

T.C.

İSTANBUL OKAN ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANA BİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**SAĞLIKLI BİREYLERDE TÜM BEDEN VİBRASYON
EĞİTİMİNİN KAS ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

Filiz BAŞOL

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Tülay ÇEVİK SALDIRAN

İSTANBUL-2020

FİLİZ BAŞOL

SAĞLIKLI BİREYLERDE TÜM BEDEN VİBRASYON EĞİTİMİNİN KAS

ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ

İSTANBUL-2020

T.C.
İSTANBUL OKAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANA BİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**SAĞLIKLI BİREYLERDE TÜM BEDEN VİBRASYON
EĞİTİMİNİN KAS ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

Filiz BAŞOL

194005021

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Tülay ÇEVİK SALDIRAN

İSTANBUL, 2020

ÖZET

Amaç: Çalışmanın amacı sabit, düşük yoğunlukta altı hafta uygulanan tüm beden vibrasyon'un alt ekstremitede diz eklemi ekstansörleri ve ayak bileği eklemi dorsifleksör kasları üzerindeki etkisini incelemektir.

Yöntem: Aktif bir spor branşına dahil olmayan, kırk sağlıklı genç yetişkin birey basit randomizasyon ile kontrol (n=20) ve vibrasyon (n=20) grubuna ayrıldı. Vibrasyon grubu, düşük frekans (25 Hz), düşük amplitüd de (2mm), sabit altı hafta süren eğitime haftanın ardışık olmayan iki günü dahil edildi. Seanslar statik squat pozisyonunda, 10 tekrarlı olacak şekilde, 60 sn dinlenme süresi verilerek 20 dk süre ile uygulandı. Alt ekstremitte esnekliğinin değerlendirmesinde Otuz Uzan Testi, izometrik kas kuvveti değerlendirmesinde dinamometre (Lafayette), kas mekanik özelliklerinin değerlendirmesinde ise dijital palpasyon cihazı (MyotonPRO) kullanıldı.

Bulgular: Vibrasyon grubunda sağ (p= 0,046) ve sol (p<0,001) ayak bileği eklemi dorsi fleksörlerinin izometrik kas kuvveti arttı. Sağ (p= 0,014) ve sol (p= 0,021) alt ekstremitte dorsifleksörlerinin elastisitesi vibrasyon grubunda arttı. Her iki grupta da diz eklemi ekstansörlerinin kas özelliklerinde değişiklik gözlenmedi (p>0,05).

Sonuç: Düşük yoğunluklu tüm beden vibrasyon eğitimi alt ekstremitte distalinde ayak bileği eklemi dorsifleksörlerinin kas kuvvetini ve elastisitesini iyileştirmede etkili oldu. Diz eklemi ekstansörlerinin kas özelliklerinde düşük yoğunluklu vibrasyon programı ile gelişim gözlenmedi.

Anahtar Kelimeler: Tüm Beden Vibrasyonu, Kas Mekanik Özellikleri, MyotonPRO, Kas Kuvveti, Esneklik.

Bu çalışmada kullanılan MyotonPRO cihazı Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK) tarafından desteklenen proje (No: 118S749) kapsamında alınmıştır.



ABSTRACT

THE EFFECT OF WHOLE BODY VIBRATION TRAINING ON MUSCLE PROPERTIES IN HEALTHY INDIVIDUALS

Objective: The aim of the study was to examine the effect of constant, low-intensity whole-body vibration on lower extremity knee joint extensors and ankle joint dorsiflexor muscles.

Methods: Forty healthy-young adults who were not involved in an active sport were divided into control (n=20) and vibration (n=20) groups by simple randomization. The vibration group was included in the low frequency (25 Hz), low amplitude (2mm), fixed six-week training on two non-consecutive days of the week. The sessions were performed in the static squat position for 10 repetitions, with 60 seconds of rest, for 20 minutes. The Sit and Reach Test was used for the evaluation of lower extremity flexibility, a portable dynamometer (Lafayette) for the evaluation of isometric muscle strength, and a digital palpation device (MyotonPRO) for the evaluation of muscle mechanical properties.

Results: Isometric muscle strength of the dorsiflexors of the right ($p=0.046$) and left ($p<0.001$) ankle joint increased in the vibration group. There was an increase in the elasticity of the right ($p=0.014$) and left ($p=0.021$) lower extremity dorsiflexors in the vibration group. No change was observed in the muscle properties of the knee joint extensors ($p>0.05$) in both groups.

Conclusion: Whole-body vibration at low intensity was effective in improving the muscle strength and elasticity of the ankle dorsiflexors in the distal lower extremity in a training period of six weeks. No improvement was observed in the muscle properties of knee joint extensors with the low-intensity vibration program.

Keywords: Whole Body Vibration, Muscle Mechanical Properties, MyotonPRO, Muscle Strength, Flexibility.

The MyotonPRO device used in this study was supported by the Scientific and Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) (Project No: 118S749).



TEŞEKKÜR

Bilimin ve bilginin öneminin arttığı çağımızda bu çalışmanın ortaya çıkmasında bilgi ve birikimini benimle paylaşan, bana yol gösteren, sabırla bu uzun süreçte benimle her konuda ilgilenen, değerli vaktini bana ayırarak tezin ortaya çıkmasını sağlayan değerli tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Tülay ÇEVİK SALDIRAN'a,

Üniversite giriş sınavında bana bu bölümü seçmem için yönlendiren, eğitim hayatındaki başarılarıyla bana örnek olan, çocukluğum, gençliğim, anneliğim hayattaki en büyük dayanağım, dünyanın en iyi kalpli merhametli doktoru ablam Dr.Yeliz Başkurt'a,

Tez çalışmamın organizasyonunda yardımlarını ve güler yüzlerini eksik etmeyen değerli hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Emine Atıcı ve Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Cüneyt Akgöl'e,

Hayatımın her anında varlığından güç aldığım, her zaman sevgi ve şefkatini hissettiğim, bin bir türlü özveriyle beni bu günlere getiren, dualarını eksik etmeyen canım Annem'e,

Uzun süren tez çalışmam esnasında benden maddi manevi desteğini esirgemeyen, engin bilgi ve donanımına güvendiğim, her konuda danıştığım, bana destek olup yoluma ıstık tutan bu hayattaki en büyük şansım eşim Gökhan Başol'a,

Tez çalışmam için haftalarca her ders boşluklarında gelip yılmadan yorulmadan vibrasyon eğitimine katılan, uzun yolları severek, mutlulukla ve heyecanla gitmemi sağlayarak bu çalışmaya katkı sağlayan gönüllü Okan Üniversitesi Öğrencilerine,

Varlığıyla hayatımı anlamlandıran, her şeyi olduğu gibi bu çalışmayı da adadığım oğlum Mert Başol'a,

Sonsuz kez teşekkür eder ve sevgilerimi sunarım.

BEYAN

Bu çalışmanın, kendi tez çalışmam olduğunu, tezde kullanılan bilgileri etik kurallar içinde elde ettiğimi, daha önce üretilmiş olan ve yararlandığım bütün bilgi, fikir ve yorumları akademik kurallar içinde kullandığımı ve kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

Filiz BAŞOL

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	v
ÖNSÖZ	vii
BEYAN	viii
İÇİNDEKİLER.....	ix
TABLolar LİSTESİ	xii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xiii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İskelet Kası	3
2.2. Kas Kasılma Çeşitleri.....	4
2.2.1. İzometrik (Statik) Kasılma	4
2.2.2. İzotonik (Konsentrik) Kasılma	4
2.2.3. İzokinetik Kasılma	5
2.2.4. Oksotonik Kasılma	5
2.3. Kas Mimarisi	6
2.4. Kas Kuvveti	7
2.5. Kas Kuvvetine Etki Eden Faktörler	7
2.6. Kas Kuvvetinin Değerlendirilmesi	8
2.7. Kasın Biyomekanik Özellikleri	9
2.7.1. Kasın Tonusu	10
2.7.2 Kasın Elastisitesi	10

2.7.3 Kas Sertliği	11
2.8. Lokomotor Sistem	11
2.9. Tüm Beden Vibrasyonu	12
2.10. Vibrasyonda Kas İğciği ve Mekanoreseptörlerin Önemi	15
2.11. Tüm Beden Vibrasyon (TBV) Eğitiminin Etkileri	17
3. GEREÇ VE YÖNTEM	19
3.1. Katılımcılar.....	19
3.2. Sonuç Ölçümleri.....	21
3.2.1.Esneklik Değerlendirilmesi.....	21
3.2.2 Kas Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi	22
3.2.3. Kas Kuvveti Değerlendirilmesi	27
3.3. Tüm Beden Vibrasyon Eğitimi.....	29
3.4. İstatistiksel Değerlendirme.....	30
4. BULGULAR	31
4.1. Esneklik.....	32
4.2. Kas Mekanik Özellikleri.....	32
4.2.1 Rectus femoris kası mekanik özellikleri.....	32
4.2.2 Tibialis anterior kası mekanik özellikleri.....	36
4.3 Kas Kuvveti.....	39
4.3.1 Diz eklemi ekstansörleri kas kuvveti.....	39
4.3.2 Ayak bileği eklemi dorsifleksör kas kuvveti.....	41
5. TARTIŞMA	42
6. SONUÇLAR VE LİMİTASYONLAR.....	52
KAYNAKÇA	54

EKLER	67
Ek 1. Etik Kurul Onayı	67
Ek 2. Gönüllü Bilgilendirme Formu	68
Ek 3. Olgı Takip Formu	70
ÖZGEÇMİŞ	72



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3.1. Myoton®PRO formül ve semboller	35
Tablo 4.1. Demografik Özellikler- Gruplar Arası Farklılıklar.....	40
Tablo 4.2. Esneklik ve Kas Kuvveti Değişkenleri-Gruplar Arası Farklılıklar	41
Tablo 4.3. Rectus Femoris Kasının Mekanik Özellikleri- Gruplar Arası Farklılıklar.....	42
Tablo 4.4. Tibialis Anterior Kasının Mekanik Özellikleri-Gruplar Arası Farklılıklar	45
Tablo 4.5 Kas Kuvveti Değişkenleri-Gruplar Arası Farklılıklar.....	49

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1. Miyozin ve aktin filamentlerinin kayma mekanizması	5
Şekil 2.1. Oscillating platform	14
Şekil 2.2. Vertikal platform	14
Şekil 3. Vibrasyonun yoğunluğunu belirleyen değişkenler	14
Şekil 4. Vibrasyonun uyarısının nörofizyolojik mekanizması	15
Şekil 5. Kas içiğinin afferent ve efferent innervasyonu	17
Şekil 6. Çalışma akış diyagramı.....	22
Şekil 7. Otur-uzan testi	23
Şekil 8. MyotonPRO	24
Şekil 9. MyotonPRO mekanik özelliği	25
Şekil 10. MyotonPRO akselerasyon grafiğı	26
Şekil 11. MyotonPRO uygulaması	28
Şekil 12. ‘Hand-held’ dinamometre (Lafayette Instrument®, Lafayette, IN)	30

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

AMN: Alfa Motor Nöron.

ATP: Adenozin Trifosfat

C: Creep (deborah sayısı)

D: Logaritmik Azalma

EMG: Elektromyogram

Hz: Hertz

Maks: Maksimum

Min: Minimum

N/m: Newton /metre

Ort: Ortalama

R: Mekanik Stres Relaksasyon Zamanı (ms)

S: Yer Değiştirme Doku Osilasyonu (mm)

SPSS: Statistical Package for Social Sciences

SS: Standart Sapma

TBV: Tüm Beden Vibrasyonu

TDK: Türk Dil Kurumu

Vki: Vücut Kütle İndeksi

WBV: Whole-body vibration

1.GİRİŞ

Bireysel aktiflik düzeyine göre fiziksel uygunluğun sağlanması, sağlıklı bir kas-iskelet sistemi ile mümkündür (1). Rehabilitasyon uygulamaları sadece sakatlık, hastalık durumunda değil sağlığın korunması ve geliştirmesi için de kullanılmaktadır. Kas elastisitesi, kuvveti ve tonusu bireysel performansı etkileyen başlıca faktörlerdir (2). Bu nedenle nöromusküler mekanizmalar göz önüne alınarak bireye özel ve tam uyum sağlanabilecek egzersiz programları düzenlenmektedir (3).

Güncel rehabilitasyon uygulamalarında teknoloji odaklı yaklaşımlar klinisyenlerin tercihlerinde ön sıralarda yer almaktadır (4). Tüm Beden Vibrasyonu (TBV), geriatrik bireyler başta olmak üzere, sporcular, sağlıklı bireyler ve patolojik tablolarda fiziksel aktivite programlarına dahil edilen ve araştırmalara sıklıkla konu olan teknoloji destekli egzersiz eğitimlerinden birisidir (5-9). Vibrasyon maruziyeti ile egzersiz etkinliğinin yoğunlaştırılması, sağlıklı ve hasta bireylerin kemik mineral yoğunluğunun ve esnekliğin artırılması, kasların kuvvetlendirilmesi, postüral kontrolün, dengenin sağlanması ile fiziksel uygunluğun ve performansın iyileştirilmesi hedeflenmektedir (5, 6, 9). TBV, vibrasyon platformu üzerinde yerçekimi ivmesini artırarak iskelet kasları üzerinde fiziksel stimülasyon etkisi sağlayan bir eğitim yöntemidir (10, 11). Kas içiğinin aktivitesini arttırdığı (12), seçici olarak daha büyük alfa motor nöronları uyardığı ve bu etkileri ile kas gücünü ve performansını iyileştirdiği gösterilmiştir (10, 11, 13). TBV'nin kas kuvvetinde ve aktivitesinde artış sağladığı dinamometrik (14) ve elektromiyografik (15) olarak incelenmiştir (16). Düşük ve yüksek frekans-amplitüd uygulamaları, statik ve dinamik egzersizler eşliğinde yapılabilir. Farklı frekans ve amplitüde TBV'nin sedanter, fiziksel olarak aktif, sporcu ve patoloji tanısı olan bireylerde risk olmadan gözetim altında kullanabileceği rapor edilmiştir (10, 16-18). Ancak kas özelliklerini

geliştirmeye yönelik hangi vibrasyon frekansının ve genliğinin, hangi egzersizlerle daha efektif olduğu yönünde araştırmalar devam etmektedir.

Yeni bir diagnostik yöntem olan MyotonPRO cihazının, kas içi özellikleri yansıtan değerleri ile kas tonusu tayini yaptığı bildirilmiştir (19, 20). MyotonPRO, kasların tonus ve biyomekanik özelliklerini değerlendirmek üzere tasarlanan, taşınabilir bir palpasyon cihazıdır. Kas mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde yönteminin güvenilir ve geçerli olduğu yapılan araştırmalarla gösterilmiştir (21, 22).

Doz yanıt ilişkisi bakımından; hangi frekans ve amplitüdde TBV'nin kas esnekliği, kas kuvveti ve kas içi mekanik özelliklerde ne tür değişim oluşturacağı netlik kazanmamıştır. Alt ekstremité kasları esnekliğinin, kuvvetinin ve mekanik özelliklerinin TBV programlarının süresi, yoğunluğu ve sıklığından etkilenmesi muhtemeldir. Alt ekstremité esnekliği, kas kuvveti ve kas mekanik özelliklerinin düşük yoğunlukta statik egzersizle uygulanan TBV'ye verdiği yanıtların incelendiği araştırma ile karşılaşılmamıştır.

Bu doğrultuda amacımız sağlıklı genç yetişkin bireylerde sabit düşük frekans (25 Hz) ve düşük amplitüdde (2mm) altı hafta süreyle uygulanan TBV'nin, alt ekstremité esnekliği, diz eklemi ekstansör, ayak bileği eklemi dorsifleksör kaslarının izometrik kas kuvveti ve kas mekanik özelliklerinde oluşturacağı yanıtları incelemektir.

Hipotezler:

H₁: TBV alt ekstremité esnekliği, diz eklemi ekstansör kaslarının, ayak bileği eklemi dorsifleksör kasının mekanik özellikleri ve izometrik kas kuvvetinde anlamlı bir değişiklik oluşturur.

H₀: TBV alt ekstremité esnekliği, diz eklemi ekstansör kaslarının, ayak bileği eklemi dorsifleksör kasının mekanik özellikleri ve izometrik kas kuvvetinde anlamlı bir değişiklik oluşturmaz.

2. GENEL BİLGİLER

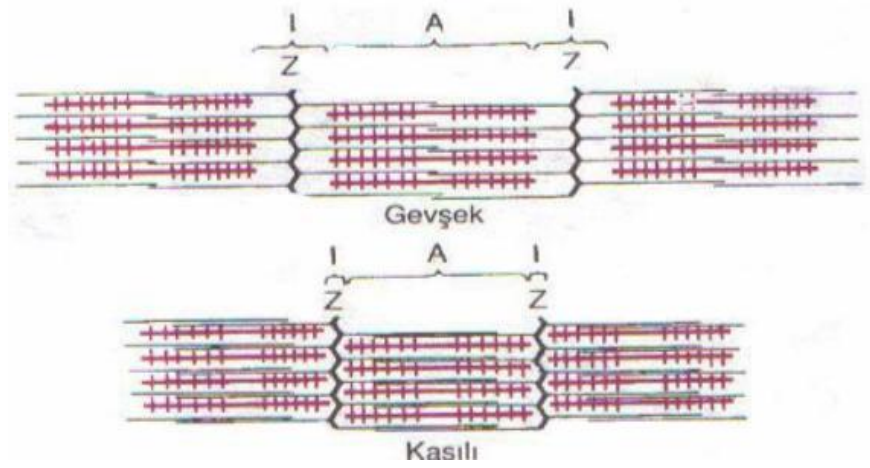
2.1. İskelet Kası

İnsanın temel ihtiyaçlarından olan hareketi gerçekleştirmek ve postürün devamını sağlamak lokomotor sistemin görevleri arasında yer almaktadır (23). Fizyoterapi ve rehabilitasyonda kas fonksiyonlarının arttırılması, yeniden kazanılması ya da korunması en temel hedeflerden biridir (24). Kas sisteminin egzersize verdiği yanıtları doğru değerlendirebilmek için iskelet kas yapısının ve işlevlerin bilinmesi gerekmektedir (4-26).

İskelet kası; hareket ve postürün devamını sağlamak ve ısı üretmek ile görevlidir. Somatik sistemin bir parçası olup, somatik sinirler tarafından inerve edilirler. İskelet kası kasılması bu nedenle isteğimize bağlı olarak gerçekleşir. Her bir kas hücresinin bir sinir lifi bağlantısı bulunur ve kasılmaları motor sinir tarafından hücrelerin eş zamanlı ya da birbirine yakın zamanlarda uyarılması ile gerçekleşir (23, 25).

Kalsiyum iyonu bütün kas tiplerinde kasılmayı başlatır ve devam ettirir. Ayrıca tüm kaslar kasılmak ve gevşemek için enerjiye ihtiyaç duyar. Bir kas lifi içerisindeki ATP depolama miktarı 4 milimolardır. Bir kas lifi 1,2 saniye süreyle kasılmayı devam ettirebilir ve 1,2 saniye sonrasında devam eden kasılmalarda kreatin fosfat deposu kullanılır. Kreatin fosfat ile kasılma 5,8 saniye kadar sürdürülebilir. Bu süreyi aşan kasılmalarda önce glikoz sonra glikojen depoları kullanılır. Daha da uzun süren kas aktivitelerinde ise yağ asitlerinin oksidasyonu ile açığa çıkan enerji kullanılır (23, 26, 27).

Kayan filamentler teorisi ile moleküler seviyede kas kasılma süreci açıklanır. Kasta meydana gelen kasılma ile A bandı boyunda değişme olmaz, I bandı ise içeriye doğru kayar (Şekil 1). Teoriye göre ince filamentler kalın filamentler arasında kayar (23, 28).



Şekil 1. Miyozin ve aktin filamentlerin kayma mekanizması

2.2. Kas Kasılma Çeşitleri

İskelet kasları boylarını değiştirmeden gerilimlerini arttırarak veya boylarını değiştirerek kasılırlar (26). Kaslar dört çeşit kasılma tipine ayrılarak incelenebilir:

2.2.1. İzometrik (Statik) Kasılma

İzometrik kasılmada statik bir kasılma oluşur, herhangi bir hareket görülmez. Kas uzunluğu değişmez, sadece geriliminde bir artış oluşur. Örneğin, ağır bir halterin yukarıda tutulması anında ortaya çıkan kasılma izometrik kasılmadır. Kasın kontraktıl elemanları kasılır, sarkomer boyları kısılır fakat kasın elastiki elemanları gerilerek ve uzayarak bu kısılmayı kompanse eder (26).

2.2.2. İzotonik (Konsentrik) Kasılma

İzotonik kasılma kas gücünü arttırmak ve kasta hipertrofi oluşturmak için en çok tercih edilen kasılma türü olup, kasılma mekanizmasında ‘sarkomer boylarının kısılması’ karakterizedir. Kasın gerimi sabit kalırken kas boyu kısalmaktadır. Kastaki boy kısaltması kasların origoları sabit, insersiyoları hareketli iken insersiyonun, origoya

yaklaşması ile gözlemlenir. İzometrik kasılmayı yani kasın kasıldığı halde boyunun kısalmadığını anlamak zordur (29).

İzotonik kasılma konsantrik ve eksentrik kasılma olarak iki şekilde sınıflandırılmaktadır. Konsantrik kasılmada kas kuvvet üretirken eklem açısında azalma, kasın boyunda kısalma oluşur; dinamik bir kasılma olan eksentrik kasılmada ise eklem açısında artış, kasın boyunda uzama oluşur. Eksentrik kasılmada kasta oluşan net gerilim kuvveti konsantrik kasılmada oluşan kuvvetten fazladır. Örneğin ayakta duran bir kişi elinde tuttuğu ağırlığı dirseğini fleksiyon yaparak kaldırdığında biceps kası kısalarak kasılır. Bu kasılma konsantrik kasılmadır. Daha sonra dirsek ekleminde yaptığı ekstansiyon hareketi sırasında biceps kası yer çekimine karşı koymak için bir yandan uzar, bir yandan da kasılır. Bu kasılmaya ise eksentrik kasılma denir (26, 30).

2.2.3. İzokinetik Kasılma

İzokinetik kasılma dinamik bir kasılma şekli olup, kasılmada bütün eklem hareketi boyunca kasın bütünü sabit bir oranda ve maksimum seviyede kasılır. Sabit kasılma hızı oluşur fakat oluşan direnç değişiklik gösterir. Örnek olarak serbest stilde yüzme verilebilir (31).

2.2.4. Oksotonik Kasılma

Oksotonik kasılma ise izometrik ve izotonik kasılmaların birbirinin ardı sıra gerçekleşmesidir. Fiziksel aktivitelerde kas kasılmaları izometrik ve izotonik kasılmaların kombinasyonu gerçekleşir. Bu iki kasılma beraber olur, kasılma esnasında kasın hem uzunluğu hem de gerilimi değişir. Örneğin koşma esnasında bacak kaslarında oksotonik kasılma gözlemlenir. Bacağın yere basma fazında izometrik kasılma olurken, ekstremitenin hareketi sırasında ise izotonik kasılma oluşur (26, 32).

2.3. Kas Mimarisi

Kas mikroskopik olarak incelendiğinde yapısının büyük benzerlikler gösterdiği gözlemlenir. Fonksiyonel farklılıklarını yaratan temel unsur ise kas mimarisidir. Kas liflerinin kuvvet eksenine göre dizilimi kas mimarisi olarak tanımlanmaktadır. Bir kasın fonksiyonunun temel unsuru olan mimari özelliklerinin bilinmesi kasın fonksiyonunun doğru değerlendirebilmesini ve geliştirilebilmesini sağlar. Kasın gelişimi kasa yapılan her çeşit yükleme sonucunda kasın adapte olması ile gerçekleşir. Kas mimarisi, bu adaptasyonun gerçekleşme sürecinin makroskopik olarak anlaşılmasını sağlar. Kasın mimari özellikleri belirleyen unsurlar arasında kas lifinin uzunluğu, pennasyon açısı, fizyolojik enine kesit alanı ve sarkomer uzunluğu bulunmaktadır (24, 33).

Fizyoterapi ve rehabilitasyonda, bir eklemden hareket açığa çıkarmaya yönelik planlanan kuvvetlendirme ve eğitim programlarında kas gruplarına yönelik planlama yapılır. Ancak bir kas grubunu oluşturan her bir kas farklı lif dizilimlerine ve pennasyon açısına sahiptir. Bu duruma örnek olarak quadriceps femorisin parçaları olan vastus medialis ve vastus lateralis verilebilir. Uygulanması planlanan program, her kasa özel olmalıdır. Kasa özel program uygulanması için de kasların mimari özelliklerinin bilinmesi ve bunların dikkate alınması gerekmektedir (24).

Kasa uygulanan kuvvet eğitim programları sonrasında kasın yapısında birtakım değişiklikler gözlemlenmektedir. Hayvanlar üzerinde gerçekleştirilen çalışmalarda uygulanan eksentrik kuvvet eğitimleri sonrasında, fasikül uzunluğunun sarkomerogenesis olarak adlandırılan seri içerisindeki sarkomer sayısındaki oluşan artış ile kas kuvvetinde artışın gözlemlendiği bildirilmiştir (34). İnsanlar üzerinde yapılan benzer çalışmalarda da hem eksentrik hem de konsentrik eğitim sonrasında fasikül uzunluğunda artış gözlemlenmiştir (35).

Kas kuvvetlendirme programları ile mimari değişikliklerin gerçekleşmesi için uzun süreli eğitime ihtiyaç duyulmaktadır. Kas lifi uzunluğunda, pennasyon açısında ve fizyolojik enine kesit alanı değerinde artışlar dirençli egzersiz ve eksentrik kuvvetlendirme eğitimleri sonucunda gözlemlenmektedir (36). Yavaş yapılan egzersizlerde lif uzunlukları azalırken, yüksek hızlı yapılan kuvvetlendirme programlarında lif uzunluklarının arttığı görölmüşür. Lif uzunluğu artışı istendiğinde kuvvetlendirme eğitiminin hızlı olması gerekmektedir (24).

2.4. Kas Kuvveti

Kas kuvveti, kişinin belli bir zaman içerisinde kasta oluşan kuvveti açığa çıkarma yeteneği olarak veya bir kas veya kas grubunun maksimal efor ile dirence karşı harcadığı güç olarak tanımlanmaktadır (37). Maksimal ve efor gerektiren aktivitelerde kas kuvveti çok önemlidir. Canlıların yeterli kas kuvvetine sahip olmaları eklem ve kas yaralanmalarına karşı kendilerini koruyabilmeleri adına önemlidir (26).

2.5. Kas Kuvvetine Etki Eden Faktörler

Kasın kuvvetine kasın enine kesit alanının büyüklüğü, fibril sayısı ve fibrillerin enine kesit alanının büyüklüğü etki etmektedir. Faktörlerin başında ise kas lifi tipleri bulunmaktadır. Tip 2 kas liflerinin sayısı kısa mesafe koşucularında daha fazla iken, maraton koşucularında tip 1 lifler daha fazla bulunmaktadır. Kas hücreleri plastisite özelliğine sahiptirler. Bu özellik ile değişik koşullara uyum sağlayabilirler. Böylece yapılarını değiştirerek egzersizlerle beraber kas kuvveti arttırılabilmektedir. Eksentrik kasılma sırasında en fazla kuvvet ortaya çıkarken, izometrik kasılmada daha az, konsentrik kasılmada ise en az kuvvet açığa çıkmaktadır (38).

Kas kuvveti farklı faktörlerden etkilenmektedir. Bunlar arasında temelde genetik yapı bulunurken, fiziksel aktivite düzeyi, yaş, cinsiyet, motivasyon ve beslenme gibi diğer birçok faktörler de kas kuvvetini etkilemektedir (38). Kas kuvvetinde oluşan azalma sebepleri arasında ise kas kütle kaybı, sinir-kas iletim bozuklukları, nöromüsküler inhibisyon ve intra- ve intermüsküler koordinasyon bozulmaları sayılabilir (23).

Yaşamın ilk 20 yılında kas kuvveti artış göstermektedir. Bu yaştan sonra ise kas kuvveti dereceli olarak azalmaktadır. Yapılan çalışmalarda kas kuvvetinde yaşa bağlı görülen değişikliklerin kas gruplarına göre farklılıklar gösterdiği bildirilmiştir. Cinsiyet faktörüne bakıldığında ise kadınlarda kas kuvvetinin erkeklere göre daha az olduğu bildirilmiştir. Bunun sebebinin erkeklerde kas kütlelerinin daha büyük olması ve erkeklik hormonunun olduğu bildirilmektedir (38).

Kas kuvveti fibril sayısının yorgunluk durumunda uyarılara daha az sayıda cevap vermesi sebebiyle azalmaktadır. Aynı zamanda uzun süre kişinin aç olması ile de kas enerji deposunun azalması durumundan dolayı kas kuvvetinin azaldığı bildirilmektedir (37). Ayrıca konnektif dokunun sıklığı ve kuvveti, kişinin uygunluk düzeyi, kortikosteroid gibi kullanılan ilaçlar, çekme açısı (kas çekme açısı 90 dereceye yakın olan açılarda daha yüksek kuvvet açığa çıkmaktadır) gibi fiziki koşullar kas kuvvetini etkilemektedir (23).

2.6. Kas Kuvvetinin Değerlendirilmesi

Kas veya kas gruplarının fonksiyonel gücünü, stabilitesini ve destek sağlayabilme yeteneğini ölçmek adına çeşitli yöntemler ile kas kuvveti değerlendirilmektedir (37). Bu yöntemler arasında tensiometre, dinamometre, bir maksimum tekrar, manuel kas testi teknikleri ve izokinetik cihazlar gibi bilgisayara bağlı sistemler yer almaktadır (39).

Tensiometre tekniğinde eklemde hareket açığa çıkmadan statik veya izometrik kasılma ile kasta meydana gelen çekme kuvveti ölçülmekte iken; bir maksimum tekrar tekniğinde dinamik olarak kişinin sadece bir tekrar ile kaldırabileceği en fazla ağırlığın hesaplanması yapılmaktadır (40). Manuel kas testi tekniği ise Dr. Lovett tarafından geliştirilmiştir. Bu teknikte kişinin ortaya çıkardığı kuvvet 0 ile 5 arasında bir puan ile değerlendirilir (37).

Dinamometre tekniğinde ölçüm kompresyon prensibine dayanmaktadır (41). Dışarıdan uygulanan kuvvet ile dinamometrede mevcut olan çelik yay komprese olur ve oluşan kuvvet kilogram veya pound olarak elde edilir (37).

Objektif olarak kas gücü ve dayanıklılığın ölçülmesinde kullanılan yöntemlerden biri olan izokinetik cihazlarda kas kuvveti sabit ve ayarlanabilir bir hızda ölçülebilir. Bu cihazlar çeşitli problemlerin değerlendirmesinde ve rehabilitasyonda yaygın olarak kullanılmaktadır (42). Ekstremitte hareket halindeyken oluşan torku da hesaplayabilme özelliğine sahiptirler. Özellikle dizin hareketi sırasında değişik hızlarda oluşan kas kuvvetinin karakterlerinin değerlendirebilmesi amacıyla rahatlıkla kullanılabilirler (39).

İzokinetik testlerin endikasyonları arasında atletik taramalar yapmak, sportif yaralanmalara eğilimi belirlemek ve önlemek, objektif kayıt elde etmek ve izlem yapmak bulunurken; kontraendikasyonları arasında test edilen eklemde tekrarlayan subluksasyon veya dislokasyon, akut kas spazmı, eklem hareket açıklılığında kısıtlılık, eklemde efüzyon veya ciddi ağrı ve kemik yapıda ya da eklemde osteoporoz bulunmaktadır (42).

2.7. Kasın Biyomekanik Özellikleri

Kasa uygulanan kuvvetler sonucu kasta gerilmeler oluşur. Stres olarak adlandırılan kuvvet gerilme, sıkıştırma, bükme, kesme ya da bunların bir arada uygulanması şeklinde olabilir ve kas veya bağ dokusu bu kuvvete benzer şekilde direnir.

Direnç karşısında dayanamamaları durumunda ise yaralanmalar oluşabilir. Kuvvete direnç sağlamak için çeşitli mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptirler. Bu özellikler arasında tonus, elastisite ve sertlik yer almaktadır (43).

2.7.1. Kasın Tonusu

İntrafusall lifler kasın yapısını oluşturarak kasa düzenli girdiler vererek kasın hazırda olmasını sağlar. Böylece kaslar harekete geçmeden, dinlenme durumunda dahi, harekete geçmeye hazır durumda bulunur. Bu hazırda durma durumuna istirahat gerginliği yani ‘kasın tonusu’ denir. Kas tonusu kası kontrol eden motor nöron sayısına, kasın sertliğine, farklı reflekslerin hassaslığına göre değişir. Kas gücünün de kas tonusuna katkısı bulunmaktadır. Hareketsiz olan kas palpe edildiğinde bir sertlik hissedilir. Kasılmayı sağlayan motor sinirin yaralanmasında ya da kasın atrofik olması ile bu sertlik bozulabilir. Sağlıklı bir nöromüsküler sisteme sahip olan kişide kas tonusu esneklik, viskosite, plastisite ve dokunun doğal sertliği gibi temel özelliklerin sonucudur (43, 44).

2.7.2. Kasın Elastisitesi

Uygulanan kuvvete karşı kasın uzaması ve kuvvetin kalkması ile tekrar eski haline dönme yeteneğine kasın elastisitesi denmektedir. Doku gerildiğinde potansiyel enerji depolar. Stres ortadan kalktıktan sonra ise aynı potansiyel enerji konunun normal uzunluğuna dönmesini sağlar. Kas ve bağ dokuları hem viskozite hem de elastisite özelliklerine sahiptir. Bu dokular bu yüzden ‘viskoelastik’ olarak adlandırılır. Viskosite kalıcı deformasyona sebep olan kuvvete karşı uygulanan dirençtir. Aşırı rijit yapılar daha çok viskoz ve daha az elastiktir. Yumuşak yapılar ise daha çok elastik ve daha az viskozdur (43, 45).

2.7.3. Kasın Sertliği

Kasın uzamasında, mekanik olarak uzamaya gösterdiği dirence sertlik denir. Kasın gerilme ve kasılma durumu aktiviteleriyle ilişkilidir. Dokunun daha sert olması strain yaralanmalarında olduğu gibi tekrarlı stres yaralanmalarıyla ilişkili olabilir. Özellikle sporcuların en yüksek performanslarını yaralanmadan gerçekleştirilmeleri istendiğinden, hekimler, fizyoterapist ve antrenörler tarafından kas sertliği önemli bir belirleyicidir (43, 46).

2.8. Lokomotor Sistem

Bir yerden diğer bir yere gidebilme yeteneği lokomasyon olarak adlandırılmaktadır (47). Lokomotor sistemine organlar ve dokular dahil olmaktadır. Bu sistemi kemik, kıkırdak, bağ dokusu ve kaslar oluşturur. Hareketin gerçekleştirilebilmesi için gerekli olan kuvvet kaslar tarafından meydana getirilir. Kaslar hareket sisteminin aktif parçalarıdır. Kemikler harekete destek olur, eklemler ise kaslardan oluşan kuvveti kemiklere iletir. Oluşan kuvvetin kaynağı alının besinlerden ve sindirim sisteminden sağlanır. Besinlerden elde edilen enerji kas hücrelerinde kinetik enerjiye çevrilir. Kasların normal hareketini meydana getiren komutlar ise beyinde ve medulla spinalisten gelir (48).

Sinir hücreleri beyinden alınan uyarıları insan vücudunun çeşitli parçalarına iletmede görevlidir. Bu hücreler sadece getiren (afferent) ve götüren (efferent) yolları birbirine bağlamakla görevli değillerdir. Ayrıca oluşturulan uyarıların sinyallerini değiştirir, bazen kuvvetlendirir, bazen zayıflatır, bazen de birden fazla sinyali bir araya toplayarak oluşturulan uyarılara karşı verilecek olan cevabı yararı arttırmak adına en uygun hale getirir ve organların harekete geçmeleri için gereken emiri verirler. Sinir hücreleri değişik büyüklükte ganglionları oluştururlar ve medulla spinaliste bu hücreler arasında görev bölümü meydana getirilir. Bazı hücreler gelen uyarıları almak ve toplamak

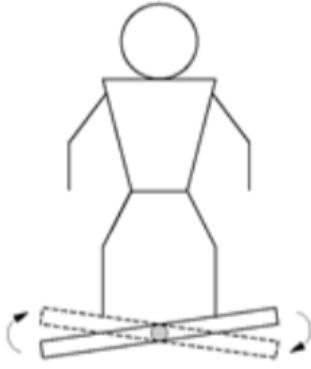
ile görevli iken, bazıları uyarılara cevap veren organlara harekete geçme emrini verirler. Medulla spinaliste hem afferent, hem de efferent yollar bulunmaktadır (47).

Lokomotor sistemin performansı, nöromüsküler performans, kas fizyolojisi, nörofizyoloji ve biyomekani gibi başlıkları kapsayan bir terimdir. Bu performans kasların ve sinirlerin etkileşimi sonucunda ortaya çıkar (49, 50). Nöromüsküler performansın önemli göstergeleri arasında kas kuvveti, reaksiyon zamanı ve dengenin yer aldığı çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir (50-52).

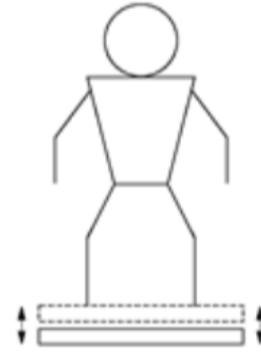
2.9.Tüm Beden Vibrasyonu

Astronotların uzayda yerçekimsiz ortamda bulunmalarından ve hareketsiz olmalarından kaynaklı yaşadıkları kas atrofisi gelişimi ve kemik yoğunluğundaki azalma gibi problemleri azaltmak amacıyla Rus bilim adamı Vladimir Nazarov kas ve kemiklere titreşim yoluyla uyarı verebileceği fikrini ortaya koymuş ve ‘Tüm Beden Vibrasyonu (TBV)’nu geliştirmiştir (53, 54).

Tüm Beden Vibrasyonu bir platformda bulunan kişiye bütün vücut kaslarını ve kemiklerini etkileyecek şiddette bir titreşim oluşturulur (52, 55). Bu yöntem son yıllarda yaygınlaşmıştır. TBV uygulayan çeşitli özelliklerde cihazlar bulunmaktadır. İki çeşit TBV platformu en yaygın kullanılandır. Bunlardan biri yatay ekseninde rotasyon salınımı yaparken (Şekil 2.1), diğeri dikey ekseninde vertikal olarak aşağı ve yukarı hareket açığa çıkarmaktadır (Şekil 2.2) (52, 56).

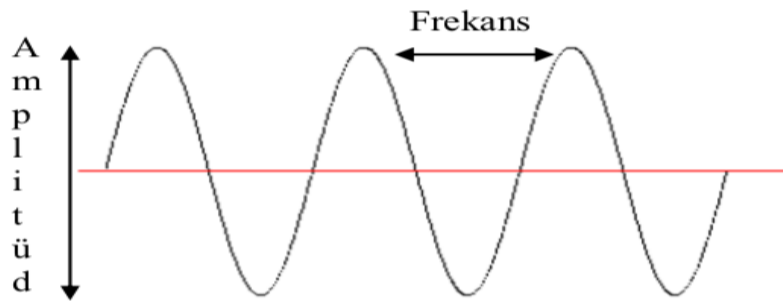


Şekil 2.1. Oscillating platform



Şekil 2.2. Vertikal Platform

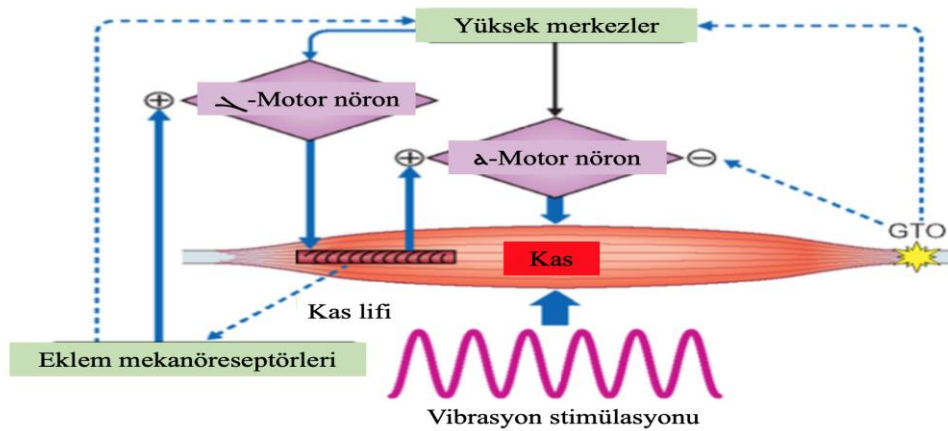
Frekans, amplitüd ve süre; TBV eğitimlerinin yoğunluğunu belirleyen üç değişken olup; frekans birim zamandaki salınımın tekrarlanma hızı, amplitüd ise bir cismin pozitif veya negatif yöndeki yer değiştirmesi olarak tanımlanmaktadır (Şekil 3). Frekans Hertz (Hz); amplitüd milimetre (mm) cinsinden belirtilir (56, 57). Çoğu TBV platformu 25-44 Hz ve 2-10 mm amplitüd aralığında üretilmektedir. TBV'nin sedanter bireylerde osteoporozu önlemek ve kemik yoğunluğunu arttırmak, sporculara kuvveti arttırmak için; Parkinson ve Multiple Skleroz gibi hastalıkların tedavisinde, cerrahi uygulamalardan sonra rehabilitasyon sürecinde kullanıldığı çeşitli çalışmalarda yer almaktadır (58-60).



Şekil 3. Vibrasyonun yoğunluğunu belirleyen değişkenler

İskelet kasları sinirsel bir uyarı olmadıkça kasılmazlar. Kas lifleri omurilikteki nöronlarla uyarılırlar (61). Kaslarda aksiyon potansiyelini oluşturarak kasılmayı başlatan nöronlar ‘alfa motor nöron (AMN)’ olarak adlandırılırlar (62). AMN omurilik ön boynuzunda yer almaktadır. Bir AMN kasa girdikten sonra birçok kez dallanarak kas liflerini innerve eder (61). Tek bir motor nöron ile innerve edilen kas liflerinin tümüne ise ‘motor ünite’ denir (29).

İnsan sağlığına etki eden etkenler arasında vibrasyon önemli bir yer tutmaktadır. Vibrasyon uygulanan kasta tonik bir kontraksiyon oluşur. Eklun ve Hagbart bu kontraksiyona ‘Tonik Vibrasyon Refleksi’ demiştir (61). Vibrasyon uygulanan bir kasta birkaç saniye içerisinde kasılma başlar ve vibrasyon uygulaması duruncaya kadar giderek artan bir kas kasılması oluşur. Vibrasyon refleksi ile oluşan kasılmanın EMG sinyalleri, istemli kasılan kasın EMG sinyallerine benzerdir. Yapılan ayrıntılı analizlerde birçok motor ünitenin vibrasyon ile eş zamanlı ateşlendiği gözlemlenmiştir (63). Ayrıca bazı çalışmalarda titreşim uygulamasıyla oluşan tonik vibrasyon refleksi ve kas içiği aktivasyonunun, motor ünitelerin ateşleme ve boşalım hızlarında bir artışa sebep olduğu bildirilmiştir (64).



Şekil 4. Vibrasyon uyarısının nörofizyolojik mekanizması

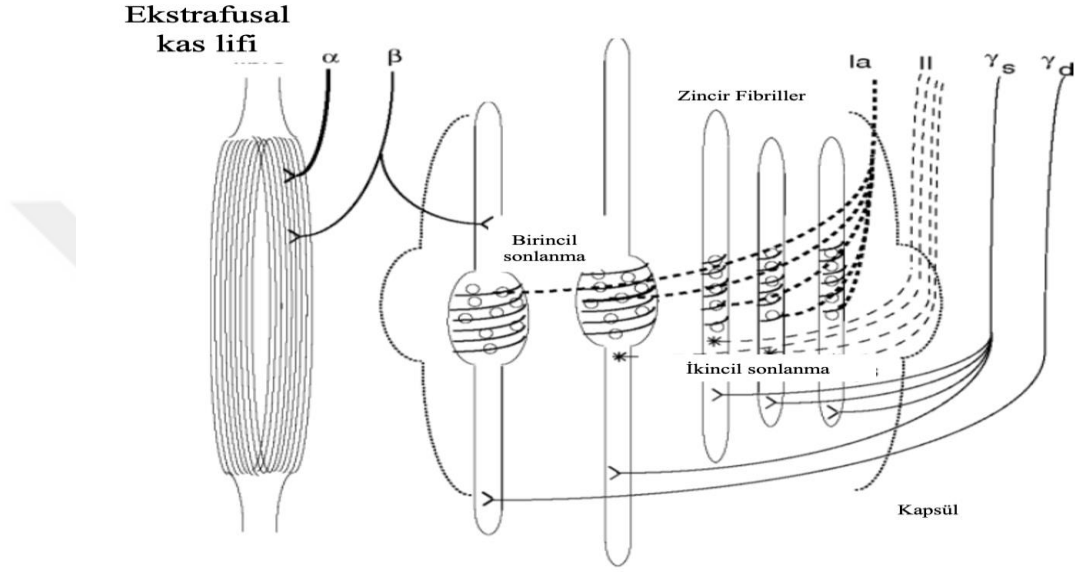
Kas boyunda TBV ile minör değişiklikler gözlemlenir. Bu değişiklikler kas iğciği tarafından algılanarak, medulla spinalisin uyarılmasına sebep olur (Şekil 4). Kasa iletilen AMN uyarısı artar ve kas bu sebeple üst merkezlerden kontrol edilmeden bir miktar kuvvet üretebilir (65). Tonik vibrasyon refleksinin oluşması istemli kas kasılmasını ve motor ünite senkronizasyonunun artırır (31). Motor ünite senkronizasyonunun artmasının sebebi kas kuvvetinin artışından ya da kasların nöral mekanizmasının kullanımının artması ile daha önceden kullanılmayan motor ünitelerin devreye dahil edilmesindendir (62).

Kas iğciğinde meydana gelen impulsların monosinaptik olarak medulla spinaliste bulunan AMN ulaştığı vibrasyon ile ulaştığı ve böylece kasın kasılmasını sağladığı düşünülmektedir. Ayrıca aynı anda bu impulsların polisaptik yollarla antagonist motor nöronlarda resiprokal inhibisyon yaptığı düşünülmektedir. Vibrasyon ile reflekslerde meydana gelen supresyonun, presinaptik inhibisyon mekanizmasından kaynaklandığı görüşü bulunmaktadır (63).

2.10.Vibrasyonda Kas İğciği ve Mekanoreseptörlerin Önemi

Kaslar boyunu, o anki gerim derecesini, boyunun veya geriminin hangi hızda değiştığını algılayabilmek için iki tip duysal reseptörler içermektedir. Bunlar kas iğciği ve golgi tendon organıdır. Kasın orta bölümünde kas iğcikleri yer alır. Kas iğcikleri sinir sistemine kasın boyunu ve boyundaki değişiklikleri iletmek ile görevlidir. Kas iğciğinin reseptör parçaları arasında intrafuzal liflerin miyozin ve aktin taşımayan orta bölümleri yer alır. Kas iğciklerinin uyarılması 2 yoldan gerçekleşebilir: 1) kasın uzaması ve kasın tümüyle boyunun değişmesi ile iğciğin orta bölümünün gerilmesi ve reseptörü uyarması, 2) kasın boyunun tümüyle değişmeden iğcikteki intrafuzel liflerin uç kısımlarının

kasılması ve liflerin orta kısmının gerilerek reseptörü uyarması. Kas iğciğinin merkezi reseptör bölümünde 2 tip duysal sonlanma vardır. Bunlar birincil (primer) ve ikincil (sekonder) sonlanmadır (Şekil 5). Reseptör ortasında büyük bir duysal lif, her intrafuzal lifin etrafını ise spiral şeklinde sararak birincil sonlanma denen yapıyı oluşturur (66).



Şekil 5. Kas iğciğinin afferent ve efferent innervasyonu

Kas iğciklerinde bulunan birincil sonlanmaların aktivasyonu titreşim uygulaması ile artmaktadır. Artan birincil sonlanma aktivasyonu ise kasta tonik vibrasyon refleksini oluşturmaktadır. Bunların sonucunda kasta kasılmaların arttığı gözlemlenmektedir (66).

Çeşitli deri mekanoreseptörleri vibrasyonu algılamaktadır. Bu reseptörler ciltte subkutan dokuda veya epidermde bulunmaktadır. Örneğin, pacini cisimcikleri 30'dan 800 devir/sn'ye kadar olan titreşimleri algılayabilmektedir. Saniyede 2 ile 80 devirlik düşük şiddette olan titreşimleri meissner cisimcikleri algılamaktadır. Vibrasyonu algılamada tüm dokunma reseptörleri görev almaktadır (66, 67).

2.11. Tüm Beden Vibrasyon (TBV) Eğitiminin Etkileri

Litertürde bulunan birçok araştırmada TBV eğitiminin kuvvet, denge ve kassal aktivasyon değişkenleri üzerinde kısa ve uzun süreli etkileri ve çalışılmıştır (65, 68-70)

Titreşim etkisi altında normal bilinçli kas kasılmalarından daha fazla motor ünitesi ve ilgili kas lifleri aktive edilir. Bu nedenle, kaslar daha etkili bir şekilde çalışır (52, 62-64, 71, 72). Bu nedenle, TBV'nin akut etkisi, kasların hızlı ve verimli bir şekilde kullanılabilmesi ve daha fazla güç üretebilmeleridir. Bununla birlikte, bu süreç sadece uyarıcı çok yoğun değilse ve çok uzun sürmezse etkili olacaktır, aksi takdirde performans yorgunluktan dolayı azalacaktır. TBV'nin bir diğer akut etkisi ise dolaşımın iyileştirilmesidir. Saniyede 20 ila 50 kez kasların hızlı bir şekilde kasılması ve gevşemesi temel olarak kan damarları ve lenfatik damarlar üzerinde bir pompa olarak çalışır ve vücuttan kan akış hızını artırır (56, 57). Kişiler genellikle bunu deride karıncalanma, sıcak hissi olarak yaşarlar. Hem Stewart (58) hem de Oliveri (59) titreşim sonucu vazodilatasyonun olduğunu bildirmiştir.

Vücut üzerinde uzun vadede herhangi bir etkiye sahip olmak için, vücut sistemlerinin yorgunluk veya bir çeşit hafif stres yaşamaları hayati önem taşır. Diğer eğitim türlerinde olduğu gibi, vücut tekrar tekrar ve düzenli olarak aşırı yüklendiğinde, süper kompensasyon prensibi geçerlidir. Bu ilke vücudun yüklemeye uyum sağlamasının nedenidir. Başka bir deyişle: performans artacaktır. Bu etki hem genç hem de yaşlı kişiler için bilimsel araştırmalarda birkaç kez kanıtlanmıştır (9, 60, 73).

Geleneksel eğitim yöntemleri ve TBV arasındaki bir diğer önemli fark, sadece minimum yükleme olmasıdır. Kemikler, bağlar ve eklemler gibi pasif yapılara çok az yükleme yapılmasını sağlayan ek ağırlıklara gerek yoktur. Bu nedenle TBV, yaşlılık, hastalık, bozukluklar, kilo veya yaralanma nedeniyle eğitilmesi zor olan insanlar için çok uygundur. Öte yandan, eklemleri ve fiziksel sistemin geri kalanını aşırı yüklemekten

kaslarını uyarmak ve güçlendirmek isteyen profesyonel sporcular için de son derece uygundur (5, 6).

Kaslar üzerindeki etkisi dışında, TBV'nin kemik mineral yoğunluğu üzerinde de bir etkisi olabileceği üzerinde çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Titreşimler kemik dokusunun sıkışmasına (74-76) ve yeniden şekillenmesine neden olurken, osteoblastları (kemik yapı hücreleri) aktive ederken, osteoklastların (kemiği parçalayan hücreler) aktivitesini azaltır. Bu sistemin tekrarlanan stimülasyonu, kaslar tarafından kemiklerin artan çekilmesiyle birlikte, zaman içinde kemik mineral yoğunluğunu artıracaktır. Kemik dokusuna daha fazla nüfuz edebilen daha iyi bir besin kaynağı nedeniyle artan dolaşım ve ilgili kemik perfüzyonunun da katkıda bulunan faktörler olması muhtemeldir (9, 68, 77). Ayrıca, *Berlin Bedrest Çalışması* (BBR), haftada 6 kez 10 dakikalık 55 gün süren TBV eğitiminin yatak istirahati kaynaklı kas ve kemik kaybını önlediğini göstermiştir (70, 76, 78).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

‘Sağlıklı Bireylerde Tüm Beden Vibrasyon Eğitiminin Kas Özelliklerine Etkisi’ başlıklı Yüksek Lisans tez çalışmamız, İstanbul Okan Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu’nun 10.01.2020 tarihli toplantısında 25 karar numarasıyla onaylanmıştır (Ek-1). Çalışmaya katılmayı kabul eden olgulara çalışmanın amacı, süresi ve çalışma boyunca uygulanacak programlar hakkında bilgi verildi.

İstanbul Okan Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu’nun standartlarına uygun olarak katılımcılara ‘Gönüllü Bilgilendirme Formu’ imzalatıldı ve onay alındı (Ek-2). Çalışma Helsinki Bildirgesine uygun olarak yürütüldü.

Çalışmamız İstanbul Okan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümünde, Bölüm Başkanlığından onay alınarak 11/01/2020-30/05/2020 tarihleri arasında sağlıklı kişiler ile gerçekleştirildi.

3.1. Katılımcılar

Çalışmaya herhangi fiziksel aktivite programına veya spor branşına dahil olmayan, yaş aralığı 18-35 yıl arasında değişen, vibrasyon platformunun ağırlık taşıma sınırı olan 120 kg’dan az ağırlığa sahip olan sağlıklı bireyler dahil edildi.

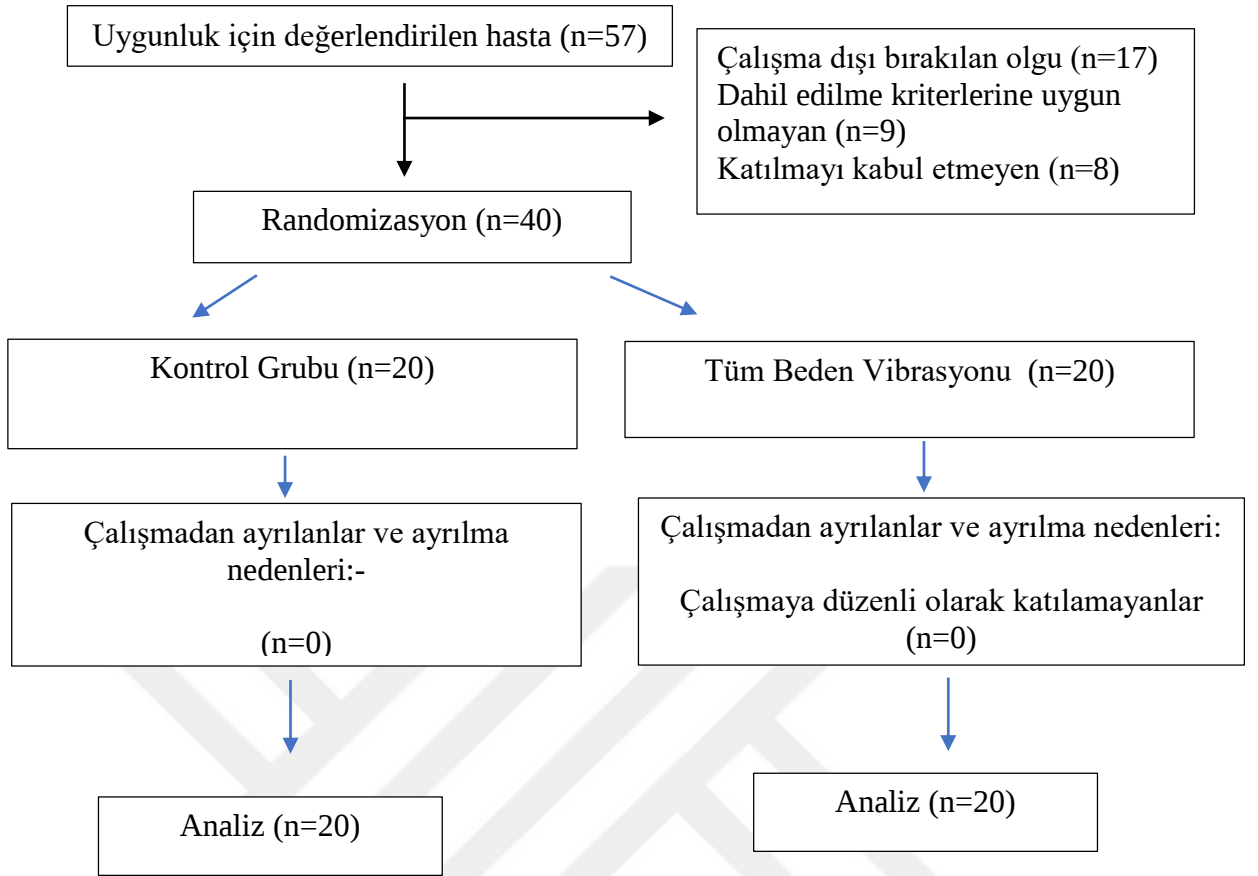
Son altı ay içerisinde alt ekstremitede travma öyküsünün varlığı, alt ekstremitede hareket kısıtlılığı, kardiyovasküler, nörolojik, ortopedik bir hastalık öyküsünün varlığı dışlanma kriterleri idi.

Katılımcıların demografik özellikleri (cinsiyet, kullandığı ilaçlar, dominant alt ekstremiteleri, sigara kullanımı, aktif spor yapma) olgu takip formuna sorumlu araştırmacı tarafından not edildi. Katılımcıların vücut ağırlığı üzerinde hafif kıyafetler varken ve ayakkabısız olacak şekilde kalibrasyonu yapılmış 0,5 kg duyarlı elektronik

tartı (ADE M320600, Almanya) ile ölçüldü. Boy uzunluğunun ölçümü stadiometre kullanılarak yapıldı. Katılımcılar anatomik duruş pozisyonunda iken inspirasyon aşamasında, baş frontal düzlemde ve baş üstü tablası verteks noktasına değecek şekilde konumlandırılarak 'cm' birimi ile kaydedildi. Vücut kütle indeksi ($\text{kg/boy}^{\text{m}^2}$) hesaplandı ve kaydedildi.

Çalışma öncesinde katılımcılar altı hafta aktif bir egzersiz programına katılmamaları ve günlük yaşamlarına devam etmeleri konusunda bilgilendirildi. Sorumlu araştırmacı katılımcıların haftalık takiplerini gerçekleştirdi.

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Ünitesi'nde 57 katılımcı çalışmaya uygunluk için değerlendirildi. Üç kişi vücut ağırlığı ≥ 120 kg, 1 katılımcı ayak bileği ekleminde hipermobilité ilişkili instabilite, 5 kişi aktif spor yapan bireyler olması ile dahil edilme kriterlerine uygun olmadığı ve 8 kişi çalışmaya katılmaya gönüllü olmadığı için çalışma dışı bırakıldı (Şekil 6). Referans çalışma verileri ($\alpha=0.05$, $\beta=0.20$, $n=9$) baz alınarak (79), orta düzey etki büyüklüğü için örneklem sayısı tayin edildi. Çalışmamızda her grupta en az 20 kişi olması hedeflendi. Katılımcılar ($n=40$), geliş sıralarına göre basit randomizasyon yapılarak iki gruba ayrıldı. Katılımcı listesi numaralandırıldı. Çift numaralı katılımcılar vibrasyon grubuna, tek numaralı katılımcılar ise kontrol grubuna atandı.



Şekil 6. Çalışma akış diyagramı

3.2. Sonuç Ölçümleri

Katılımcıların demografik verileri, klinik özellikleri Olgu Takip Formu'na (Ek-3) sorumlu araştırmacı tarafından kaydedildi. Katılımcıların sırasıyla esneklik değerlendirmesinde Otuz Uzan Testi, kas mekanik özelliklerinin değerlendirmesinde ise dijital palpasyon cihazı (MyotonPRO), kas kuvveti değerlendirmesinde dinamometre (Lafayette), kullanıldı. Çalışmaya dahil olan tüm katılımcılar, başlangıçta ve altı hafta süren eğitimden 1 gün sonra, günün aynı saatlerinde olacak şekilde değerlendirildi.

3.2.1. Esneklik Değerlendirilmesi

Otur-uzan testi kişilerin hamstring kaslarının esnekliğini değerlendirmek amacıyla kullanılan bir testtir (80). Otur-uzan testinde; ölçümler esnasında bireylerden ayakkabılarını çıkararak, ayak tabanları platformun en ucuna gelecek biçimde, ayak

parmakları ise yukarıyı gösterecek şekilde pozisyon almaları ve dizlerini yerden kaldırmadan nefes vererek platformun üst yüzeyindeki metal çubuğu el parmak uçlarıyla ittirmeleri istendi (Şekil 7). Gidebilecekleri en son noktada iki saniye beklemeleri istenip metal çubuğun ulaştığı nokta cm türünden kaydedildi (81). Yirmi saniye dinlendikten sonra katılımcılarda aynı işlemi tekrarlamaları istendi. Üç deneme değerinin aritmetik ortalaması alındı ve katılımcının esneklik seviyesi olarak not edildi (Ek-3).



Şekil 7. Otur-uzan testi

3.2.2. Kas Mekanik Özelliklerinin Değerlendirmesi

Çalışmamıza katılan olguların alt ekstremité kaslarının tonus, sertlik ve elastikiyet gibi biyomekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde objektif bir değerlendirme yöntemi olan MyotonPRO (Myoton Ltd, Myoton AS, Estonya) cihazı kullanıldı. MyotonPRO kasların tonus ve biyomekanik özelliklerini değerlendirmek üzere tasarlanan, taşınabilir bir palpasyon cihazı olup, cihaz ile gerçekleştirilen ölçüm yönteminin güvenilir ve geçerli olduğu yapılan araştırmalarla gösterilmiştir (21, 22).

Mekanik özelliği: Cihazda bulunan probun ucu, 3 mm çapında olup polikarbon malzemeden üretilmiştir. Bu uç cilt altı dokuları önceden sıkıştırmak amacıyla sabit bir ön yükte (0,18 N) test edilen kasın üzerindeki yüzeye dik olarak uygulanarak (Şekil 9),

15 ms'lik kısa bir mekanik impuls verir. Hızlı bir şekilde verilen bu impuls dokuya iletilen sabit kuvvetli (0,4 N) kısa bir elektromanyetik impulsu tetikler. Bu mekanik impuls ile ölçülmekte olan kas dokularında elastik bir deformasyon meydana gelir ve doku ilk haline geri dönerken probun diğer ucunda bulunan sürtünmesiz ve hassas ölçüm yapan ivme ölçerler (akselerometre sensörleri) tarafından kaydedilen doğal sönümlü osilasyonların (salınımların) üretilmesini sağlar. Bu sayede kas mekanik özellikleri başlığında: tonus – gerginlik (frekans; Hz), sertlik-kas içi direnç (N/m) ve elastikiyet (decrement-logaritmik azalma ile karakterizedir) eşzamanlı hesaplanması sağlanır (Şekil 8) (21, 76).



Şekil 8. MyotonPRO Cihazı (82)

Gerginlik durumu

Frequency – Osilasyon Frekansı (Hz): Pasif veya istirahat halinde olan kasın tonusunu yani intrinsik gerginliği gösterir. Tonus ya da gerginlik durumu elde edilen değer ile doğru orantılıdır (21, 76).

Biyomekanik özellikler

Stiffness – Dinamik Sertlik (N/m): Kasın bir kasılma veya bir dış kuvvete (başlangıç şeklini bozan) karşı gösterdiği dirençtir. Elde edilen değer yüksek olması, sertliğin yüksekliğini ifade eder (21, 76).



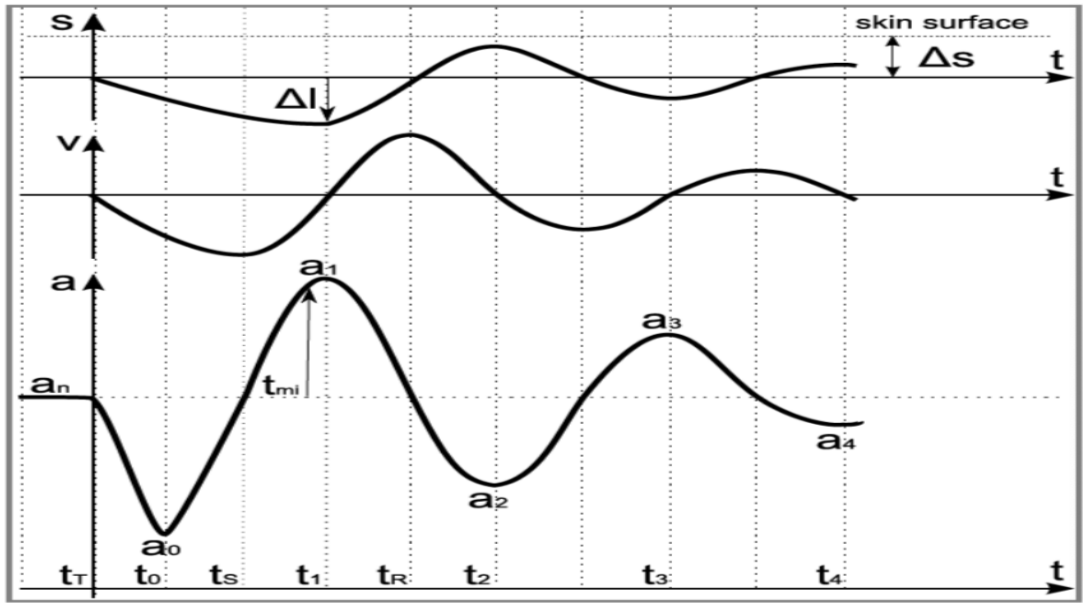
Şekil 9. MyotonPRO ölçüm tekniği (76)

Decrement – Doğal Osilasyonun Logaritmik Azalması: Kasın esnekliğini, kasın doğal salımının logaritmik azalması göstermektedir. Kasın biyomekanik özelliklerinden olan esneklik, kasın bir kasılma ardından veya bir dış kuvvetin çıkarılmasından sonra ilk şeklini geri kazanma yeteneği olarak tanımlanır. Logaritmik azalmanın değerinin yükselmesiyle, esneklik azalmaktadır ve mekanik enerjinin dağılımı da o kadar artmaktadır (21, 76).

Viskoelastik özellikler

Mekanik Stres Relaksasyon Zamanı (ms): Bir kasın istemli bir kasılma sonrasında veya dışarıdan gelen bir kuvvetin kaldırılmasından sonra şeklini geri kazanma (iyileşme) zamanı olarak tanımlanmaktadır. Bu değer ne kadar düşükse, maksimum deformasyondan kasın şeklini tam olarak geri kazanması yani iyileşme süresi o kadar kısadır (21, 76).

Yayılma – Deborah Sayısı (Creep): Zamanla bir kasın devamlı bir gerilim altında kaldığında kademeli olarak uzanmasına yayılma denir. Deborah sayısı (creep) ise mekanik stres relaksasyon zamanının dışarıdan gelen bir kuvvetle maksimum deformasyona neden olan zamana oranı olarak tanımlanır. Yayılmayı ifade eden C parametresinin değeri, gevşeme ve deformasyon zamanı farkı ne kadar küçük olursa, o kadar yüksek olur. C parametresi daha genç ve sağlıklı olan kaslarda daha küçük bir değerdedir (21, 76).



Şekil 10. MyotonPRO akselerasyon grafiği (76)

- **MyotonPRO referans değerleri**
- F – 12,0-18,0 (Hz)
- S – 220-380 (N/m)
- D – 1,00-1,60
- R – 14,0-30,0 (ms)
- C – 1,00-200

MyotonPRO'nun limitasyonları: MyotonPRO ile ölçüm yapılamayan durumlar şunlardır (76):

- İnce Kaslar (< 3mm)
- Küçük kütleli kaslar (< 20 g)
- Palpe edilemeyen kaslar
- Diğer doku katmanlarının altında bulunan derin kaslar

- Deri altı yağ ile kaplanmış kaslar (> 20 mm) (76).

Tablo 3.1. MyotonPRO formül ve semboller (76)

Parametreler	Formüller
Osilasyon frekansı (Hz)	$F = f_{\max}$
Dinamik sertlik (N/m)	$S = a_{\max} \cdot m_{\text{probe}} / \Delta l$
Logaritmik azalma	$D = \ln(a_1 / a_3)$
Mekanik stres relaksasyon zamanı (ms)	$R = t_R - t_1$
Relaksasyon zamanı ile deformasyon zamanının oranı	$C = R / (t_1 - t_T)$
Tanım	Sembol
Ölçülen kas üzerindeki subkutan dokunun pre-kompresyonu	ΔS
Dokunun maksimum yerdeğiştirmesi	Δl
Yerdeğiştirme; doku osilasyonu (mm)	S
Osilasyon hızı (m/s)	V
Osilasyon ivmesi (mG)	a
Zaman (ms)	t
Maksimum ivme (akselerasyon)	a_0
Mekanik impuls sonu	t_{mi}
Dokunun maksimum yer değiştirmesini temsil eden maksimum ivme: mG'de ölçülen maksimum doku direnci	a_1
Doku osilasyonunun residüel eylemsizliğine bağlı olarak zıt yer değiştirme noktasındaki maksimum ivme	a_2
Dokuda depolanmış rezidüel mekanik enerjinin geri kazanılması (toparlanması) nedeniyle meydana gelen osilasyonun ikinci periyodunun maksimum ivmesi	a_3

MyotonPRO'nun uygulanması: Uygulama öncesinde katılımcı bilgileri MyotonPro yazılım programının veri giriş platformuna kaydedildi. Quadriceps ve tibialis anterior kaslarından sırt üstü pozisyonda ve tüm ölçümlerin kas merkezinden ve gevşemiş pozisyonda iken yapılacağını belirleyen patern girişleri sisteme yüklendi. Her 5 vuruşta, 1 atımın süresi 15 ms ve vuruşlar arası süre 8 ms olacak şekilde ayarlandı. Daha sonra cihaza aktarıldı. Ölçümler bilateral olarak diz eklemi ekstansörleri için quadriceps kasının rectus femoris parçasından, ayak bileği dorsifleksörleri için tibialis anterior kaslarından yapıldı. Ölçüm tekniğin güvenilir ve geçerli olduğu yapılan araştırmalarda gösterilmiştir (43, 83).

Yerçekiminin kas tonusu üzerinde oluşturabileceği etkiyi en aza indirmek için cihaza ait kılavuz içerisinde yer alan prosedürler dikkate alındı. Kas gövdeleri kalem ile işaretlendi. Cihaz probunun pleksiglas çerçevesindeki kırmızı ışık yeşil olunca (Şekil 11), basınç uygulaması sonlandırılıp, beş vuruş gerçekleştirilinceye kadar sabit beklendi. Her uygulama sonrasında akselerasyon grafiği incelendi (Şekil 10) ve normalden sapma varsa ölçümler tekrarlandı. Kayıtlar yazılım programına tekrar yüklenerek, her bir katılımcı için raporlandı. Burada hesaplanan dört parametre ile (osilasyon frekansı, dinamik sertlik, stres relaksasyon zamanı ve creep; yayılım-mekanik stres relaksasyon zamanı) kas mekanik özelliklerindeki (Tablo 3.1) değişim tayin edildi (84).



Şekil 11. MyotonPRO uygulaması

3.2.3. Kas Kuvveti Değerlendirmesi

Klinik ortamda maksimal izometrik kuvvet standart bir protokolün izlenmesiyle güvenilir ve objektif olarak bir dinamometre yardımıyla ölçülebilmektedir (85-88). Manuel kas testi ve izokinetik ve izometrik dinamometre gibi farklı yöntemlerin kullanıldığı çeşitli çalışmalarda görülmektedir. Kas kuvvetinin değerlendirmesinde kullanılan diğer yöntemlerden biri ise elde tutulabilen dinamometrelerdir (89). ‘Hand-

held' olarak adlandırılan dinamometreler kolay taşınabilir, küçük ebatlı ve düşük maliyetlidir. Bu yüzden izokinetik cihazlara göre daha kolay kullanılabilirler. Klinik ortamda kas kuvvetini değerlendirmek için geçerliliği ve güvenilirliği test edilmiş araçlardır (89).

Çalışmamızda kas testi değerlendirmesinde 'hand-held' dinamometre (Lafayette Instrument®, Lafayette, IN) kullanıldı. Katılımcılar ölçüm öncesinde sözel olarak testin uygulanma yöntemi hakkında bilgilendirildi. Literatür incelemeleri ve klinik deneyim sonucu tarafımızdan oluşturulan dinamometre uygulama parametreleri baz alınarak ölçümler diz eklemi ekstansör kas grubu, ayak bileği eklemi dorsifleksörlerinden bilateral olacak şekilde katılımcılar oturma pozisyonunda iken yapıldı (Ek-3). Diz eklemi ekstansörleri için oturur pozisyonda, eller karşı omuzda, kalça eklemi 90° fleksiyonda ve diz eklemi 0° ekstansiyonda kilitli iken değerlendirme yapıldı. Ayak bileği dorsi fleksöleri için oturur pozisyonda diz eklemi 90° fleksiyonda, ayak tabanları basamak üzerinde destekli, eller karşı omuzda iken gerçekleştirildi. Test sırasında olguların statik ve izometrik maksimum kuvveti uygulamaları için sözel komutlar verildi.



Şekil 12. ‘Hand-held’ dinamometre (Lafayette Instrument®, Lafayette, IN)

Uygulama sırasında cihazın kaymamasına, uygun kuvvet uygulamasının gerçekleştirilmesine, test edilen ekstremiteler veya farklı vücut kısımlarında hareket açığa çıkmamasına, olgunun farklı vücut kısımları ile zayıflığı kompanse etmemesine dikkat edildi. Kas kuvveti değerleri kg türünden kaydedildi.

3.3. Tüm Beden Vibrasyon Eğitimi

Düşük yoğunlukta, sabit eğitim yükü ile vibrasyon eğitimi verilmesi planlandı. Dolayısıyla TBV uygulamasında, seans süresince sabit olmak üzere, vibrasyon frekansı 25 Hz (düşük frekans) ve amplitüd değeri 2 mm (düşük amplitüd) olarak ayarlandı. Egzersiz grupları kalibrasyonu yapılmış vibrasyon platformu üzerinde (Power Plate® Pro5) universal gonyometre ile kontrol edilerek semi-squat pozisyonunda (diz ekleme: 125°, kalça açısı: 140°) egzersizlere alındı (90°). Eğitim seansı öncesinde katılımcılara vibrasyon platformu üzerinde semi-squat duruşları öğretildi ve egzersizler sırasında sıkı bir şekilde kontrol edildi ve sabit zeminde gösterildi. Egzersizler ayakkabısız, çorap varken squat pozisyonunda (60 sn) 10 tekrar toplamda 20 dk süreyle vibrasyon platformu üzerinde statik olarak yapıldı. Egzersizler arasında 60 sn dinlenme verildi. Kronometre ile dinlenme süresi kaydı yapıldı. Eğitime fizyoterapist eşliğinde haftada 2 gün, 6 hafta boyunca devam edildi. Haftalık antrenman süresi 40 dk olarak ayarlandı. Kontrol grubu vibrasyon olmadan sadece aynı egzersizleri yaptı.

3.4. İstatistiksel Değerlendirme

Sağlıklı genç yetişkin 40 katılımcı çalışmaya dahil edildi ve analizler kayıp veri olmadan gerçekleştirildi. Analizde “Statistical Package for Social Sciences” (SPSS) Version 20.00 (SPSS inc, Chicago, IL, ABD) istatistik programı kullanıldı. Tüm

analizlerde istatistiksel anlamlılık $p<0,05$ alındı. Gruplara göre cinsiyet, sigara kullanımı, dominant ekstemite dağılımı incelemesinde Fisher Exact test kullanıldı. Dağılım normalliği Shapiro Wilk testi ile analiz edildi. Verilerin normal dağılıma uygunluk gösterdiği gözlemlendi. Vibrasyon grubu ve kontrol grubu arasında ortalamaları karşılaştırmasında Student's t-test kullanıldı ve etki büyüklükleri (Cohen's d) hesaplandı. Grup içi analizde vibrasyon eğitimi öncesi ve sonrası ortalama karşılaştırmasında Paired t-test kullanıldı. Vibrasyon eğitimi öncesi ve sonrası elde edilen ortalamalar arasındaki farkın çalışma ve kontrol grubu arasında karşılaştırmasında ise Tekrarlayan Ölçümlü Varyans Analizi kullanıldı ve etki büyüklükleri (Cohen's d) hesaplandı.

4. BULGULAR

Katılımcıların 13'ü (%32,5'i) kadın, 27'si (67,5%) erkekti ($p=0,183$). Kontrol grubunda yaş ortalaması $21,45 \pm 1,76$; çalışma grubunun yaş ortalaması $22,00 \pm 1,41$ yılı ($p=0,283$). Vücut kütle indeksi ortalaması sırası ile kontrol grubunda $22,42 \pm 2,15$ kg/m² ve çalışma grubunda $23,40 \pm 2,12$ kg/m²'di ($p=0,155$). Gruplara göre yaş, boy, kilo ve vücut kütle indeksi ortalamaları bakımından anlamlı bir fark yoktu ($p>0,05$). Demografik ve antropometrik özellikler Tablo 4.1'de gösterildi.

Tablo 4.1. Demografik Özellikler- Gruplar Arası Farklılıklar

	Kontrol Grubu (n=20)		Çalışma Grubu (n=20)		Toplam (n=40)		
	n%		n%		n%		p
Cinsiyet	n	%	n	%	n	%	
Kadın	4	20,0	9	45,0	13	32,5	0,183 ^a
Erkek	16	80,0	11	55,0	27	67,5	
Dominant ekstremit (sağ)	19	95,0	18	90	37	92,5	0,553
Sigara (var)	8	%40	6	%30	14	%35,0	0,513
	Ort $\pm$ SS	Min- Maks	Ort $\pm$ SS	Min- Maks	Ort $\pm$ SS	Min- Maks	
Yaş (yıl)	21,45 $\pm$ 1,76	19-27	22,00 $\pm$ 1,41	20-25	21,73 $\pm$ 1,6	19-27	0,283 ^b
Boy (cm)	171,85 $\pm$ 9,14	160-188	175,65 $\pm$ 8,30	160-194	173,75 $\pm$ 8,83	160- 194	0,177 ^b
Kilo (kg)	66,78 $\pm$ 12,56	52-100	72,55 $\pm$ 11,21	53-105	69,66 $\pm$ 12,11	48-105	0,133 ^b
VKİ (kg/m ²)	22,42 $\pm$ 2,15	18,07- 28,96	23,40 $\pm$ 2,12	20,7- 27,90	22,91 $\pm$ 2,16	18,07- 28,96	0,155 ^b

a: Fisher Exact test, b: Student's t-test. Maks: Maksimum, Min: Minimum, Ort: Ortalama, SS: Standart sapma, VKİ: Vücut Kütle İndeksi

4.1 Esneklik

Çalışma gruplarının esneklik özelliklerine ait başlangıç ve eğitim programı sonrasındaki değerlendirme sonuçları Tablo 4.2' de gösterildi. Çalışma grubu ve kontrol

grubunda vibrasyon öncesi ve vibrasyon sonrası esneklik ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,001$).

Tablo 4.2. Esneklik Değişkeni-Gruplar Arası Farklılıklar

		Kontrol grubu (n=20)		Çalışma grubu (n=20)			
		Ort $\pm$ SS	Min-maks	Ort $\pm$ SS	Min-Maks	Cohen d	p
Esneklik (cm)	Önce	27,02 $\pm$ 9,17	9-43	23,55 $\pm$ 11,62	1-50	0,332	0,301
	Sonra	29,58 $\pm$ 7,75	16-44	27,22 $\pm$ 10,91	8-50	0,249	0,435
	Fark	-2,56 $\pm$ 2,57	-7-1	-3,67 $\pm$ 2,70	-9-0,5	0,421	0,191*
	Pzaman	<0,001		<0,001			

p: Student's t-test, pzaman: Paired t-test, *: Tekrarlayan Ölçümlü Varyans Analizi (zaman x grup interaksyonu). Maks: Maksimum, Min: Minimum, Ort: Ortalama, SS: Standart sapma

Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası esneklik farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$).

4.2 Kas mekanik özellikleri

4.2.1 Rectus femoris kası mekanik özellikleri

Çalışma gruplarının rectus femoris kasının mekanik özelliklerine ait başlangıç ve eğitim programı sonrasındaki değerlendirme sonuçları Tablo 4.3'de gösterildi. Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sağ rectus femoris kası tonus ve sertlik değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$). Çalışma ve kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sağ rectus femoris kası tonus ve sertlik ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sağ rectus femoris kası elastisite değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$).

Tablo 4.3. Rectus Femoris Kasının Mekanik Özellikleri- Gruplar Arası Farklılıklar

		Kontrol grubu (n=20)		Çalışma grubu (n=20)		Cohen d	p
		Ort ± SS	Min-Maks	Ort ± SS	Min-Maks		
Sağ Rectus Femoris Kası Oksilasyon Frekans (Hz) TONUS	Önce	13,79 ± 1,26	12,3-16,3	13,86 ± 1,45	12-17,1	0,052	0,881
	Sonra	13,95 ± 1,58	12,3-108	14,11 ± 1,80	11,3-17,9	-0,315	0,326
	Fark	-0,16 ± 1,10	-15,2-1	-0,26 ± 1,12	-2,7-1,5	0,092	0,781*
	p _{zaman}	0,304		0,322			
Sağ Rectus Femoris Kası Dinamik Sertliği (N/m) SERTLİK	Önce	236,40± 30,97	188-294	239,2 ± 38,08	173-325	0,081	0,800
	Sonra	230,45± 41,69	145-284	242,5 ± 49,74	164-342	0,263	0,412
	Fark	5,95 ± 30,95	-61-93	-3,30 ± 23,24	-77-33	-0,338	0,292*
	p _{zaman}	0,401		0,533			
Sağ Rectus Femoris Kası Doğal Oksilasyonunun Logaritmik Azalması ELASTİSİTE	Önce	1,33 ± 0,21	0,9-1,81	1,33 ± 0,23	0,89-1,62	0,000	0,971
	Sonra	1,21 ± 0,29	0,6-1,86	1,16 ± 0,29	0,69-1,61	-0,172	0,609
	Fark	0,12 ± 0,23	-0,19-0,52	0,16 ± 0,20	-0,12-0,49	0,186	0,503*
	p _{zaman}	0,034		0,002			
Sağ Rectus Femoris Kası Mekanik Stres Relaksasyon Zamanı (ms) TOPARLANMA	Önce	22,67 ± 2,16	19,7-27,3	23,17 ± 4,09	17,5-36,8	0,153	0,635
	Sonra	22,31 ± 2,44	19,2-27,3	21,95 ± 3,08	15,9-27,7	-0,130	0,680
	Fark	-0,38 ± 2,20	-3,1-6,4	1,22 ± 2,38	-2,3-9,1	0,698	0,254*
	p _{zaman}	0,475		0,034			
Sağ Rectus Femoris Kası Yayılma Deborah Sayısı YAYILIM	Önce	1,36 ± 0,12	1,19-1,64	1,36 ± 0,15	1,08-1,62	0,000	0,944
	Sonra	1,31 ± 0,12	1,1-1,52	1,31 ± 0,16	1-1,56	0,000	0,964
	Fark	0,05 ± 0,15	-0,19-0,4	0,05 ± 0,09	-0,14-0,29	0,000	0,898*
	p _{zaman}	0,166		0,020			
Sol Rectus Femoris Kası Oksilasyon Frekans (Hz) TONUS	Önce	13,74 ± 1,35	11,9-16	13,74 ± 1,26	11,8-16,1	0,000	1,000
	Sonra	14,02 ± 1,5	10,7-17,2	14,13 ± 1,48	11,9-17,4	0,074	0,825
	Fark	-0,29 ± 1,15	-2,4-2,7	-0,39 ± 0,81	-2,1-1,1	-0,101	0,742*
	p _{zaman}	0,284		0,046			
Sol Rectus Femoris Kası Dinamik Sertliği (N/m) SERTLİK	Önce	232,95± 37,88	176-300	236,00 ± 37,48	165-304	0,081	0,799
	Sonra	239,05± 35,55	183-317	246,55 ± 39,55	170-311	0,199	0,532
	Fark	-6,1 ± 18,32	-41-41	-10,55 ± 23,57	-69-31	-0,211	0,509*
	p _{zaman}	0,153		0,060			
Sol Rectus Femoris Kası Doğal Oksilasyonunun Logaritmik Azalması ELASTİSİTE	Önce	1,33 ± 0,26	0,92-1,91	1,30 ± 0,25	0,76-1,73	-0,118	0,696
	Sonra	1,26 ± 0,27	0,73-1,7	1,20 ± 0,26	0,54-1,59	-0,226	0,498
	Fark	0,07 ± 0,28	-0,34-156,42	0,10 ± 0,19	-0,18-0,52	-0,301	0,732*
	p _{zaman}	0,289		0,043			
Sol Rectus Femoris Kası Mekanik Stres Relaksasyon Zamanı (ms) TOPARLANMA	Önce	22,70 ± 2,55	18-27,3	22,79 ± 2,78	17,7-28	0,034	0,920
	Sonra	22,37 ± 2,86	17,2-29,3	22,08 ± 3,05	16,8-28,8	-0,098	0,758
	Fark	0,33 ± 2,4	-4,1-5,6	0,71 ± 1,44	-1,5-3,6	0,192	0,552*
	p _{zaman}	0,545		0,041			
Sol Rectus Femoris Kası Yayılma Deborah Sayısı YAYILIM	Önce	1,35 ± 0,13	1,1-1,61	1,36 ± 0,15	1,08-1,69	0,071	0,748
	Sonra	1,35 ± 0,17	1,03-1,73	1,33 ± 0,17	1,02-1,72	-0,118	0,777
	Fark	0 ± 0,15	-0,27-0,31	0,03 ± 0,08	-0,1-0,18	0,250	0,444*
	p _{zaman}	0,988		0,129			

p: Student's t-test, p_{zaman}: Paired t-test, *: Tekrarlayan Ölçümlü Varyans Analizi (zaman x grup interaksyonu). Maks: Maksimum, Min: Minimum, Ort: Ortalama, SS: Standart sapma

Çalışma grubunda vibrasyon öncesi ve vibrasyon sonrası sağ rectus femoris kası elastisite değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,002$). Kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sağ rectus femoris kası elastisite değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,034$).

Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sağ rectus femoris kası toparlanma süresi değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$).

Çalışma grubunda vibrasyon öncesi ve vibrasyon sonrası sağ rectus femoris kası toparlanma süresi değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,034$).

Kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sağ rectus femoris kası toparlanma süresi değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,475$). Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sağ rectus femoris kası yayılım katsayısı değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$).

Çalışma grubunda vibrasyon öncesi ve vibrasyon sonrası sağ rectus femoris kası yayılım değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,020$). Kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sağ rectus femoris kası yayılım değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,166$). Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sol rectus femoris kası tonus farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$).

Çalışma grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sol rectus femoris kası tonus ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,046$). Kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sol rectus femoris kası tonus ortalamaları

bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,284$). Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sol rectus femoris kası sertlik değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$). Çalışma ve kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sol rectus femoris kası sertlik değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sol rectus femoris kası elastisite değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$). Çalışma grubunda vibrasyon öncesi ve vibrasyon sonrası sol rectus femoris kası elastisite değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p=0,043$).

Kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sol rectus femoris kası elastisite değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,289$). Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sol rectus femoris kası toparlanma süresi değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$). Çalışma grubunda vibrasyon öncesi ve vibrasyon sonrası sol rectus femoris kası toparlanma süresi değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p=0,041$). Kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sol rectus femoris kası toparlanma süresi değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,545$). Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sol rectus femoris kası yayılım katsayısı değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$). Çalışma ve kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sol rectus femoris kası yayılım katsayısı değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$).

4.2.2 Tibialis anterior kası mekanik özellikleri

Çalışma gruplarının tibialis anterior kaslarının mekanik özelliklerine ait başlangıç ve eğitim programı sonrasındaki değerlendirme sonuçları Tablo 4.4’de gösterildi.

Tablo 4.4 Tibialis Anterior Kasının Mekanik Özellikleri-Gruplar Arası Farklıklar

		Kontrol Grubu (n=20)		Çalışma Grubu (n=20)		Cohen d	p
		Ort ± SS	Min-Maks	Ort ± SS	Min-Maks		
Sağ Tibialis Anterior Kası Oksilasyon Frekansı (Hz) TONUS	Önce	19,86 ± 3,60	14,2-27,8	19,56 ± 1,47	16,9-21,8	0,109	0,732
	Sonra	19,46 ± 2,61	14,6-23,5	18,21 ± 2,14	15,1-22,3	0,524	0,106
	Fark	0,4 ± 2,01	-2,7-5	1,35 ± 2,13	-2,3-6,5	-0,459	0,155*
	p _{zaman}	0,384		0,011			
Sağ Tibialis Anterior Kası Dinamik Sertliği (N/m) SERTLİK	Önce	415,45 ± 89,26	270-606	402,35 ± 39,75	332-492	0,190	0,552
	Sonra	404,75 ± 60,95	278-488	395,30 ± 76,97	298-582	0,136	0,669
	Fark	10,7 ± 51,11	-69-132	7,05 ± 64,93	-181-147	0,062	0,844*
	p _{zaman}	0,361		0,633			
Sağ Tibialis Anterior Kası Doğal Oksilasyonunun Logaritmik Azalması ELASTİSİTE	Önce	1,03 ± 0,25	0,73-1,76	1,12 ± 0,24	0,7-1,62	-0,367	0,256
	Sonra	0,93 ± 0,21	0,67-1,46	0,83 ± 0,11	0,6-1,01	0,597	0,064
	Fark	0,10 ± 0,20	-0,23-0,68	0,30 ± 0,27	-0,07-0,85	-0,842	0,014*
	p _{zaman}	0,028		<0,001			
Sağ Tibialis Anterior Mekanik Stres Relaksasyon Zamanı (ms) TOPARLANMA	Önce	13,29 ± 2,68	8,6-18,2	13,11 ± 1,49	10,1-16,5	0,083	0,794
	Sonra	13,25 ± 2,04	10,7-17,3	13,75 ± 2,46	9,1-18,7	-0,221	0,489
	Fark	0,05 ± 1,42	-2,5-2,2	-0,64 ± 2,03	-5,7-3,7	0,394	0,228*
	p _{zaman}	0,889		0,178			
Sağ Tibialis Anterior Kası Yayılma Deborah Sayısı YAYILIM	Önce	0,83 ± 0,15	0,55-1,11	0,78 ± 0,20	0-1	0,283	0,370
	Sonra	0,83 ± 0,11	0,68-1,03	0,86 ± 0,14	0,59-1,17	-0,238	0,467
	Fark	0,00 ± 0,09	-0,17-0,16	-0,08 ± 0,2	-0,79-0,22	0,516	0,110*
	p _{zaman}	0,979		0,090			
Sol Tibialis Anterior Kası Oksilasyon Frekansı (Hz) TONUS	Önce	19,38 ± 2,86	14,8-25,2	18,90 ± 1,78	16,2-21,6	0,202	0,527
	Sonra	19,31 ± 3,02	14,3-24	18,71 ± 2,22	15,2-23,2	0,226	0,482
	Fark	0,08 ± 1,60	-2,9-3,1	0,19 ± 2,17	-5,4-4,3	-0,058	0,850*
	p _{zaman}	0,836		0,700			
Sol Tibialis Anterior Kası Dinamik Sertliği (N/m) SERTLİK	Önce	406,75 ± 68,90	278-543	394,05 ± 53,08	290-498	0,207	0,518
	Sonra	400,75 ± 71,11	270-526	416,1 ± 77,92	293-637	-0,206	0,519
	Fark	6,00 ± 56,98	-148-118	-22,05 ± 84,47	-292-91	0,389	0,226*
	p _{zaman}	0,643		0,257			
Sol Tibialis Anterior Kası Doğal Oksilasyonunun Logaritmik Azalması ELASTİSİTE	Önce	1,01 ± 0,18	0,76-1,32	1,07 ± 0,27	0,58-1,65	-0,261	0,403
	Sonra	0,98 ± 0,34	0,67-2,2	0,81 ± 0,10	0,5-0,99	0,678	0,042
	Fark	0,03 ± 0,27	-0,97-0,37	0,26 ± 0,32	-0,24-1,12	-0,777	0,021*
	p _{zaman}	0,620		0,002			
Sol Tibialis Anterior Mekanik Stres Relaksasyon Zamanı (ms) TOPARLANMA	Önce	13,41 ± 2,44	9,3-19,3	13,57 ± 1,78	10,5-17	-0,075	0,814
	Sonra	13,58 ± 2,44	9,9-18,4	13,23 ± 2,31	8,4-18,3	0,147	0,639
	Fark	-0,17 ± 1,77	-3,5-3,7	0,35 ± 2,44	-4,4-7	-0,244	0,449*
	p _{zaman}	0,673		0,534			
Sol Tibialis Anterior Kası Yayılma Deborah Sayısı YAYILIM	Önce	0,84 ± 0,14	0,59-1,18	0,84 ± 0,10	0,7-1,05	0,000	1,000
	Sonra	0,85 ± 0,14	0,64-1,11	0,83 ± 0,14	0,54-1,14	0,143	0,741
	Fark	-0,01 ± 0,10	-0,18-0,22	0,00 ± 0,14	-0,25-0,42	-0,082	0,714*
	p _{zaman}	0,645		0,903			

p: Student's t-test, p_{zaman}: Paired t-test, *:Tekrarlayan Ölçümlü Varyans Analizi (zaman x grup interaksyonu).

Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sağ tibialis anterior kası tonus farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$).

Kontrol grubunda vibrasyon öncesi ve vibrasyon sonrası sağ tibialis anterior kası tonus ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,384$).

Çalışma grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sağ tibialis anterior kası tonus ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,011$).

Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sağ tibialis anterior kası sertlik değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$). Çalışma ve kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sağ tibialis anterior kası sertlik değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$).

Gruplar arası çalışma öncesi ve çalışma sonrası sağ tibialis anterior kası elastisite değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$). Gruplar arası çalışma öncesi ile çalışma sonrası sağ tibialis anterior kası elastisite değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p=0,014$). Kontrol grubunda vibrasyon öncesi ve vibrasyon sonrası sağ tibialis anterior kası elastisite değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,028$). Çalışma grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sağ tibialis anterior kası elastisite değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,001$).

Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sağ tibialis anterior kası toparlanma süresi değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$). Çalışma ve kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sağ tibialis anterior kası toparlanma süresi değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$).

Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sağ tibialis anterior kası yayılım katsayısı değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$). Çalışma ve kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sağ tibialis anterior kası yayılım katsayısı değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$).

Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sol tibialis anterior kası tonus değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$). Çalışma ve kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sol tibialis anterior kası tonus değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sol tibialis anterior kası sertlik değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$). Çalışma ve kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sol tibialis anterior kası sertlik değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$).

Gruplar arası çalışma öncesi sol tibialis anterior kası elastisite değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p=0,403$). Gruplar arası çalışma sonrası sol tibialis anterior kası elastisite değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlendi ($p=0,042$). Gruplar arası çalışma öncesi ile sonrası sol tibialis anterior kası elastisite değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlendi ($p=0,021$).

Kontrol grubunda vibrasyon öncesi ve vibrasyon sonrası sol tibialis anterior kası elastisite değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,620$). Çalışma grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sol tibialis anterior kası elastisite değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,002$).

Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sol tibialis anterior kası toparlanma süresi değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$). Çalışma ve kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sol tibialis anterior toparlanma süresi değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$).

Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sol tibialis anterior kası yayılım katsayısı değeri farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$). Çalışma ve kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sol tibialis anterior kası yayılım katsayısı değeri ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$).

4.3 Kas kuvveti

4.3.1 Diz eklemi ekstansörleri kas kuvveti

Çalışma gruplarının değerlendirilen alt ekstremite kaslarının kuvvetine ait başlangıç ve eğitim programı sonrasındaki değerlendirme sonuçları Tablo 4.5' de gösterildi. Kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sağ diz eklemi ekstansör kas kuvveti ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,673$). Çalışma grubunda ise çalışma öncesi ve çalışma sonrası sağ diz eklemi ekstansör kas kuvveti ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,043$). Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sağ diz eklemi ekstansör kas kuvveti farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$).

Çalışma ve kontrol grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sol diz eklemi ekstansör kas kuvveti ortalamaları incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile

sonrası sol diz eklemi ekstansör kas kuvveti farklarına ait ortalamalara bakıldığında bir değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$).

Tablo 4.5 Kas Kuvveti Değişkenleri-Gruplar Arası Farklılıklar

		Kontrol Grubu (n=20)		Çalışma Grubu (n=20)		Cohen d	p
		Ort $\pm$ SS	Min-maks	Ort $\pm$ SS	Min-Maks		
Sağ Diz Eklemi Ekstansör Kas Kuvveti (kg)	Önce	24,93 $\pm$ 5,50	17,5-34,3	25,32 $\pm$ 6,95	11,6-34,1	-0,062	0,845
	Sonra	25,35 $\pm$ 6,17	14,9-35,8	27,51 $\pm$ 5,87	16,5-35,3	-0,359	0,264
	Fark	-0,43 $\pm$ 4,43	-9,5-8,7	-2,20 $\pm$ 4,53	-8,7-8,6	0,395	0,219*
	p _{zaman}	0,673		0,043			
Sol Diz Eklemi Ekstansör Kas Kuvveti (kg)	Önce	23,39 $\pm$ 6,24	12,4-34	24,78 $\pm$ 5,90	12-33,9	-0,229	0,473
	Sonra	24,19 $\pm$ 6,83	11,4-39	25,30 $\pm$ 5,39	17-33,7	-0,180	0,572
	Fark	-0,81 $\pm$ 5,65	-10,1-9,9	-0,53 $\pm$ 5,05	-11,8-8,8	-0,052	0,870*
	p _{zaman}	0,532		0,647			
Sağ Ayak Bileği Eklemi Dorsifleksör Kas Kuvveti (kg)	Önce	25,83 $\pm$ 6,04	10,2-34	23,67 $\pm$ 6,59	7,4-34	0,342	0,287
	Sonra	27,72 $\pm$ 5,08	17,5-34,4	27,99 $\pm$ 4,89	19,7-34	-0,054	0,865
	Fark	-1,89 $\pm$ 4,83	-14,5-10,2	-4,32 $\pm$ 5,99	-17-5	0,447	0,046*
	p _{zaman}	0,096		0,004			
Sol Ayak Bileği Eklemi Dorsifleksör Kas Kuvveti (kg)	Önce	24,59 $\pm$ 6,49	9-34,1	22,61 $\pm$ 6,79	6,4-34	0,298	0,350
	Sonra	25,77 $\pm$ 5,84	17,9-34,5	29,17 $\pm$ 5,10	20,6-36,8	-0,620	0,057
	Fark	-1,18 $\pm$ 3,89	-12,4-4,7	-6,56 $\pm$ 4,65	-14,7-1,1	1,255	<0,001*
	p _{zaman}	0,191		<0,001			

p: Student's t-test, p_{zaman}: Paired t-test, *: Tekrarlayan Ölçümlü Varyans Analizi (zaman x grup interaksyonu).

4.3.2 Ayak bileği eklemi dorsifleksör kas kuvveti

Kontrol grubunda vibrasyon öncesi ve vibrasyon sonrası sağ dorsifleksör kas kuvveti ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,096$).

Çalışma grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sağ dorsifleksör kas kuvveti ortalamalarında bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,004$). Gruplar arası çalışma öncesi, çalışma sonrası ve çalışma öncesi ile sonrası sağ dorsifleksör kas kuvveti farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlenmedi ($p>0,05$).

Kontrol grubunda vibrasyon öncesi ve vibrasyon sonrası sol dorsifleksör kas kuvveti ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,191$).

Çalışma grubunda çalışma öncesi ve çalışma sonrası sol dorsifleksör kas kuvveti ortalamaları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,001$). Gruplar arası çalışma öncesi ve çalışma sonrası sol dorsifleksör kas kuvveti farklarına ait ortalamalarda değişiklik gözlemlendi ($p= 0,046$).

5.TARTIŞMA

Araştırmamızın başlıca sonuçlarına göre; her iki grupta da esneklik arttı ancak gruplar arası farklılık gözlenmedi. Vibrasyon eğitimi alan grupta kontrol grubundan farklılaşacak düzeyde bilateral alt ekstremitte ayak bileği eklemi dorsifleksör kaslarının kuvveti arttı. Kas mekanik özelliklerinde tüm beden vibrasyon eğitiminin kontrol grubuna göre zaman içerisinde oluşturduğu değişimi incelediğimizde ayak bileği eklemi dorsifleksör kaslarının elastisitesinde artış oldu.

Kontrol grubundan farklılaşmaksızın grup içi analiz sonuçlarına göre; sağ alt ekstremitte diz eklemi ekstansör ve ayak bileği eklemi dorsifleksör kaslarının kuvveti arttı. Çalışma ve kontrol grubunda sadece sağ tibialis anterior kasının istirahat tonusunda azalma oldu ve diğer kas mekanik özelliklerinde anlamlı değişiklik görülmedi. Grup içi değişimler incelendiğinde; çalışma grubunda sağ rectus femoris kası istirahat tonusu (frekans) ve elastistenin (decrement) arttığı, toparlanma süresi ve yayılım katsayısında (creep) düşüş olduğu gözlemlendi. Çalışma grubunda sol rectus femoris kasının tonusu artarken, elastisitesinde artış oldu. Kontrol grubunda kas mekanik özellikleri için tek grup içi değişim rectus femoris kası elastisitesindeki artış içindi.

Katılımcıların antropometrik özellikleri önceki araştırmalarla paralellik göstermektedir (91-95). Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) tarafından bildirilen vücut kütle indeksi sınıflamasına göre her iki gruptaki katılımcılar normal vücut ağırlığı sınıflamasında yer aldılar (96).

Alt ekstremitte esnekliğinin artırılması sadece performans için değil, aynı zamanda genel postural düzgünlük, kas-tendon hasarının önlenmesi için de önemlidir. TBV eğitimi ile sağlıklı bireylerde (30-50, düşük-yüksek amplitüd, 3/hafta*12 hafta) (97), atletlerde (35Hz, 4mm, 3/hafta*8 hafta) (94) ve patoloji tablolarında (98) esnekliğin geliştiği daha önceki çalışmalarda gösterilmiştir. Çalışmamızda vibrasyon eğitim

grubunda esneklik artmış gözükse de bu değişim kontrol grubundan farklılaşacak düzeyde değildi. Giminiami ve arkadaşları bireyselleştirilmiş TBV'nin fiziksel olarak aktif gençlerde kas esnekliği üzerinde etkisini inceledikleri çalışmalarında otuz dört katılımcıyı (19 kadın ve 15 erkek) randomizasyon ile kontrol ve TBV grubuna ayırmışlardır. Alt sırt ve hamstring esnekliğini araştırmamız ile benzer şekilde otur-uzan testi ile değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda vibrasyon tedavisi uygulanan grupta, akut esnekliğin kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı iyileşme gösterdiğini ($p=0.038$), rezidüel esneklikteki anlamlı farklılıkların titreşim tamamlandıktan 6 dakika sonra ($3,06\pm1,87$ cm, %20, $p=0,034$) görüldüğünü rapor etmişlerdir. Yazarlar TBV'ye kronik maruziyetin zaman içinde esneklikte önemli değişiklikler oluşturmadığını bildirmişlerdir (92). Akut yanıtlarda yine sporcularda (5, 99) sağlıklı sedanter bireylerde (82) düşük, orta ve yüksek yoğunlukta uygulanan TBV ile alt ekstremitte esnekliğinin arttığı gösterilmiştir. Çalışmamızda süre ve yöntem açısından farklılıklar olmasına rağmen benzer sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçlar ile TBV'nin kümülatif etkisine kıyasla akut yanıtlarda esneklik gelişiminde daha iyi sonuçlar oluşturduğu düşünülmektedir. Ancak, Fagani ve arkadaşları uzun dönem yanıtlarda Giminiami ve arkadaşlarından farklı olarak TBV eğitimi ile esnekliğin arttığı bildirilmiştir. Fagnani ve arkadaşları sekiz hafta süren TBV protokolünün kadın atletlerde alt ekstremitte esnekliği üzerindeki etkilerini inceledikleri araştırmalarında; yirmi altı genç gönüllü kadın sporcu (21-27 yaş aralığında) vibrasyon ve kontrol grubuna randomizasyonla ayırmışlardır. Vibrasyon grubuna dikey bir vibrasyon platformunun üzerinde haftada 3 kez toplamda 8 haftalık TBV antrenmanı uygulanmıştır. Sonuç ölçütü olarak, başlangıçta ve 8 hafta sonra esneklik için otur-uzan testi uygulanmıştır. TBV eğitimi ile esnekliğin önemli ölçüde geliştiği ($p<0,001$) rapor edilmiştir. Kontrol grubunda anlamlı bir değişiklik bulunmamıştır (94). Araştırma sonuçlarımız Giminiami ve arkadaşları

yaptıkları çıkarım ile desteklenirken, Faganinin sonuçları ile uyuşmamaktadır. Araştırma sonuçlarımızda TBV grubuna benzer şekilde, kontrol grubundaki esneklik artışı öğrenilmiş test ile plasebo etkisine atfedilebilir. Ancak TBV fiziksel olarak aktif olmayan bireylerde alt ekstremitte esnekliğini geliştirmek için kullanılacaksa düşük frekans ve düşük amplitüd yerine farklı frekans, amplitüd, eğitim süresi ve sıklığı ayarlanması ile kullanılmalıdır diyebiliriz.

Kas kuvveti ve performansı; sakatlıklardan sonra uygulan rehabilitasyonun etkinliğinin artırılması, günlük hayata daha kısa sürede dönülebilmesi için araştırmacılar ve klinisyenler tarafından üzerine yoğunlaşılan bir konudur (100). Literatürde TBV'nin sağlıklı bireylerde kas gücü ve kuvvetine etkisini incelemek amacıyla yapılan birçok çalışmaya rastlanmaktadır (6, 95, 101-103). Bu çalışmalarda TBV'nin uzun süreli uygulanmasının kas kuvveti üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla dikey sıçrama, tekrarlı sıçrama ve dinamometre gibi geçerliliği ve güvenilirliği kanıtlanmış geleneksel yöntemler kullanılmıştır. Yapılan araştırmalarda 6 haftadan daha az ya da daha fazla süreyle uygulanan (101, 104) TBV'nin kas kuvvetini ve dikey sıçramayı geliştirdiğini bildiren çalışmalar vardır (63, 95, 104, 105). Araştırmamızla benzer süre veya daha uzun süreli olan bazı çalışmalarda ise TBV eğitiminin kas kuvvetinde herhangi bir değişime sebep olmadığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (64, 106, 107). Çalışmamızda, 6 hafta, haftanın 2 gününde, 20 dakika süre ile 25 Hz, 2 mm amplitüd protokolünde uygulanan TBV eğitimi sonrasında katılımcıların kontrol grubundan farklılaşacak düzeyde, bilateral diz eklemi ekstansörleri izometrik kas kuvvetinde değişim gözlenmedi. Araştırma sonuçlarımızı destekler nitelikte, düzenli egzersiz yapmayan sağlıklı 21-39 yaş aralığında 18 erkek ve kadının katıldığı çalışmada katılımcılar randomize olarak vücut ağırlığı egzersizleri ve TBV grubuna ve sadece vücut ağırlığı egzersizlerinin yapıldığı kontrol grubuna dağıtılmışlardır. TBV uygulanan gruptaki katılımcılara 12 hafta boyunca

haftada iki kez titreşim platformunda (TBV grubu, frekans= 30-40 Hz; amplitüd= 2 mm) 40 dakikalık seans başına sekiz egzersiz yaptırılmıştır. Diz eklemi ekstansörlerinin kuvveti izokinetik dinamometre ile değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda her iki grupta diz eklemi ekstansörlerinin kas kuvvetinde değişiklik olmamıştır (108). De Ruiter ve arkadaşları ise TBV antrenmanının sıçrama yüksekliğine ve diz eklemi ekstansör kaslarının aktivasyonlarına etkisini belirlemek için 11 haftalık TBV (30 Hz, 8mm) eğitimi uygulamışlar ve diz eklemi ekstansör kaslarının izometrik kas kuvvetinde herhangi bir değişim olmadığını bildirmişlerdir (107). Araştırma sonuçlarımızın aksine, Delecluse ve arkadaşlarının (73) gerçekleştirdiği bir çalışmada düzenli egzersiz yapmayan 64 kadın (yaş ortalaması 21,4±1,8 yıl) randomize olarak 4 gruba: TBV grubu (n=20), plasebo TBV grubu (n=21), kontrol grubu (n=13) ve direnç eğitimi grubu (n=20) ayrılmıştır. TBV grubu bir titreşim platformunda (35-40 Hz, 2,5-5mm, 12 hafta) statik ve dinamik diz ekstansiyon egzersizlerini gerçekleştirmiştir. Kontrol grubu herhangi bir eğitime katılmamıştır. Dinamometre ile katılımcıların diz ekstansör kas kuvvetindeki artış değerlendirilmiştir. İzometrik ve dinamik diz eklemi ekstansör kas gücünün TBV grubunda ve direnç eğitimi alan grupta önemli ölçüde arttığı görülürken ($p < 0.001$); plasebo TBV ve kontrol grubunda iyileşme görülmemiştir. Yazarlar tarafından, TBV ve provoke ettiği refleks kas kasılması, daha önce düzenli egzersiz yapmayan kadınların diz eklemi ekstansörlerinde orta yoğunlukta direnç eğitimi ile aynı derecede güç kazanımı oluşturma potansiyeline sahip olduğu bildirilmiştir. Benzer şekilde 58-74 yaş arası hormon replasman tedavisi alan 89 kadının katıldığı bir çalışmada katılımcılar randomize olarak TBV (n=30), dirençli eğitim (n=30) ve kontrol grubuna (n=29) ayrılmış ve 24 hafta boyunca egzersiz grubunda olanlar haftada üç kez eğitim almışlardır. TBV grubu titreşim platformunda (2,5-5mm, 35-40 Hz) statik ve dinamik diz ekstansiyon egzersizleri gerçekleştirmiştir. Kontrol grubu herhangi bir eğitime katılmamıştır. Diz eklemi

ekstansörlerinin eğitim öncesi, ortası (12 hafta) ve sonunda (24 hafta) izometrik ve dinamik kas kuvveti dinamometre kullanılarak ölçülmüştür. İzometrik ve dinamik diz eklemi ekstansör kas gücünün TBV ve direnç eğitim grubunda önemli ölçüde arttığı belirtilmiştir. Araştırmacılar; TBV'nin yaşlı kadınlarda diz ekstansiyon kuvvetini ve hareket hızını geliştirmek için geleneksel direnç eğitimi kadar etkili ve güvenilir olduğunu bildirilmişlerdir. Daha önce genç kadınlarda gösterildiği gibi, yaşlı kadınlarda güç kazancının, sadece TBV platformunda gerçekleştirilen yüksüz egzersizlerden değil, esas olarak titreşim uyarıcısından kaynaklandığı ileri sürülmüştür (60). Diğer bir çalışmada ise yaş ortalaması $21,0 \pm 1,6$ yıl olan 32 katılımcı randomize bir şekilde yüksek frekans ve yüksek amplitüd grubu ($n=12$), düşük frekans ve düşük amplitüd grubu ($n=10$), kontrol grubu ($n=10$) olarak ayrılmıştır. Altı hafta boyunca haftada 3 defa her bir antrenman süresi 20 dakika olacak şekilde katılımcılar TBV eğitimine alınmıştır. Yüksek yoğunluklu TBV grubu 50 Hz frekans ve 4 mm amplitüd ile düşük yoğunluklu TBV grubu ise 30 Hz frekans ve 2 mm amplitüd ile TBV eğitimlerine katılmıştır. İzokinetik diz ekstansiyon kuvveti $60^\circ/\text{sn}$ ve $180^\circ/\text{sn}$ 'lik açısal hızlarla izokinetik dinamometre ile değerlendirilmiştir. Çalışma sonunda yüksek frekans ve amplitüd ile antrenman yapan grubun diz ekstansiyon kuvvetinde istatistiksel olarak anlamlı artış belirlenmiştir. Düşük frekans ve amplitüd grubu ile kontrol grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlenmemiştir (109). Literatür incelemeleri ve araştırma sonuçlarımıza göre; diz eklemi ekstansör kas kuvvetinde TBV eğitim etkinliğinin uygulanan eğitimin süresine, katılımcıların genel sağlık durumuna, vibrasyon platformunda kullanılan frekansa ve akselasyon ivmesinin şiddetine göre farklılaştığı görülmektedir. Bu yönüyle TBV uygulamalarında; eğitim frekansı ve genliğinde sık aralıklarla olmak üzere haftalık kademeli ilerleme sağlandığında diz eklemi ekstansör kasının kuvvetinde daha iyi sonuçlar alınabileceği öngörülmektedir.

Araştırma sonuçlarımız sabit düşük yoğunlukta uygulanan TBV'nin ayak bileği eklemi dorsifleksör kaslarının izometrik kas kuvvetini arttırmada altı hafta süresinde etkili olduğunu gösterdi. Bu sonuçları destekler şekilde Torvinen ve arkadaşları 4 ay süren TBV programı (kademeli artış; frekans: 25-30-35-40 Hz, amplitüd: 2,5-6,4 mm) sonrasında vibrasyon grubunda, sıçrama yüksekliğinin %8,5 oranında arttığını bildirmişlerdir (7). Dallas ve arkadaşları trampleden atlama yapan sporcularda TBV'nin farklı frekans ve amplitüdlерinin alt ekstremitе patlayıcı kas gücü üzerine etkisini değerlendirmek için bir çalışma yapmışlardır. On sekiz katılımcıya (19±2 yaş) 3 farklı frekans ve amplitüde TBV uygulamışlardır. Düşük frekans ve amplitüd grubu (30 Hz – 2 mm), yüksek frekans ve amplitüd grubu (50 Hz – 4 mm), vibrasyonun uygulanmadığı kontrol grubu şeklinde eğitime almışlardır. Bireylerin patlayıcı kuvvetleri uygulama öncesi, uygulamadan hemen sonra (1 dakika) ve uygulanmadan sonraki 15. dakikada değerlendirilmiştir. Çalışmalarının sonucunda TBV uygulanan her iki grupta alt ekstremitе patlayıcı kuvvetleri kontrol grubuna göre istatistiksel olarak belirgin artış göstermiştir. TBV işleminden hemen sonra meydana gelen patlayıcı kuvvetteki en büyük gelişme, her iki TBV protokolünde 15 dakika sonra korunmuş, ancak kontrol grubunda 15 dk sonra belirgin azalma görülmüştür. Sonuç olarak dikey zıplama parametrelerinin önemli olduğu spor dallarında TBV uygulamanın bu parametreleri geliştireceğinin belirtmişlerdir (99). Bunların aksine Kvorning ve arkadaşları TBV'nin kas kuvveti üzerinde tek başına etkisinin olmadığını rapor etmişlerdir. Araştırmacılar 28 genç erkek katılımcıyı üç gruba randomize ederek, yalnızca squat, TBV (20-25 Hz, 4 mm) + squat ve yalnızca TBV uygulamışlardır. Squat çalışan klasik antrenman grubunun sıçrama yüksekliği değerlerinin sadece vibrasyon çalışan gruptan daha anlamlı bir gelişim gösterdiğini bulmuşlar ve sadece vibrasyon çalışmanın kuvvet antrenmanları için yeterli olmadığını ve avantaj sağlamadığını bildirmişlerdir (110). Bu sonuçları, Oliveira ve

arkadaşlarının sağlıklı bireyin katıldığı farklı frekanslarda ve amplitüdlerde TBV uygulamasının kassal aktivite üzerine etkileri inceledikleri araştırma ile yorumlamamız mümkündür. Araştırmacılar çalışmalarında yüksek (5.5 mm) ve düşük (2.5mm) amplitüde; farklı frekanslarda (5, 10, 15, 20, 25, 30 Hz) uygulanan TBV sırasında, kassal aktivasyonu, maksimum istemli kontraksiyon sırasında kayıt etmişlerdir. Tibialis anterior kasında kaydedilen aktivitenin, rectus femoris kasından daha fazla olduğunu gözlemlemişlerdir. Yazarlar tarafından yüksek frekans ve yüksek amplitüde yapılan TBV antrenmanın kas aktivitesinde daha iyi artışa sebep olduğu bildirilmiştir (16). Bu sonuçlar vibrasyonun alt ekstremitte kaslarında oluşturduğu etkinin distalden proksimale ilerledikçe azaldığını düşündürmektedir. Bu nedenle araştırmamızda ayak bileği eklemi dorsifleksör kaslarının aktivitesinde daha etkili yanıtlar almış olabiliriz. TBV platformunda katılımcıların statik squat pozisyonunda kalmaları kuvvet farklılaşmasının bir diğer nedeni olabilir. Statik squat egzersizinde ayak bileği dorsifleksörleri kısalmış (konsentrik), diz eklemi ekstansörleri uzamış (ekzentrik) kasılma gerçekleştirirler. Bu nedenle uzamış ve kısalmış pozisyonda düşük yoğunluklu vibrasyona maruz kalan kaslarda eğitim sonrası kaydedilen izometrik kas kuvvet yanıtları farklılık göstermiş olabilir. Dolayısıyla konsentrik kasılan alt ekstremitte kaslarında düşük frekans ve düşük amplitüde uygulanan TBV eğitimi ile kas kuvvetinde altı hafta gibi bir sürede kuvvet kazanımı sağlanabilmiştir. Ancak alt ekstremitte proksimal diz eklemi ekstansörlerinde ayak bileği dorsifleksörlerindeki kadar net bir kuvvet artışı gözlenememiştir. Bu sonuçlar ise düşük yoğunluklu TBV'nin proksimal yerleşimli diz eklemi ekstansörlerinde motor ünite ateşlemesini yeterince uyaramaması ile açıklanabilir. Bu nedenle diz eklemi ekstansörleri gibi daha proksimal yerleşimli kas gruplarında TBV etkisi gözlenmek istendiğinde daha yüksek frekans ve amplitüd denemelerinin yapılması gerekebilir.

Araştırma çıkarımlarımızı destekler yanıtlar Siu ve arkadaşları (111) ve Saldıran ve ark. (82) tarafından TBV'ye verilen akut yanıtlarda da gösterilmiştir.

Literatürde kas mekanik özelliklerinin TBV'ye verdiği yanıtı değerlendiren araştırma sayısı kısıtlıdır. Feng ve arkadaşları tarafından ayak bileği plantar fleksörlerinin kas mekanik özelliklerini değerlendirmede MyotonPRO'nun, shear wave ultrason elastografi sonuçları ile yüksek düzeyde ($ICC_{(3,1)} = 0.787\sim 0.928$) korele olduğu gösterilmiştir (112). Akut ya da kronik vibrasyon maruziyetinin kas tonusu, sertliği ve elastikiyetinde oluşturduğu etki de henüz netlik sağlanamamıştır. Diz eklemi ekstansörlerinin kompliyansında orta (26 Hz) ve yüksek (40 Hz) yoğunlukta tek seans TBV uygulanması ile değişim gözlenmediği ultrason elastografi inceleme sonuçlarına göre Siu ve arkadaşları tarafından da gösterilmiştir (111). Araştırma sonuçlarımızda benzer şekilde düşük yoğunlukta (frekans; 25 Hz, amplitüd; 2mm) altı hafta süre ile statik squat egzersizleri ile uyguladığımız kümülatif TBV maruziyetinin alt ekstremitte diz eklemi ekstansörlerinin kas tonusu ve kompliyansında etkili olmadığını gösterdi. TBV'den farklı eğitim planında Ho Yieng, yokuş aşağı koşmanın kas viskoelastik özellikleri üzerindeki akut etkisini değerlendirmek amacıyla 22-27 yaşları arasında altı iyi eğitilmiş erkek sporcuyla incelemiştir. Sporculardan koşu bandı üzerinde 40 dakika boyunca maksimum kalp hızının %80'ine eşdeğer olarak yokuş aşağı koşmaları istenmiştir. Her iki alt ekstremitte de rektus femoris, biceps femoris, tibialis anterior ve gastrocnemius kas tonusu, sertliği ve elastikiyeti MyotonPRO ile ölçülmüştür. Egzersiz sonrası tibialis anterior ve gastrocnemius kas tonusunda artış gözlenmiştir. Aksine rektus femoris kas sertliğinde ve tibialis anterior elastikiyetinde azalma rapor edilmiştir. Yazar tarafından araştırma sonuçlarının potansiyel olarak aşırı kullanım yaralanmalarının oluşumunu azaltmakta kullanılabileceği bildirilmiştir (113). Başka bir çalışmada ise düztaban tanılı olgularda kinematik bantlamanın kasların tonusu ve sertliği üzerine akut

etkisini değerlendiren araştırmada rectus femoris, tibialis anterior, gastrokinemius kas tonusu ve sertliği MyotonPRO cihazı ile ölçölmüştür. Dominant ve non-dominant ekstremitede rectus femoris kası tonusu ve sertliği, dominant ekstremitede tibialis anterior sertliği ve non-dominant ekstremitede gastrokinemius sertliği önemli ölçüde azalmıştır. Sham grupta kas tonusu ve sertliği genellikle artmıştır (114). Bu sonuçlar eşliğinde TBV'nin düşük ya da yüksek frekanslarda uygulanmasının diz eklemi ekstansörlerinin kas mekanik özelliklerini etkilemediğini söyleyebiliriz. Ancak TBV'den farklı olarak uygulanacak yoğun koşu antrenmanı ya da kinematik bantlama girişimleri ile diz eklemi ekstansör kas grubunun mekanik özelliklerinde farklı değişimler elde edilebilir diyebiliriz.

Sierra-Guzman ve arkadaşları tek taraflı kronik ayak bileği instabilitesi olan atletlerde denge eğitimine eklenen TBV maruziyetinin (6 hafta) etkisini incelemişlerdir. Peroneus brevis, peroneus longus ve tibialis anterior kaslarının aktivitesi ve reaksiyon zamanları değişimi incelenmiştir. Vibrasyon eğitimi alan grupta, almayan gruplara göre reaksiyon zamanında daha iyi iyileşme gözlenmiştir (115). Orta (25 Hz) ve yüksek frekansta (40 Hz) akut TBV uygulamasının ayak bileği plantar fleksör ve dorsifleksör kas özellikleri üzerindeki etkisini incelemek için sağlıklı gönüllüler üzerinde yapılan araştırmada gastrokinemius ve tibialis anterior kas tonusu MyotonPRO ile değerlendirilmiştir. Bilateral gastrokinemius ve tibialis anterior kas tonusu orta yoğunlukta TBV grubunda değişmezken, yüksek yoğunlukta TBV maruziyeti akut yanıtlarda ayak bileği plantar fleksörlerin kas tonusunu değiştirmede (sağda azalma, solda artış) etkili olmuştur (82). Mroczek ve arkadaşları 6 haftalık plyometrik antrenman programının (10 dk ısınma, 60 dk pliometrik egzersiz ve 10 dk soğuma, 2 seans/hafta*6 hafta) erkek üniversite voleybolcularında (n=16) dominant ve dominant olmayan bacakta ki kas sertliği üzerindeki etkilerini inceledikleri araştırmalarında tibialis anterior

ve gastrocnemius kaslarının mekanik özelliklerini MyotonPRO ile değerlendirmişlerdir. Sağ ve sol bacak dorsifleksör kaslarında belirgin bir sertlik (stiffness) artışı olduğu rapor edilirken, plantar fleksör grubunda önemli bir farklılık gözlenmemiştir. Araştırmacılar tarafından kasların biyomekanik özelliklerinin ölçümünün, plyometrik antrenmanla ilişkili kas yorgunluğunun hızlı ve doğrudan bir değerlendirmesi olarak kullanılabileceğine değinilmiştir. Araştırma sonuçlarımız düşük yoğunlukta 6 hafta süre ile statik squat egzersizleri ile uyguladığımız TBV'nin alt ekstremitede distal yerleşimli ayak bileği dorsifleksörlerinin elastisitesini artırmada etkili olduğunu gösterdi. Bu bulgular Mileva ve ark. gerçekleştirdiği düşük frekanslı TBV'nin, tibialis anterior kas aktivitesi ile ilişkili kortikospinal ve intrakortikal yolların uyarılabilirliğini modüle ettiğini gösteren araştırmayı destekler niteliktedir (116). Farklı eğitim programlarının alt ekstremitde dorsi- ve plantar fleksör kas özelliklerinde oluşturduğu yanıtların incelendiği araştırmalar gözden geçirildiğinde; uygulanan her farklı eğitim programının kas özelliklerini farklı etkilediği anlaşılmaktadır. TBV'ye kümülatif maruziyetin dorsifleksör kaslarının reaksiyon zamanını ve elastisitesini iyileştirmede etkili olduğunu belirtebiliriz. Ancak kas özelliklerinin sağlıklı, sporcu ve patolojik grupta; akut / kümülatif izlem etkilerinin ya da dominant/non-dominant ekstremitde eğitim yükü farklılıklarının kas mekanik özellikleri üzerindeki etkisi için netlik olmadığı gözlenmektedir. Bu konuda ileri araştırmaların yapılması gerektiği açıktır.

Araştırmanın başlıca limitasyonu Yüksek Lisans tezi kapsamında gerçekleştirilen bu çalışmanın sorumluluğunun araştırmacıya ait olması sebebiyle gruplara uygulanan değerlendirmeleri ve TBV eğitimini aynı araştırmacının gerçekleştirmiş olmasıdır. Bir diğer limitasyonumuz ise katılımcıların başlangıç fiziksel aktivite kaydının alınmamış olmasıdır. İleri araştırmalarda daha büyük örneklem grupları ile farklı yoğunlukta TBV eğitimleri elastografi denetlemesi ile gerçekleştirebilir. Alt ekstremitde kas gruplarının

mekanik özelliklerinin yanı sıra reaksiyon zamanı ve elektiriksel aktivasyonlarının incelenmemesi araştırmamızın bir diğer kısıtlı yönüdür.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Sağlıklı bireylerde düşük yoğunluklu tüm beden vibrasyon eğitiminin kas özelliklerine etkisini incelediğimiz araştırmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

- Düşük yoğunlukta altı hafta süreli, sabit uygulanan TBV eğitimi distal yerleşimli ayak bileği eklemi dorsifleksör kaslarının kuvvetini arttırmada etkili oldu.
- Düşük yoğunlukta altı hafta süreli sabit uygulanan TBV eğitimi sonrasında sağ ve sol tibialis anterior kaslarının elastisite düzeyinde artış gözlemlendi.
- Planlanan eğitim ile alt ekstremitelerde esnekliğinde belirgin farklılık oluşmadı.
- Özellikle alt ekstremitelerde distal yerleşimli kasların kuvveti, elastisitesi gibi mekanik özelliklerin iyileştirilmesi için TBV kullanılacak ise, düşük yoğunlukta sabit eğitimler tercih edilebilir.
- Diz eklemi ekstansörleri gibi proksimal yerleşimli kas gruplarında TBV mekanik ve kas kuvveti gelişimi için kullanılacak ise düşük yoğunluk, sabit protokol yerine yüksek yoğunluk/kademeli artış gibi farklı eğitim programlarının düzenlenmesi ile daha etkili sonuçlar alınabilir.

KAYNAKÇA

1. Boros K, Freemont T. Physiology of ageing of the musculoskeletal system. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*. 2017;31(2):203-17.
2. Meerits T, Bacchieri S, Pääsuke M, Ereline J, Cicchella A, Gapeyeva H. Acute effect of static and dynamic stretching on tone and elasticity of hamstring muscle and on vertical jump performance in track-and-field athletes. *Acta Kinesiologiae Universitatis Tartuensis*. 2014;20:48-59.
3. Subaşı F. Koruyucu Rehabilitasyon ve Fizyoterapist. *Türkiye Klinikleri Physiotherapy and Rehabilitation-Special Topics*. 2018;4(3):14-8.
4. Rust KL, Smith RO. Assistive technology in the measurement of rehabilitation and health outcomes: A review and analysis of instruments. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2005;84(10):780-93.
5. Cochrane D, Stannard S. Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. *British journal of sports medicine*. 2005;39(11):860-5.
6. Mahieu NN, Witvrouw E, Van de Voorde D, Michilsens D, Arbyn V, Van den Broecke W. Improving strength and postural control in young skiers: whole-body vibration versus equivalent resistance training. *Journal of athletic training*. 2006;41(3):286.
7. Torvinen S, Kannus P, Sievänen H, Järvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, et al. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med Sci Sports Exerc*. 2002;34(9):1523-8.
8. Torvinen S, Sievänen H, Järvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, Kannus P. Effect of 4-min vertical whole body vibration on muscle performance and body balance: a randomized cross-over study. *Int J Sports Med*. 2002;23(5):374-9.

9. Verschueren SM, Roelants M, Delecluse C, Swinnen S, Vanderschueren D, Boonen S. Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: a randomized controlled pilot study. *Journal of bone and mineral research*. 2004;19(3):352-9.
10. Cardinale M, Wakeling J. Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? *British journal of sports medicine*. 2005;39(9):585-9.
11. Chanou K, Gerodimos V, Karatrantou K, Jamurtas A. Whole-body vibration and rehabilitation of chronic diseases: a review of the literature. *Journal of sports science & medicine*. 2012;11(2):187.
12. Pollock RD, Woledge RC, Martin FC, Newham DJ. The effects of whole body vibration on motor unit recruitment and threshold. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*. 2011.
13. Park S-Y, Son W-M, Kwon O-S. Effects of whole body vibration training on body composition, skeletal muscle strength, and cardiovascular health. *Journal of exercise rehabilitation*. 2015;11(6):289.
14. Kelly SB, Alvar BA, Black LE, Dodd DJ, Carothers KF, Brown LE. The effect of warm-up with whole-body vibration vs. cycle ergometry on isokinetic dynamometry. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010;24(11):3140-3.
15. Cardinale M, Lim J. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2003;17(3):621-4.
16. Oliveira MP, Menzel H, Cochrane DJ, Drummond MD, Demicheli C, Lage G, et al. Individual Responses to Different Vibration Frequencies Identified by Electromyography and Dynamometry in Different Types of Vibration Application. *Journal of strength and conditioning research*. 2019.

17. Dolny DG, Reyes GFC. Whole body vibration exercise: training and benefits. *Current sports medicine reports*. 2008;7(3):152-7.
18. Rehn B, Lidström J, Skoglund J, Lindström B. Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: a systematic review. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2007;17(1):2-11.
19. Aird L, Samuel D, Stokes M. Quadriceps muscle tone, elasticity and stiffness in older males: reliability and symmetry using the MyotonPRO. *Archives of gerontology and geriatrics*. 2012;55(2):e31-e9.
20. Mullix J, Warner M, Stokes M. Testing muscle tone and mechanical properties of rectus femoris and biceps femoris using a novel hand held MyotonPRO device: relative ratios and reliability. *Working Papers in Health Sciences*. 2012;1(1):1-8.
21. Schneider S, Peipsi A, Stokes M, Knicker A, Abeln V. Feasibility of monitoring muscle health in microgravity environments using Myoton technology. *Medical & biological engineering & computing*. 2015;53(1):57-66.
22. Bizzini M, Mannion AF. Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(5):459-61.
23. Gül Şener FE. *Kinezyoloji ve Biyomekanik*. Ankara: Hipokrat Kitabevi; 2016.
24. Ayşe Karaduman ÖTY. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*. Ankara: Pelikan Tıp; 2016. p. 203-104.
25. Kuo IY, Ehrlich BE. Signaling in muscle contraction. *Cold Spring Harbor perspectives in biology*. 2015;7(2):a006023.
26. Pınar L. *Sinir ve Kas Temel Fizyolojisi*. Ankara: Akademisyen Kitabevi; 2014.
27. Rüegg JC. *Calcium in muscle contraction: cellular and molecular physiology*: Springer Science & Business Media; 2012.

28. Herzog W, Powers K, Johnston K, Duvall M. A new paradigm for muscle contraction. *Frontiers in physiology*. 2015;6:174.
29. Isner-Horobeti M-E, Dufour SP, Vautravers P, Geny B, Coudeyre E, Richard R. Eccentric exercise training: modalities, applications and perspectives. *Sports medicine*. 2013;43(6):483-512.
30. Padulo J, Laffaye G, Ardigò LP, Chamari K. Concentric and eccentric: muscle contraction or exercise? *Journal of human kinetics*. 2013;37:5.
31. UTKU B, AKIN Ş. Eksantrik Egzersizler ve Spor Yaralanmalarından Korunmadaki Yeri. *Türkiye Klinikleri Sports Medicine-Special Topics*. 2017;3(3):233-9.
32. Atamözlü EK. Farklı iskeletsel özelliklere sahip bireylerde EMG ölçümlerinin değerlendirilmesi: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2010.
33. Zhou Y, Li J-Z, Zhou G, Zheng Y-P. Dynamic measurement of pennation angle of gastrocnemius muscles during contractions based on ultrasound imaging. *Biomedical engineering online*. 2012;11(1):63.
34. Zöllner AM, Abilez OJ, Böl M, Kuhl E. Stretching skeletal muscle: chronic muscle lengthening through sarcomerogenesis. *PloS one*. 2012;7(10):e45661.
35. Potier TG, Alexander CM, Seynnes OR. Effects of eccentric strength training on biceps femoris muscle architecture and knee joint range of movement. *European journal of applied physiology*. 2009;105(6):939-44.
36. Timmins RG, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Architectural adaptations of muscle to training and injury: a narrative review outlining the contributions by fascicle length, pennation angle and muscle thickness. *British Journal of Sports Medicine*. 2016;50(23):1467-72.

37. Otman S, Demirel H, Sade A. Tedavi hareketlerinde temel değerlendirme prensipleri. 2. baskı. Ankara, sinem ofset, bölüm. 1998;7:55-73.
38. Miçooğulları A, Yıldızgören MT, Turhanoglu AD, Üstün N, Güler H. Amatör sporcularda fiziksel aktivite düzeyleri ile izokinetik kas performansı. 2016.
39. Rezaei M, Ebrahimi I, Vassaghi-Gharamaleki B, Pirali M, Mortaza N, Malmir K, et al. Isokinetic dynamometry of the knee extensors and flexors in Iranian healthy males and females. Medical journal of the Islamic Republic of Iran. 2014;28:108.
40. Olagbegi OM, Adegoke BO, Odole AC. Effectiveness of three modes of kinetic-chain exercises on quadriceps muscle strength and thigh girth among individuals with knee osteoarthritis. Archives of physiotherapy. 2017;7(1):9.
41. Aramaki H, Katoh M, Hiiragi Y, Kawasaki T, Kurihara T, Ohmi Y. Validity and reliability of isometric muscle strength measurements of hip abduction and abduction with external hip rotation in a bent-hip position using a handheld dynamometer with a belt. J Phys Ther Sci. 2016;28(7):2123-7.
42. Şahin Ö. Rehabilitasyonda izokinetik değerlendirmeler. Cumhuriyet Medical Journal (CMJ). 2010;32(4):386-96.
43. Pruyn EC, Watsford ML, Murphy AJ. Validity and reliability of three methods of stiffness assessment. Journal of sport and health science. 2016;5(4):476-83.
44. Rumsey JW, Das M, Bhalkikar A, Stancescu M, Hickman JJ. Tissue engineering the mechanosensory circuit of the stretch reflex arc: sensory neuron innervation of intrafusal muscle fibers. Biomaterials. 2010;31(32):8218-27.
45. Page P. Current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. Int J Sports Phys Ther. 2012;7(1):109-19.
46. Pruyn EC. Muscle stiffness in females: measurement considerations and relationship with physical performance and injury risk in netball 2015.

47. Kocatürk U. Açıklamalı Tıp Terimleri Sözlüğü, 10. bası. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevi. 2005.
48. Odar İV. Anatomi ders kitabı: Hacettepe Taş Kiapçılık; 1986.
49. Furness TP, Maschette WE. Influence of whole body vibration platform frequency on neuromuscular performance of community-dwelling older adults. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2009;23(5):1508-13.
50. Smith SS. Measurement of neuromuscular performance capacities. The biomedical engineering handbook 2nd ed. 2000;2.
51. Weeks BK, Gerrits TA, Horan SA, Beck BR. Muscle size not density predicts variance in muscle strength and neuromuscular performance in healthy adult men and women. Journal of strength and conditioning research. 2016;30(6):1577-84.
52. Abercromby AF, Amonette W, Paloski W, Hinman M, editors. Effect of knee flexion angle on neuromuscular responses to whole-body vibration. Abstract presented at NSCA National Conference, July; 2005.
53. Duan S, Mattison L, Binkley T, editors. Multibody Dynamics Model for Analysis of Human Body Response to Vibrations. ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition; 2012: American Society of Mechanical Engineers.
54. Marín PJ, Rhea MR. Effects of vibration training on muscle power: a meta-analysis. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2010;24(3):871-8.
55. Abercromby AF, Amonette WE, Layne CS, McFarlin BK, Hinman MR, Paloski WH. Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2007;39(10):1794-800.
56. Kerschan-Schindl K, Grampp S, Henk C, Resch H, Preisinger E, Fialka-Moser V, et al. Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. Clinical physiology. 2001;21(3):377-82.

57. Lohman III EB, Petrofsky JS, Maloney-Hinds C, Betts-Schwab H, Thorpe D. The effect of whole body vibration on lower extremity skin blood flow in normal subjects. *Medical Science Monitor*. 2007;13(2):CR71-CR6.
58. Stewart JM, Karman C, Montgomery LD, McLeod KJ. Plantar vibration improves leg fluid flow in perimenopausal women. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*. 2005;288(3):R623-R9.
59. Oliveri DJ, Lynn K, Hong C-Z. Increased skin temperature after vibratory stimulation. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 1989;68(2):81-5.
60. Roelants M, Delecluse C, Verschueren SM. Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2004;52(6):901-8.
61. Hagbarth K-E, Eklund G. Tonic vibration reflexes (TVR) in spasticity. *Brain research*. 1966;2(2):201-3.
62. Cormie P, Deane RS, Triplett NT, McBride JM. Acute effects of whole-body vibration on muscle activity, strength, and power. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2006;20(2):257-61.
63. Bosco C, Cardinale M, Tsarpela O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1999;79(4):306-11.
64. Delecluse C, Roelants M, Diels R, Koninckx E, Verschueren S. Effects of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in sprint-trained athletes. *International journal of sports medicine*. 2005;26(08):662-8.
65. Blottner D, Salanova M, Püttmann B, Schiffel G, Felsenberg D, Buehring B, et al. Human skeletal muscle structure and function preserved by vibration muscle exercise following 55 days of bed rest. *European journal of applied physiology*. 2006;97(3):261-71.

66. Johnson KO. The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors. *Current opinion in neurobiology*. 2001;11(4):455-61.
67. Martínez F, Rubio JA, Ramos DJ, Esteban P, Mendizábal S, Jiménez F. Effects of 6-week whole body vibration training on the reflex response of the ankle muscles :a randomized controlled trial.*International journal of sports physical therapy*. 2013;8(1):15.
68. Johnell O, Eisman J. Whole lotta shakin'goin'on. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2004;19(8):1205-7.
69. Rubin C, Recker R, Cullen D, Ryaby J, McCabe J, McLeod K. Prevention of postmenopausal bone loss by a low-magnitude, high-frequency mechanical stimuli: a clinical trial assessing compliance, efficacy, and safety. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2004;19(3):343-51.
70. Bautmans I, Van Hees E, Lemper J-C, Mets T. The feasibility of whole body vibration in institutionalised elderly persons and its influence on muscle performance, balance and mobility: a randomised controlled trial [ISRCTN62535013]. *BMC geriatrics*. 2005;5(1):17.
71. Lamont C, Gayaud A. Bemben: Effects of different vibration interventions on indices of counter movement vertical jump performance in college aged males. Poster presentation ACSM. 2006.
72. Rittweger J, Ehrig J, Just K, Mutschelknauss M, Kirsch K, Felsenberg D. Oxygen uptake in whole-body vibration exercise: influence of vibration frequency, amplitude, and external load. *International journal of sports medicine*. 2002;23(06):428-32.
73. Delecluse C, Roelants M, Verschueren S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2003;35(6):1033-41.
74. Frost HM. Defining osteopenias and osteoporoses: another view (with insights from a new paradigm). *Bone*. 1997;20(5):385-91.

75. Frost HM. The Utah paradigm of skeletal physiology: an overview of its insights for bone, cartilage and collagenous tissue organs. *Journal of bone and mineral metabolism*. 2000;18(6):305-16.
76. Felsenberg D. Struktur und funktion des knochens: stützwerk aus kollagen und hydroxylapatit. *Pharmazie in unserer Zeit*. 2001;30(6):488-94.
77. Jordan J. Good vibrations and strong bones? *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*. 2005;288(3):R555-R6.
78. Rittweger J, Felsenberg D, editors. Resistive vibration exercise prevents bone loss during 8 weeks of strict bed rest in healthy male subjects: Results from the Berlin BedRest (BBR) study. *Journal of Bone and Mineral Research*; 2004: AMER SOC BONE & MINERAL RES 2025 M ST, NW, STE 800, WASHINGTON, DC 20036
79. Eriksson Crommert M, Lacourpaille L, Heales L, Tucker K, Hug F. Massage induces an immediate, albeit short-term, reduction in muscle stiffness. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2015;25(5):e490-e6.
80. Akkurt L. Duchenne Musküler Distrofi'li Hastalarda Esnekliğin Performans Üzerine Etkisi: Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2018.
81. Trehearn TL, Buresh RJ. Sit-and-reach flexibility and running economy of men and women collegiate distance runners. *The journal of strength & conditioning research*. 2009;23(1):158-62.
82. Saldıran TÇ, Atıcı E, Rezaei DA, Öztürk Ö, Uslu B, Özcan BA, et al. The Acute Effects of Different Intensity Whole-Body Vibration Exposure on Muscle Tone and Strength of the Lower Legs, and Hamstring Flexibility: A Pilot Study. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2020;1(aop):1-7.
83. Zinder SM, Padua DA. Reliability, validity, and precision of a handheld myometer for assessing in vivo muscle stiffness. *Journal of sport rehabilitation*. 2011;20(3).

- 84.** Peipsi A, Kerpe R, Jäger H, Soeder S, Gordon C, Schleip R. Myoton pro: a novel tool for the assessment of mechanical properties of fascial tissues. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2012;16(4):527.
- 85.** Hayes KW, Falconer J. Reliability of hand-held dynamometry and its relationship with manual muscle testing in patients with osteoarthritis in the knee. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1992;16(3):145-9.
- 86.** Wadsworth CT, Krishnan R, Sear M, Harrold J, Nielsen DH. Intrarater reliability of manual muscle testing and hand-held dynamometric muscle testing. *Physical therapy*. 1987;67(9):1342-7.
- 87.** Marmon AR, Pozzi F, Alnahdi AH, Zeni JA. The validity of plantarflexor strength measures obtained through hand-held dynamometry measurements of force. *International journal of sports physical therapy*. 2013;8(6):820.
- 88.** Thorborg K, Petersen J, Magnusson SP, Hölmich P. Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2010;20(3):493-501.
- 89.** Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM&R*. 2011;3(5):472-9.
- 90.** Roelants M, Verschueren SM, Delecluse C, Levin O, Stijnen V. Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercises. *Journal of strength and conditioning research*. 2006;20(1):124.
- 91.** Da Silva-Grigoletto ME, Vaamonde DM, Castillo E, Poblador MS, García-Manso JM, Lanco JL. Acute and cumulative effects of different times of recovery from whole body vibration exposure on muscle performance. *J Strength Cond Res*. 2009;23(7):2073-82.

- 92.** Di Giminiani R, Manno R, Scrimaglio R, Sementilli G, Tihanyi J. Effects of individualized whole-body vibration on muscle flexibility and mechanical power. *Journal of sports medicine and physical fitness*. 2010;50(2):139.
- 93.** Di Giminiani R, Tihanyi J, Safar S, Scrimaglio R. The effects of vibration on explosive and reactive strength when applying individualized vibration frequencies. *Journal of sports sciences*. 2009;27(2):169-77.
- 94.** Fagnani F, Giombini A, Di Cesare A, Pigozzi F, Di Salvo V. The effects of a whole-body vibration program on muscle performance and flexibility in female athletes. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2006;85(12):956-62.
- 95.** Giorgos P, Elias Z. Effects of whole-body vibration training on sprint running kinematics and explosive strength performance. *Journal of sports science & medicine*. 2007;6(1):44.
- 96.** Who EC. Appropriate body-mass index for Asian populations and its implications for policy and intervention strategies. *Lancet (London, England)*. 2004;363(9403):157.
- 97.** Kholvadia A, Baard ML. Whole body vibration improves body mass, flexibility and strength in previously sedentary adults. *South African Journal of Sports Medicine*. 2012;24(2).
- 98.** Sá-Caputo DdC, Ronikeili-Costa P, Carvalho-Lima RP, Bernardo LC, Bravo-Monteiro MO, Costa R, et al. Whole body vibration exercises and the improvement of the flexibility in patient with metabolic syndrome. *Rehabilitation research and practice*. 2014;2014.
- 99.** Dallas G, Paradisis G, Kirialanis P, Mellos V, Argitaki P, Smirniotou A. The acute effects of different training loads of whole body vibration on flexibility and explosive strength of lower limbs in divers. *Biology of Sport*. 2015;32(3):235.

- 100.** McLeod M, Breen L, Hamilton DL, Philp A. Live strong and prosper: the importance of skeletal muscle strength for healthy ageing. *Biogerontology*. 2016;17(3):497-510.
- 101.** Colson SS, Pensini M, Espinosa J, Garrandes F, Legros P. Whole-body vibration training effects on the physical performance of basketball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010;24(4):999-1006.
- 102.** Savelberg HH, Keizer HA, Meijer K. Whole-body vibration induced adaptation in knee extensors; consequences of initial strength, vibration frequency, and joint angle. *Journal of strength and conditioning research*. 2007;21(2):589.
- 103.** Mester J, Spitzenfeil P, Schwarzer J, Seifriz F. Biological reaction to vibration-implications for sport. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 1999;2(3):211-26.
- 104.** Wyon M, Guinan D, Hawkey A. Whole-body vibration training increases vertical jump height in a dance population. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010;24(3):866-70.
- 105.** RøNNESTAD BR. Comparing the performance-enhancing effects of squats on a vibration platform with conventional squats in recreationally resistance-trained men. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2004;18(4):839-45.
- 106.** De Ruiter C, Van Der Linden R, Van der Zijden M, Hollander A, De Haan A. Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise. *European journal of applied physiology*. 2003;88(4-5):472-5.
- 107.** De Ruiter C, Van Raak S, Schilperoort J, Hollander A, De Haan A. The effects of 11 weeks whole body vibration training on jump height, contractile properties and activation of human knee extensors. *European journal of applied physiology*. 2003;90(5-6):595-600.

- 108.** Osawa Y, Oguma Y, Onishi S. Effects of whole-body vibration training on bone-free lean body mass and muscle strength in young adults. *J Sports Sci Med.* 2011;10(1):97-104.
- 109.** Petit P-D, Pensini M, Tessaro J, Desnuelle C, Legros P, Colson SS. Optimal whole-body vibration settings for muscle strength and power enhancement in human knee extensors. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2010;20(6):1186-95.
- 110.** Kvorning T, Bagger M, Caserotti P, Madsen K. Effects of vibration and resistance training on neuromuscular and hormonal measures. *Eur J Appl Physiol.* 2006;96(5):615-25.
- 111.** Siu PM, Tam BT, Chow DH, Guo JY, Huang YP, Zheng YP, et al. Immediate effects of 2 different whole-body vibration frequencies on muscle peak torque and stiffness. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(10):1608-15.
- 112.** Feng Y, Li Y, Liu C, Zhang Z. Assessing the elastic properties of skeletal muscle and tendon using shearwave ultrasound elastography and MyotonPRO. *Scientific reports.* 2018;8(1):1-9.
- 113.** Ho YY. Acute effect of downhill running on muscle viscoelastic properties of well-trained male athletes 2016.
- 114.** Wang J-S, Um G-M, Choi J-H. Immediate effects of kinematic taping on lower extremity muscle tone and stiffness in flexible flat feet. *Journal of Physical Therapy Science.* 2016;28(4):1339-42.
- 115.** Sierra-Guzmán R, Jiménez JF, Ramírez C, Esteban P, Abián-Vicén J. Effects of synchronous whole body vibration training on a soft, unstable surface in athletes with chronic ankle instability. *International journal of sports medicine.* 2017;38(06):447-55.
- 116.** Mileva KN, Bowtell JL, Kossev AR. Effects of low-frequency whole-body vibration on motor-evoked potentials in healthy men. *Experimental physiology.* 2009;94(1):103-16.

EKLER

EK 1. ETİK KURUL ONAYI

İSTANBUL OKAN ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

BAŞVURU BİLGİLERİ	
Araştırmanın Adı:	Sağlıklı Bireylerde Tüm Beden Vibrasyon Eğitiminin Kas Özelliklerine Etkisi
Title of The Project:	
Sorumlu Araştırmacı:	Tülay Çevik Saldıran
Principal Investigator:	
Diğer Araştırmacılar:	Filiz Başol
Other Investigators:	
Araştırma Merkezi:	Bitlis Eren Üniversitesi, Sağlık Yüksek Okulu, Fizyoteranji ve Rehabilitasyon Bölümü,
Research Center:	

KARAR (DECISION)	
KARAR NO (DECISION No):25	TARİH (DATE)10.01.2020
Tülay Çevik Saldıran'ın sorumluluğunda yapılması tasarlanan ve yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma dosyası ve ilgili bilgilerin incelenmesi sonucunda araştırmanın gerçekleştirilmesinde etik yönden sakınca olmadığına oy birliği karar verilmiştir.	

Üyeler (Members)	Uzmanlık Alanı (Profession)	Kurumu (Institution)	İmza (Signature)
Prof.Dr.Özge Uzun	Farmakoloji (Pharmacology)	İstanbul Okan Üniversitesi	
Prof.Dr. Pervin Somer	Hukuk (Law)	İstanbul Okan Üniversitesi	
Prof.Dr.Nezih Varol	Adli Tıp (Forensic Medicine)	İstanbul Okan Üniversitesi	
Doç.Dr.Güldal İnal Gültekin	Fizyoloji (Physiology)	İstanbul Okan Üniversitesi	
Prof.Dr.Bülent Karagöz	İç Hastalıkları (Internal diseases)	İstanbul Okan Üniversitesi	
Prof.Dr.Taylan Aydemir	Kalp ve Damar Cerrahisi (Cardiovascular Surgery)	Kartal Koşuyolu Yüksek İhtisas Eğitim ve Araştırma Hastanesi	
Doç.Dr. Esra Eşim Büyükbayrak	Kadın Hastalıkları ve Doğum (Gynecology and Obstetrics)	Marmara Üniversitesi	
Uzm.Dr.Bünyamin Şan	Kalp ve Damar Cerrahisi (Cardiovascular Surgery)	Kartal Koşuyolu Yüksek İhtisas Eğitim ve Araştırma Hastanesi	
Melih Şahin	Kimya Mühendisliği (Chemical engineering)	MMK Metalurji	

EK 2. ONAM FORMU

AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

Bu çalışma bir bilimsel araştırmadır. Araştırma “Sağlıklı Bireylerde Tüm Beden Vibrasyon Eğitiminin Kas Özelliklerine Etkisi” başlıklı olup fizyoterapist tarafından yapılacaktır. Araştırmanın amacı Tüm Beden Vibrasyon Eğitimi sabit, düşük frekansta (yoğunlukta) uygulandığında kas mekanik özelliklerinde ne tür değişikliklere neden olacağını incelemektir. Bu araştırmaya katılıp katılmama kararını vermeden önce, araştırmanın neden ve nasıl yapılacağını bilmeniz gerekmektedir. Bu nedenle bu formun okunup anlaşılması büyük önem taşımaktadır. Eğer anlayamadığınız ve sizin için açık olmayan şeyler varsa, ya da daha fazla bilgi isterseniz bize sorunuz. Cevaplarınız bizim için değer taşımaktadır.

Araştırma kapsamında çalışmaya katılmaya karar veren sizlere, değerlendirme formları kullanılarak, cinsiyet, boy, kilo, vücut kütle indeksi sorgulaması fizyoterapistiniz tarafından yapılacaktır. Egzersiz eğitiminiz vibrasyon platformu kullanılarak yapılacaktır. Çalışmamız sadece sağlıklı gönüllü bireylerle yapılmaktadır. Eğitiminiz 12 seans olacaktır ve seans süreniz 20 dakika sürecektir. Eğitiminiz 6 hafta boyunca haftanın 2 günü, günde 1 seans olacak şekilde devam edecektir. Değerlendirmeleriniz eğitimler öncesinde ve sonrasında yapılacaktır. Değerlendirmede esneklik ölçümlerinizi, kas mekanik özellikleriniz ve kas kuvveti takibiniz yapılacaktır. Çalışma öncesinde ne yapacağınız konusunda bilgilendirileceksiniz. Araştırma kapsamında öngörülen herhangi bir risk ve yan etki bulunmamaktadır. Çalışma süresince şartları sağlayamayacağınız ya da eğitime 10 dakika devam edemeyeceğinizi düşünüyorsanız çalışmaya dahil olmadan bize bildirmeniz gerekmektedir. Egzersiz seansınız bittikten sonra başlangıçta yapılan değerlendirmeler fizyoterapistiniz tarafından yenilenecektir. Çalışmada iki farklı grup yer almaktadır. Sizlerin araştırma gruplarına rastgele atanma olasılığının bulunduğu bilmenizi isteriz. Tüm katılımcılar aktif bir eğitime alınmamaktadır. Araştırmadan makul ölçüde beklenen yararlarla ilgili olarak sizler bilgilendirilecek ve hedeflenen herhangi bir klinik yarar olmadığında bilgilendirileceksiniz. Araştırmaya katılması beklenen tahmini gönüllü sayısı 40 kişidir. Sizlerin araştırmaya katılımının sona erdirilmesini gerektirecek durumlar veya nedenler olması durumunda çalışmadan çıkartılabilmemiz söz konusudur. Araştırmaya dahil olmanız ile araştırmayla ilgili herhangi bir yan etki olduğunu düşündüğünüzde ya da araştırma hakkında daha fazla bilgi temin etmek istediğinizde sorumlu araştırmacıyla temasa geçebilir, günün 24 saatinde erişebileceğinizi bilmelisiniz. Araştırma konusuyla ilgili ve sizlerin araştırmaya katılmaya devam etme isteğinizi etkileyebilecek yeni bilgiler elde edildiğinde sizlerin veya yasal temsilcilerinizin zamanında bilgilendirileceğini taahhüt ederiz.

Bu çalışmaya katılmak tamamen gönüllülük esasına dayanmaktadır. Bu formlardan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacaktır. Araştırmada yapılan değerlendirmelerin sonuçları yalnızca araştırma kapsamındaki çalışmalarda kullanılacaktır. **Kişisel bilgileriniz herhangi bir amaçla, kurum yöneticileri veya üçüncü kişilerle kesinlikle paylaşılmayacaktır. İzleyiciler, yoklama yapan kişiler, etik kurul, kurum ve diğer ilgili sağlık otoritelerinin sizlerin orijinal tıbbi kayıtlarına doğrudan erişimleri bulunabilir, ancak bu bilgilerin gizli tutulacağı, yazılı bilgilendirilmiş gönüllü olur formunun imzalanmasıyla sizlerin veya yasal temsilcisinin söz konusu erişime izin vermiş olacaksınız. Bu çalışma için gönüllü katılımcıdan, özel ya da devlete ait sağlık ödeneklerinden hiçbir şekilde ücret talep edilmeyecektir. Çalışmaya katılan gönüllülere herhangi bir ücret ödenmeyecek ve ulaşım, yemek gibi masraflara ilişkin ödeme yapılmayacaktır.**

Katılımınız için teşekkür ederiz.

Sorumlu Araştırmacılar:

KATILIMCI BEYANI

“Sağlıklı Bireylerde Tüm Beden Vibrasyon Eğitiminin Kas Özelliklerine Etkisi” isimli çalışmada katılımcıya/gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve katılmam istenen çalışmanın kapsamını ve amacını, gönüllü olarak üzerime düşen sorumlulukları tamamen anladım. Çalışma hakkında yazılı ve sözlü açıklama, adları belirtilen araştırmacı tarafından yapıldı. Bu çalışmayı istediğim zaman ve herhangi bir neden belirtmek zorunda kalmadan bırakabileceğimi ve bıraktığım takdirde herhangi bir olumsuzluk ile karşılaşmayacağımı anladım.

Bu koşullarda söz konusu araştırmaya kendi isteğimle, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün Adı /Soyadı /İmzası :

Tarih:

Telefon numarası:

Açıklama Yapan Kişinin Adı /Soyadı /İmzası :

Tarih:

Sorumlu araştırmacılar iletişim TEL:

Ek 3. KATILIMCI TAKİP FORMU

DEĞERLENDİRME FORMU			TARİH: / /	
ADI SOYADI:			CİNSİYET: K ☐ E ☐	
BOY:	Kilo:	VKİ:	YAS	
			Mesntural dönem:	
SİGARA KULLANIMI	Evet ☐	Hayır ☐	Evet ☐	Hayır ☐
EVET ise :	10 dan az ☐	10 dan fazla ☐	MESLEK:	
Son 6 ay içerisinde alt ekstremitede yaralanma öyküsü varmı?			Evet ☐	Hayır ☐
DOMİNAT TARAF: SAĞ ☐ SOL ☐				
Farmakolojik tedavi alıyor mu ? Alıyorsa nelerdir?				
ÖZGEÇMİŞ NOTLARI:				
- Hipermobilite - Tekrarlayan travma öyküsü var mı? - Travma veya kırık öyküsü var mı? - Osteporoz tanısı var mı? - Alt ekstremiteye yönelik geçirilmiş operasyon var mı? - Osteoartrit-Romatoid Artrit-Juvenil Romatoid Artrit gibi romatizmal rahatsızlık var mı? - Kan koagülasyon bozukluğu var mı? - Vertigo ? - Nörolojik rahatsızlık ? - Malignite öyküsü var mı? - Aktif enfeksiyon durumu var mı? - Servikal radikülopati- lomber diskopati varmı? - Hamilelik?				

ESNEKLİK ÖLÇÜMÜ–OTUR UZAN TESTİ (cm)

Testlemeler de 1 deneme 2 asil olmak üzere 3 ölçüm yapılacaktır.

1	2	3	1	2	3

KAS KUVVETİ DEĞERLENDİRMESİ (Kg/Newton)

ALT EKSTREMİTE KAS KUVVETİ DEĞERLENDİRMESİ (SAĞ-SOL)

DEĞERLENDİRİLEN KAS GRUBU	1.ölçüm		2.ölçüm		3.ölçüm	
	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
Diz Ekstansörleri-1						
Diz Ekstansörleri-2						
Ayak Bileği Dorsifleksörleri-1						
Ayak Bileği Dorsifleksörleri-2						

KAS TONUSU DEĞERLENDİRMESİ

Cihaza yönelik prob yerleşim noktaları klavuz içerisinde yer alan prosedürler dikkate alınarak yapılacaktır. Uygulama seansında her bir kas analizi için ölçümler yenilenecek, her katılımcıdan iki ölçüm alınacaktır.

MYOTONPRO DEĞERLENDİRME SONUÇLARI

KAS GRUBU	QUADRİCEPS FEMORİS	GASTROCNEMIUS
TONUS:		
SERTLİK:		
ELASTİSİTE:		
RELAKSASYON ZAMANI:		
YAYILIM:		

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	FİLİZ	Soyadı	BAŞOL
Doğum		Doğum Tarihi	
Uyruğu	T.C.	Tel	
E-mail			

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet
Yüksek Lisans	O.Ü.Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	-
Lisans	İ.Ü.Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	2004
Lise	Bakırköy Sabri Çalışkan Lisesi	2000

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1	Sorumlu Fizyoterapist	Beylikdüzü Kolan Hastanesi	2009-2018
2	Fizyoterapist	Bahçelievler Medical Park	2007-2009
3	Sorumlu Fizyoterapist	Nişantaşı Recov Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Merkezi	2006-2007

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS/YDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi	52	

* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	62	68	72
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Word, Excell, Power Point	Orta

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Uluslararası ve Ulusal Yayınları/Bildirileri/Sertifika ları/Ödü lleri/Diğ er