Plyometric Training. *J Strength Cond Res.*, 31(6):1610-9.

177. Proske, U., Morgan, D.L. (2001). Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *J Physiol.* 537(Pt 2):333-45.
178. Mencil, J., Marusiak, J., Jaskólska, A., Jaskólski, A., Kisiel-Sajewicz, K. (2021). Impact of the Location of Myometric Measurement Points on Skeletal Muscle Mechanical Properties Outcomes. *Muscle Ligaments Tendons J.*, 11(03):525.
179. Stefaniak, W., Marusiak, J., Bączkiewicz, D. (2022). Heightened tone and stiffness with concurrent lowered elasticity of peroneus longus and tibialis anterior muscles in athletes with chronic ankle instability as measured by myotonometry. *J Biomech.*, 144:111339.
180. Wright, C.J., Arnold, B.L. (2012). Fatigue's Effect on Eversion Force Sense in Individuals With and Without Functional Ankle Instability. *J Sport Rehabil.*, 21(2):127-36.
181. Liu, Y., Song, Q., Zhou, Z., Chen, Y., Wang, J., Tian, X., vd. (2023). Effects of fatigue on balance and ankle proprioception during drop landing among individuals with and without chronic ankle instability. *J Biomech.*, 146:111431.
182. Houwink, R. (1972). Elasticity, plasticity and structure of matter [Internet]. De Decker, H.K., editör. Cambridge University Press; [a.yer 27 Eylül 2023]. Erişim adresi: https://scholar.google.com/scholar_lookup?title=Elasticity%2C%20Plasticity%20and%20Structure%20of%20Matter&author=R.%20Houwink&publication_year=1971
183. Ko, C.Y., Choi, H.J., Ryu, J., Kim, G. (2018). Between-day reliability of MyotonPRO for the non-invasive measurement of muscle material properties in the lower extremities of patients with a chronic spinal cord injury. *J Biomech.*, 73:60-5.
184. Gavronski, G., Veraksits, A., Vasar, E., Maaroo, J. (2007). Evaluation of viscoelastic parameters of the skeletal muscles in junior triathletes. *Physiol Meas.*, 28(6):625-37.
185. Fukunaga, T., Kawakami, Y., Kubo, K., Kanehisa, H. (2002). Muscle and tendon interaction during human movements. *Exerc Sport Sci Rev.*, 30(3):106-10.
186. Lichtwark, G.A., Bougoulas, K., Wilson, A.M. (2007). Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running. *J Biomech.* 40(1):157-64.
187. Cristi-Sánchez, I., Danes-Daetz, C., Neira, A., Ferrada, W., Yáñez Díaz, R., Silvestre Aguirre, R. (2019). Patellar and Achilles Tendon Stiffness in Elite Soccer Players Assessed Using Myotonometric Measurements. *Sports Health*, 11(2):157-62.
188. Wu, C.H., Chen, W.S., Wang, T.G. (2015). Plantar fascia softening in plantar fasciitis with normal B-mode sonography. *Skeletal Radiol.*, 44(11):1603-7.
189. Douglas, J., Pearson, S., Ross, A., McGuigan, M. (2017). Chronic Adaptations to Eccentric Training: A Systematic Review. *Sports Med.*, 47.

EKLER

EK-1.Etik Kurul Onayı

Evrak Tarih ve Sayısı: 16.10.2022-11959



SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK

Toplantı Tarihi : 21.07.2022

Toplantı Sayısı : 2022/11

Karar Sayısı : 11/26

Yorgunluğunun değerlendirilmek sunduğunuz kayıt numaralı
başlıklı Aşıl toplantısında
görölmüş örneği sunulmuştur.

Aslı
Prof. Dr. Mustafa ÖZTÜRK
Başkan

Başkan

Ayşe
Başkan Yardımcısı

Öğr.

LAÇİN

Öğr.

İŞİTMANGİL

Ayşin

Evrakı Doğrulamak İçin : <https://www.turkiye.gov.tr/sbu-ebys?eD=BSD5BMNUBB&eS=11959>

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-2.Bilgilendirilmiş Onam Formu

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırma Projesinin Adı: **Ayak Ekstrinsik Kas Yorgunluğunun Plantar Fasya ve Aşıl Tendonu Viskoelastik Özellikleri Üzerindeki Akut Etkisinin İncelenmesi**

Sorumlu Araştırmacının Adı: Dr. Öğr. Üyesi Fatmagül VAROL

Diğer Araştırmacıların Adı: Fzt.Simge DÖNMEZ

Destekleyici (varsa): -

“Ayak Ekstrinsik Kas Yorgunluğunun Plantar Fasya ve Aşıl Tendonu Viskoelastik Özellikleri Üzerindeki Akut Etkisinin İncelenmesi” isimli bir çalışmada yer almak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışma, araştırma amaçlı olarak yapılmaktadır ve katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Çalışmaya katılma konusunda karar vermeden önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Çalışma hakkında tam olarak bilgi sahibi olduktan sonra ve sorularınız cevaplandıktan sonra eğer katılmak isterseniz sizden bu formu imzalamanız istenecektir. Bu araştırma, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalında, Dr. Öğr. Üyesi Fatmagül VAROL sorumluluğu altındadır.

Çalışmanın amacı nedir; benden başka kaç kişi bu çalışmaya katılacak?

Bu çalışmanın amacı; ayağınızı hareket ettiren, bacadan başlayıp ayakta sonlanan kaslarda çeşitli egzersizler ile yorgunluk oluşturmak, oluşan yorgunluk sonrası ayak tabanınızdaki “plantar fasya” olarak adlandırılan yapı ve topuğunuzun üst kısmındaki “aşıl tendonu” olarak adlandırılan yapıda değişiklik meydana gelip gelmediğini değerlendirmektir. Çalışmaya Sağlık Bilimleri Üniversitesinden alınmak üzere 19 kişi dâhil edilecektir.

Bu çalışmaya katılmalı mıyım?

Bu çalışmada yer alıp almamak tamamen size bağlıdır. Şu anda bu formu imzalarsanız bile istediğiniz herhangi bir zamanda bir neden göstermeksizin çalışmayı bırakmakta özgürsünüz. Aynı şekilde çalışmayı yürüten doktor çalışmaya devam etmeniz sizin için yararlı olmayacağına karar verebilir ve sizi çalışma dışı bırakabilir.

Bu çalışmaya katılırsam beni ne bekliyor?

Araştırmada ayak şeklinizi ve yapınızı 5 dakika sürecek gözlemsel değerlendirme ile belirleyeceğiz. İlk olarak ayak tabanınızdan ve topuğunuzun üst kısmından dijital bir cihaz ile değerlendirme yapacağız. Bu ölçüm, cihazın verdiği mekanik uyarılar kullanılarak yapılır. Ölçüm yapıldıktan sonra yorgunluk protokolü kapsamında belirlenen iki egzersizi yapacaksınız. Egzersiz yapıldıktan hemen sonra, tekrar aynı cihaz ile aynı bölgelerden ölçüm yapacağız. Araştırmanın öngörülen süresi 5 aydır. Bu çalışmada ayak

ile ilgili yapıların özelliklerini değerlendirmek için yapılacak ölçümler dışında vücudunuzdan herhangi bir biyolojik materyal (kan, idrar, doku biyopsisi vb.) alınmayacak, başka tetkik yapılmayacak ve çalışma boyunca inceleme amaçlı yurtdışına herhangi bir tetkik gönderilmeyecektir.

Çalışmanın riskleri ve rahatsızlıkları var mıdır?

Çalışmanın sizi etkileyecek herhangi bir riski ve rahatsızlığı yoktur.

Çalışmada yer almamanın yararları nelerdir?

Çalışmada sağlıklı bireylerin ayak kaslarında oluşturulan yorgunluğun plantar fasyanın ve aşıl tendonunun biyomekanik ve viskoelastik özellikleri üzerindeki akut etkilerin belirlenmesi; ayakta meydana gelebilecek rahatsızlıklar için risk faktörü oluşturan kas dengesizliğinin ayağın pasif yapıları üzerindeki etkilerini ortaya koyacak ve koruyucu rehabilitasyon kapsamında oluşturulacak egzersiz protokollerine katkı sunacaktır. Ayrıca koruyucu ayak sağlığının önemli olduğu rahatsızlıklarda ve ayak postürünün bozulduğu nörolojik hastalıklarda ayak sağlığı ve rehabilitasyonuna ışık tutacaktır.

Bu çalışmaya katılmamanın maliyeti nedir?

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

Kişisel bilgilerim nasıl kullanılacak?

Çalışmada kişisel bilgileriniz, araştırmayı ve istatistiksel analizleri yürütmek için kullanılacaktır ancak kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır. Yalnızca gereği halinde, sizinle ilgili bilgileri etik kurullar ya da resmi makamlar inceleyebilir. Çalışmanın sonunda, kendi sonuçlarınızla ilgili bilgi istemeye hakkınız vardır. Çalışma sonuçları çalışma bitiminde tıbbi literatürde yayınlanabilecektir ancak kimliğiniz açıklanmayacaktır.

Daha fazla bilgi için kime başvurabilirim?

Çalışma ile ilgili ek bilgiye gereksiniminiz olduğunuzda aşağıdaki kişi ile lütfen iletişime geçiniz.

ADI : Simge DÖNMEZ

GÖREVİ : Fizyoterapist

TELEFON :

(Katılımcının/Hastanın Beyanı)

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim dalında, Dr. Öğr. Üyesi Fatmagül VAROL tarafından tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı ve ilgili metni okudum. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” olarak davet edildim.

Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun bana herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum. Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir neden göstermeden araştırmadan çekilebilirim. *(Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağının bilincindeyim)*. Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabilirim.

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

Araştırmadan elde edilen benimle ilgili kişisel bilgilerin gizliliğinin korunacağını biliyorum.

Araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunumun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Dr. Öğr. Üyesi Fatmagül VAROL, Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi ve Fzt.Simge DÖNMEZ'i arayabileceğimi biliyorum.

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

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Katılımcı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel:

İmza:

Tarih:

Görüşme tanığı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel:

İmza:

Tarih:

Katılımcı ile görüşen uzman

Adı soyadı, unvanı: Dr. Öğr. Üyesi Fatmagül VAROL

Adres: Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi

Tel:

İmza:

Tarih

EK-3. Fiziksel Aktivite Düzeyi Anketi

ULUSLARARASI FİZİKSEL AKTİVİTE ANKETİ (KISA FORM)

İnsanların günlük hayatlarının bir parçası olarak yaptıkları fiziksel aktivite tiplerini bulmayla ilgileniyoruz. Sorular son 7 gün içerisinde fiziksel olarak harcanan zamanla ilgili olarak sorulacaktır. Lütfen yaptığınız aktiviteleri düşünün; işte, evde, bir yerden bir yere giderken, boş zamanlarınızda yaptığınız spor, egzersiz veya eğlence aktiviteleri.

Son 7 günde yaptığınız şiddetli aktiviteleri düşünün. Şiddetli fiziksel aktiviteler zor fiziksel efor yapıldığını ve nefes almanın normalden çok daha fazla olduğu aktiviteleri ifade eder. Sadece herhangi bir zamanda en az 10 dakika yaptığınız bu aktiviteleri düşünün.

1. Geçen 7 gün içerisinde kaç gün ağır kaldırma, kazma, aerobik, basketbol, futbol veya hızlı bisiklet çevirme gibi şiddetli fiziksel aktivitelerden yaptınız?

Haftada ___gün

Şiddetli fiziksel aktivite yapmadım. → (3. soruya gidin.)

2. Bu günlerin birinde şiddetli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?

Günde ___ saat

Günde ___ dakika

Bilmiyorum/Emin değilim

Geçen 7 günde yaptığınız orta dereceli fiziksel aktiviteleri düşünün. Orta dereceli aktivite orta derece fiziksel güç gerektiren ve normalden biraz sık nefes almaya neden olan aktivitelerdir. Yalnız bir seferde en az 10 dakika boyunca yaptığınız fiziksel aktiviteleri düşünün.

3. Geçen 7 gün içerisinde kaç gün hafif yük taşıma, normal hızda bisiklet çevirme, halk oyunları, dans, bowling veya çiftler tenis oyunu gibi orta dereceli fiziksel aktivitelerden yaptınız? Yürüme hariç.

Haftada ___gün

Orta dereceli fiziksel aktivite yapmadım. → (5.soruya gidin.)

4. Bu günlerin birinde orta dereceli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?

Günde ____ saat

Günde ____ dakika

Bilmiyorum/Emin değilim

Geçen 7 günde yürüyerek geçirdiğiniz zamanı düşünün. Bu işyerinde, evde, bir yerden bir yere ulaşım amacıyla veya sadece dinlenme, spor, egzersiz veya hobi amacıyla yaptığınız yürüyüş olabilir.

5. Geçen 7 gün, bir seferde en az 10 dakika yürüdüğünüz gün sayısı kaçtır?

Haftada ____gün

Yürümedim. → (7. soruya gidin.)

6. Bu günlerden birinde yürüyerek genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?

Günde ____ saat

Günde ____ dakika

Bilmiyorum/Emin değilim

Son soru, geçen 7 günde hafta içinde oturarak geçirdiğiniz zamanlarla ilgilidir. İşte, evde, çalışırken ya da dinlenirken geçirdiğiniz zamanlar dâhildir. Bu masanızda, arkadaşınızı ziyaret ederken, okurken, otururken veya yatarak televizyon seyrettiğinizde oturarak geçirdiğiniz zamanları kapsamaktadır.

7. Geçen 7 gün içerisinde, günde oturarak ne kadar zaman harcadınız?

Günde ____ saat

Günde ____ dakika

Bilmiyorum/Emin değilim

SORULARIMIZ SONA ERMİŞTİR.KATILIMINIZ İÇİN TEŞEKKÜRLER

