



**TÜM VÜCUT VİBRASYON EGZERSİZ EĞİTİMİNİN GÖVDE VE ALT
EKSTREMİTE KAS KUVVETİ, DENGE, VÜCUT KOMPOZİSYONU VE
PERFORMANS PARAMETRELERİNE ETKİSİ**

Ali ZORLULAR

**DOKTORA TEZİ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

EKİM 2023

ETİK BEYAN

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

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

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

Ali ZORLULAR

10/10/2023

TÜM VÜCUT VİBRASYON EGZERSİZ EĞİTİMİNİN GÖVDE VE ALT
EKSTREMİTE KAS KUVVETİ, DENGE, VÜCUT KOMPOZİSYONU VE
PERFORMANS PARAMETRELERİNE ETKİSİ

(Doktora Tezi)

Ali ZORLULAR

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ekim 2023

ÖZET

Çalışmamız tüm vücut vibrasyon (TVV) egzersiz eğitiminin gövde ve alt ekstremitte kas kuvveti, denge, vücut kompozisyonu ve performans parametrelerine etkisini araştırmak amacıyla planlandı. Araştırmamıza yaş ortalaması $22,86 \pm 3,11$ yıl olan toplam 45 kadın katılımcı dahil edildi. Katılımcılar 40 Hz'lik, 25 Hz'lik TVV egzersiz eğitim grubu ve aynı eğitimi vibrasyonsuz olarak gerçekleştiren aktif kontrol grubu olmak üzere 3 eşit gruba ayrıldı. Araştırmaya katılan bireyler egzersiz eğitimi öncesi ve sonrasında olmak üzere 2 ayrı zaman diliminde değerlendirildi. Gövde kas kuvveti, alt ekstremitte kas kuvveti ve eklem pozisyon hissi izokinetik dinamometre ile değerlendirildi. Denge analizi için Biodex stabilometre, vücut kompozisyon analizi için Tanita BC-418 cihazı kullanıldı. Katılımcıların üst ekstremitte performans analizi için kapalı kinetik zincir üst ekstremitte stabilite testi, alt ekstremitte performans analizi içinse 3 boyutlu ivme-ölçerle dikey sıçrama yeteneği değerlendirilmiştir. 6 hafta boyunca uygulanan egzersiz eğitiminde temelde gövde stabilizasyonunu hedef alan 5 ayrı egzersiz haftada 3 kez ve her bir seans ortalama 30 dk sürecek şekilde gerçekleştirildi. Araştırma bulguları 40 Hz ve 25 Hz' de gerçekleştirilen TVV egzersiz eğitimlerinin gövde ve alt ekstremitte kas kuvvetinde aktif kontrol grubu göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artış olduğunu gösterdi ($p < 0,05$). Denge, eklem pozisyon hissi ve vücut kompozisyonu açısından grup*zaman etkileşiminde anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0,05$). Alt ve üst ekstremitte performans analiz bulguları ise tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı artışlar olduğunu gösterdi. Sonuç olarak bulgularımız kassal kuvvet ve endurans gelişimi hedeflenen bireylerde TVV uygulamasının etkili olabileceğini ancak denge ve proprioseptif sistemlerin geliştirilmesinde yetersiz kaldığını göstermiştir. Ayrıca alt ve üst ekstremitte performans artışı için stabil zeminde gerçekleştirilen geleneksel egzersizlere karşın, TVV egzersiz eğitimlerinin iyi bir alternatif oluşturabileceği bu çalışma ile ortaya konulmuştur.

Bilim Kodu : 1024
Anahtar Kelimeler : Denge, Gövde stabilizasyonu, Performans, Tüm vücut vibrasyon
Sayfa Adedi : 105
Danışman : Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL

EFFECT OF WHOLE BODY VIBRATION EXERCISE TRAINING ON TRUNK AND
LOWER EXTREMITY MUSCLE STRENGTH, BALANCE, BODY COMPOSITION
AND PERFORMANCE PARAMETERS

(Ph. D. Thesis)

Ali ZORLULAR

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

October 2023

ABSTRACT

This study was planned to investigate the effects of whole-body vibration (WBV) exercise training on trunk and lower extremity muscle strength, balance, body composition, and performance parameters. A total of 45 female participants with an average age of 22.86 ± 3.11 years were included in the study. Participants were divided into 3 equal groups: 40 Hz WBV, 25 Hz WBV exercise training group, and an active control group that performed the same training without vibration. Individuals participating in the study were evaluated in two separate periods, before and after exercise training. Trunk muscle strength, lower extremity muscle strength, and joint position sense were evaluated using an isokinetic dynamometer. Trunk muscle strength, lower extremity muscle strength, and joint position sense were evaluated with an isokinetic dynamometer. The Biodex stabilometer was used for balance analysis and the Tanita BC-418 device was used for body composition analysis. For the upper extremity performance analysis of the participants, The Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test was evaluated, and for the lower extremity performance analysis, the vertical jumping ability was evaluated with a 3D accelerometer. In the exercise training applied for 6 weeks, 5 different exercises, mainly targeting trunk stabilization, were performed 3 times a week and each session lasted an average of 30 minutes. Study findings showed that WBV exercise training performed at 40 Hz and 25 Hz resulted in a statistically significant increase in trunk and lower extremity muscle strength compared to the active control group ($p < 0,05$). No significant difference was found in the group*time interaction in terms of balance, joint position sense, and body composition ($p > 0,05$). Finally, lower and upper extremity performance analysis findings showed statistically significant increases in all groups. As a result, the findings showed that WBV may be effective in individuals aiming to develop muscle strength and endurance, but they are insufficient in improving balance and proprioceptive systems. In addition, this study revealed that WBV exercise training can be a good alternative to traditional exercises performed on stable surface to increase lower and upper extremity performance.

Science Code : 1024

Keywords : Balance, Performance, Trunk stabilization, Whole body vibration

Page Number : 105

Supervisor : Prof. Dr. Nevin A. GUZEL

TEŞEKKÜR

Gazi Üniversitesine geldiğim ilk günden beri eğitim ve öğrenimim boyunca her konuda destek olan, sabırla emek gösteren, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum, çalışma disiplini ve kişiliğini her zaman örnek almaya çalışacağım danışmanım Sayın Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL'e,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgi ve donanımıyla akademik desteklerini esirgemeyen güler yüzlülüğü ve hoşgörüsüyle bizleri her an motive eden değerli hocam Prof. Dr. Nihan KAFA'ya,

Tez dönemim boyunca yardımlarını esirgemeyen değerli ünite arkadaşlarıma ve kıymetli zamanlarını ayırarak araştırmama gönüllü olan değerli katılımcılara,

Yüksek lisans ve doktora dönemim boyunca her zaman yanımda olan oda arkadaşlarım Uzm. Fzt. Miray HASPOLAT'a, Uzm. Fzt. Beyza ALKAN'a ve Uzm. Fzt. Burak ERTÜRK'e,

Tez izleme komitesinde yer alarak, tezin planlanması ve gerçekleştirilmesindeki destek ve katkıları için Sayın Prof. Dr. Aydan AYTAR'a ve savumada sınavındaki katkıları için Prof. Dr. Baran YOSMAOĞLU, Prof. Dr. Seyit ÇITAKER ve Prof. Dr. Zeynep HAZAR'a

Doktora sürecinde verdiği TUBİTAK BİDEB Yurtiçi Doktora Burs desteği için TUBİTAK'a,

Varlığıyla her daim mutluluk duyduğum ve abisi olmaktan gurur duyduğum kardeşim İpek ZORLULAR'a,

Beni yetiştirip bugünlere getiren hayatı boyunca hiçbir fedakârlığı esirgemeyen annem Gül ZORLULAR'a ve babam Mehmet ZORLULAR'a

Bugünlerimin mimarı ve en güzel yarınlara birlikte yürüyecek olduğum yol arkadaşım Rabia ERASLAN'a,

Teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Gövde Kas Kuvveti.....	5
2.1.1. Gövde (Spinal) stabilizasyonu	5
2.1.2. Gövde stabilizatörleri	7
2.1.3. Gövde stabilizasyonu ve yaralanma	13
2.1.4. Gövde stabilizasyonu ve atletik performans	14
2.2. Tüm Vücut Vibrasyon Uygulaması	14
2.2.1. Tüm vücut vibrasyon tarihçesi	15
2.2.2. Tüm vücut vibrasyon temel prensipleri.....	15
2.2.3. Tüm vücut vibrasyon fizyolojik mekanizması	16
2.2.4. Tüm vücut vibrasyon ve kas performansı	17
2.2.5. Tüm vücut vibrasyon ve propriosepsiyon	17
2.2.6. Tüm vücut vibrasyon ve denge	18
2.2.7. Tüm vücut vibrasyon ve endokrin/metabolik sistem	18
2.2.8. Tüm vücut vibrasyon ve kemik yoğunluğu.....	18

	Sayfa
2.2.9. Tüm vücut vibrasyon ve kognitif fonksiyonlar	19
2.2.10. Tüm vücut vibrasyon endikasyonlar, kontrendikasyonlar ve olası yan etkileri.....	20
2.3. İzokinetik Sistemler	22
2.3.1. İzokinetik dinamometre.....	22
2.3.2. İzokinetik terimler	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM	27
3.1. Katılımcılar	27
3.1.1. Çalışmaya dahil edilme kriterleri	28
3.1.2. Çalışmadan hariç tutulma kriterleri	28
3.2. Yöntem.....	29
3.3. Egzersiz Eğitimi.....	29
3.3.1. Plank.....	29
3.3.2. Köprü.....	30
3.3.3. Bird-Dog egzersizi	31
3.3.4. Curl-Ups egzersizi.....	32
3.3.5. Tek bacak çömelme egzersizi.....	33
3.4. Değerlendirme Yöntemleri	34
3.4.1. Demografik bilgiler	34
3.4.2. Vücut kompozisyon analizi	35
3.4.3. Gövde kas kuvveti değerlendirmesi	36
3.4.4. Alt ekstremita kas kuvveti değerlendirmesi	38
3.4.5. Denge değerlendirmesi.....	40
3.4.6. Eklem pozisyon hissinin değerlendirilmesi.....	42
3.4.7. Üst ekstremita performans analizi.....	43
3.4.8. Anaerobik performans değerlendirmesi	45

	Sayfa
3.5. İstatistiksel Analiz.....	46
4. BULGULAR	47
4.1. Bireylerin Tanımlayıcı Özellikleri	47
4.2. Gövde Kas Kuvveti Analizleri.....	47
4.3. Alt Ekstremitte Kas Kuvveti Analizleri	51
4.4. Denge Analizi	57
4.5. Eklem pozisyon Hissi Analizi.....	59
4.6. Vücut Kompozisyonu Analizleri	61
4.7. Üst Ekstremitte Performans Analizi.....	63
4.8. Anaerobik Performans Analizi.....	64
5. TARTIŞMA.....	67
5.1. Çalışmanın Güçlü Yanları ve Limitasyonları.....	75
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	77
KAYNAKLAR.....	79
EKLER.....	93
EK-1. Etik Komisyon İzni	94
EK-2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu Örneği	96
EK-3. İzokinetik Gövde Kas Kuvveti Sonuç Raporu	98
EK-4. İzokinetik Kuadriseps-Hamstirng Kas Kuvveti Sonuç Raporu.....	99
EK-5. G-walk Dikey Sıçrama Sonuç Raporu	100
EK-6. Vücut Kompozisyon Analizi Sonuç Raporu	101
EK-7. Değerlendirme Formu Örneği	102
ÖZGEÇMİŞ	103

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.1. Katılımcıların demografik bilgileri	47
Çizelge 4.2. Katılımcıların gövde fleksör ve ekstansör konsantrik kas kuvveti değerlendirmeleri (60°/sn)	48
Çizelge 4.3. Katılımcıların gövde fleksör ve ekstansör eksantrik kas kuvveti değerlendirmeleri (60°/sn)	50
Çizelge 4.4. Katılımcıların kuadriceps ve hamstring konsantrik kas kuvveti değerlendirmeleri (60°/sn)	52
Çizelge 4.5. Katılımcıların kuadriceps ve hamstring eksantrik kas kuvveti değerlendirmeleri (60°/sn)	54
Çizelge 4.6. Katılımcıların kuadriceps ve hamstring konsantrik kas kuvveti değerlendirmeleri (180°/sn)	56
Çizelge 4.7. Katılımcıların statik denge analizleri	58
Çizelge 4.8. Katılımcıların eklem pozisyon hissi değerlendirmesi	60
Çizelge 4.9. Katılımcıların vücut kompozisyonu değerlendirmeleri	62
Çizelge 4.10. Katılımcıların üst ekstremité fonksiyonel değerlendirmeleri.....	63
Çizelge 4.11. Katılımcıların anaerobik performans analizleri.....	65

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Lokal ve global kas grupları.....	9
Şekil 2.2. TVV genel etkileri.....	20
Şekil 3.1. Çalışma akış şeması	28
Şekil 4.1. Konsantrik gövde ekstansör kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi.....	48
Şekil 4.2. Konsantrik gövde fleksör kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi	49
Şekil 4.3. Eksantrik gövde ekstansör kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi	50
Şekil 4.4. Eksantrik gövde fleksör kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi	51
Şekil 4.5. Kuadriceps konsantrik kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi	52
Şekil 4.6. Hamstring konsantrik kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi	53
Şekil 4.7. Kuadriseps eksantrik kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi.....	54
Şekil 4.8. Hamstring eksantrik kas kuvveti zaman*grup etkileşimi	55
Şekil 4.9. Kuadriseps konsantrik kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi (180°/sn)..	56
Şekil 4.10. Hamstring konsantrik kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi (180°/sn).	57
Şekil 4.11. Gözler açık stabilite indeksi zaman*grup etkileşimi	58
Şekil 4.12. Gözler kapalı stabilite indeksi zaman*grup etkileşimi	59
Şekil 4.13. Eklem pozisyon hissi sağ (cm) zaman*grup etkileşimi.....	60
Şekil 4.14. Eklem pozisyon hissi sol (cm) zaman*grup etkileşimi.....	61
Şekil 4.15. Vücut yağ yüzdesi zaman*grup etkileşimi	62
Şekil 4.16. Gövde yağ yüzdesi zaman*grup etkileşimi	63
Şekil 4.17. Kapalı kinetik zincir üst ekstremitte stabilite testi zaman*grup etkileşimi...	64
Şekil 4.18. Dikey sıçrama yüksekliği (cm) zaman*grup etkileşimi.....	65
Şekil 4.19. Maksimum konsantrik güç (kw) zaman*grup etkileşimi.....	66

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Plank egzersizi.....	30
Resim 3.2. Köprü egzersizi	31
Resim 3.3. Bird-Dog egzersizi	32
Resim 3.4. Curl-Ups egzersizi.....	33
Resim 3.5. Tek bacak çömelme egzersizi	34
Resim 3.6. Vücut kompozisyon analizi.....	36
Resim 3.7. İzokinetik gövde kas kuvveti değerlendirmesi.....	38
Resim 3.8. İzokinetik hamstring-kuadriseps kas kuvveti değerlendirmesi	40
Resim 3.9. Denge değerlendirmesi.....	42
Resim 3.10. Eklem pozisyon hissi değerlendirmesi.....	43
Resim 3.11. Üst ekstremité performans testi	44
Resim 3.12. Anaerobik performans testi.....	45

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
°/sn	Derece/saniye
A	İvme
cm	Santimetre
F	Kuvvet
kg	Kilogram
m	Metre
M	Kütle
N	Newton
n	Birey Sayısı
Nm	Newton-metre
p	İstatistiksel Anlam Düzeyi
SS	Standart Sapma
X	Ortalama

Kısaltmalar	Açıklamalar
ANOVA	Varyans Analizi
AP	Antero-posterior
COP	Center of Pressure
GTO	Golgi Tendon Organı
Hz	Hertz
IPAQ	International Physical Activity Questionnaire
KKZÜEST	Kapalı Kinetik Zincir Üst Ekstremité Stabilité Testi
ML	Medio-lateral
SPSS	Statistical Package for Social Sciences

Kısaltmalar**Açıklamalar****TVV**

Tüm Vücut Vibrasyon

VKİ

Vücut Kütle İndeksi

1. GİRİŞ

Gövde stabilizasyonu, farklı görevlerin yerine getirilmesi sırasında distal ve proksimal segmentlerden enerji üretimi, aktarımı ve absorpsiyonuna izin vermek için gövdenin pelvise göre konumunu ve hareketini kontrol etme kapasitesi olarak tanımlanabilir [1, 2]. Birçok spor aktivitesi üst ve alt ekstremiteler arasında kompleks koordinasyona ihtiyaç duyar. Kor olarak adlandırılan bölge (gövde, pelvis ve kalça), üst ve alt ekstremiteler arasında merkezi bağlantı görevi görür. Bu bölgenin stabilitesinin, optimal atletik performans ve yaralanmaların önlenmesi için bir gereklilik olduğu ileri sürülmektedir [3]. Sporcularda kas-iskelet sistemi yaralanmalarının önlenmesi ve tedavisi, sağlık profesyonellerinin ve sporcuların temel kaygısıdır. Amerika ulusal atletizm birliğinin verilerine göre günde 10.000'den fazla kişinin spor, rekreasyonel aktivite ve/veya egzersizle ilgili yaralanmalar nedeniyle tıbbi yardıma başvurduğu tahmin edilmektedir [4]. Tüm bu tıbbi destek hizmetleri de sağlık sistemleri üzerinde ciddi ekonomik yük oluşturmaktadır.

Zayıf gövde stabilizasyonunun sporcularda bel ve ekstremiteler yaralanmaları için bir risk faktörü olduğu tespit edilmiştir [5]. Bu araştırmalarda yetersiz gövde stabilizasyonun ayak bileği instabilitelerinden, kalça ve diz eklemi ile ilgili birçok patolojiye kadar primer etkili faktör olduğu gösterilmiştir [6]. Bu bilgilerin ışığında, gövde stabilizasyon eğitimleri sporcularda ve sağlıklı bireylerde üst ve alt ekstremiteler yaralanmalarının önlenmesi ve rehabilitasyonu için klinik ortamlarda popülerlik kazanmıştır.

Gövde stabilizasyon egzersizleri omurganın korunması yoluyla yaralanmaları önlerken, gövde kas kuvveti ile spor performansı arasındaki ilişki açıkça kanıtlanmamıştır. Kor bölgesi, sportif aktiviteler esnasında tüm kinetik zincirlerin merkezinde yer aldığından, bu bölgenin optimizasyonu üst ve alt ekstremiteler fonksiyonunun tüm kinetik zincirlerini maksimuma çıkaracaktır. Literatürde gövde stabilizasyon eğitimlerinin sporcularda koşu ekonomisine ve performansına katkı sağladığını ortaya koyan çalışmalar yer almaktadır [7]. Buna karşın kor antrenmanların sportif başarıya direk olarak katkı sağlamadığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır [8, 9].

Optimum gövde stabilizasyonu hem kas kapasitesine (kuvvet ve dayanıklılık) hem de nöromüsküler kontrole bağlıdır. Nöromüsküler kontrol, vücudun pozisyonunu veya hareketini kontrol etmek amacıyla duyusal bilgilere dayalı olarak iç ve dış pertürbasyonlara

karşı senkronize bir kas tepkisini doğru bir şekilde düzenleme yeteneği olarak tanımlanır [10]. İdeal bir nöromusküler eğitimin kuvvet kazanımına ek olarak birden fazla hedefi bulunmaktadır. Denge ve proprioseptif sistemin geliştirilmesi bu hedeflerin başında gelmektedir. Bu geliştirilen parametreler gövde stabilizasyonunda olduğu gibi yaralanmaların önlenmesi ve performansın artırılmasında oldukça kritik öneme sahiptir. Zech ve arkadaşları da denge eğitimlerinin performansa olan etkilerini derlediği makalede bu eğitimlerin sportif performansı artırdığı ve nöromusküler kontrolü geliştirdiği sonucuna varmıştır [11].

Kuadriseps femoris ve hamstring kasları alt ekstremité ile ilişkili tüm aktivitelerde oldukça kritik görevlere sahiptir. Kısa mesafe koşan bir atletin hızlanmasından, ani yön değiştirmeler içeren basketbolcuya ya da tekrarlı olarak sıçrama performansı gösteren bir voleybolcu için kuadriseps femoris ve hamstring kasları oldukça önemlidir. Bu önem sadece sportif başarı ile sınırlı kalmayıp ayrıca oluşabilecek yaralanmaların önlenmesinde de geçerliliğini korumaktadır. Özellikle hamstring / kuadriseps femoris konvasiyonel ve fonksiyonel oranı alt ekstremité ile ilgili birçok yaralanma olasılığının göstergesi olarak kabul edilmektedir. Tüm bu geçerli sebeplerden dolayı kuadriseps ve hamstring kaslarını nöromusküler eğitimler içerisinde göz ardı etmek mümkün değildir.

Klinisyenler ve araştırmacılar tarafından farklı nöromusküler eğitimler tanımlanmıştır. Bu eğitimler sabit ağırlıklar, elastik bantlar, vücut ağırlığı ile yapılan egzersizler, izokinetik eğitimler ve süspansiyon egzersizleri gibi farklı materyal ve tekniklerle gerçekleştirilmiştir. Son zamanlarda geliştirilen bir diğer nöromusküler eğitim yöntemi ise tüm vücut vibrasyon (TVV) cihazlarının kullanıldığı eğitimlerdir.

Bu eğitimlerde bireyler farklı frekanslarda dikey sinüzoidal titreşim üreten platformlar üzerinde çalıştırılır. Bu mekanik uyarılar, kas içiciklerinin ve vestibüler sistemin uyarılması, beyin aktivitesindeki değişiklikler, nörotransmitter ve hormon konsantrasyonlarındaki değişiklikler dâhil olmak üzere çok sayıda fizyolojik mekanizmanın etkilenmesine yol açmaktadır [12]. Ayrıca TVV kas içicığının duyuşal reseptörlerini uyararak tonik vibrasyon refleksini aktive eder. Bu refleks, vibrasyona maruz kalan kasların sürekli ve tekrarlı kontraksiyonları ile sonuçlanır [13]. Tüm bu yönleri ile ideal nöromusküler eğitim için TVV eğitimleri ön plana çıkmaktadır.

TVV eğitiminde yer alan biyomekanik parametreler, genlik, frekans, büyüklük ve süredir. Bu parametreler içinden frekans üzerinde en çok araştırma yapılan değişken olmuştur. Nöromusküler kontrolün geliştirilmesinde yüksek seviyeli frekansların daha etkin olduğunu savunan araştırmalara karşın, orta seviyeli frekanslarda daha fazla kazanım elde edildiğini ortaya koyan araştırmalar da yer almaktadır [14-16]. Literatürde ideal frekans hakkında fikir birliği bulunmamaktadır.

Bu çalışma ile amacımız TVV cihazında yüksek seviyeli ve orta seviyeli frekanslarda verilen egzersiz eğitiminin gövde ve alt ekstremitte kas kuvveti, denge, vücut kompozisyonu ve performans parametrelerine olan etkilerinin karşılaştırılmasıdır.

H1_a: TVV cihazında yüksek seviyeli frekans ve orta seviyeli frekans ile verilen egzersiz eğitiminin gövde ve alt ekstremitte kas kuvveti, üzerine etkinliği bakımından fark vardır.

H1_b: TVV cihazında yüksek seviyeli frekans ve orta seviyeli frekans ile verilen egzersiz eğitiminin denge performansı üzerine etkinliği bakımından fark vardır.

H1_c: TVV cihazında yüksek seviyeli frekans ve orta seviyeli frekans ile verilen egzersiz eğitiminin vücut kompozisyonu üzerine etkinliği bakımından fark vardır.

H1_d: TVV cihazında yüksek seviyeli frekans ve orta seviyeli frekans ile verilen egzersiz eğitiminin alt ve üst ekstremitte performans parametreleri üzerine etkinliği bakımından fark vardır.

H2_a: TVV cihazında vibrasyonlu ve vibrasyonsuz olarak verilen egzersiz eğitiminin gövde ve alt ekstremitte kas kuvveti üzerine etkinliği bakımından fark vardır.

H2_b: TVV cihazında vibrasyonlu ve vibrasyonsuz olarak verilen egzersiz eğitiminin denge performansı üzerine etkinliği bakımından fark vardır.

H2_c: TVV cihazında vibrasyonlu ve vibrasyonsuz olarak verilen egzersiz eğitiminin vücut kompozisyonu üzerine etkinliği bakımından fark vardır.

H2_d: TVV cihazında vibrasyonlu ve vibrasyonsuz olarak verilen egzersiz eğitiminin alt ve üst ekstremitte performans parametreleri üzerine etkinliği bakımından fark vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Gövde Kas Kuvveti

Gövde kaslarının temel fonksiyonu omurga ve pelvisin stabilizasyonunu sağlamaktır. Bu yapılar günlük basit aktivitelerden üst düzey performans gerektiren görevlere kadar çok geniş bir skalada amaca yönelik hizmet eder. Statik ve dinamik tüm koşullar altında postürün korunması, dengenin sağlanması ve kuvvet aktarımının gerçekleşmesi için gövde kasları kilit rol oynar [17]. Gövde kaslarının yerleşimi ve tasarımı stabilizasyon açısından ekstra katkı oluşturur. Lumbopelvik bölgenin sertliği veya stabilitesi yük aktarımı için oldukça önemlidir [18]. Gövde, pelvis ve alt ekstremité kasları senkronize bir çabayla yükün güvenli bir şekilde aktarılmasını sağlar. Yükün aktarılması, eklemleri kompresyon ve torsiyon streslerinden korur. Kalça ve alt bacağın hareket etmesi için stabil bir omurga ve pelvis sağlarlar [19]. Aşağıdaki bölümlerde gövde stabilizasyonu ve stabilizasyondan sorumlu yapılar detaylı olarak açıklanmıştır.

2.1.1. Gövde (Spinal) stabilizasyonu

Spinal stabilizasyon, omurganın yapısal bütünlüğünün ve diziliminin koruma yeteneğini ifade eder. Omurganın desteklenmesinde kaslar, ligamentler ve yumuşak dokuların koordineli çabası gerekir. Bu yapılar çeşitli aktiviteler sırasında omurganın uygun pozisyonun sürdürülmesini sağlar [20, 21]. Omurga stabilizasyonu yaralanmaların önlenmesi, iyi duruşun korunması ve etkili vücut mekaniğini kolaylaştırmak için gereklidir. Hareketin temel dayanağını oluşturan bu merkezi sütun “güç evi” ya da “güç kutusu” olarak da adlandırılmaktadır [22].

Bu güç kutusunun ön duvarını abdominal kaslar, arka duvarını paraspinal ve gluteal kaslar, çatısını diyafram, son olarak alt zeminini ise pelvik taban ve kalça kuşağı kasları oluşturur [23, 24]. Bu kutunun içinde fonksiyonel hareketler sırasında omurganın, pelvisin ve kinetik zincirin stabilize edilmesine yardımcı olan toplam 29 çift kas bulunur. Bu kaslar olmasaydı, omurga, üst gövdenin ağırlığından çok daha az bir yük olan 90 N kadar küçük bir sıkıştırma kuvvetiyle mekanik olarak dengesiz hale gelirdi [25]. Sistem olması gerektiği gibi çalıştığında sonuç, kinetik zincirin bağlantı noktalarında minimum sıkıştırma, kayma veya makaslama kuvvetiyle uygun kuvvet dağılımı ve maksimum kuvvet üretimi olur [26]. Kor

bölgesi sporda özellikle önemlidir çünkü “distal hareketlilik için proksimal stabilite” sağlar [3].

Genel omurga instabilitesi, sıklıkla nörolojik defisit ve deformite ile birlikte olan, vertebranın belirgin radyografik yer değiştirmesidir. Ancak fonksiyonel veya klinik instabilite o kadar kolay tanımlanamaz. Panjabi, “klinik instabiliteyi, omurganın fizyolojik yükler altında yer değiştirme düzenini sürdürme yeteneğinin kaybı olarak tanımlamaktadır. Bu tanımla da ek bir nörolojik defisit, majör deformite ve dayanılmaz ağrı durumu oluşması gerekmez [27].

Panjabi 1992 yılında yayınladığı çalışma ile spinal stabiliteden sorumlu farklı sistemler olduğunu tanımlamıştır. Bu sistemler birbirlerinden bağımsız olarak görülse de fonksiyonel anlamda birbirine entegre olarak görev yapmaktadır. Spinal stabiliteden sorumlu 3 ayrı alt sistem aşağıda açıklanmıştır [28].

Pasif alt sistem

Bu sistemin ana bileşenleri vertebralar, spinal ligamentler, faset eklemler ve vertebralar arası disklerdir. Bu sistem omurganın nötral veya nötrale yakın pozisyonlarında belirgin bir stabilite sağlamaz ancak vertebral hareketlerin son açılarında ligamentler vertebral hareketin meydana gelmemesi için reaktif güç üretirler. Pasif alt sistem tek başına spinal hareket oluşturmaz. Yük ve pozisyon sinyallerini mekanareseptörler aracılığıyla bir diğer alt sistem olan nöral kontrol sisteme aktarır [28].

Aktif alt sistem

Aktif alt sistem spinal kolonun etrafındaki kaslar ve tendonlar tarafından oluşturulmaktadır. Omurganın stabilitesi için gerekli olan kuvvet üretiminden sorumlu primer yapıdır. Nöral sistem tarafından işlenen sinyaller aktif alt sisteme taşınır. Bir sonraki basamak ise bu sistem aracılığı ile gerekli kaslara efferent uyarıların iletilmesidir [28].

Nöral kontrol alt sistem

Spinal stabilizasyonun sağlanması için inen ve çıkan uyarıların koordinasyon merkezidir. Ön görülemeyen ve ani gelişen kuvvetlere karşı hızlı ve dinamik yanıtlar oluşturulur. Pasif

alt sistem ile aktif alt sistem arasında köprü görevi görür. Burada, aktif alt sisteme doğru kasın, uygun zamanda ve yeterli miktarda aktivasyonunu oluşturacak sinyaller taşınır. Bu sistemin efektif olarak çalışması oluşabilecek yaralanmaların önüne geçilmesini sağlar [28].

Özetle, omurganın stabilitesi sadece kas kuvvetine değil, aynı zamanda merkezi sinir sistemini vücut ve çevre arasındaki etkileşim hakkında uyaran, sürekli geri bildirim sağlayan ve hareketin iyileştirilmesine izin veren uygun duyuşal girdiye de bağlıdır.

2.1.2. Gövde stabilizatörleri

Spinal stabilizasyonu, lumbopelvik-kalça kompleksinin etrafını saran kasların katılımı ile sağlanır. Bu kaslar lokalize olduğu anatomik bölgeye göre torakolumbar kaslar (longissimus, iliokostalis pars torasikus), lomber kaslar (multifidus, iliokostalis pars lumborum), lateral torakolumbar kaslar (kuadratus lumborum) ve abdominal kaslar (transversus abdominis, rectus abdominis, internal ve eksternal oblik abdominal kaslar) olarak sınıflandırılabilir [29]. Merkezi sütun yapısının kalça kompleksini ise psoas, iliacus, gluteus maximus, gluteus medius (ön ve arka lifler), rektus femoris ve hamstring kas grubu bulunur. Kalçanın internal (medial hamstringler, gluteus mediusun ön kısmı, tensor fascia, iliotibial bant, gluteus minimus, pectineus, ve gracilis) ve eksternal rotatörleri (piriformis, superior/inferior gemellus, obturator internus ve eksternus, kuadratus femoris, iliopsoas, sartorius ve biceps femoris) geniş bir kas grubunu içerir [30]. Bu kaslar kalça ve gövde için hareket ve stabilite açısından önemlidir. Bu kasların kuvvet ve güç eksikliği, alt ekstremitenin yaralanmasına veya performansın azalmasına veya her ikisine de katkıda bulunabilir. Tüm bu kaslar hızlı hareketin eksantrik kontrolü, performansın artırılması ve yaralanmaların önlenmesi için kritik öneme sahiptir [31].

Gövde stabilizasyonunda rol alan kaslar araştırmacılar tarafından anatomik lokalizasyonlarına, fonksiyonlarına ve çalışma prensiplerine göre farklı kategorilerde incelemiştir. Bergmark ise lokal ve global olmak üzere stabilizasyona katkı sağlayan bu yapıları 2 ayrı kategoride incelemiştir [32].

Lokal kas sistemi

Gövde kasları yavaş kasılan ve hızlı kasılan olmak üzere iki tip kas lifinden oluşur; Yavaş kasılan lifler yerel kas sistemini (derin kas tabakası) oluşturur. Bu kasların uzunluğu daha

kısadır ve segmentler arası hareketi kontrol etmekle görevlidir. Ayrıca postür ve eksternal yüklerdeki değişikliklere yanıt vermek için özelleşmişlerdir. Lokal kaslar arasında transversus abdominus, multifidus, internal oblik, derin transversospinalis ve pelvik taban kasları bulunur [33].

Kasın fizyolojik kesit alanı kuvvet üretme potansiyelini belirlerken, çekme ve moment kolu çizgisi kuvvetin hareket ve stabilizasyon üzerindeki etkisini belirler. Lokal sistemdeki kaslar küçük kesit alanlarına sahiptir ve küçük bir moment kolu aracılığıyla çalışırlar. Aksiyal rotasyon ve bükülme torkuna toplam katkıları minimumdur. Bu küçük kesit alanına sahip kasların mekanik stabilizatörler olarak baskın olmayabileceğini, bunun yerine propriyoseptif bir role sahip olabileceği de öne sürülmüştür. Bu yapılar kas içiği bakımından oldukça zengindir [34, 35].

Global kas sistemi

Hızlı kasılan lifler ise global kas sistemini (yüzeyel kas tabakası) oluşturur. Vertebralara doğrudan bağlantısı olmayan bu kaslar uzundur ve büyük kaldıraç kollarına sahiptir, bu da onların büyük miktarlarda tork ve geniş hareketler üretmesine olanak tanır [36]. Bu kaslar ayrıca yükün toraks üzerinden pelvise aktarılmasına olanak tanır. Temel global kaslar arasında erektör spina, eksternal oblik, rektus abdominis kasları ve kuadratus lumborum yer alır [33, 37].

Lokal grup kasların segmentler arası stabilizasyon yeteneği global kasların açığa çıkaracağı hareketin kalitesini belirleyecektir. Bergmark gövde stabilizasyonunun efektif olarak sürdürülmesi için lokal ve global sistemlerin birbiri ile senkronize olarak çalışması gerektiğini vurgulamıştır [32].

Lokal Kaslar	Global Kaslar
★	★
☐ Mm. Multifidi	☐ M. Rectus Abdominis
☐ M. Transversus Abdominus	☐ M.Obliquus externus abdominis
☐ M.Quadratus Lumborum	☐ M.Obliquus internus abdominis
☐ M. İliocostalis ve M. Thoracicus kaslarının lumborum parçası	☐ M. İliocostalis kasının torasik parçası
☐ M. Obliquus internus abdominis(posterior lifler)	
☐ M.psoas Major	
☐ Diafragma	

Şekil 2.1. Lokal ve global kas grupları

Abdominal kaslar

Abdominal kaslar gövde kaslarının önemli bir parçasıdır. Abdominal duvarda yer alan kaslarının üç katmanı (dış oblik, iç oblik ve trasnverus abdominis) çeşitli fonksiyonları yerine getirir. Her üçü de linea semilunaris'e bağlanmaları nedeniyle fleksiyonda yer alır, bu da oblik kas kuvvetlerinin rektus kılıfına doğru çekiş hattını değiştirerek fleksör moment kolunu arttırır [38].

Rektus abdominis en güçlü gövde fleksörüdür. Sit-up ve Curl-up gibi egzersizlerde en yüksek aktivasyon gösteren kastır. Ayrıca rektus abdominis, ekspirasyon sırasında abdominal boşluğunun sıkıştırılmasına yardımcı olarak havanın akciğerlerden dışarı atılmasına katkı sağlar. Stabilite ve mobilite görevlerinin haricinde abdominal bölgeye konumlanmış yapılar için koruyucu çerçeve oluşturur [39].

Oblik abdominaller gövdeye rotasyonel ve lateral kuvvet momenti oluşturur. Bu kasların ateşlenme eşik seviyeleri rektus abdominisa göre düşüktür. Postür ve stabiliteye katkı

sağlarlar. En büyük ve en yüzeysel karın kası olan eksternal oblikler, anterior pelvik tilti kontrol etme görevi görür [40].

Transversus abdominis, stabilize edici etkileriyle dikkat çekmektedir. Bu kas, yatay olarak uzanan liflere sahiptir (en alt lifler dışında, bunlar internal oblik kasına paralel uzanır), abdominal bölgede bir kemer oluşturur. Karın içeri doğru çekildiğinde (hollowing manevrası), transversus abdominis izole bir şekilde aktive olur [41]. Transversus abdominis ve multifidus, sağlıklı bireylerde lomber omurgayı stabilize etmek amacıyla üst ekstremitede hareket açığa çıkmadan 30 ms, alt ekstremitede ise 110 ms öncesinde aktive olduğu gösterilmiştir [42, 43]. Transversus abdominis ve internal oblikler, intra-abdominal basıncı artırmak için eş zamanlı kasılırlar. Artmış intra-abdominal basınç omurgaya sertlik kazandırır böylece çift katlı silindir olarak tanımlanan merkezi sütunu rijit hale gelir ve stabilizasyon sağlanır [34].

Posterior kas kompleksi

Ebenbichler ve arkadaşlarına göre sırt kasları iki ana gruba ayrılır. Multifidus, muscoli rotatores lumborum, musculi interspinales dahil olmak üzere bir veya birkaç segmenti kapsayan lomber omurganın derin kasları ve musculi intertransversarii medialis, lateralis ve birçok bölüme yayılan uzun erektör spina kaslarıdır [44].

Bu iki farklı işlevsel kas grubu, büyük farklar gösteren innervasyon özelliklerine sahiptir, bu da önemli işlevsel farklılıklara sebep olmaktadır. Paravertebral kasların stabilizasyon rolü, temel olarak eklem yapıları, diskleri ve bağları aşırı bükülme, gerilme ve yaralanmalardan korumayı amaçlar. Bergmark'a göre, uzun, multisegmental sırt kaslarının rolü, genel gövde stabilizasyonu sağlamak ve dış yükleri dengelemek suretiyle omurga segmentlerini üzerindeki yüklenme kuvvetlerini azaltmaktır [44].

Posterior kompleks kuadratus lumborum ve latissimus dorsi kasları ile tamamlanır. Kuadratus lumborum izometrik stabilizatör olarak görev yapmaktadır. Kuadratus lumborum, artan yüklenmelerle birlikte stabilizasyon ihtiyacına kas gerilimini artırarak yanıt verir. Latissimus dorsinin posterior grup kasları arasında gösterilme nedeni ise lumbodorsal fasyanın gerilimini artırarak stabilizasyona katkı sağlamasıdır [45].

Diyafram

Diyafram, kor yapının çatı kısmını oluşturur. Diyaframın kasılması karın içi basıncını artırır, böylece omurga stabilitesine katkıda bulunur. Ekspirasyondan önce diyaframın aktive olması ekspirasyon esnasında azalan karın içi basıncını dengelemeye çalışacaktır [46]. Diyafragmatik solunum teknikleri kor eğitimlerinin ayrılmaz bir elementidir. Gövde stabilizasyon egzersizleri mutlaka bu solunum teknikleri ile kombine edilmelidir [47].

Pelvik taban

Pelvik taban bir grup kas, ligament ve fasya yapısından oluşur. Pelvik taban yapısı uterusu, mesaneyi ve bağırsakları destekleyen hamak görevi görür. Üriner ve anal kontinansın korunması ve kontrolün sağlanmasının yanı sıra cinsel fonksiyon açısından da önemlidir [48]. Pelvik taban kasları öksürme, hapşıрма ya da gülme gibi yüksek hızlı hareketler esnasında ve öncesinde kontrakte olur [49]. Pelvik taban kasları transversus abdominis kontraksiyonuyla birlikte aktive olur. Bu sinerjistik çalışma paterni stabilizasyonun sağlanmasını kolaylaştırmaktadır [50]. Güncel çalışmalar sakroiliak disfonksiyonu olan bireylerde pelvik taban ve diyafram etkilenimini işaret etmektedir [51].

Torakolumbar fasya

Geniş yüzey alanına sahip torakolumbar fasya 3 ayrı tabakanın birleşiminden meydana gelmektedir. Posterior katman ise stabilizasyon görevi için ön plana çıkmaktadır. Torakolomber fasyanın posterior tabakası sakral bölgeden torakal bölgeye ve fasya nukalarına (nuchae) kadar uzanan sırt kaslarını kapsar. L4-L5 ve sakrum seviyelerinde yüzeysel ve derin lamina arasında güçlü bağlantıları mevcuttur. Transversus abdomimus ve internal oblik kaslar torakolumbar fasyanın orta tabakası ve posterior tabakasının hem yüzeyel hem de derin laminası ile bağlantılıdır.

Omurga, pelvis ve alt ekstremité arasındaki kuvvetlerin aktarılmasında torakolomber fasyanın arka tabakası etkin rol oynamaktadır. Özellikle gövdenin rotasyonunda, alt lomber omurganın ve sakroiliak eklem stabilizasyonuna katkı sağlamaktadır. Gluteus maksimus ve latissimus dorsi kasları, torakolumbar fasyanın posterior tabakası aracılığı ile kontralateral olarak kuvvet aktarımı gerçekleştirmektedir [52]. Torakolumbar fasya direkt olarak stabilizasyonu kendisi gerçekleştiremeye de bu fasyanın etrafındaki kuadratus

lumborum, erektör spina ve multifidus kaslarının kontraksiyonu ile birlikte gerilimi artmaktadır. Artan gerilim merkezi sütunun stabilite yeteneğini artırmaktadır [53]. Ayrıca torakolumbar fasya etrafını saran kasların kontraksiyonuyla birlikte gövde pozisyonu hakkında feedback'ler oluşturmaktadır [54].

Kalça kompleksi

Kalça kas yapısı tüm ambulator aktiviteler için hayati öneme sahiptir. Yürüyüş sırasında gövde ve pelvisin stabilizasyonunda anahtar rol oynar [55]. Kalça ekstansör (gluteus maximus) ve abduktör (gluteus medius) kaslarının azalmış enduransı ve gecikmiş ateşlenmesi, bel ağrısı ve ayak bileği burkulması gibi diğer kas-iskelet sistemi rahatsızlıkları olan kişilerde daha önce belirtilmiştir [56]. Psoas, lomber omurganın yalnızca zayıf bir fleksörüdür [57]. Bununla birlikte, lomber diskler üzerinde büyük kompresyon kuvvetleri uygulama potansiyeline sahiptir. Mekik gibi maksimum psaoas kasılmasını destekleyen aktivitelerde, L5-S1 diski üzerine 100 kg ağırlığına eşit bir kompresyon yükü uygulayabilir [35]. Kalça fleksörünün (psaoas) gerginliği, lomber disklere gelen basınç yüklerini artırarak bel ağrısına neden olabilir.

Piriformis kası, sakroiliak eklem ve kalça eklemi üzerinde uzanan iki eklemlili bir kıştır. Piriformis kalçaya ekstansiyon, abduksiyon ve eksternal rotasyon hareketini yaptırır [58]. Kalça ekstansör ve abduktörleri gövde stabilizasyonun önemli bileşenleridir. Nadler ve arkadaşları yaptığı çalışma ile daha önce alt ekstremitte yaralanması veya bel ağrısı yaşayan sporcuların, sakatlığı olmayan sporcularla karşılaştırdığında, kalça ekstansörlerinin ve abduktörlerin sakatlık yaşamayan sporcuların lehine kuvvetli olduğunu göstermiştir [59]. Benzer olarak Leetun ve arkadaşları yaralanmaya maruz kalmayan sporcuların kalça abduksiyonu ve dış rotasyonda önemli ölçüde daha güçlü olduğunu göstermiştir [60].

Queensland fizyoterapi grubu, gövde stabilitesi için derin kor kas sistemine, özellikle de transversus abdominis ve multifidusa büyük önem atfeden araştırma bulguları ortaya koymuştur [61]. Ancak McGill ve diğer biyomekanikçiler, stabilitenin sağlanmasında abdominal oblikler ve kuadratus lumborum gibi daha büyük "hareket ettirici" kaslara vurgu yapmaktadır [34]. Optimum omurga stabilizasyonu için tüm derin ve yüzeysel çekirdek kaslarının koordineli bir kasılmasına ihtiyaç duyulduğu görülmektedir [62].

2.1.3. Gövde stabilizasyonu ve yaralanma

Literatürdeki bazı kanıtlar, atletizmde yaralanmaların önlenmesine yardımcı olmak için gövde stabilizasyon programlarının kullanılabileceği fikrini desteklemektedir. Leeton ve arkadaşları, 140 üniversitelerarası basketbol ve atletizm sporcusunu inceledikleri prospektif çalışmada yaralı sporcuların (ön çapraz bağ yırtılması, iliotibial bant sendromu, patellofemoral ağrı ve alt ekstremitede stres kırığı dâhil yaralanmalar), yaralanmamış sporcularla karşılaştırıldığında kalça abduksiyonu ve dış rotasyonda kuvvetin önemli ölçüde azaldığını göstermişlerdir. Kalça eksternal rotasyon kuvveti yaralanma öngörüsü için en hassas parametrelerden biridir.

Literatürdeki birçok çalışma sporcularda ön çapraz bağ yaralanmalarını önlemek için nöromusküler antrenmanın kullanılmasını desteklemektedir. Bu programlar eklem stabilitesi, denge, pertürbasyon eğitimi ve pilyometrik egzersizleri sağlamak için kasların ko-kontraksiyonunu içerir. Hewitt ve arkadaşları, tek bacak fonksiyonel kor stabilite antrenmanı da dâhil olmak üzere sezon öncesi nöromusküler antrenman yapan liseli kadın sporculardaki yaralanmaları, sezon öncesi nöromusküler antrenman yapmayan kadın sporculardan oluşan bir kontrol grubuyla karşılaştırmışlardır. Çalışma sonuçları temassız ön çapraz bağ yaralanması riski, nöromusküler antrenman yapan kadın sporculardan oluşan grupta anlamlı derecede daha az olarak bildirilmiştir.

Alt kinetik zincir; koşma, atlama, tekme atma ve fırlatma sırasında kuvvetlerin gövdeye ve kalçalara iletilmesini mümkün kılan, ayak bileği, dizler, kalçalar ve gövde gibi bir dizi eklemi içeren bir bağlantı sistemidir. Alt kinetik zincir bağlantı sistemi içindeki eklemlerden herhangi birinin işlev bozukluğu, zincirin başka yerlerinde işlev bozukluğuna neden olabilir. Kinetik zincir yaralanmaları kas imbalansından, eklem kısıtlamalarından ve önceki yaralanmaların yetersiz rehabilitasyonundan kaynaklanabilir. Beckman ve Buchanan kronik ayak bileği instabilitesi olan hastalarda normal kontrollerle karşılaştırıldığında gluteus medius kasının latansında önemli bir gecikme olduğunu kaydetmiştir [56]. Devita ve arkadaşları ön çapraz etkilenimi olan hastalarda proksimal kalça kas sisteminin ateşlenmesinde değişiklik olduğunu bildirmiştir [63]. Jaramillo ve arkadaşları diz cerrahisi geçiren hastalarda ipsilateral gluteus medius kasında önemli kuvvet eksikliği bulmuşlardır [64]. Yamamoto, hamstring kas kuvveti zayıf olan kişilerde ve hamstring/kuadriseps oranının azaldığını durumlarda yaralanma oranının arttığını göstermiştir [65].

Gövde stabilizasyon eğitimlerinde kalça abdükörleri, ekstansörleri ve iç/dış rotatörleri güçlendirilen temel kaslardandır. Ireland ve arkadaşları patellofemoral ağrısı olan 15 kadında kalça abduksiyon ve dış rotasyon kuvvetini incelemişlerdir. Katılımcılar aynı yaştaki benzer kontrollere göre %26 daha az kalça abduksiyon kuvveti ve %36 daha az kalça dış rotasyon kuvveti ortaya koymuşlardır [66]. Son olarak Sherry ve Best, akut hamstring yaralanmalarının tedavisinde iki rehabilitasyon programını karşılaştırmışlardır. Bu çalışma, ilerleyici çeviklik ve gövde stabilizasyon egzersizlerinin, spora dönüşü teşvik etmede ve hamstring yaralanmasının tekrarını önlemede izole hamstring germe ve güçlendirmeyi hedefleyen bir programdan daha etkili olduğunu göstermiştir [67].

2.1.4. Gövde stabilizasyonu ve atletik performans

Stabilite ve kuvvet oluşturma işlevlerinin yanı sıra gövde stabilizasyonu, koşma, tekme atma ve fırlatma gibi neredeyse tüm ekstremitte aktivitelerinde yer alır. Kor bölgesi spor aktivitelerindeki hemen hemen tüm kinetik zincirlerin merkezinde yer aldığından, kor kuvvetinin, dengesinin ve hareketinin kontrolü üst ve alt ekstremitte fonksiyonunun tüm kinetik zincirlerini maksimuma çıkaracaktır [5]. Artırılmış gövde stabilitesinin daha yüksek fiziksel performansla ilişkili olup olmadığını araştıran bazı çalışmalar yer almaktadır. Blache ve Monteil'in genç atletlerde yaptığı çalışmada dikey sıçrama uzunluğu ile gövde kaslarından erektör spinanın aktivasyonu arasında korelasyon olduğunu belirtmiştir [68]. Benzer olarak Lamb ve arkadaşlarının yaptığı araştırmada ise kürek çekme hızı ile gövde kas kuvveti arasında pozitif yönde bir ilişki saptanmıştır [69].

2.2. Tüm Vücut Vibrasyon Uygulaması

Tüm vücut vibrasyon (TVV), bir platformdan tüm vücuda iletilen salınım hareketi ile karakterize mekanik bir uyarıyı ifade etmektedir [70]. Salınım hareketi ile sonuçlanan mekanik uyarılar 2 farklı yolla oluşturulur. Bunlardan ilki plakanın yalnızca vertikal yönde aşağı ve yukarı eşit miktarlarda hareket etmesiyle oluşturulur. Diğerisi ise plakanın horizontal düzlemde yanal ivmelenmesi neticesinde açığa çıkar [14]. Son yıllarda ise stokastik olarak adlandırılan rastgele yönlerde titreşim oluşturabilen cihazlar da geliştirilmeye başlanmıştır. Aşağıdaki bölümlerde TVV'ye ait tarihsel gelişim süreci ve insan vücudu üzerindeki etkileri detaylı olarak belirtilmiştir.

2.2.1. Tüm vücut vibrasyon tarihçesi

TVV, biyomekanik stimülasyon ya da biyomekanik titreşim olarak bilinen vibrasyon terapisi antik yunan çağlarına kadar dayanmaktadır [71]. Ancak bu alandaki somut kanıtlar 1880 yılında Fransız nöroloğun parkinsonlu bireylerdeki şaşırtıcı gelişmenin atlı ve demir yolu vagonlarındaki titreşime maruz kalmasına atfetmesiyle ortaya çıkmıştır. Bu fikirden yola çıkarak, elektrikle titreşen kasklı bir sandalye geliştirdi. 1890 ile 1910 yılları arasında Fransız nöroloğun fikirleri farklı terapistler tarafından daha da geliştirildi. G. Taylor (ABD), G. Zander (İsveç) ve J. H. Kellogg (ABD), kollar ve sırt için farklı türde titreşim terapisi üretti. 1960 yılında Alman Dr. Biermann, American Journal of Physical Medicine'da 'Sikloid titreşim masajının gövde fleksiyonuna etkisi' başlıklı makaleyi yayınladı. Böylelikle bu alandaki ilk bilimsel yayın ortaya konulmuş oldu ve bunun ışığında vibrasyon eğitimleri derinlik kazanmaya başladı. 1970 yılında Profesör Vladimir Nasarov, sporcular için etkili bir yöntem olarak bir vibrasyon antrenman programı geliştirdi. Biermann'ın fikirlerini pratik alıştırmalarda kullanarak güç ve esneklikte bir gelişme gözlemledi. Kısa bir süre sonra bu lokalize vibrasyon eğitimi, astronotlarda kemik yoğunluğu değişikliklerini önlemek amacıyla Ruslar tarafından uzay programlarında kullanılmaya başlandı. Bu yeni egzersiz fikrinin, mikro yerçekimi koşulları altında astronotlar için kemik ve kas kaybını önleme potansiyeline sahip olduğunu fark ettiler. TVV daha sonra Sovyet sporcularının egzersiz antrenmanları sırasındaki performanslarını arttırmak için kullanıldı. Nasarov ve Spivak adlı rus antrenörler, güç ve güç gelişimi ile tüm vücut veya bölüm odaklı vibrasyon eğitimi arasındaki ilişkiyi vurgulayan ilk kişilerdi [72]. Küçük genlikli tekrarlayan eksantrik titreşim yüklerinin, motor ünitelerinin daha iyi senkronizasyonu nedeniyle gücü etkili bir şekilde artıracaklarını varsaymışlardır. Rus sporcuların olimpiyatlardaki başarılarının tüm dünyada yankı getirmesi bu eğitimlerin dünya çapında ün kazanmasına neden olmuştur [73].

2.2.2. Tüm vücut vibrasyon temel prensipleri

Doğada yer alan her maddenin kendi parçacıklarının titreştiği belli bir rezonans frekansı vardır. İnsan vücudundaki biyolojik yapılar da sahip olduğu enerjiden dolayı kendi iç titreşimlerini yaratırlar. Örneğin kolumna vertebranın 8 Hz, kaslar ise 7 ile 15 Hz arasında değişen bir rezonansa sahiptir ve tüm bu yapılar farklı frekanslardaki vibrasyonlara ayrı yanıtlar oluşturur. [74]. Eğitimler sırasında vücudun rezonans frekanslarından farklı değerlerde çalışılmalıdır. Bu yüzden vibrasyon uygulamaları 20 Hz frekansın üzerinde

gerçekleştirilmelidir [75]. Vibrasyon lokal ve tüm vücut olmak üzere 2 ayrı teknikle uygulanabilir. Lokal uygulamalarda vibrasyon üreten cihaz kasın gövdesine ya da tendonuna doğrudan temas eder. Tüm vücut uygulamalarında ise vibrasyon hedef kastan uzakta dolaylı bir bağlantı ile biyofiziksel olarak iletilir [76].

TVV eğitiminde yer alan biyomekanik parametreler, genlik, frekans, büyüklük ve süredir [77].

- Genlik(amplitüd): Salınım hareketinin genişliğini ifade eder. Milimetre cinsinden vertikal ya da horizontal yer değiştirme miktarını gösterir.
- Frekans: Hertz (Hz) cinsinden saniyede iletilen darbe sayısını (salınım döngülerinin tekrarlanma hızı) ifade eder.
- Büyüklük: 'g' cinsinden hareketin ivmesidir (Dünyanın yerçekimi alanından kaynaklanan ivme veya 9,81 m/s²'dir).
- Süre: Kişinin platform üzerinde geçirdiği toplam zamanın saniye ya da dakika cinsinden miktarıdır.

Mümkün olan çok sayıda değişken kombinasyonu göz önüne alındığında, çeşitli TVV eğitim olanaklarının mevcut olduğu görülmektedir.

2.2.3. Tüm vücut vibrasyon fizyolojik mekanizması

Vibrasyon uygulamasının altında yatan fizyolojik mekanizma tam olarak netliğe kavuşturulamamış olsa da temel etki tonik vibrasyon refleksinin aktifleştirilmesiyle ortaya çıkmaktadır [78]. Kas üzerine lokal ya da tüm vücuda uygulanan vibrasyon, kas boyundaki değişiklikleri algılayıp ve merkezi sinir sistemine iletiminden sorumlu kas içiğinin ve golgi tendon organının aktivasyonunu artırır. Kas uzunluğundaki değişimlere hassas kas içiğinin primer sonlanmalarını oluşturan Ia affarent lifler mono sinaptik bağlantı ile alfa motor nöronu aktive eder ve sonucunda tonik refleksif kasılmalar oluşur [79]. Vibrasyon ile gerime daha duyarlı hale gelen kas içiğinin alfa motor nöron aktivasyonunu artırması ateşleme frekansını, motor ünite miktarını kurulan çapraz köprü sayısını ve motor ünite senkronizasyonunu artırdığı gösterilmiştir. Tüm bu fizyolojik değişiklikler neticesinde daha güçlü kontraksiyonlar meydana gelmektedir [80]. Ayrıca bu kasılma tipinin karakteristik

özellikleri yapılan EMG çalışmalarında istemli kontraksiyonlar ile benzer özelliklere sahip olduğunu göstermiştir [81].

2.2.4. Tüm vücut vibrasyon ve kas performansı

TVV ile kassal performans artışının temeli Sir Isaac Newton'un 2. hareket yasası olan $Kuvvet = Kütle \times İvme$ ($F = M \times A$) prensibine dayanmaktadır. Bu prensibe göre kuvvet (F) üzerinde değişiklik yaratabilmemiz için kütlenin (M) ya da ivmenin (A) değiştirilmesi gerekiyor. Geleneksel dirençli kuvvet eğitimlerinde bireyler kullandıkları serbest ağırlık ya da kablolu ağırlıklarla kütleyi artırarak kuvveti geliştirmeyi hedeflemektedir. Vibrasyon platformlarında ise amaç oluşturulan sinüzoidal titreşimlerle birlikte var olan ivmeyi artırmaktır [82]. Böylelikle birey eksternal olarak yüke maruz kalmadan kendi vücut ağırlığını kullanarak kuvvet gelişimini sağlayabilmektedir. Bu kuvvet gelişiminin altındaki fizyolojik mekanizma ise bir üst bölümde detaylı olarak açıklanan tonik refleksif kasılmalara dayanmaktadır.

2.2.5. Tüm vücut vibrasyon ve propriosepsiyon

Vibrasyon sadece kas içicikleri tarafından değil Golgi Tendon Organı (GTO), Ruffini korpüskülleri, Paccini korpüskülleri, deri ve eklem reseptörleri tarafından da algılanmaktadır [83]. Ancak duyuşal reseptörlerin hepsi farklı frekanslarda uyarılmaktadır. Kastaki en önemli reseptörler ise GTO ve kas içiğidir [84]. Kas içiğinde pozisyon hissi ve hareket duyuları ile ilgili afferent sonlanmalar yer alır. Grup Ia afferentler hız değişikliğine duyarlı iken, Grup II afferentler pozisyon değişikliğine hassastırlar. Kasın tendonuna uygulanan vibrasyon sonucunda kas boyunda değişiklikler meydana gelir. Kas içiğinin aktivasyonunun artması ile sonuçlanan bu durum eklem pozisyon değişiklikleri hakkında daha sık ve güçlü sinyallerin üst merkezlere itilmesini sağlar [85]. 100 Hz üzerindeki uygulamalar Ia sonlanmalarının boşalmasına sebep olur bu durumda ise hareket algısında yanımlar oluşacaktır. 100 Hz'in altındaki uygulamalarda grup II afferentlerin aktivasyonu daha fazla artacak ve pozisyon değişikliğine bağlı uyarılar üst merkezlere iletilecektir [86]. Dokuların ve organların kendi rezonansları da göz önüne alındığında 20 Hz ile 100 Hz arası uygulamalar eklem pozisyon hissi gelişimi için ideal görünmektedir.

2.2.6. Tüm vücut vibrasyon ve denge

TVV'nin denge ve mobilite fonksiyonu üzerinde de potansiyel faydalara sahip olabileceği öne sürülmektedir. Ek olarak, TVV'nin propriyoseptif fonksiyonu iyileştirebildiğine ve spinal refleks yollarının kazanımını modüle edebildiğine dair bazı ön kanıtlar bulunmaktadır [87]. TVV'nin propriyoseptif fonksiyonu iyileştirebileceğine dair ön kanıtlar kas ve tendon üzerindeki kas içcikleri vasıtasıyla tonik vibrasyon refleksinin aktive edilmesine dayanmaktadır [88]. Bu bölümle ilgili detaylı açıklama TVV ve propriosepsiyon bölümünde verilmiştir. TVV eğitiminin insanlarda dengeyi, yürüyüş performansını ve mobilitayı geliştirerek sakatlıkların azaltılmasında potansiyel faydaları olabilir [89]. Ancak literatürde vibrasyon eğitimlerinin denge üzerine olumlu kazanımlarını gösteren çalışmalar [90, 91] yer almakla birlikte bu eğitimlerin denge ve proprioseptif sistem üzerinde etkisi olmadığını belirten çalışmalar da bulunmaktadır [92].

2.2.7. Tüm vücut vibrasyon ve endokrin/metabolik sistem

Vibrasyon uygulamasına bağlı olarak gerçekleşen tekrarlı kas kontraksiyonlarının vücutta farklı hormonal yanıtlar oluşturduğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır [93, 94]. TVV ile verilen eğitimlerin endokrin sistem üzerindeki akut etkilerinin incelendiği çalışmalarda testosteron, noradrenalin ve büyüme hormonu seviyelerinin artış gösterdiği ifade edilmiştir. Çalışmalarda kortizol düzeyinde ise azalma saptanmıştır [94, 95]. Bu yönüyle TVV eğitimlerinin dirençli egzersiz eğitimlerine benzer hormonal yanıtlar oluşturduğu görülmektedir. Ancak bu endokrin sistem yanıtlarının oluşturulmasında ideal frekans ve amplitüd değerleri belirtilmemiştir. Metabolik etkilerinden cilt ve cilt altı dokuların kan akımında artış, arterial sertlikte de azalma olduğu gösterilirken doku oksijenasyonunda herhangi bir artış bildirilmemiştir. [96].

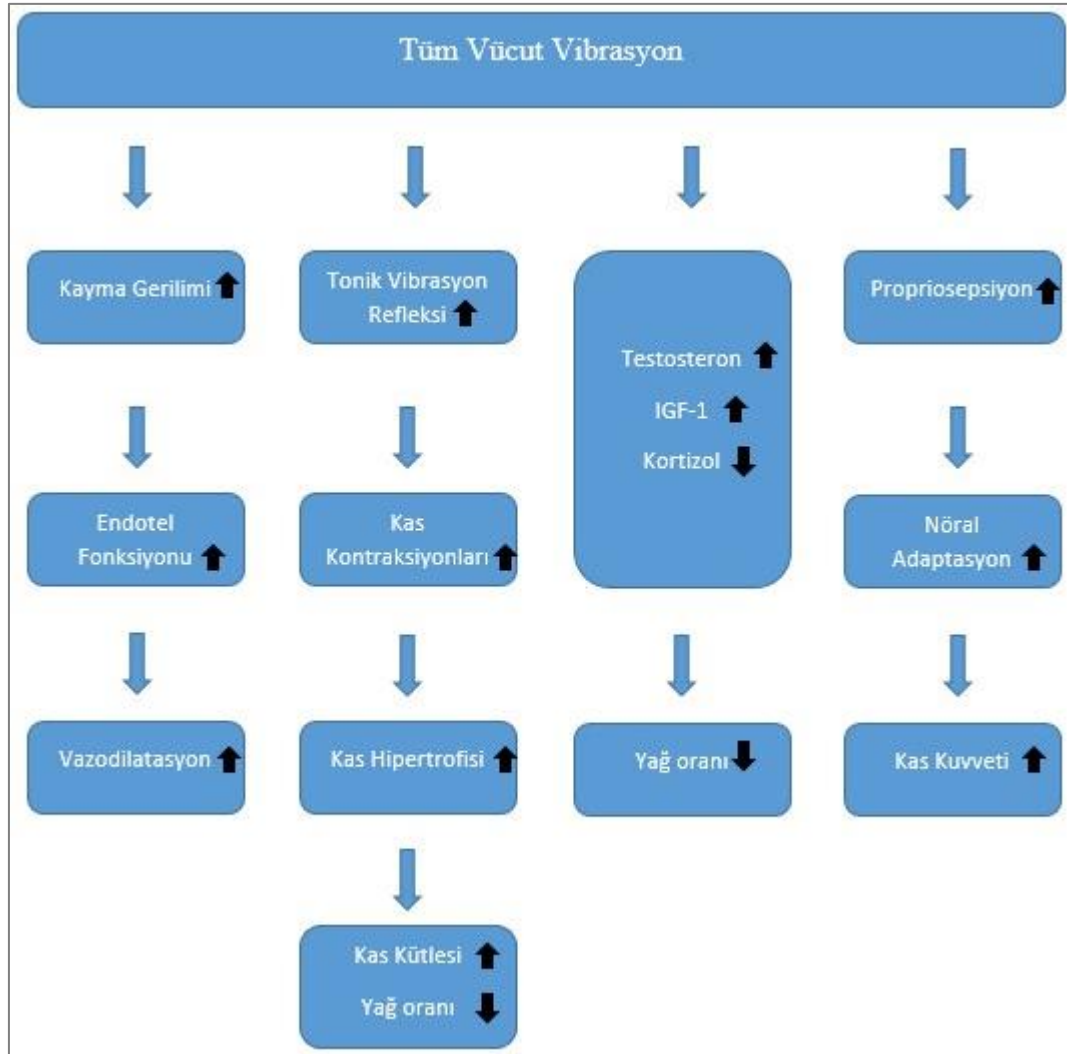
2.2.8. Tüm vücut vibrasyon ve kemik yoğunluğu

TVV uygulamalarının bir diğer amacı da kemik mineral yoğunluğunu artırmaktır. Bu hedefe yönelik ilk uygulamalara Ulusal Havacılık ve Uzay Daire'sinin kendi astronotları için verdiği TVV eğitimleri gösterilebilir [97]. Azalmış gravitasyonel kuvvetler kemik gelişimi için negatif yönde etki oluşturmaktadır [98]. TVV cihazlarında yüksek yer çekimi ivmesi oluşturularak “g” değeri artırılmaktadır ve böylece kemik üzerindeki osteojenik uyarımlar

aktive edilmektedir. Araştırmalar kemik oluşum hızı, kemik mineral yoğunluğu, trabeküler yapı ve kortikal kalınlıkta önemli gelişmeler olduğunu göstermektedir [99]. TVV uygulamalarının kemik dansitesi üzerindeki etkileri net olarak ortaya konulamamıştır. Ancak vibrasyon kaynaklı sinyallerinin kemik dokuya nüfuz ederek kemik hücrelerinde yer alan mekano-reseptörlerin aktivasyonu yolu ile kemik yoğunluğunu artırdığı varsayılmaktadır [100].

2.2.9. Tüm vücut vibrasyon ve kognitif fonksiyonlar

Vibrasyonların ve salınımın vücuda iletilmesinin, cilt reseptörlerini, kas içciklerini ve denge sistemi (vestibüler sistem) gibi bileşenleri uyardığı bilinmektedir. Bu uyarılar, beyin aktivitesinde birçok değişikliğe neden olur. Bu değişiklikler somatosensoriyel korteks, talamus, hipokampus ve amigdala gibi bölgelerde ortaya çıkar ve önemli nörotransmitterlerin konsantrasyonlarını değiştirir. Bu nörotransmitterler arasında dopamin ve serotonin gibi, sinir hücreleri arasında haberci olarak görev yapan önemli maddeler bulunur [101, 102]. Vücut titreşiminin (TVV) beyin fonksiyonları üzerindeki olumlu etkileri, çoğunlukla hayvan modellerinde yapılan çalışmalarda gözlemlenmiştir. Bu çalışmalar, 5 haftalık TVV eğitiminin farelerin somatosensoriyel korteksi ve amigdalası üzerinde kolinerjik sistem aktivitesini artırdığını göstermiştir [103]. Ayrıca, ön çalışmaları, TVV'nin nöronal aktivitenin arttığını gösteren c-fos gen ifadesini artırdığını bildirmiştir [104]. Benzer şekilde, Cariati ve arkadaşları, farklı TVV protokollerine maruz kalan 4 aylık ve 24 aylık genç farelerin hipokampusundeki sinaptik plastisiteyi elektrofizyolojik kayıtlarla incelemiştir. Düşük vibrasyon frekansına sahip protokolün, hipokampus sinaptik plastisitesini olumlu bir şekilde modüle edebilen öğrenme ve bellek gibi daha yüksek bilişsel süreçleri etkileyebilen bir yaklaşım olduğunu bildirmiştir [105].



Şekil 2.2. TVV genel etkileri

2.2.10. Tüm vücut vibrasyon endikasyonlar, kontrendikasyonlar ve olası yan etkileri

Fonksiyon gelişimine yönelik endikasyonlar;

- Denge gelişimi
- Sıçrama performansı gelişimi
- Kas gücü ve kuvveti artışı
- Motor kontrol artışı
- Proprioseptif gelişim
- Esneklik artışı

Spesifik durumlara özgü endikasyonlar;

- Sarkopeni / osteopeni
- İnme
- İnkontinans
- Fibromiyalji

- Parkinson
- Diabet
- Bel ağrısı
- Kas atrofisi

Kontrendikasyonlar;

- Hamilelik
- Akut tromboz
- Ciddi Kardiyovasküler etkilenim
- Kalp pili
- Açık yara
- Kalça ve diz implantı
- Akut herni ve spondilolizis
- Epilepsi
- Migren
- Tümör
- İntrauterin yerleşimli metal vida
- Böbrek taşı
- Organ yetmezliği
- Akut enfeksiyon

Yan Etkiler;

- Mide Bulantısı
- Baş Dönmesi
- Vücutta kızarıklık ve kaşıntı
- Kan basıncında ani değişiklikler
- Hipoglisemi
- Epilepsi Nöbetleri

TVV, tıbbi uygulamalar için potansiyeli olan genişleyen bir araştırma alanıdır. Ancak, bu alan daha standart ve özelleştirilmiş protokollere ihtiyaç duymaktadır. Bu bağlamda, spesifik durumlara özgü bir TVV protokolünün belirlenmesi, sedanter bir yaşam tarzına zorlanan bireyleri hedefleyen müdahale çalışmalarına öncülük edebilir. Bu alandaki araştırmaların gelecekteki hedefi, her bir bireyin moleküler, fizyolojik, çevresel maruziyet ve davranış düzeylerinde benzersiz özelliklere sahip olması nedeniyle uygun eğitim protokollerini bireyin özelliklerine uyarlamaktır. TVV'nin etkilerini inceleyen çalışmalarda kullanılan farklı protokollerin sonuçlarını daha anlamlı bir şekilde karşılaştırmak için translasyonel çalışmalara ihtiyaç bulunmaktadır. Translasyonel araştırmalar, bilimsel bulguların klinik uygulamalara uyarlanması ve sağlık alanında kullanılabilir hale getirilmesi sürecini kapsar. Bu çalışmalarda araştırılacak temel bileşenler TVV'nin anahtar parametreleri olan vibrasyon genliği, vibrasyon frekansı ve vibrasyon süresi olmalıdır [106].

2.3. İzokinetik Sistemler

Optimum kas kuvvet düzeyi doğrudan spor performansı ve rehabilitasyonla ilişkilidir. Rehabilitasyonda, terapatik kazanımları belirlemek için kas kuvvetinin doğru bir ölçümüne sahip olmak esastır [107, 108]. İzokinetik dinamometre 1960'ların sonlarında ilk Cybex I ile geldi ve o zamandan bu yana rehabilitasyon ve spor performansı alanında çok sayıda araştırma yapıldı. Spor, egzersiz ve patolojik durumlarda kas kuvvetinin ölçümü, antrenman veya rehabilitasyon programlarının değerlendirilmesi, performansın tahmin edilmesi, yaralanmaların önlenmesi ve kas, tendon ve eklem mekaniği üzerine temel araştırmalar, modelleme ve simülasyon için yaygın uygulamalara sahiptir [109]. Bu araştırmalar izokinetik sistemleri, hem klinik hem de araştırma ortamlarında kas performansının değerlendirilmesi için altın standart olarak belirlemiştir [110]. Aşağıdaki bölümlerde izokinetik sistemlerin bileşenleri, çalışma mekanizmaları ve uygulama alanları detaylı olarak açıklanmıştır.

2.3.1. İzokinetik dinamometre

İzokinetik dinamometreler bireylerin önceden hedeflenmiş sabit açısal hızlarda tüm eklem hareket genişliği boyunca üretebildikleri kuvvet değerlerine eşit seviyede direnç oluşturabilen cihazlardır [111]. Sistem 3 ana komponentten oluşmaktadır. Mekanik gücün üretildiği dinamometre, testin gerçekleştirildiği platform ve uygun yazılımın yer aldığı bilgisayar sistemi ana bileşenleri oluşturmaktadır. İzokinetik sistemlerden farklı amaç ve hedefler doğrultusunda yararlanmak mümkündür. Aşağıda izokinetik sistemlerin sunduğu bazı olanaklar belirtilmiştir [112].

- Kassal kuvvet, endurans ve açığa çıkarılan güç sayısal olarak raporlanabilmektedir.
- Tedavi ve rehabilitasyon sürecinin etkinliği nicel verilerle dokümanite edilmektedir.
- Test sırasında ortaya konan mekanik kuvvetin yazılım aracılığı ile tork eğrilerine dönüştürülerek kasın karakteristik yapısı hakkında fikir sunabilmektedir.
- Elde edilen sonuçlar normatif datalar ile kıyaslanarak kassal performans hakkında yorum imkanı sunmaktadır.

İzokinetik sistemleri geleneksel kuvvet eğitimlerinden ayıran temel prensip izokinetik yüklenme prensibidir. İzokinetik yükleme, kasın kuvvet üretme yeteneğine uyum sağlayan,

değişken dirençli sabit bir hız içerir. Önceden seçilmiş bir hızda sabit hız ile karakterize edilir. Direnç, hareket aralığı boyunca uygulanan torka/kuvvete tam olarak uyacak şekilde değişir [113]. Bu sistemin diğerlerine karşı üstünlüğü bu prensip üzerine dayansa da aşağıda izokinetik sistemlere ait diğer avantajlar da listelenmiştir [114].

İzokinetik dinamometre avantajları

- Hareket hızı kontrol edilerek test ve egzersiz koşulları spora ya da sporcuya özgü tasarlanabilir.
- Kas yorgunluğuna ve ağrıya uyum sağlar.
- Kas grubu, tüm hareket aralığı boyunca maksimum kapasitesine kadar yüklenebilir ve bu da egzersizi daha verimli hale getirir.
- Direnç uygulanan kuvvete eşit olduğundan hasta ya da sporcu her zaman uygun miktarda dirençle karşılaşır.
- Daha hızlı, daha fonksiyonel hızları simüle etme yeteneğine sahiptir.
- Çalışma prensibi gereği güvenlidir.
- Agonist-antagonist kas ve dominant-nondominant ekstremite kıyaslamasına olanak sağlar.
- Minimal kas ağrısı oluşturur.
- Ekipmanların ve testin güvenilirliği kanıtlanmıştır.
- Objektif kalıcı kayıtlar oluşturur. Eski kayıtları güncel sonuçları ile kıyaslayarak gelişimi yüzdelerle dilimlerle raporlayabilir.
- Görsel uyarılar sunarak hasta ya da sporcuyu motive eder.

İzokinetik sistemler hasta ya da sporcu değerlendirmesinde, egzersiz eğitimlerinde klinisyenlere ve araştırmacılara oldukça fayda sağlamasına rağmen, bu sistemlerin de bazı dezavantajları mevcuttur. Bu dezavantajlar aşağıda listelenmiştir [114].

İzokinetik dinamometre dezavantajları

- Sistem maliyetlerinin yüksek olmasından dolayı erişimin kolay olmaması
- Birden fazla eklem çalıştırılması zaman alıcıdır.
- Sistemin fiziki büyüklüğünden dolayı geniş alanlara ihtiyaç duyulması.
- Doğru ölçümler için eğitimli personele ihtiyaç duyulması

- Değerlendirilecek olan hareket paternlerinin sabit olup fonksiyonel paternlere uyum sağlayamaması
- Bakım ve onarım gereksinimleri için yaygın servis ağının bulunmaması
- Test ve egzersiz mantığının bireylere izahının zor olması

Oldukça geniş kullanım alanına sahip bu sistemlerin bazı durumlarda kontrendike olduğu belirtilmiştir. Bu durumlar aşağıda sıralanmıştır [114].

İzokinetik sistemlerin kontrendike olduğu durumlar

- Akut yumuşak doku yaralanmaları
- Tamir ya da rekonstrüksiyon cerrahisi sonrası erken dönemler
- Ağrı ve kısıtlı eklem hareket genişliği
- İnstabil eklem varlığı
- Akut strain ve sprain varlığı

2.3.2. İzokinetik terimler

İzokinetik sistemlerde değerlendirme ve egzersiz programları oluşturmada önce bazı terimlerin anlaşılması tedavilerin etkinliği açısından oldukça önemlidir. Bunun için bazı terimlerin açıklamaları aşağıda verilmiştir [115].

Tork: Bir eksen ya da nokta üzerine uygulanan rotasyonel moment üreten ya da üretme eğiliminde olan kuvveti ifade etmektedir. Torku ifade etmede Newton-metre (Nm) kullanılır.

Kuvvet: Bir nesnenin bir diğer materyal ya da nesneye uyguladığı itme veya çekme etkisidir. Kuvveti ifade etmede Newton kullanılır.

Açısal hız: Birim zamanda ilerlenen rotasyonel yer değiştirmeyi gösterir. Derece/saniye (°/sn) olarak ifade edilir.

İş: Kuvvetin mesafeyle çarpımı olarak tanımlanır. Bu değer x eksenini boyunca "eğrinin altındaki alan" ile temsil edilir. Bu parametre hıza ve harekete bağlıdır. Hedef mesafe boyunca etki eden kuvveti ifade etmektedir. Newton-metre (Nm) cinsinden ifade edilir.

Güç: Birim zamanda yapılan işi gösterir. Açığa çıkarılan iş Watt cinsinden ifade edilir.

İzokinetik sistemlerde yapılan değerlendirmelerin ve egzersiz eğitimlerinin sonuç çıktılarını doğru bir şekilde yorumlayabilmek oldukça önemlidir. Elde edilen verilerin analizinde raporlanan parametrelerin neyi ifade ettiği bilinmesi gerekmektedir. Aşağıda bu temel parametreler açıklamalarıyla birlikte sıralanmıştır [115].

Pik tork: İzokinetik test sonuçlarında en çok raporlanan parametredir. Tork eğrisindeki en tepe noktayı ifade eder. Hareket açıklığının herhangi bir diliminde oluşturulabilir.

Pik tork/vücut ağırlığı: Katılımcıların ürettiği pik tork değerlerinin birbirleri ile kıyaslanabilmesi için vücut ağırlığının yarattığı pozitif etkinin ortadan kaldırıldığı parametredir. Farklı vücut ağırlığına sahip bireylerde karşılaştırmada bu parametre yorumlanmalıdır.

Ortalama pik tork: Birden fazla tekrar sayısına sahip testlerde her bir tekrardan elde edilen pik tork değerlerinin ortalamasını ifade eder.

Toplam iş: Her bir tekrarda açığa çıkarılan iş miktarının tekrar sayısına çarpımı ile hesaplanır.

Ortalama güç: Ortaya konan toplam işin geçen süreye bölünmesiyle elde edilen veridir.

Yorgunluk indeksi: Endurans testlerindeki ilk 3 tekrar ile son 3 tekrar arasındaki performansın kıyaslanması sonucunda elde edilen oransal değişimdir. Pozitif değerler ilk 3 tekrara göre son 3 tekrardaki performans azalışını gösterirken negatif değerler son 3 tekrardaki performans artışını ifade etmektedir.

İzokinetik sistemlerle gerçekleştirilen değerlendirmelerin geçerliği ve güvenilirliği oldukça yüksektir [116]. Katılımcıların eksantrik ve konsantrik kuvvet değerlerini izole olarak görmek mümkündür. Özellikle gövde kas kuvveti ölçümlerinde bu değerlendirme sistemlerine alternatif olacak başka yöntemler bulunmamaktadır. Bu nedenle gövde aparatının entegre edildiği izokinetik sistem sonuçları klinik olarak büyük önem atfetmektedir.

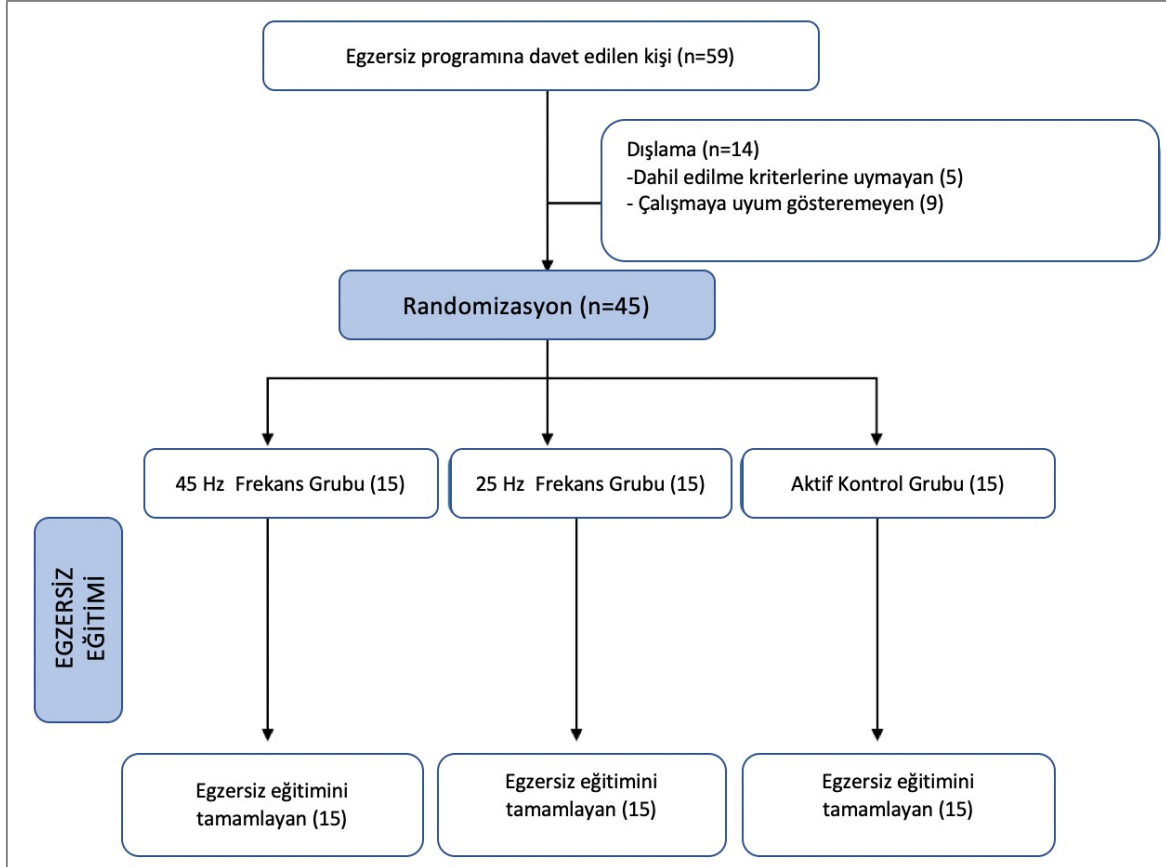
TVV egzersiz eğitimlerinin kuvvet, denge, proprioseptif sistem ve çeşitli performans parametreleri ile olan ilişkisi literatürdeki çalışmaların ışığında açıkça gösterilmiştir. Oldukça etkin görünen bu egzersiz eğitimlerinin nöromusküler gelişimi hedefleyen bireylerin antrenman programlarına entegre edilmesi daha iyi sonuçlar elde edilebileceğini göstermektedir. Bu sonuçların kanıt düzeyinin artırılabilmesi adına TVV üzerinde kor kaslarına yönelik bir egzersiz programının kuvvet, endurans ve proprioseptif sistem üzerindeki değişikliklerin ortaya konulmasında izokinetik sistemler gibi objektif değerlendirme metodlarına ihtiyaç olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca olası iyileşmenin denge ile alt ve üst ekstremité performansına nasıl yansıdığına dair araştırmalara ihtiyaç olduğu aşikârdır. Tüm bu egzersiz eğitimleri sırasında seçilecek frekans ile ilgili bilgiler de sınırlıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Sporcu Sağlığı Ünitesinde gerçekleştirilmek üzere planlandı. Farklı frekanslardaki TVV eğitimlerinin gövde kas kuvveti ve fiziksel performans parametreleri üzerine etkisini araştırmak amacı ile yapılan randomize kontrollü klinik çalışma için Gazi Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Komisyon'undan gerekli izin ve onay alındı (Tarih: 26.06.2020, Karar No: 2020-438) (EK-1).

3.1. Katılımcılar

Araştırmaya dahil edilmesi amacıyla toplamda 59 bireye ulaşıldı. Dahil edilme ve hariç tutulma kriterleri neticesinde 5 birey araştırmaya dahil edilemedi. 9 katılımcı ise egzersiz programına uyum sağlayamadığı için çalışmadan çıkarıldı. Yaş ortalamaları $22,86 \pm 3,11$ yıl olan toplam 45 kadın katılımcı ile araştırma tamamlandı. Katılımcılar blok randomizasyon yöntemi ile her bir grupta 15 birey olacak şekilde 3 ayrı gruba ayrıldı. 1. Grupta yer alan bireyler TVV' de 40 Hz'lik frekans ile egzersiz eğitimlerini tamamlarken, 2. Grupta yer alan bireyler TVV' de 25 Hz'lik frekans ile egzersiz eğitimlerini tamamladı. Aktif kontrol grubunu oluşturan 3. Grup ise aynı egzersizleri TVV platformu üzerinde 0 Hz'lik frekans (vibrasyonsuz) ile gerçekleştirdi. Araştırmaya dahil edilen tüm bireyler çalışma öncesinde detaylı olarak bilgilendirildi ve katılmak isteyen bireylerden kendi rızaları doğrultusunda bilgilendirilmiş gönüllü olur formu (EK-2) için onamları alındı.



Şekil 3.1. Çalışma akış şeması

3.1.1. Çalışmaya dahil edilme kriterleri

- 18-40 yaş aralığında olmak
- Kadın cinsiyet
- Düzenli egzersiz alışkanlığının olmaması
- Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi skoruna (IPAQ) göre kategori 1 de yer almak (inaktif)
- Sistemik bir rahatsızlığının bulunmaması
- Çalışmaya katılmak için gönüllü olan ve bilgilendirilmiş gönüllü olur formuna onam veren bireyler çalışmaya dâhil edildi.

3.1.2. Çalışmadan hariç tutulma kriterleri

- Son 6 ay içerisinde ortopedik nedenlere bağlı olarak cerrahi geçirmiş olmak
- Herhangi bir spor branşında aktif olarak yer alıyor olmak
- Alt ekstremitte ve gövde üzerinde herhangi bir ağrının varlığı

- Fonksiyonel olmayan skolyoz varlığı
- Kayıt altına alınmış nörolojik veya psikiyatrik rahatsızlığının bulunması
- Vibrasyon toleransının olmaması

3.2. Yöntem

Dâhil edilme ve hariç tutulma kriterleri neticesinde çalışmaya katılacak bireylerin ilk olarak demografik bilgileri kaydedildi. Bu işlemin ardından katılımcıların çalışmada hangi grupta yer alacağını belirlemek amacıyla Random Allocation Software 2.0.0 programı kullanılarak blok düzeninde randomizasyon gerçekleştirildi. Çalışma grupları belli olan bireylerin aynı gün ilk değerlendirmeleri tamamlandı. Değerlendirmelerin 48 saat sonrasında katılımcılar egzersiz eğitimine başladı ve 6 hafta boyunca eğitim sürdürüldü. Son egzersiz seansının 48 saat sonrasında ise eğitim öncesi gerçekleştirilen değerlendirmeler tekrar gerçekleştirildi.

3.3. Egzersiz Eğitimi

Randomizasyon sonucu gruplara ayrılan bireyler 6 haftalık egzersiz programına dâhil edildi. 1.Grup egzersizlerini 4 mm amplitüd 40 Hz frekansta, 2.grup egzersizlerini 4 mm amplitüd 25 Hz frekansta, 3.grup ise aynı platform üzerinde vibrasyonsuz (0Hz) olarak gerçekleştirdi. Tüm bireyler toplamda 18 egzersiz seansını haftada 3 gün ve ardışık olmayan günlerde olacak şekilde 6 haftada tamamladı. Eğitim programında 5 ayrı egzersiz yer aldı. Bu egzersizler plank, köprü, bird-dog, curl-ups ve tek bacak çömelme egzersizlerinden oluşmaktadır. Egzersizler ilk 3 hafta statik pozisyonda gerçekleştirilirken takip eden son 3 haftada ise dinamik hale ilerletilmiştir.

3.3.1. Plank

Gövde stabilizasyonu amacıyla sportif aktiviteler ve rehabilitasyon kapsamında sık kullanılan egzersizlerden biridir. Yer çekimine karşı vücudun zemine paralel olarak pozisyonunun korunmaya çalışıldığı izometrik karakteristikte bir egzersizdir [117]. Hastadan dirsekler omuz genişliğinde açılarak ön kolun vibrasyon platformuna ve ayak parmak uçlarının da zemine temas etmesi sağlandı. Egzersiz eğitiminin ilk 3 haftasında bütün vücudun nötral açılarda düz bir şekilde korunması hedeflendi. Takip eden son 3 haftada ise zeminle temas halinde olan ayak parmak uçlarının sırayla yerden yükseltilmesi

istendi. Bu egzersiz serisi 30sn çalışma, 30sn dinlenme olacak şekilde toplamda 3 tekrar olarak çalışıldı.



Resim 3.1. Plank egzersizi

3.3.2. Köprü

Bu egzersizde gövde stabilizasyonu ile kombine alt ekstremité kas grupları hedef alınmıştır. Birey mat üzerinde sırt üstü pozisyonda uzanırken, ayaklar omuz genişliğinde açık olacak şekilde konumlandırıldı. Zemine temas halinde olan kalçasının yerden yükseltilip köprü pozisyonu oluşturuldu [118]. Egzersiz eğitiminin ilk 3 haftasında bu statik pozisyonun korunması istenirken, takip eden son 3 haftada aynı pozisyonda sırayla sağ ve sol bacakta

diz eklemine tam ekstansiyona getirmesi istendi. Bu egzersiz serisi 30sn çalışma, 30sn dinlenme olacak şekilde toplamda 3 tekrar olarak çalışıldı.



Resim 3.2. Köprü egzersizi

3.3.3. Bird-Dog egzersizi

Bu egzersiz ile multifidus, rektus abdominis, internal ve eksternal oblik gibi kor kaslarının yanı sıra aynı zamanda gluteus maksimus ve hamstring kaslarının da gelişimi hedef alındı. Katılımcılardan vücut ağırlığı 4 eşit noktadan dağıtılacak şekilde emekleme pozisyonuna gelmeleri istendi. El bilekleri omuz ekleminin aşağısında, diz eklemi ise kalça ekleminin aşağı hizasında olacak şekilde konumlandırıldı. Nötr omurga pozisyonu sağlandıktan sonra

sağ kol ve sol bacak eş zamanlı olarak zemine paralel olacak şekilde yükseltildi [119]. Egzersiz eğitiminin ilk 3 haftasında statik olarak bu pozisyonun korunması istendi, takip eden son 3 hafta da ise çapraz olarak uzatılmış olan ekstremitelerden dirsek ekleminin ve diz ekleminin gövdenin altında birbirine temas edip tekrar ilk konumuna dönmesi istendi.



Resim 3.3. Bird-Dog egzersizi

3.3.4. Curl-Ups egzersizi

Curl-Ups egzersizi erektör spina ve rektus abdominis gibi gövde kaslarına ek olarak gluteal kasların da aktivasyonunu içermektedir. Birey mat üzerinde sırt üstü pozisyonda iken kalça eklemleri 45° ve dizleri 90° lik fleksiyon açısına alındı. Üst gövdesini ise spina skapula

hizasından itibaren zeminden 5cm kadar yukarıda tutulması istendi [120]. Egzersiz eğitiminin ilk 3 haftasında bu statik pozisyonu koruması istenirken, takip eden son 3 haftada ise ardışık olarak olarak sağ ve sol alt ekstremitelerini diz ve kalça ekleminde tam ekstansiyon pozisyonuna getirmesi istendi.



Resim 3.4. Curl-Ups egzersizi

3.3.5. Tek bacak çömelme egzersizi

Temel olarak alt ekstremita kaslarını hedef alan bu egzersizde eğitimin ilk 3 haftasında katılımcılardan 60° lik diz fleksiyon açısında ve gövde dik konumda tek bacak ile TVV platformu üzerinde statik olarak durulması istendi. Takibindeki son 3 hafta da ise $0^\circ - 60^\circ$

diz fleksiyon açıları arasında tek bacak çömelme egzersizi gerçekleştirildi. Bu egzersiz serisi 30sn çalışma, 30sn dinlenme olacak şekilde toplamda 4 tekrar olarak çalışıldı (2sağ bacak-2sol bacak).



Resim 3.5. Tek bacak çömelme egzersizi

3.4. Değerlendirme Yöntemleri

3.4.1. Demografik bilgiler

Çalışmada egzersiz eğitimi öncesi ilk değerlendirmelere geçilmeden önce katılımcıların yaş, cinsiyet, vücut ağırlığı, boy uzunluğu, dominant ekstremitesi, spor geçmişi, kronik

rahatsızlığının varlığı, düzenli olarak ilaç kullanımının varlığı, kas iskelet sistemi kaynaklı olarak ağrısının bulunup bulunmadığı sorgulandı. Hasta yanıtları olgu rapor formuna kaydedildi.

3.4.2. Vücut kompozisyon analizi

Bireylerin toplam vücut ağırlıkları, gövde yağ yüzdesi ve vücut yağ yüzdeleri Tanita BC-418 vücut kompozisyon cihazı ile gerçekleştirildi. Cihazın ölçüm prensibi biyoelektrik impedans analiz sistemine bağlıdır. Biyoelektrik impedans yağ analizi yüksek hızlı, düşük maliyetli ve invaziv olmayan bir yöntemdir. Analiz sisteminin bu özelliklerinden dolayı rehabilitasyon alanında hizmet sunan kliniklerde ve spor salonlarında oldukça sık kullanılmaktadır [120]. Bu yöntem ile vücuda düşük dozda ve farklı frekanslarda elektrik akımı verilmektedir. İmpedans vücut dokularının bu düşük dozdaki elektriksel iletaye gösterdiği direnci ifade etmektedir ve iletkenlik ile ters orantılıdır. Kemik ve yağ doku gibi yapılar üzerinde elektriksel akım ilerlerme anında daha güçlü direnç ile karşılaşırken kas dokusu ve visseral organlar üzerinde iletimi esnasında nispeten daha düşük dirençlerle karşılaşır [121]. Tanita BC-418 kompozisyon cihazının da çalışma prensibi buna dayalıdır. Ayrıca bioelektrik impedans analizi ile gerçekleştirilen ölçümlerin iyi seviyede güvenilirliğe sahip olduğu literatürde bildirilmiştir (Sınıflar arası korelasyon kat sayısı ≥ 0.82) [122].

Cihaz, elektrolit ve vücut sıvı dağılımı dengesine karşı hassas olduğundan objektif sonuçların elde edilebilmesi için bazı talimatlara uyulması gerekmektedir.

- Bireyin değerlendirmeden 3 saat önce sıvı alımını ve besin tüketimini kesmiş olması gerekmektedir.
- Birey son 24 saat içerisinde alkol tüketimi gerçekleştirmemelidir.
- Birey son 12 saat içerisinde şiddetli egzersiz aktivitesinde bulunmamalıdır.
- Bireyin üzerinde herhangi bir metal materyal bulunmamalıdır.
- Bireyin kalp pilinin bulunmaması gerekmektedir.
- Deri direncinde değişiklik yaratmamak için ölçümler oda sıcaklığında alınmalıdır.

Yukarıda bahsedilen durumlar göz önünde bulundurularak katılımcıların yaşları, boy uzunlukları ve vücut tipleri seçilerek cihaz platformu üzerine çıkmaları istendi. Bireylerin üzerindeki kıyafetin tahmini değeri (0.5kg) toplam vücut ağırlığından çıkarılacak şekilde

cihaza komut verildi. Çıplak ayak ile platform üzerindeki steril elektrotlara tam temas sağlandı ve katılımcı diğer elektrotların yer aldığı el aparatını avuç içerisinde tutacak şekilde pozisyonlandı. lm sonlanana kadar birey önceden planlanmış konumda hareketsiz olarak bekletildi ve ölçüm cihazın sesli uyarısı ile tamamlandı [123]



Resim 3.6. Vücut kompozisyon analizi

3.4.3. Gövde kas kuvveti değerlendirmesi

Bireylerin gövde kas kuvveti fleksör ve ekstansör olmak üzere iki ayrı yönde değerlendirildi. Gövde kas kuvveti, Cybex Humac Norm izokinetik dinamometreye sistemin orijinal gövde atamanı entegre edilerek gerçekleştirildi. (Humac Norm Testing & Rehabilitation System, USA). Bireylerin fiziksel durumu ve klinik karar verme sürecinde oldukça sık kullanılan bu

sistemlerin farklı popülasyonlar üzerinde geçerlilik ve güvenilirliği kanıtlanmıştır. Sağlıklı ve genç yetişkinlerde yapılan çalışmada 0.85 ile 0,96 arasında mükemmel derecede sınıf içi güvenilirliğe sahip olduğu bildirilmiştir [124].

Cihaz ile değerlendirmelere başlamadan önce cihazın self-kalibrasyonu sistem tarafından otomatik olarak gerçekleştirilmiştir. Ayrıca yerçekiminden dolayı bireyin vücut ağırlığına bağlı olarak oluşan pozitif yöndeki kuvvet etkisini elimine etmek amacıyla pasif modda katılımcıların gövde ağırlığı cihaz tarafından ölçülüp toplam kuvvetten çıkarılarak net kuvvet hesaplanmıştır.

Test pozisyonu; sisteme ait gövde modülü dinamometrenin adaptörü ile entegre edildikten sonra test sırasında modülün stabilitesinin bozulmaması için cihazın mobil bölümlerinin kilitleri aktif edildi. Katılımcıdan ayakta duruş pozisyonunda gövde modülünün üzerine çıkması istendi ve ayakları platform üzerinde belirtilen noktalar içerisinde konumlandırıldı. Katılımcının dizi 15° - 20° fleksiyonda olacak şekilde yerleştirildi. Dizin pozisyonunun bozulmaması için cihazın tibial ve uyluk pedleri yerleştirildikten sonra kilitleri aktif edildi. Diz eklemi konforunun bozulmaması için elektronik olarak yüksekliği ayarlanabilir popliteal ped katılımcının boy uzunluğuna göre diz ekleminin arkasına yerleştirildi. Bir üst seviyede ise katılımcının stabilizasyonu pelvik kemer ile sağlandı. Bireylerin gövde üzerinden kuvvet üretebilmesini sağlayan pedler arkada spina skapula seviyesine önde ise buna paralel olacak şekilde göğüs hizasında konumlandırıldı [125].

Bireylerin gövde modülü üzerindeki güvenlikleri ve konforu sağlandıktan sonra test protokolü oluşturuldu. Sırası ile 60° /sn açısal hızda konsantrik, 30° /sn açısal hızda eksantrik olmak üzere 2 ayrı modda test gerçekleştirildi. Gerçek test performansına geçmeden önce bireylerin cihaz ile olan uyumlarını artırabilmek ve gövde kaslarının ısınması amacı ile sub-maksimal şiddette 3 kez deneme yaptırıldı. Her iki test de 5 tekrarlı olacak şekilde gerçekleştirildi ve testler arasında 1dk'lık dinlenme arası verildi. Testler, 10° ekstansiyon pozisyonu ile 60° fleksiyon pozisyonu arasında toplam 70° lik hareket açıklığında gerçekleştirildi.

Test sonucu raporlamasında, dinamometrenin dönme eksenine uygulanan maksimum kuvvetin (pik-tork) bireyin vücut ağırlığına oranlanmış kuvveti referans alındı. Bu kuvvetin birimi Newton-metre/kilogramdır (nt-mt/kg) [126].



Resim 3.7. İzokinetik gövde kas kuvveti değeriendirme

3.4.4. Alt ekstremite kas kuvveti değeriendirme

Katılımcıların alt ekstremite kas kuvveti için Hamstring ve Kuadriseps kasları hedef alınmıştır. Bu kasların kuvvet ölçümlerinde değeriendirmede Cybex Humac Norm izokinetik dinamometre kullanıldı. (Humac Norm Testing & Rehabilitation System, USA). İzokinetik dinamometreler, kas kuvvet ölçümlerinde altın standart olarak kabul edilmektedir [127]. Bu cihazlar, önceden belirlenmiş açısal hız ve eklem hareket genişliğinde bireylerin ürettiği kuvvet miktarını objektif olarak raporlayabilme özelliğine sahiptir. Sporcu sağlığı ve rehabilitasyon alanında oldukça sık kullanılan bu kompleks sistemlerin geçerliği ve

güvenirliği kanıtlanmıştır. Diz eklemi sınıf içi güvenilirliği fleksör grup kaslar için 0,90 iken, ekstansör grup kasların kuvvetinde 0,99 olarak belirtilmiştir [128].

İzokinetik değerlendirmeye başlamadan önce bireylerden koşu bandı üzerinde 4 m/sn hızda tempolu olarak yürümesi istendi. 10 dakikalık bu ısınma evresinden sonra katılımcılar değerlendirmeye alındı. Cihaz ölçümlere başlamadan önce dinamometrenin self-kalibrasyonu sistem tarafından otomatik olarak gerçekleştirildi [129]. Katılımcıların kuadriseps ve hamstring kas kuvvetleri eksantrik ve konsantrik olmak üzere 2 ayrı modda değerlendirildi.

Test pozisyonu; Dinamometrenin ve üzerinde ölçüm yapılacak platformun açısal değerleri yazılımla birlikte sunulan referans değerlere göre ayarlandı. Katılımcı koltuğa yerleştirildikten sonra dinamometrenin rotasyon eksenini ile diz ekleminin anatomik ekseninin örtüşme seviyesi kontrol edildi. Test sırasında oluşabilecek kompanzasyonları ekarte etmek amacı ile ölçüm yapılan ekstremitesi uyluk kemeri ile koltuğa sabitlendi. Katılımcının gövde hareketlerini engellemek amacı ile yine kemer kullanılarak fiksasyonları sağlandı. Ayrıca yer çekimi etkisinin pozitif yönde kuvvet oluşumuna etkisini ortadan kaldırmak için pasif modda bireylerin ekstremitelerinin ağırlığı dinamometre tarafından hesaplanıp elimine edilmiştir [130].

Katılımcılar iki tanesi konsantrik ve bir tanesi eksantrik olmak üzere toplamda 3 test gerçekleştirdi. Sırası ile 60°/sn açısal hızda konsantrik, 60°/sn açısal hızda eksantrik ve 180°/sn açısal hızda konsantrik test gerçekleştirildi. Gerçek test performansına geçmeden önce katılımcıların cihaza olan adaptasyonlarını artırabilmek amacı ile 3 kez deneme yaptırıldı. Kuvveti değerlendiren 60°/sn açısal hızdaki konsantrik ve eksantrik testler 5 tekrarlı olarak yapıldı. Kassal enduransı değerlendiren 180°/sn açısal hızda gerçekleştirilen konsantrik test 15 tekrarlı olarak gerçekleştirildi. Her test arasında katılımcılara 1dk'lık dinlenme süresi verildi. Kuadriceps ve hamstringi değerlendiren her 3 test için de 0° lik tam ekstansiyon pozisyonundan 90°'lik fleksiyon pozisyonuna kadar olan hareket genişliğinde testler gerçekleştirildi.

Test sonucu raporlamasında, dinamometrenin dönme eksenine uygulanan maksimum kuvvetin (pik-tork) bireyin vücut ağırlığına oranlanmış kuvveti referans alındı. Bu kuvvetin birimi Newton-metre/kilogramdır (nt-mt/kg).



Resim 3.8. İzometrik hamstring-kuadriseps kas kuvveti değeriendirme

3.4.5. Denge değeriendirme

Postüral stabilite, ayakta duruş pozisyonunda bireylerin ağırlık merkezi iz düşümünün destek yüzeyi içerisinde sabit tutulabilme yeteneğini ifade etmektedir. Katılımcıların postüral stabiliteleri Biodex Biosway portatif denge cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. Test tek ayak üzerinde gözler açık ve gözler kapalı olmak üzere 2 farklı şekilde yapıldı.

Katılımcılardan ayakkabıları çıkarıldıktan sonra denge platformu üzerine çıkmaları istendi. Teste başlamadan önce tek ayak üzerinde mümkün olabildiğince rahat pozisyonda vücut ağırlık merkezlerinin hedef nokta üzerine konumlandırılması istendi. Katılımcılar dominant bacakları üzerinde tek ayak duruş pozisyonuna yerleştirildiler. Dâhil edilen bireylerin tamamının dominant alt ekstremitesi sağ olduğundan dolayı testler sağ bacak üzerinde gerçekleştirildi. Gerçek test performansından önce katılımcılardan birer kez deneme yapması istendi. Önce gözler açık şekilde ardından da kapalı olarak katılımcılardan monitör üzerindeki vücut ağırlığının iz düşümünü 20 sn boyunca hedef noktada hareket ettirmeden tutması istendi. Test 3 kez gerçekleştirildi ve testler arasında 10sn dinlenme arası verildi [131].

Test sonrası cihaz tarafından bireylerin genel stabilite indeksi, medio-lateral stabilite indeksi, anterior-posterior stabilite indeksi ve bu indekslerin standart sapmaları raporlandı. Stabilite indeksi katılımcıların test sırasında merkezden ortalama olarak ne kadar uzaklaştıklarını yansıtırken, standart sapmaları ise test sırasındaki salınımları göstermektedir. Stabilite indeksinin artması katılımcının test sırasında vücut ağırlık merkezinin istenilen hedef noktadan uzaklaştığını göstermektedir. Düşük skorlar ise postüral stabilitedeki başarıyı ifade etmektedir [132].



Resim 3.9. Denge değ erlendirmesi

3.4.6. Eklem pozisyon hissinin değ erlendirilmesi

Diz eklemi pozisyon hissi değ erlendirmesi izokinetik dinamometrede aktif modda gerçekleştirildi. Değ erlendirme sırasında görsel etkilenimlerden kaçınmak için göz maskesi kullanıldı. Katılımcılar izokinetik dinamometreye oturur pozisyonda konumlandırıldı. Sistem her başlatıldığında dinamometrenin self kalibrasyonu otomatik olarak gerçekleştirildi. Dinamometrenin rotasyon eksenini ile diz ekleminin anatomik eksenini aynı hizaya pozisyonlandı [133]. Diz ekleminde hedef a ı olarak 45 'lik diz fleksiyon açısı seçildi. Bireyler 90 'lik diz fleksiyon açısından 45 'ye kadar aktif olarak ilerlemesi istendi

ve istenen açıya ulaşıldığında sistem tarafından kilitlendi. Hedef açı katılımcılara bu yöntemle 3 kez öğretildi. Ardından 90°' lik diz fleksiyon açısından başlamak üzere katılımcıdan hedef açıyı bulması istendi. Katılımcının algıladığı açı ile hedef açı arasındaki fark mutlak açısal hata olarak kaydedildi [134].



Resim 3.10. Eklem pozisyon hissi değerlendirme

3.4.7. Üst ekstremité performans analizi

Katılımcıların üst ekstremité ve omuz kuşağı stabilizasyon yeteneği Kapalı Kinetik Zincir Üst Ekstremité Stabilité Testi ile değerlendirildi. Mat üzerinde arası 3 feet (91.44cm) olacak şekilde 2 ayrı nokta aynı düzlemde işaretlendi. Katılımcılar, elleri bu işaretli noktalar

üzerinde olacak şekilde modifiye sınav pozisyonuna konumlandırıldı. Bireylerden 15sn içerisinde ardışık ve ritmik bir şekilde bir eli ile diğerine dokunması istendi. 15sn' nin sonunda başarılı dokunma sayısı kaydedildi. Gerçek test performansından önce katılımcıların test ile uyumunu artırmak için 5 tekrarlı olarak yapması istendi. Ardından test toplamda 3 kez gerçekleştirildi ve tekrarlar arasında 45 sn dinlenme süresi verildi. Test sonucu olarak 3 tekrarın ortalama skoru kaydedildi [135]. Testin sedanter kadın, aktif kadın ve rekreasyonel kadın sporcularda geçerli ve güvenilir olduğu kanıtlanmıştır. Tüm örneklem grupları için sınıf içi korelasyon katsayısının 0,75den büyük olduğu bildirilmiştir [136].



Resim 3.11. Üst ekstremité performans testi

3.4.8. Anaerobik performans değerlendirmesi

Bireylerin anaerobik performansları dikey sıçrama testi sonrası elde edilen maksimum konsantrik güç ve sıçrama yüksekliği ile değerlendirildi. Test 3 boyutlu ivme-ölçer ile gerçekteştirildi (G-Walk, BTS Bioengineering S.p.A., Italy). Cihaz 37 gr ağırlığında ve 70x40x18mm boyutlarındadır. Üretici firmanın belirtmiş olduğu şekilde ivme-ölçer velkro yardımı ile L5-S1 seviyesinde konumlandırıldı [137]. Bireylerden kendilerine sabitlenmiş ivme-ölçer ile birlikte yükselebildikleri en yüksek noktaya kadar sıçramaları istendi. Cihazın kaydettiği anlık veriler Bluetooth üzerinden BTS G-Studio yazılımına aktarıldı. Ölçümler 3 kez tekrarlandı ve analiz için ortalama değerler kullanıldı. Cihazın dikey sıçrama performansının değerlendirilmesinde sağlıklı bireyler üzerinde geçerliği (Sınıflar arası korelasyon kat sayısı: 0,96) ve güvenilirliği (Sınıflar arası korelasyon kat sayısı: 0,92) kanıtlanmıştır [138] .



Resim 3.12. Anaerobik performans testi

3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışma sonucu elde edilen data setinin analizi “Statistical Package for Social Sciences” (SPSS) Versiyon 26.0 programı kullanılarak yapıldı. Değişkenlerin normal dağılıp dağılmadıkları analitik (Shapiro-Wilk’s test) ve görsel (histogram) yöntemlerle test edildi. Normal dağılım gösteren verilerde merkezi eğilim ölçütü olarak ortalama yayılım ölçütü için standart sapma kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen değişkenler için merkezi eğilim ölçütü olarak ortanca yayılım ölçütü için 25-75 persentil çeyreklerarası aralık kullanıldı.

Gruplar arasında demografik bilgilerin karşılaştırmalarında normal dağılım sağlayan değişkenler için tek yönlü varyans analizi (ANOVA), normal dağılım göstermeyen değişkenler için ise Kruskal-Wallis testi kullanıldı. İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunan verilerde post-hoc analizler Bonferoni düzeltmesi ile gerçekleştirildi. Verilerinin analizinde Mauchly’nin küresellik testi uygulandı ve küreselliğin sağlandığı görüldü. Grup içi zaman faktörüne bağlı değişiklikler ve gruplar arasındaki zaman*grup etkileşimleri İki Yönlü Tekrarlanan Ölçüm ANOVA ile analiz edildi. İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunan verilerde post-hoc analizler Bonferoni düzeltmesi ile gerçekleştirildi. Analiz edilen tüm parametreler için anlamlılık değeri $p < 0.05$ olarak kabul edildi. Örneklem büyüklüğü analizi Maeda ve arkadaşlarının [139] gerçekleştirmiş olduğu çalışma referans alınarak G.*Power 3.1. programı ile gerçekleştirilmiştir. Etki büyüklüğü 0.30 ve gücü %95 ($\alpha=0.05$, $\beta=0.95$) olarak belirlenen çalışmanın örnek büyüklüğü 45 olarak hesaplanmıştır (her grup için 15 katılımcı).

4. BULGULAR

4.1. Bireylerin Tanımlayıcı Özellikleri

Çalışmaya Uluslararası Fiziksel İnaktivite skoruna göre inaktif olarak tanımlanmış 45 kadın katılımcı dahil edilmiştir. Çalışmada yer alan her 3 grubun da yaş, boy, vücut ağırlığı ve BKİ gibi demografik özellikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>0.05$). Gruplara ait ortalama ve standart sapma değerleri çizelge 4.1. de ifade edilmiştir.

Çizelge 4.1. Katılımcıların demografik bilgileri

	40 Hz (n=15)	25 Hz (n=15)	0 Hz (n=15)	ANOVA
	X±SS	X±SS	X±SS	p
Yaş (yıl)	24,20±4,27	22,33±1,91	21,86±0,83	0,590
Boy (cm)	164,53±6,36	164±3,09	164,20±5,45	0,960
Vücut Ağırlığı (kg)	56,02±7,86	55,36±6,54	54,90±6,21	0,904
BKİ (kg/m ²)	20,68±2,63	20,54±2	20,36±2,02	0,926

X: Ortalama SS: Standart Sapma BKİ: Beden Kitle İndeksi

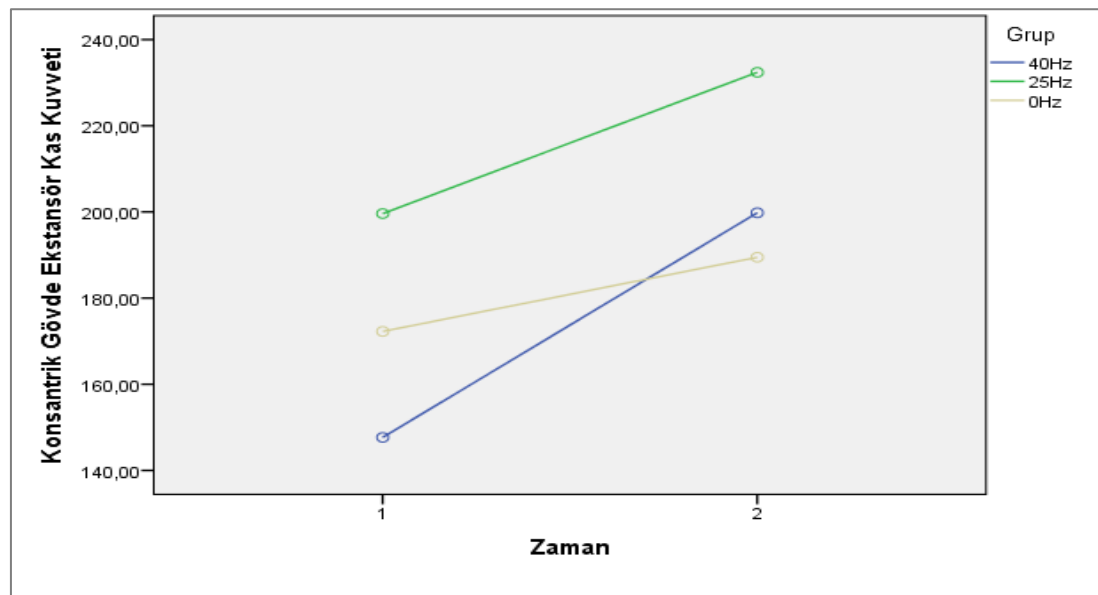
4.2. Gövde Kas Kuvveti Analizleri

Gövde ekstansör ve fleksör kas kuvveti 60°/sn açısal hızda konsantrik modda değerlendirilmiştir. Zaman*Grup etkileşimi açısından hem gövde ekstansör hem de fleksör kas kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta gövde ekstansör kas kuvveti eğitim öncesi verileri istatistiksel olarak farklı olmakla birlikte eğitim sonrası verileri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta gövde fleksör kas kuvveti eğitim öncesi verileri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Yine aynı şekilde 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta gövde fleksör kas kuvveti eğitim sonrası verileri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Hem gövde fleksör hem de gövde ekstansör kas kuvvetinde 40 Hz eğitim grubunun kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Hem gövde fleksör hem de gövde ekstansör kas kuvvetinde 25 Hz eğitim grubunun kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Ancak hem gövde fleksör hem de gövde ekstansör kas kuvvetinde 0 Hz eğitim grubunda her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır (Çizelge 4.2.).

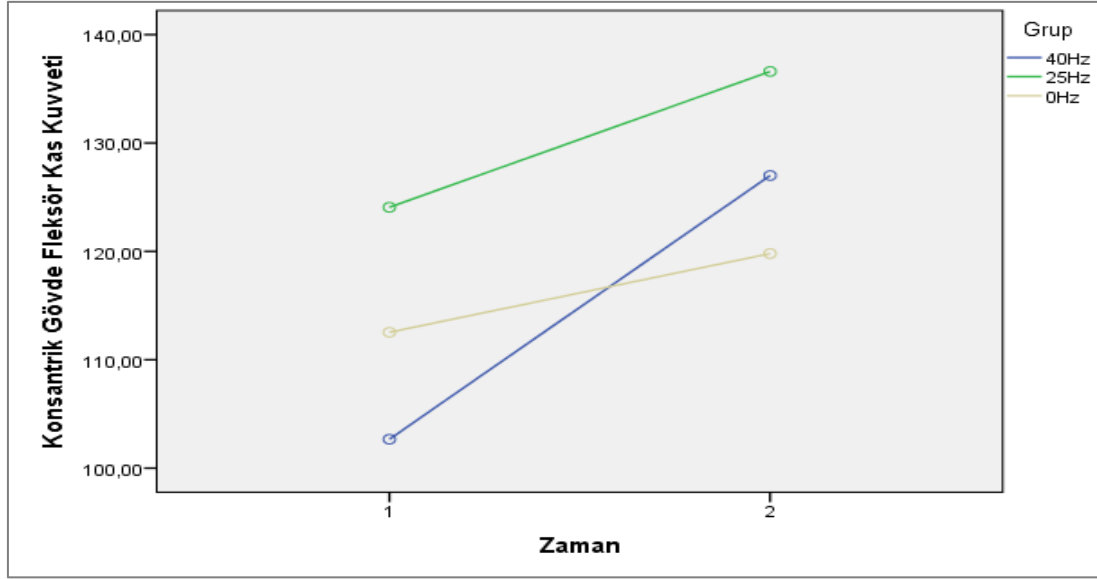
Çizelge 4.2. Katılımcıların gövde fleksör ve ekstansör konsantrik kas kuvveti değerlendirmeleri (60°/sn)

Test	Grup	Eğitim Öncesi (X±SS)	Eğitim Sonrası (X±SS)	Ortalama Fark	Std. Hata	Sig	ZamanxGrup		
							F	p	η _p ²
Gövde ekstansör Kas Kuvveti (60°/sn)	40Hz	147,66±33,92	199,80±47,63	-52,133	9,536	< 0,001	3,368	0,044	0,138
	25Hz	199,60±41,29	232,40±46,99	-32,80	9,536	0,001			
	0Hz	172,26±37,10	189,46±68,23	-17,20	9,536	0,078			
	Sig.	0,002	0,096						
Gövde Fleksör Kas Kuvveti (60°/sn)	40Hz	102,66±35,99	127,00±24,69	-24,333	4,363	< 0,001	4,013	0,025	0,0160
	25Hz	124,06±21,59	136,60±18,42	-12,533	4,363	0,006			
	0Hz	113,08±36,54	119,80±33,47	-7,267	4,363	0,103			
	Sig.	0,201	0,225						

X: Ortalama SS: Standart Sapma



Şekil 4.1. Konsantrik gövde ekstansör kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi



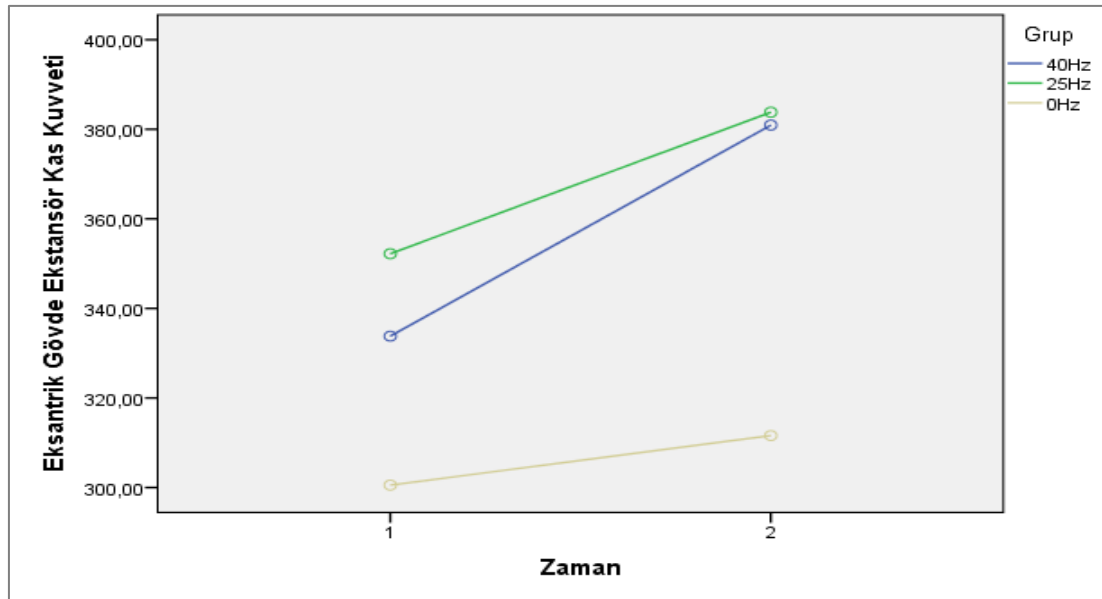
Şekil 4.2. Konsantrik gövde fleksör kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi

Gövde ekstansör ve fleksör kas kuvveti 30°/sn açısal hızda eksantrik modda değerlendirilmiştir. Zaman*Grup etkileşimi açısından hem gövde ekstansör hem de fleksör kas kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta gövde ekstansör kas kuvveti eğitim öncesi verileri benzer olmakla birlikte eğitim sonrası verileri istatistiksel olarak farklıdır. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta gövde fleksör kas kuvveti eğitim öncesi verileri benzerdir. Yine aynı şekilde 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta gövde fleksör kas kuvveti eğitim sonrası verileri benzerdir. Gövde ekstansör kas kuvvetinde 40 Hz eğitim grubunun kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. Gövde ekstansör kas kuvvetinde 25 Hz eğitim grubunun kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. Ancak gövde ekstansör kas kuvvetinde 0 Hz eğitim grubunun kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Gövde fleksör kas kuvvetinde 40 Hz eğitim grubunun kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. Ancak gövde fleksör kas kuvvetinde 25 Hz eğitim grubunun kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Aynı şekilde gövde fleksör kas kuvvetinde 0 Hz eğitim grubunun kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. (Çizelge 4.3.).

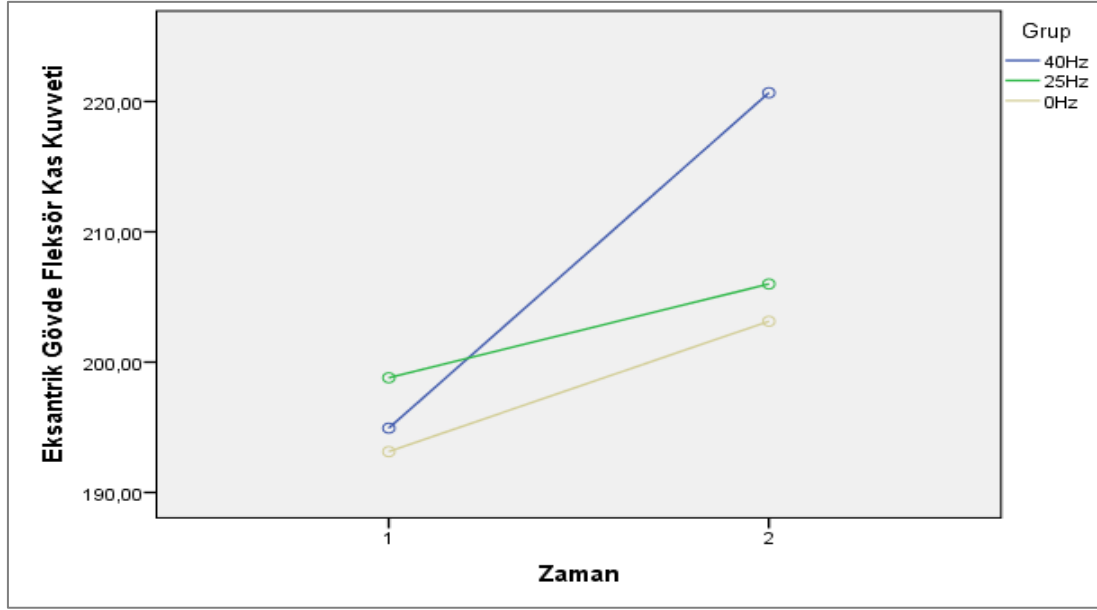
Çizelge 4.3. Katılımcıların gövde fleksör ve ekstansör eksantrik kas kuvveti değerlendirmeleri (60°/sn)

Test	Grup	Eğitim Öncesi (X±SS)	Eğitim Sonrası (X±SS)	Ortalama Fark	Std. Hata	Sig	ZamanxGrup		
							F	p	η _p ²
Gövde ekstansör Kas Kuvveti (30°/sn)	40Hz	333,80±86,37	380,93±87,82	-47,133	9,585	< 0,001	3,563	0,037	0,145
	25Hz	352,20±80,36	383,80±72,26	-31,600	9,585	0,002			
	0Hz	300,53±77,59	311,60±79,02	-11,067	9,585	0,255			
	Sig.	0,225	0,027						
Gövde Fleksör Kas Kuvveti (30°/sn)	40Hz	194,93±28,03	220,66±27,90	-25,733	5,144	< 0,001	3,772	0,031	0,152
	25Hz	198,80±19,70	206,00±23,10	-7,200	5,144	0,169			
	0Hz	193,13±30,93	203,13±32,88	-10,000	5,144	0,059			
	Sig.	0,838	0,202						

X: Ortalama SS: Standart Sapma



Şekil 4.3. Eksantrik gövde ekstansör kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi



Şekil 4.4. Eksantrik gövde fleksör kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi

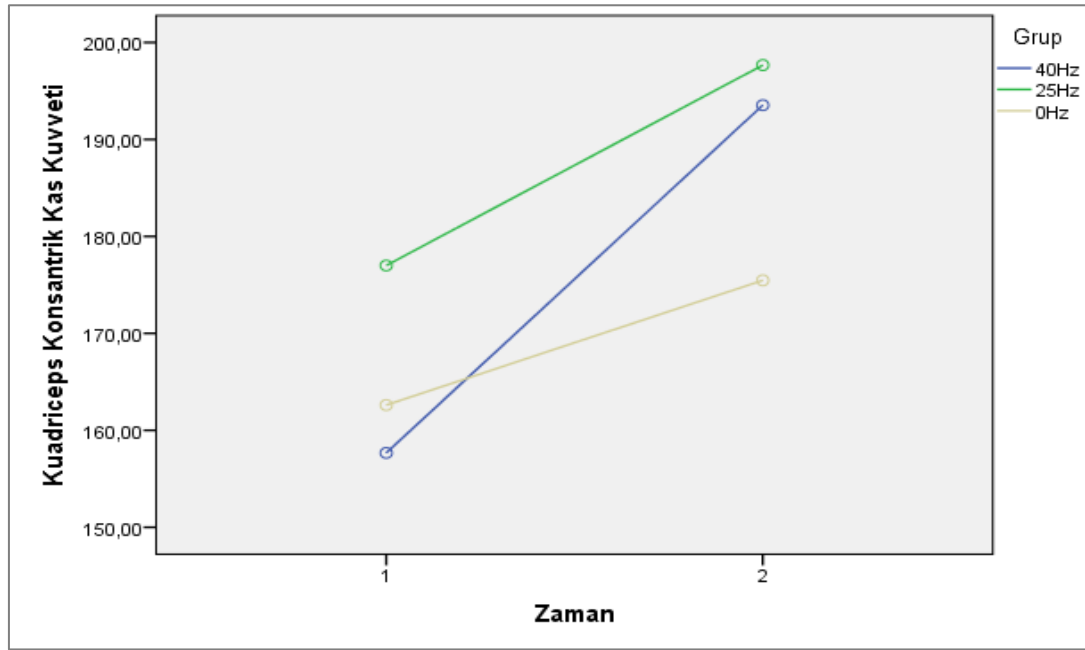
4.3. Alt Ekstremité Kas Kuvveti Analizleri

Alt ekstremité kaslarından hamstring ve kuadriceps kas kuvveti 60°/sn açısal hızda konsantrik modda değerlendirilmiştir. Zaman*Grup etkileşimi açısından hem kuadriceps hem de hamstring kas kuvvetinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta kuadriceps kas kuvveti eğitim öncesi verileri benzerdir. Aynı şekilde eğitim sonrası verileri de benzerdir. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta hamstring kas kuvveti eğitim öncesi verileri istatistiksel olarak farklıdır. Aynı şekilde eğitim sonrası verileri de istatistiksel olarak farklıdır. Hem kuadriceps hem de hamstring kas kuvvetinde 40 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Benzer şekilde hem kuadriceps hem de hamstring kas kuvvetinde 25 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Kuadriceps kas kuvvetinde 0 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Ancak hamstring kas kuvvetinde 0 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. (Çizelge 4.4.).

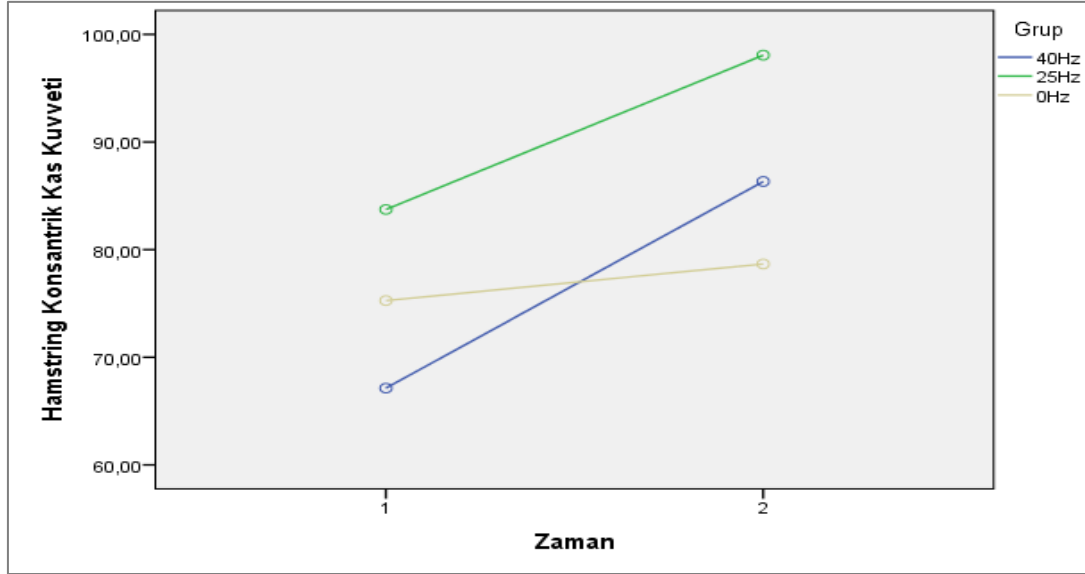
Çizelge 4.4. Katılımcıların kuadriceps ve hamstring konsantrik kas kuvveti değerlendirmeleri (60°/sn)

Test	Grup	Eğitim Öncesi (X±SS)	Eğitim Sonrası (X±SS)	Ortalama Fark	Std. Hata	Sig	ZamanxGrup		
							F	p	η _p ²
Quadriceps Konsantrik Kas Kuvveti (60°/sn)	40Hz	157,66±34,07	193,53±25,25	-35,867	6,228	<0,001	3,527	0,038	0,144
	25Hz	177,00±33,01	197,66±26,00	-20,667	6,228	0,002			
	0Hz	162,60±36,81	175,46±29,81	-12,867	6,228	0,045			
	Sig.	0,294	0,069						
Hamstring Konsantrik Kas Kuvveti (60°/sn)	40Hz	67,13±14,78	86,33±11,12	-19,200	2,794	<0,001	8,385	<0,001	0,285
	25Hz	83,73±14,73	98,06±17,71	-14,333	2,794	<0,001			
	0Hz	75,26±11,83	78,66±12,12	-3,40	2,794	0,230			
	Sig.	0,008	0,002						

X: Ortalama SS: Standart Sapma



Şekil 4.5. Kuadriceps konsantrik kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi



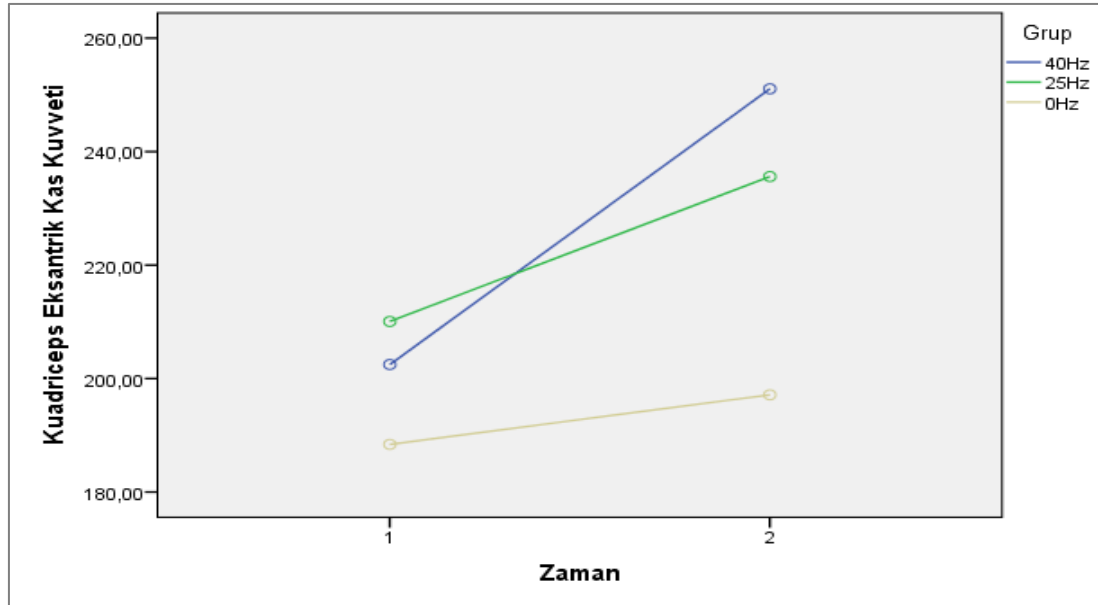
Şekil 4.6. Hamstring konsantrik kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi

Alt ekstremitte kaslarından hamstring ve kuadriceps kas kuvveti 60°/sn açısal hızda eksantrik modda değerlendirilmiştir. Zaman*Grup etkileşimi açısından hem kuadriceps hem de hamstring kas kuvvetinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta kuadriceps kas kuvveti eğitim öncesi verileri benzerdir. Ancak 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta kuadriceps kas kuvveti eğitim sonrası verileri istatistiksel olarak farklıdır. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta hamstring kas kuvveti eğitim öncesi verileri benzer olmakla birlikte 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta hamstring kas kuvveti eğitim sonrası verileri istatistiksel olarak farklıdır. Hem kuadriceps hem de hamstring kas kuvvetinde 40 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Aynı şekilde hem kuadriceps hem de hamstring kas kuvvetinde 25 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Ancak hem Kuadriceps hem de hamstring kas kuvvetinde 0 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. (Çizelge 4.5.).

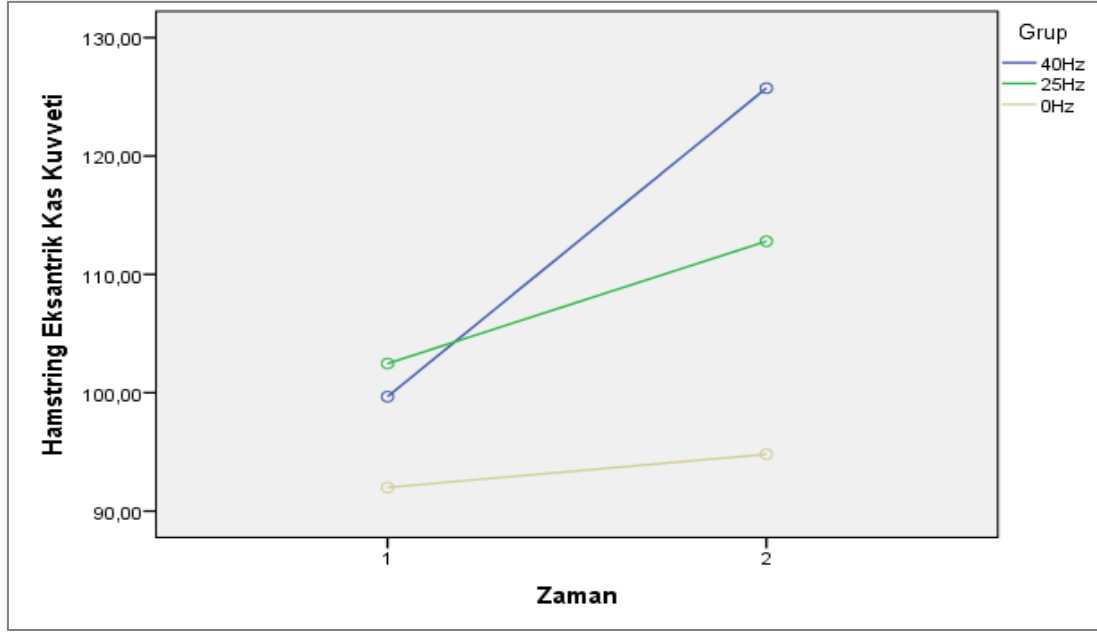
Çizelge 4.5. Katılımcıların kuadriceps ve hamstring eksantrik kas kuvveti değerlendirmeleri (60°/sn)

Test	Grup	Eğitim Öncesi (X±SS)	Eğitim Sonrası (X±SS)	Ortalama Fark	Std. Hata	Sig.	ZamanxGrup		
							F	p	η_p^2
Kuadriceps Eksantrik Kas Kuvveti (60°/sn)	40Hz	202,46±46,31	251,06±41,59	-48,600	6,382	<0,001	9,835	<0,001	0,319
	25Hz	210,06±46,03	235,60±48,15	-25,533	6,382	<0,001			
	0Hz	188,40±37,65	197,13±41,10	-8,733	6,382	0,178			
	Sig.	0,392	0,005						
Hamstring Eksantrik Kas Kuvveti (60°/sn)	40Hz	99,66±32,27	125,73±29,80	-26,067	2,849	<0,001	17,367	<0,001	0,453
	25Hz	102,46±20,54	112,80±20,65	-10,333	2,849	<0,001			
	0Hz	92,00±8,71	94,80±10,26	-2,800	2,849	0,331			
	Sig.	0,431	0,001						

X: Ortalama SS: Standart Sapma



Şekil 4.7. Kuadriseps eksantrik kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi



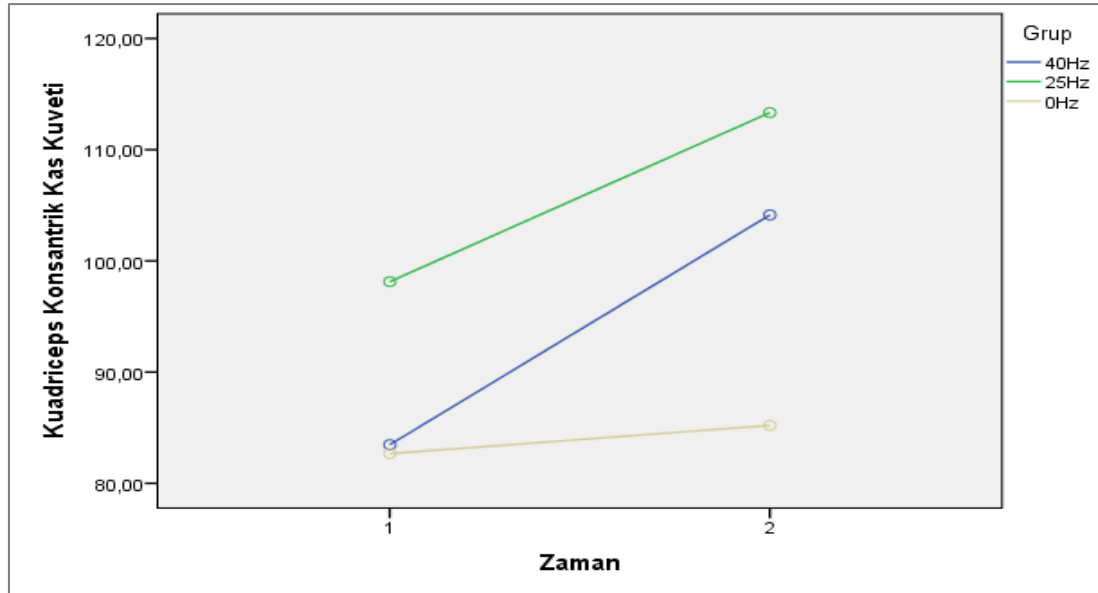
Şekil 4.8. Hamstring eksantrik kas kuvveti zaman*grup etkileşimi

Alt ekstremitte kaslarından hamstring ve kuadriceps kas kuvveti $180^{\circ}/sn$ açısal hızda konsantrik modda değerlendirilmiştir. Zaman*Grup etkileşimi açısından hem kuadriceps hem de hamstring kas kuvvetinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta kuadriceps kas kuvveti eğitim öncesi verileri benzerdir. Aynı şekilde eğitim sonrası verileri de benzerdir. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta hamstring kas kuvveti eğitim öncesi verileri istatistiksel olarak farklıdır. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta hamstring kas kuvveti eğitim sonrası verileri de istatistiksel olarak farklıdır. Hem kuadriceps hem de hamstring kas kuvvetinde 40 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Aynı şekilde hem kuadriceps hem de hamstring kas kuvvetinde 25 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Ancak hem kuadriceps hem de hamstring kas kuvvetinde 0 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Çizelge 4.6.).

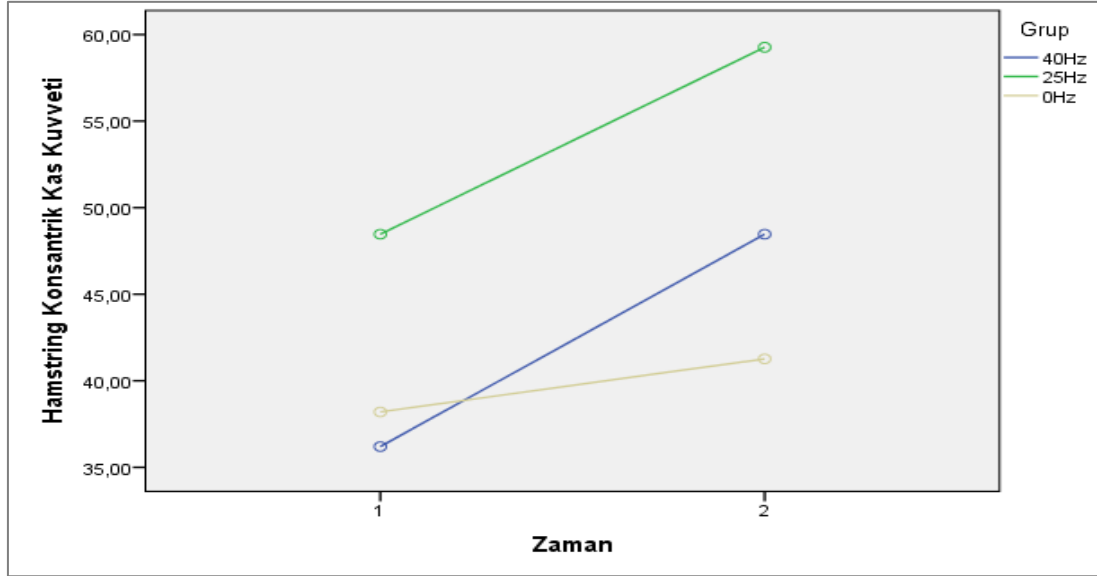
Çizelge 4.6. Katılımcıların kuadriceps ve hamstring konsantrik kas kuvveti değerlendirmeleri (180°/sn)

Test	Grup	Eğitim Öncesi (X±SS)	Eğitim Sonrası (X±SS)	Ortalama Fark	Std. Hata	Sig	ZamanxGrup		
							F	p	η _p ²
Quadriceps Konsantrik Kas Kuvveti (180°/sn)	40Hz	83,46±24,85	104,13±25,18	-20,667	4,639	< 0,001	4,021	0,025	0,161
	25Hz	98,13±24,90	113,33±21,72	-15,200	4,639	0,002			
	0Hz	82,66±18,81	85,20±17,49	-2,533	4,639	0,588			
	Sig.	0,093	0,238						
Hamstring Konsantrik Kas Kuvveti (180°/sn)	40Hz	36,20±13,44	48,46±13,74	-12,267	2,657	< 0,001	3,462	0,041	0,142
	25Hz	48,46±11,20	59,26±12,30	-10,80	2,657	< 0,001			
	0Hz	38,20±11,80	41,26±11,38	-3,067	2,657	0,255			
	Sig.	0,019	0,001						

X: Ortalama SS: Standart Sapma



Şekil 4.9. Kuadriseps konsantrik kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi (180°/sn)



Şekil 4.10. Hamstring konsantrik kas kuvveti (Nm) zaman*grup etkileşimi (180°/sn)

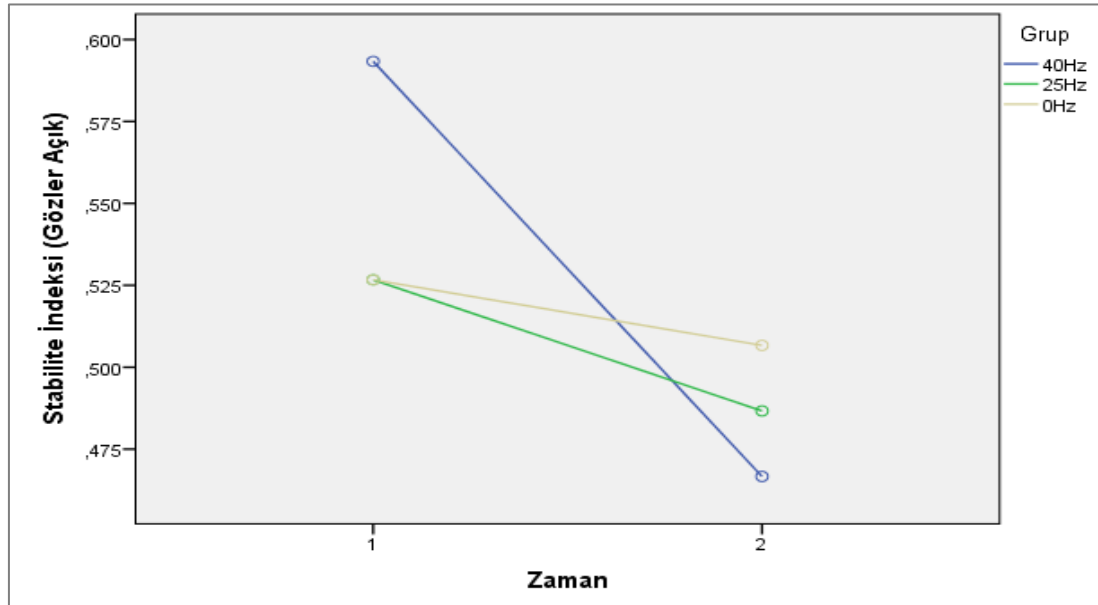
4.4. Denge Analizi

Katılımcıların dengeleri Biodex postürografi cihazı üzerinde gözler açık ve kapalı olarak tek bacak üzerinde değerlendirildi. Zaman*Grup etkileşimi açısından hem gözler açık hem de gözler kapalı test skorlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta hem gözler açık hem de postüral stabilite skorları eğitim öncesi verileri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Aynı şekilde 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta hem gözler açık hem de postüral stabilite skorları eğitim sonrası verileri de istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Gözler açık olarak gerçekleştirilen testte 40 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Gözler kapalı olarak gerçekleştirilen testte 40 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Hem gözler açık hem de kapalı olarak gerçekleştirilen testte 25 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Aynı şekilde hem gözler açık hem de kapalı olarak gerçekleştirilen testte 0 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Çizelge 4.7.).

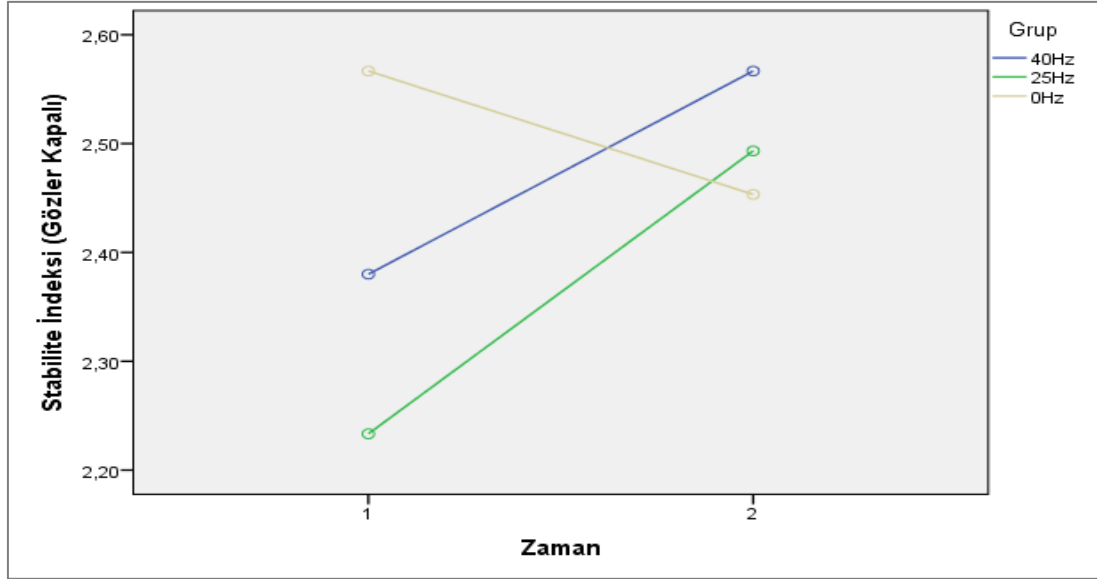
Çizelge 4.7. Katılımcıların statik denge analizleri

Test	Grup	Eğitim Öncesi (X±SS)	Eğitim Sonrası (X±SS)	Ortalama Fark	Std. Hata	Sig	ZamanxGrup		
							F	p	η _p ²
Gözler Açık Tek Bacak(sağ)	40Hz	0,59±0,30	0,46±0,13	0,127	0,057	0,032	0,988	0,381	0,045
	25Hz	0,52±0,13	0,48±0,16	0,040	0,057	0,487			
	0Hz	0,52±0,11	0,50±0,10	0,020	0,057	0,728			
	Sig.	0,587	0,742						
Gözler Kapalı Tek Bacak(sağ)	40Hz	2,38±0,61	2,56±1,06	-0,187	0,247	0,455	0,639	0,533	0,030
	25Hz	2,23±0,99	2,49±0,72	-0,260	0,247	0,299			
	0Hz	2,56±0,64	2,45±0,72	0,113	0,247	0,649			
	Sig.	0,501	0,934						

X: Ortalama SS: Standart Sapma



Şekil 4.11. Gözler açık stabilite indeksi zaman*grup etkileşimi



Şekil 4.12. Gözler kapalı stabilite indeksi zaman*grup etkileşimi

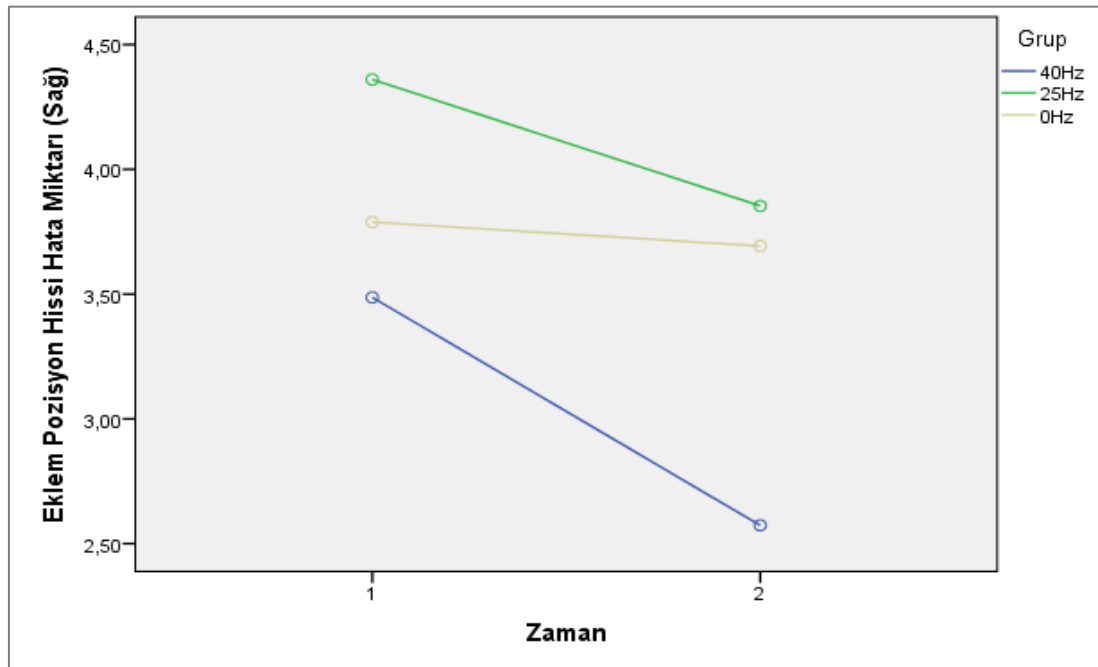
4.5. Eklem pozisyon Hissi Analizi

Katılımcıların Eklem pozisyon hisleri izokinetik dinamometrede 45° lik diz fleksiyon açısında değerlendirildi. Zaman*Grup etkileşimi açısından hem sağ ekstremitte eklem pozisyon hissi hem de sol ekstremitte eklem pozisyon hissi test skorlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta sağ ekstremitte eklem pozisyon hissi eğitim öncesi verileri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Aynı şekilde 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta sağ ekstremitte eklem pozisyon hissi eğitim sonrası verileri de istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta sol ekstremitte eklem pozisyon hissi eğitim öncesi verileri benzer bulunmuştur. Ancak 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta sol ekstremitte eklem pozisyon hissi eğitim sonrası verileri istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. Hem sağ hem de sol ekstremitte 40 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Benzer olarak Hem sağ hem de sol ekstremitte diğer gruplarda da kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. (Çizelge 4.8.).

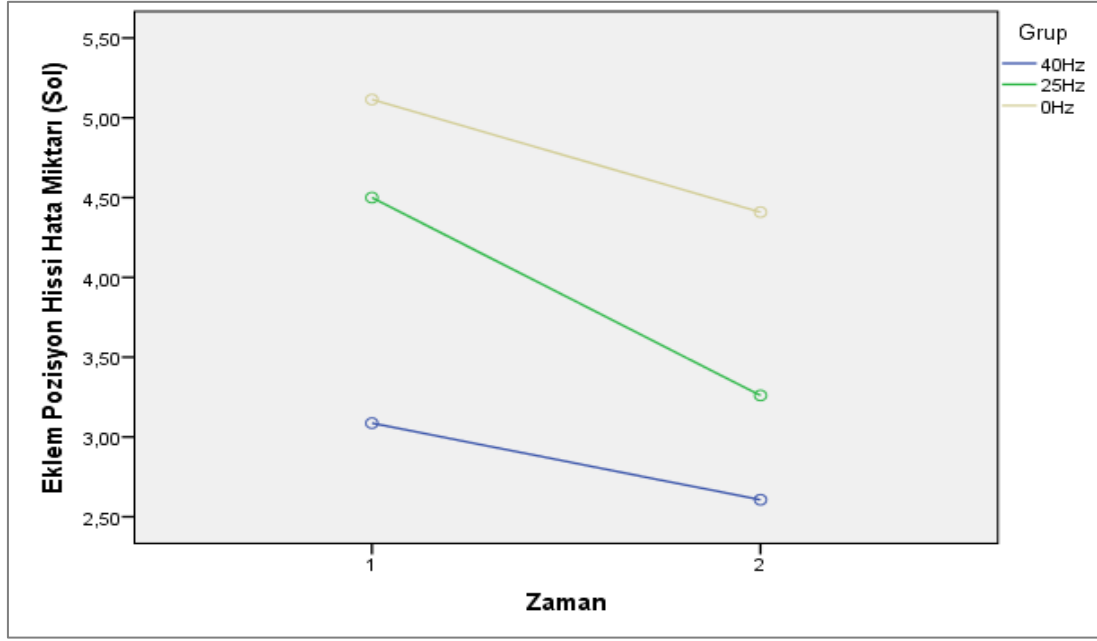
Çizelge 4.8. Katılımcıların eklem pozisyon hissi değerlendirmesi

Test	Grup	Eğitim Öncesi (X±SS)	Eğitim Sonrası (X±SS)	Ortalama Fark	Std. Hata	Sig	ZamanxGrup		
							F	p	η_p^2
Eklem Pozisyon Hissi (Sağ)	40Hz	3,48±2,06	2,57±1,61	0,913	0,619	0,148	0,435	0,650	0,020
	25Hz	4,36±2,34	3,85±1,51	0,507	0,619	0,418			
	0Hz	3,78±2,43	3,69±2,03	0,096	0,619	0,878			
	Sig.	0,573	0,102						
Eklem Pozisyon Hissi (Sol)	40Hz	3,08±1,39	2,60±1,28	0,480	0,734	0,516	0,283	0,755	0,013
	25Hz	4,50±2,95	3,26±1,53	1,240	0,734	0,098			
	0Hz	5,11±2,68	4,40±2,31	0,706	0,734	0,341			
	Sig.	0,077	0,026						

X: Ortalama SS: Standart Sapma



Şekil 4.13. Eklem pozisyon hissi sağ (cm) zaman*grup etkileşimi



Şekil 4.14. Eklem pozisyon hissi sol (cm) zaman*grup etkileşimi

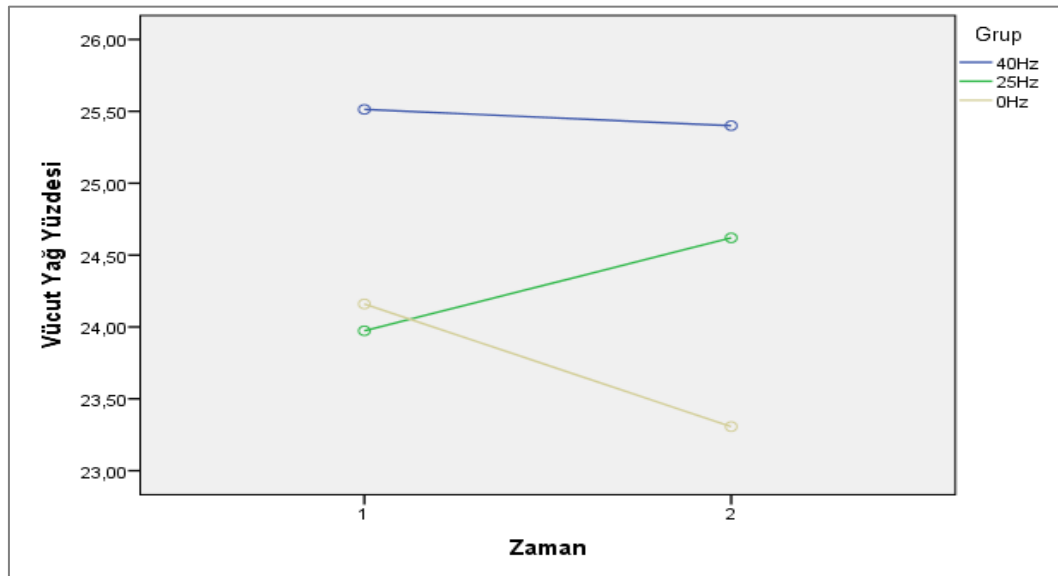
4.6. Vücut Kompozisyonu Analizleri

Vücut kompozisyonu genel vücut yağ yüzdesi ve gövde yağ yüzdesi ile değerlendirildi. Zaman*Grup etkileşimi açısından hem vücut yağ yüzdesi hem de gövde yağ yüzdesinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Hem vücut yağ yüzdesi hem de gövde yağ yüzdesi 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta eğitim öncesi verileri istatistiksel olarak benzerdir. Aynı şekilde 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta eğitim sonrası verileri de istatistiksel olarak benzerdir. Hem vücut yağ yüzdesi hem de gövde yağ yüzdesinde 40 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Benzer olarak diğer grupların da kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Çizelge 4.9.).

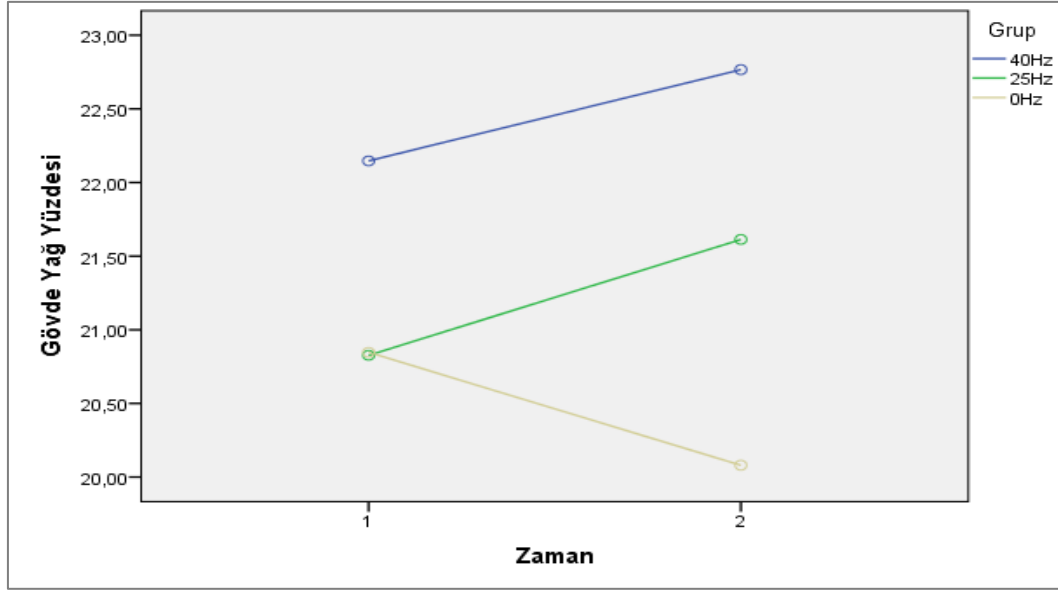
Çizelge 4.9. Katılımcıların vücut kompozisyonu değerlendirmeleri

Test	Grup	Eğitim Öncesi (X±SS)	Eğitim Sonrası (X±SS)	Ortalama Fark	Std. Hata	Sig	ZamanxGrup		
							F	p	η _p ²
Vücut Yağ %	40Hz	25,51±7,20	25,40±7,33	0,113	0,464	0,808	2,611	0,085	0,111
	25Hz	23,97±5,85	24,62±6,94	-0,647	0,464	0,171			
	0Hz	24,16±4,36	23,30±5,19	0,853	0,464	0,073			
	Sig.	0,741	0,679						
Gövde Yağ %	40Hz	22,14±9,05	22,76±8,47	-0,620	0,619	0,322	1,898	0,163	0,083
	25Hz	20,82±7,50	21,61±7,43	-0,787	0,619	0,211			
	0Hz	20,84±6,22	20,08±6,69	0,767	0,619	0,222			
	Sig.	0,865	0,625						

X: Ortalama SS: Standart Sapma



Şekil 4.15. Vücut yağ yüzdesi zaman*grup etkileşimi



Şekil 4.16. Gövde yağ yüzdesi zaman*grup etkileşimi

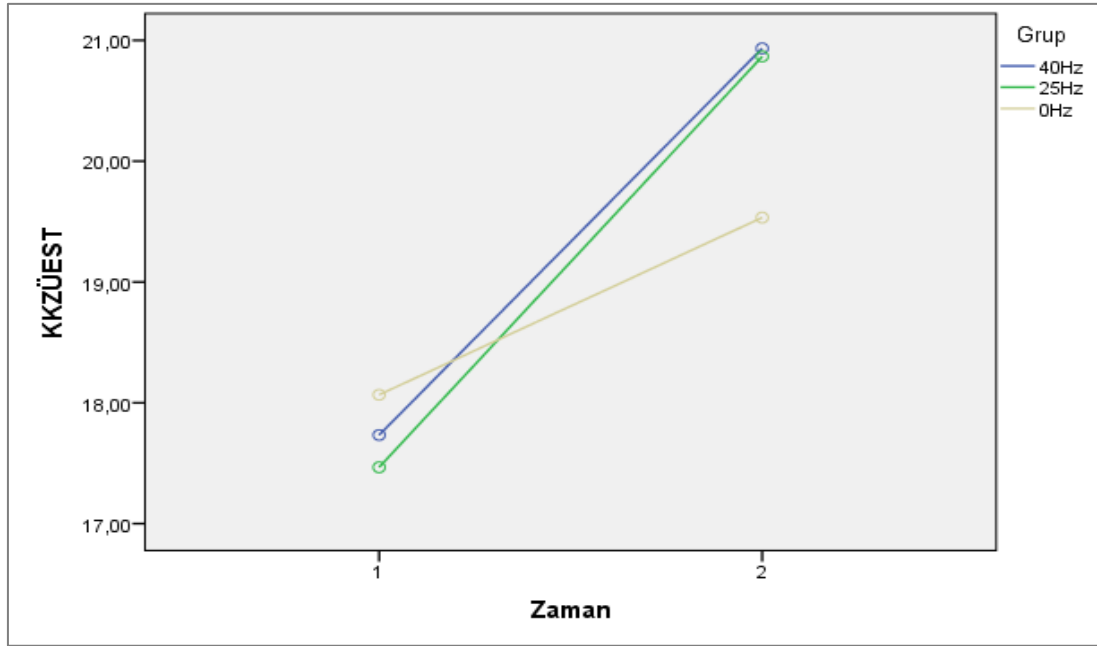
4.7. Üst Ekstremité Performans Analizi

Katılımcıların üst ekstremité performans değerlendirmesi Kapalı Kinetik Zincir Üst Ekstremité Stabilite Testi (KKZÜEST) ile değerlendirildi. Zaman*Grup etkileşimi açısından KKZÜEST’de istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta KKZÜEST skorları eğitim öncesi verileri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Aynı şekilde 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta KKZÜEST skorları eğitim sonrası verileri de istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. 40 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Ayrıca diğer grupların da kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. (Çizelge 4.10.).

Çizelge 4.10. Katılımcıların üst ekstremité fonksiyonel değerlendirmeleri

Test	Grup	Eğitim Öncesi (X±SS)	Eğitim Sonrası (X±SS)	Ortalama Fark	Std. Hata	Sig	ZamanxGrup		
							F	p	η_p^2
KKZÜEST	40Hz	17,73±2,96	20,93±3,21	-3,200	0,516	<0,001	4,246	0,021	0,168
	25Hz	17,46±3,13	20,86±2,38	-3,400	0,516	<0,001			
	0Hz	18,06±1,83	19,53±1,99	-1,467	0,516	0,007			
	Sig.	0,832	0,258						

X: Ortalama SS: Standart Sapma



Şekil 4.17. Kapalı kinetik zincir üst ekstremité stabilite testi zaman*grup etkileşimi

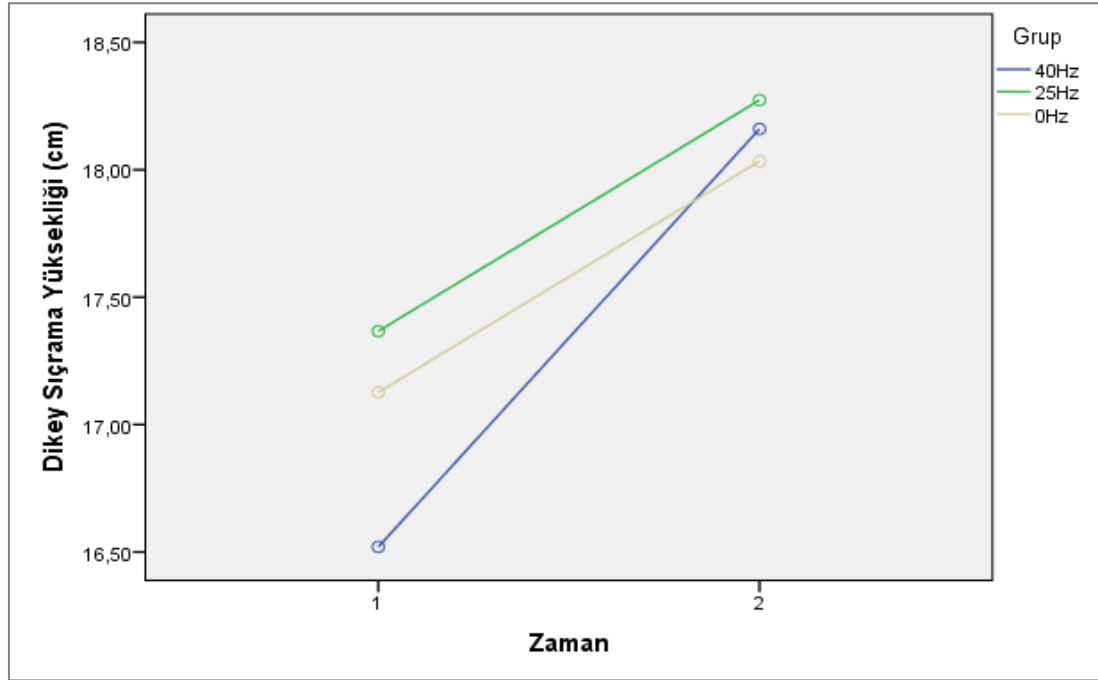
4.8. Anaerobik Performans Analizi

Katılımcıların anaerobik performans analizleri dikey sıçrama uzunlukları ve dikey sıçrama esnasında ürettikleri maksimum konsantrik güç ile değerlendirildi. Zaman*Grup etkileşimi açısından hem dikey sıçrama uzunluğu hem de maksimum konsantrik güç test skorlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Hem dikey sıçrama uzunluğu hem de maksimum konsantrik güç skorları 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta eğitim öncesi verileri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Aynı şekilde hem dikey sıçrama uzunluğu hem de maksimum konsantrik güç skorları 40 Hz, 25 Hz ve vibrasyonsuz grupta eğitim sonrası verileri de istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Hem dikey sıçrama uzunluğunda hem de maksimum konsantrik güçte 40 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Benzer olarak hem dikey sıçrama uzunluğunda hem de maksimum konsantrik güçte 25 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Ancak dikey sıçrama uzunluğunda 0 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken maksimum konsantrik güçte 0 Hz eğitim grubu kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Çizelge 4.11.).

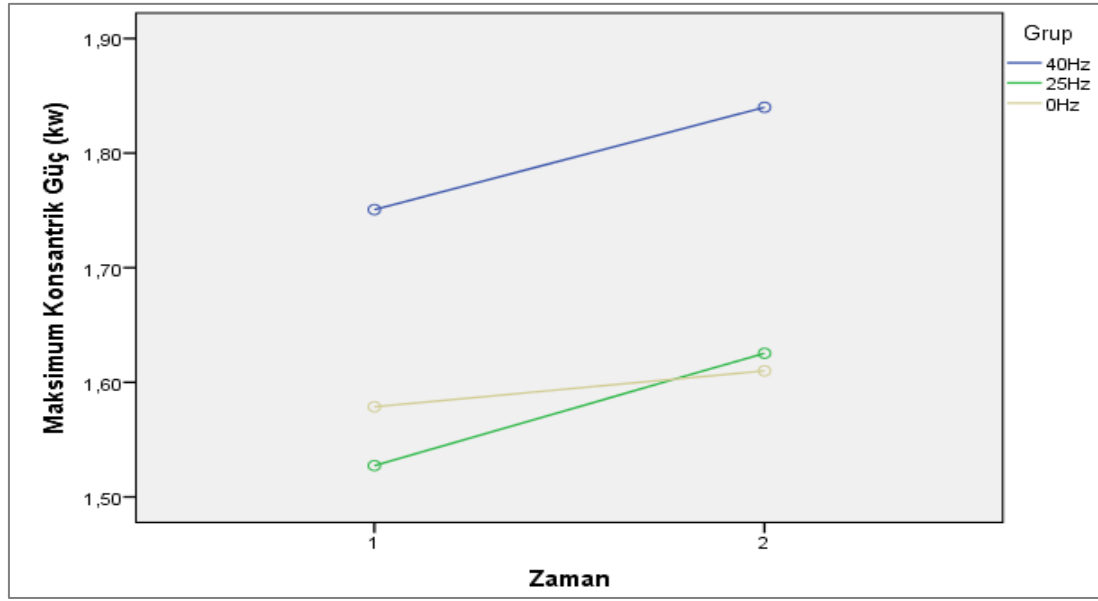
Çizelge 4.11. Katılımcıların anaerobik performans analizleri

Test	Grup	Eğitim Öncesi (X±SS)	Eğitim Sonrası (X±SS)	Ortalama Fark	Std. Hata	Sig.	ZamanxGrup		
							F	p	η_p^2
Dikey Sıçrama Uzunluğu (cm)	40Hz	16,52±2,41	18,16±2,97	-1,640	0,427	<0,001	0,982	0,383	0,045
	25Hz	17,36±2,70	18,27±2,49	-0,907	0,427	0,040			
	0Hz	17,12±2,32	18,03±3,16	-0,907	0,427	0,040			
	Sig.	0,634	0,975						
Maksimum Konsantrik Güç (kw)	40Hz	1,75±0,68	1,84±0,74	-0,089	0,039	0,025	0,884	0,421	0,040
	25Hz	1,52±0,28	1,62±0,29	-0,098	0,039	0,015			
	0Hz	1,57±0,21	1,61±0,23	-0,031	0,039	0,421			
	Sig.	0,363	0,350						

X: Ortalama SS: Standart Sapma



Şekil 4.18. Dikey sıçrama yüksekliği (cm) zaman*grup etkileşimi



Şekil 4.19. Maksimum konsantrik güç (kw) zaman*grup etkileşimi

5. TARTIŞMA

Bu çalışma ile farklı frekanslarda verilen 6 haftalık TVV eğitiminin gövde kas kuvveti, denge, eklem pozisyon hissi ve diğer performans parametreleri üzerine etkileri araştırılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre, gövde ve alt ekstremita kas kuvveti açısından kontrol grubunda herhangi bir değişiklik gözlemlenmezken, 40 Hz ve 25 Hz frekans gruplarında anlamlı artış olduğu ancak denge, eklem pozisyon hissi, vücut kompozisyonu gibi parametrelerde her 3 grupta da anlamlı değişimlerin olmadığı gösterilmiştir. Ayrıca üst ekstremita fonksiyon skorları ve anaerobik performans analizlerinde her 3 grubun da benzer oranda artış gösterdiği ortaya konmuştur.

Sportif ve günlük aktivitelerin başarılı bir şekilde gerçekleştirilmesinde gövde stabilizasyonunun anahtar rol oynadığı birçok çalışmada belirtilmiştir. Gövde kaslarının yeterli kuvvet ve dayanıklılığa sahip olmaması enerji aktarımı ve absorpsiyonu gibi fonksiyonların zayıflamasına, eklemler üzerindeki kompresyon streslerinin artmasına sebep olacaktır. Hareket kalitesinin azalması ve uygun olmayan hareket mekaniklerinin oluşması ile karakterize bu durum sporcuların yaralanmasında zemin oluşturabilir [140]. Kor antrenmanları sadece atletik popülasyonda değil aynı zamanda hastalarda ve antrenmansız yetişkinlerde de uygulanmaktadır. İyi gelişmiş gövde kas kuvveti, omurgayı stabilize etmede, bel ağrısı ve çeşitli ortopedik problem risklerini azaltmada önemli bir rol oynar [141]. Maeda ve arkadaşları sağlıklı yetişkinlerde TVV antrenmanının gövde kas kuvveti üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Çalışmaya toplam 21 sağlıklı birey katılmıştır. Katılımcıların 10'u 30 Hz'lik TVV grubuna dahil olurken, diğer 10'u aynı egzersizleri TVV olmadan gerçekleştirmiştir. Bireyler 8 hafta boyunca haftada 3 kez antrenman gerçekleştirmiştir. Çalışmalarının ana sonuç ölçüsü izometrik fleksör gövde kas kuvveti iken ve değerlendirmede Isoforce GT-350 kullanılmıştır. Çalışma bulguları, TVV grubunun gövde-fleksör kas kuvvetinde kontrol grubuna göre daha fazla gelişme olduğunu göstermiştir [139]. Wang ve arkadaşlarının kronik bel ağrısı olan hastalarda TVV eğitiminin gövde kas kuvveti üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında hastalar randomize olarak deney grubu ve kontrol grubuna seçilmiştir. Müdahale grubu 3 ay boyunca haftada iki kez 18Hz'lik TVV eğitime katılmıştır. Kontrol grubuna ise 3 ay boyunca haftada iki kez genel egzersiz programı uygulanmıştır. TVV eğitim protokolü çift bacak duruşu, derin çömelme, alt sırt ekstansiyonu, köprü pozu ve sınav olacak şekilde beş egzersizden oluşmaktadır. Kontrol grubundaki katılımcılar aynı egzersizleri TVV olmadan gerçekleştirmişlerdir. Bu

çalışma, TVV eğitiminin kronik bel ağrısında genel egzersiz programına göre daha faydalı etkiler açığa çıkardığını göstermiştir [142]. Direnç egzersiz eğitimleri kas kuvveti ve dayanıklılığı üzerinde pozitif etkilere sahiptir. Son zamanlarda TVV ile birlikte dirençli egzersiz antrenmalarının popülaritesi de artmıştır. Osawa ve arkadaşları TVV ile birlikte dirençli egzersiz eğitiminin, tek başına dirençli egzersiz eğitime karşı üstünlüğü olup olmadığını araştırmışlardır. Bu amaçla 18 antrene olmayan birey (21-39 yaş), TVV ile kombine dirençli egzersiz grubuna veya TVV olmaksızın dirençli egzersiz grubuna rastgele seçilmiştir. Katılımcılar 12 hafta boyunca alt ekstremit ve gövdeyi hedef alan toplam 8 farklı egzersiz gerçekleştirmiştir. 12 Haftalık antrenman boyunca TVV cihazındaki eğitim frekansı katılımcıların durumuna göre 30 Hz'den başlayıp 5'er Hz'lik artışlar göstererek 40 Hz'e kadar değişkenlik göstermiştir. Katılımcıların lomber ekstansiyon kuvveti izometrik lomber ekstansiyon cihazı ile değerlendirilmiştir. Araştırma bulgularına göre TVV grubu ile kontrol grubu arasında lomber ekstansiyon kuvveti açısından anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir. Bu çalışma, TVV ile kombine edilen 12 haftalık dirençli egzersiz eğitiminin, tek başına dirençli egzersiz eğitime kıyasla gövde kas kuvveti gelişiminde üstünlük sağlamadığını ortaya koymuştur [143]. TVV eğitimleri için birçok frekans seçeneği mevcuttur. Ancak bu frekansların birbirlerine üstünlüğü kanıtlanamamıştır. Ye ve arkadaşları, farklı frekanslardaki TVV eğitimlerinin sağlıklı genç yetişkinlerde gövde kas performansı üzerindeki anlık etkilerini araştırmıştır. Çalışmaya 30 sağlıklı katılımcı dahil edilmiş ve her katılımcıya 25 Hz, 40 Hz ve 0 Hz frekanslarında 3 seans vibrasyon egzersizi uygulanmıştır. Her TVV egzersiz seansından önce ve sonra bireyler gövde kas kuvveti ve dayanıklılığı açısından değerlendirilmiştir. 25 Hz'lik TVV egzersizinden sonra gövde ekstansör kuvvetinde önemli bir artış görülürken, fleksörler için aynı etki ortaya konulamamıştır. Araştırmacılar, düşük frekanslı kısa süreli TVV eğitiminin sağlıklı bireylerde gövde ekstansör kuvvetinin geliştirilmesinde etkili olduğunu öne sürmüştür. Yazarlar bu durumun nedeninin ise egzersiz eğitimleri esnasında nötral pozisyonun korunmasında gövde ekstansörlerinin fleksörlere oranla daha fazla çalışmasına bağlamışlardır. [144]. Literatürde TVV eğitimlerinin gövde kasları üzerine etkinliğini araştıran çok az sayıda çalışma yer almaktadır. Bu çalışmalarda sıklıkla tek bir frekans ile eğitim verilmekte olup sadece tek bir çalışmada 2 ayrı frekans seçeneği karşılaştırılmıştır. Bu çalışma da yalnızca 3 seanslık kısa bir eğitimin sonuçlarını göstermektedir. Ayrıca yukarıda belirtilen çalışmalar sadece konsantrik kuvvet üzerinden değerlendirilmiştir. Planlanan bu çalışmada 6 haftalık eğitimin etkinliği araştırılmış olup aynı zamanda birden fazla frekans seçenekleri birbiri ile kıyaslanmıştır. Bu eğitimin gövde kas kuvveti üzerine

etkisi izokinetik dinamometrede hem konsantrik hem de eksantrik modda gösterilmiştir. Çalışma bulgularımız 60°/sn konsantrik ve 30 °/sn eksantrik gövde kas kuvvetinde hem ekstansör hem de fleksör kas grubunda vibrasyonsuz olarak gerçekleştirilen eğitimlere göre 25 Hz ve 40 Hz'lik frekanslarda gerçekleştirilen eğitimlerin daha etkin olduğunu göstermiştir. Sonuçlarımız bu etkileri ile literatürdeki diğer çalışmalar ile paralellik göstermektedir. Çalışmamız ek olarak 40 Hz'lik frekansın 25 Hz frekansta gerçekleştirilen eğitime göre kas kuvveti artışında daha etkili olduğunu ortaya koymuştur. Bu bakımdan Ye ve arkadaşlarının araştırma sonuçları ile örtüşmemektedir. Bu farklılığın temel nedeninin ise diğer çalışmada tek bir egzersizin sadece 3 seans uygulanıp, uzun dönem etkinliğinin gösterilmemiş olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Kuadriseps femoris ve hamstring kasları alt ekstremitenin en aktif güç üreticileridir. Bu kaslar hemen hemen tüm sportif ve günlük aktivitelerde rol almaktadır. Bu kas çifti için tanımlanmış kas kuvvet oranları birçok yaralanmanın habercisi olabilmektedir [145]. Ayrıca kuadriseps femoris alt ekstremita ile ilişkili cerrahiler sonrası refleks inhibisyona bağlı olarak en fazla atrofiye uğrayan kastır. Tüm bu sebeplerden dolayı kuadriseps femoris ve hamstring kas kuvvetinin optimal düzeyde olması büyük önem arz etmektedir. Costantino ve arkadaşları ön çapraz bağ cerrahisi sonrası TVV eğitimlerinin kuadriseps ve hamstring kas grupları üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmalarında aktif kontrol grubunda yer alan sporculara konvansiyonel tedavi programı uygulanırken, vibrasyon grubundaki sporculara konvansiyonel tedaviye ek olarak 26 Hz'lik frekansda TVV cihazında egzersiz eğitimi vermişlerdir. 8 haftalık eğitimin etkisi Biodex izokinetik dinamometre ile değerlendirilmiştir. Araştırma sonuçları konvansiyonel tedavi yöntemlerine ek olarak TVV'da egzersiz eğitiminin konvansiyonel tedaviye göre daha etkili olduğunu ve hamstring-kuadriseps kas kuvvetinde istenilen düzeyde artış sağlandığını göstermiştir [146]. Bokaeian ve arkadaşları osteoartritli bireylerde TVV eğitimlerinin kuadriseps ve hamstring kas grupları üzerindeki etkisini araştırmıştır. Bu amaçla oluşturdukları gruplardan ilki hamstring ve kuadriseps kaslarına yönelik kuvvetlendirme programına dahil edilirken ikinci gruba bu egzersizlere ek olarak TVV cihazında izometrik squat egzersizleri yaptırılmıştır. Haftada 3 gün 8 haftalık eğitimin etkisi Biodex izokinetik dinamometre ile değerlendirilmiştir. Kuvvetlendirme programına ek olarak TVV cihazı ile verilen eğitimin sadece kuvvetlendirme programına göre daha üstün olduğu gösterilmiştir [147]. Ancak farklı olarak Delecluse ve arkadaşları ise sprinterlerde diz ekstansör ve fleksör kuvvetine olan etkilerini araştırmıştır. 20 üst düzey antrene sporcunun dahil edildiği çalışmadan sporcular kontrol

grubu ve TVV grubu olmak üzere randomize olarak 2' ye ayrılmıştır. Kontrol grubundaki sporcular kendi olağan antrenmanlarına devam ederken, TVV grubundaki sporcular ek olarak 5 haftalık TVV eğitimlerine dahil edilmiştir. Vibrasyon frekansı ise 35 Hz ile başlayıp 40 Hz ile sonlandırılmıştır. Eğitimlerin etkinliği motor yardımcı bir dinamometre ile değerlendirilmiştir. Çalışma bulguları sprinterlerde hız-kuvvet performansını artırmak için geleneksel antrenman programına göre TVV eğitimlerinin ilave bir etkisinin olmadığını göstermiştir [148]. Zaten üst düzey, antrene bir sporcu grubunun uyguladığı antrenman programı ile optimal hız-kuvvet performansı elde edebilmesi mümkün olabilmektedir. TVV egzersizlerinin bu anlamda bir katkısı olmamıştır. Giminiani ve arkadaşları ise alt ekstremit kaslarından gastrokinemus ve vastus lateralisin TVV sırasında hangi frekansa daha yüksek kassal aktivasyon gösterdiğini araştırmışlardır. 9 ayrı frekans esnasında kayıt yapan araştırmacılar Gastrokinemus için 25–35 Hz frekans aralığının ideal olduğunu gösterirken, vastus lateralisin 45-55Hz'lik frekans seviyelerinde en yüksek kassal aktivasyon yanıtları oluşturduğunu bildirmişlerdir [149]. Çalışma bulgularımız literatürdeki birçok çalışma ile benzer nitelik taşımaktadır. 60°/sn konsantrik, 60°/sn eksantrik kas kuvvet değerlerinde ve 180°/sn konsantrik kassal endurans testinde hem kuadriseps hem de hamstring kas grubu 25 Hz'lik ve 40 Hz'lik vibrasyon grubunda anlamlı artışlar gösterirken, TVV olmaksızın egzersizlerin gerçekleştirildiği grupta bu artış ortaya konulamamıştır. Eğitim sonuçları detaylı olarak incelendiğinde 40 Hz frekansa gerçekleşen eğitimlerin, 25 Hz frekansa gerçekleşen eğitimlere göre üstünlüğünü görmekteyiz. Bu yönüyle Giminiani ve arkadaşlarının kuadriseps kasının daha yüksek frekanslarda daha güçlü yanıtlar oluşturduğunu ortaya koyan çalışması ile de örtüşmektedir. TVV cihazında verilen eğitimin etkinliğinin gösterilemediği çalışmada ise yazarlar bu durumun nedenini TVV protokolünün yoğunluğunun ve hacminin bu üst düzey antrenmanlı sporcular için yeterince yüksek olamayabileceğinden kaynakladığını ifade etmişlerdir.

Postüral stabilite bireylerin denge yeteneğini ifade etmede en sık kullanılan ve araştırılan parametre olmuştur. Postüral stabilizasyon başarısı ve fonksiyonel hareket kalitesi bireylerin günlük ve atletik aktivitelerindeki anahtar elementlerini oluşturmaktadır. Azalmış postüral kontrol, dinamik ve statik koşullar altında vücut ağırlık merkezinin destek yüzeyi sınırları içerisinde tutulmasını zorlaştıracaktır [150]. Bireylerin sportif başarısını direk olarak etkileyebilecek bu durum olası yaralanma riskini de artıracaktır. Ritzman ve arkadaşları TVV cihazı ile gerçekleştirilen egzersiz programı ile geleneksel egzersizlerin fiziksel uygunluğun denge parametresi üzerine olan etkilerini araştırmışlardır. Çalışmaya 38 sağlıklı

birey dâhil edilerek katılımcılar eşit 2 gruba ayrılmıştır. Her 2 grup da 4 hafta boyunca aynı egzersizler ile çalıştırılmış ancak vibrasyon grubu egzersizleri 25 Hz frekansa gerçekleştirirken, kontrol grubu düz zemin üzerinde uygulamışlardır. Katılımcıların denge performansları statik zemin üzerinde tek bacak COP (Center of Pressure) hareketi aracılığı ile değerlendirilmiştir. Ritzman ve arkadaşlarının çalışma bulguları vibrasyon üzerindeki eğitimin düz zemin üzerinde gerçekleştirilen eğitimlere göre daha etkin olduğunu göstermektedir. TVV grubundaki bireylerin AP (antero-posterior) ve ML (medio-lateral) yöndeki salınımları anlamlı derecede azalmış olarak bulunmuştur. Yazarlar araştırma sonuçlarını, nöromusküler kontroldeki gelişmeler ve eklem sertliğindeki artışla ilişkili olan vibrasyon uyarınının, ayak bileği ve diz eklemi stabilitesini geliştirmesi ve buna bağlı postüral kontrolün artması şeklinde yorumlamışlardır [91]. Ayak bileği propriyosepsiyonundaki eksikliklerin kronik ayak bileği instabilitesine neden olabileceği bilinmektedir [151]. TVV eğitimlerinin önleyici ve rehabilite edici bir araç olarak kullanılabileceği ön görüşü ile Guzman ve arkadaşları kronik ayak bileği instabilitesine sahip rekreasyonel sporcularda 6 haftalık TVV antrenman programının denge üzerine etkilerini araştırmışlardır. Çalışmaya dâhil edilen 50 sporcu randomize olarak 2 gruba ayrılmıştır. Gruplardan ilkinde bosu ile TVV cihazı kombine edilerek eğitim verilirken, diğer grupta yalnızca bosu kullanılarak eğitimler gerçekleştirilmiştir. TVV grubunda sabit bir vibrasyon frekansı kullanılmamıştır. Her 2 haftalık eğitim sonucunda frekans 5 Hz artırılarak ilerletilmiştir. Verilen eğitimlerin etkinliği Biodex denge sistemi ve star excursion denge testi ile değerlendirilmiştir. Çalışma bulguları 6 haftalık eğitim sonucunda TVV ile kombine bosu eğitiminin postüral stabiliteye olan etkisinin kontrol grubuna göre daha fazla olduğunu göstermiştir. Star excursion testinde ise her 2 grup arasında gelişim açısından fark bulunamamıştır [152]. Chang ve arkadaşları yine benzer bir popülasyon olan kronik ayak bileği instabilitesine sahip kadın sporcularda egzersiz eğitimlerinin etkinliğini araştırmışlardır. Toplam 63 katılımcı randomize olarak TVV grubu, denge grubu ve kontrol grubu olmak üzere 3 ayrı gruba ayrılmıştır. Müdahale grupları 3 farklı egzersizi 6 haftalık bir periyotta çalışmıştır. Vibrasyon grubunun çalışma frekansı 5 Hz olarak belirlenmiştir. Egzersiz eğitimlerinin denge performansı üzerine etkinliği star excursion test ile değerlendirilmiştir. Araştırma bulguları zaman*grup etkilişimi açısından gruplar arasında fark bulunmadığını göstermiştir [153]. Literatürde TVV eğitimlerinin denge üzerine etkilerini araştıran oldukça fazla çalışma yer almaktadır. Ancak bu çalışmalarda değerlendirme yöntemleri, egzersiz eğitimleri ve kullanılan vibrasyon frekansları değişiklik göstermektedir. Çalışmamız bulguları Chang ve arkadaşlarının yaptığı araştırma ile

benzerlik taşımaktadır. Verilen eğitimler zaman*grup etkileşimi açısından fark oluşturmamıştır. Guzman ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmanın aksine postüral stabilitede somut gelişmelerin ortaya konulamamış olmasının nedenini seçilen egzersizler ve kullanılan materyallerden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Guzman ve arkadaşları TVV cihazına kombine olarak egzersiz eğitimlerini bosu gibi unstable bir zemin üzerinde daha fazla duyuşal girdi kazanımını hedefleyerek gerçekleştirmiştir. Bu durumun yansıması olarak postüral stabilitedeki gelişimi görmek mümkün olacaktır. Ancak bu çalışmaların hiçbirinde TVV üzerinde farklı frekanslar karşılaştırılmamıştır. Bizim çalışmamızın üstün olduğu noktalardan biri de 2 ayrı frekansın etkinliğinin karşılaştırılmış olmasıdır.

Etkin nöromusküler kontrol ve dinamik eklem stabilitesi aynı zamanda doğru eklem pozisyonu hissi de dâhil olmak üzere kusursuz propriyoseptif bilgiyi gerektirir. Nöromusküler fonksiyonu ve propriyosepsiyonu (eklem pozisyon hissi) değiştiren herhangi bir müdahalenin, atletik performansın yanı sıra dinamik eklem stabilitesini ve yaralanma riskini de etkilemesi beklenebilir [154]. Hannah ve arkadaşları da TVV eğitiminin eklem pozisyon hissi üzerine etkilerini araştırdığı çalışmalarında deney grubu 30 Hz'lik vibrasyon frekansında izometrik squat egzersizleri gerçekleştirirken kontrol grubu vibrasyon olmaksızın aynı egzersizleri yapmışlardır. Eğitim öncesi ve sonrası katılımcıların eklem pozisyon hissi elektro-goniometre ile değerlendirilmiştir. Bu araştırma sonuçları tek seanslık egzersiz eğitiminin eklem pozisyon hissi üzerine etkisinin olmadığını göstermiştir [155]. Benzer olarak Pollock ve arkadaşları da tek seanslık 30 Hz'de gerçekleştirilen TVV eğitiminin aktif eklem pozisyon hissi üzerine olan etkilerini araştırmışlardır. 30, 60 ve 80 derecelik hedef fleksiyon açısında elektro-goniometre kullanılarak gerçekleştirilen araştırma sonuçları TVV üzerinde egzersiz sonrası 15 ve 30. dakikalarda eklem pozisyon hissi üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığını göstermiştir [156]. Bir başka çalışmada Chang ve arkadaşları 6 haftalık TVV egzersiz eğitiminin eklem pozisyon hissi üzerine olan etkisini kronik ayak bileği instabilitesine sahip bireylerde araştırmıştır. Kadın sporcular TVV grubu, denge egzersiz grubu ve kontrol grubu olmak üzere 3 ayrı gruba ayrılmıştır. Vibrasyon grubuna dâhil edilen bireyler egzersizlerini 5 Hz'lik frekansda gerçekleştirmiştir. Eğitim öncesi ve sonrası eklem pozisyon hissi izokinetik dinamometrede aktif ve pasif modda değerlendirilmiştir. Araştırma sonuçları vibrasyon ve denge egzersizi grubundaki bireylerde eklem pozisyon hissi hata payının istatistiksel olarak azaldığını ancak gruplar arasında fark oluşturmadığını ortaya koymuştur [153]. Farklı yaş gruplarında TVV egzersiz eğitiminin etkisinin araştırıldığı bir başka çalışmada yaşlı ve genç popülasyonlara 20 Hz frekansta 8

hafta boyunca TVV üzerinde egzersiz yaptırılmıştır. Araştırmanın ana bulguları denge ve eklem pozisyon hissi olan çalışmada araştırmacılar TVV eğitiminin yaşlı bireylerde postüral salınımları azalttığı ancak hem yaşlı hem de genç bireylerde eklem pozisyon hissi üzerinde herhangi bir etkisinin bulunmadığını belirtmiştir. Yazarlar eklem pozisyon hissinde gelişmenin ortaya konulamamış olmasını 20 Hz'lik frekansın kas içiği üzerindeki duysal reseptörleri yeterince aktifleştirememiş olmasından kaynaklandığını düşünmektedir. [157]. TVV eğitimlerinin eklem pozisyon hissi üzerine akut ve uzun dönem sonuçlarının araştırıldığı çalışmaların büyük bir kısmı güncel çalışmamız ile benzer sonuçları taşımaktadır. Araştırma bulgularımız 6 haftalık TVV cihazı ile ve TVV olmaksızın gerçekleştirilen egzersiz eğitimin aktif repozisyon test skoru üzerine etkisi olmadığını göstermiştir. Eklem pozisyon hissinde gelişim kaydedilmemesinin ana nedeni olarak araştırmaya katılan bireylerin nörolojik ya da proprioseptif bir defisitinin bulunmamasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca proprioseptif yolların daha fazla aktivasyonuna sebep olacak egzersizlerin programa dâhil edilmemiş olması bu sistemdeki gelişimleri sınırlı düzeyde tutmuş olabilir.

TVV egzersiz eğitimlerinin vücut kompozisyonu üzerindeki etkisine ilişkin bilimsel kanıt eksiklikleri mevcuttur. TVV egzersiz eğitimleri sırasında oksijen tüketiminin, kalp atış hızının, kan laktatının ve dolayısı ile kas metabolik gücünün arttığı çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir. TVV ile 26 Hz'lik frekansda enerji tüketiminin orta şiddette yürüme sırasında gereken enerji düzeyiyle karşılaştırılabilir olduğu söylenmektedir [158]. Ancak bu tarz egzersiz eğitimlerinin vücut yağının azalması ile sonuçlanıp sonuçlanmayacağı tartışmalıdır. Roelants ve arkadaşları yaptığı çalışma ile 24 haftalık TVV egzersiz eğitiminin vücut yağı yüzdesi, yağsız vücut kütlesi ve vücut ağırlığı üzerine etkinliğini araştırmışlardır. Program haftada 3 gün vücut ağırlığı ile gerçekleştirilen statik ve dinamik egzersizlerden oluşturulmuştur. Vibrasyon frekansı ise 35 Hz'den başlayarak 45 Hz'e kadar artırılmıştır. Çalışma bulguları 24 haftalık eğitimin vücut ağırlığı ve vücut yağ yüzdesi üzerine etkisinin olmadığını yalnızca yağsız vücut oranında küçük bir artış olduğunu göstermiştir [159]. Zago ve arkadaşları TVV egzersiz eğitimlerinin obez kadınlarda vücut kompozisyonu üzerine etkilerini araştıran bir sistematik derleme yayınlamışlardır. Derlemeye 25-40 Hz frekansda en az 6 hafta sürdürülen araştırmaları dâhil etmişlerdir. Toplam 17 çalışmanın derlendiği çalışmada TVV egzersiz eğitimlerinin obez bireylerde vücut ağırlığını ve yağ kütlesini azalttığından dolayı obezite ile mücadelede iyi bir seçenek olabileceğini belirtmiştir. Ancak yazarlar obez hastaların tedavisinde TVV'nin terapatik kullanımının hala

standartlaştırılmamış olduğunu ve vibrasyon parametreleri ile sonuçlar arasındaki nedensellik hakkında daha fazla kanıtı ihtiyaç olduğunu bildirmişlerdir [160]. Çalışmamız bulguları 6 haftalık eğitim sonucunda her 3 grupta da Roelants ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmaya benzer olarak genel vücut yağ yüzdesi ve gövde yağ yüzdesinde değişiklik olmadığını göstermiştir. Bu sonucu doğuran temel nedenler arasında bireylerin kalori alımının kontrol edilmemiş olmasını ve araştırmaya dâhil edilen bireylerin normal sınırlar içerisinde sayılabilecek vücut kütle indeksine ve yağ yüzdesine sahip olmasını gösterebiliriz. Ayrıca her bir egzersiz seansının 30 dk ile sınırlı olması vücudun yağ yakma mekanizmalarını aktifleştirmede yetersiz kalmış olabilir.

Bugüne kadarki TVV egzersiz eğitimiyle ilgili araştırmaların büyük bir bölümünü alt ekstremite performansı üzerine olan etkilerini göstermektedir. Bu egzersiz eğitimlerinin üst ekstremite performansına olan etkileri sınırlı sayıdaki araştırmaya dayanmaktadır. Hand ve arkadaşları yapmış olduğu çalışma ile TVV ve dirençli egzersiz eğitiminin rotator kaf kasları üzerindeki etkinliğini araştırmıştır. Toplam 13 bireyin dahil edildiği çalışmada katılımcılar TVV egzersiz eğitimine ek olarak dirençli egzersiz eğitim grubu ve yalnızca dirençli egzersiz eğitim grubu olmak üzere 2 gruba ayrılmıştır. Eğitimler haftada 3 gün olmak üzere 10 hafta boyunca sürdürülmüştür. Vibrasyon grubundaki bireyler 50 Hz frekansta ve her bir seansta 15dk olacak şekilde eğitime dahil edilmiştir. Araştırmacılar gruplara verilen eğitimlerin öncesinde ve sonrasında izokinetik dinamometrede omuz internal ve eksternal rotasyon kuvvetini değerlendirmişlerdir. Çalışma bulguları her iki grupta da benzer oranda rotator kaf kaslarının kuvvetinde artış olduğunu göstermiştir [161]. Çalışmamızda üst ekstremite performansını Hand ve arkadaşlarınınkinden farklı olarak KKZÜEST ile gerçekleştirmiş olmamıza rağmen bulgularımız benzerlik göstermektedir. Vibrasyon olup olmadığı fark etmeksizin vermiş olduğumuz egzersiz eğitimlerinin üst ekstremite performansına olumlu etkisini görmekteyiz. Bu sonuçlara neden olan faktörün ise egzersiz eğitimlerinin içerisinde gövde kasları ile birlikte üst ekstremite kaslarını da hedef alan egzersizlerin mevcut olmasından kaynaklandığını düşünüyoruz. Ayrıca tüm gruplarda test performansında artış olmakla birlikte frekans fark etmeksizin TVV egzersiz eğitiminin düz zeminde gerçekleştirilenlere göre kazanımlarının daha fazla olduğunu görmekteyiz. Dolayısıyla TVV egzersiz eğitimlerinin üst ekstremite performans gelişimi için daha yararlı olacağını söyleyebiliriz.

Literatürde TVV eğitimlerinin performans gelişimine dair çeşitli kanıtlar bulunmaktadır. Enerji metabolizmasındaki ve kas perfüzyonundaki değişimlerin kuvvet üretme kapasitesini artırabileceği ve bunun sonucunda da performansı olumlu yönde etkileyebileceğini düşünmekteyiz. Benzer bir amaçla Wyon ve arkadaşları dansçılarda TVV eğitiminin dikey sıçrama performansına etkilerini araştırmışlardır. Toplam 18 kadın dansçı randomize olarak TVV grubuna ve kontrol grubuna eşit şekilde ayrılmıştır. 5 ayrı egzersiz 35 Hz frekansa haftada 2 kere olmak üzere toplam 6 hafta çalıştırılmıştır. Kontrol grubundaki katılımcılar ise aynı egzersizleri düz zemin üzerinde gerçekleştirmiştir. Performans parametresi olarak dikey sıçrama yüksekliğinin araştırıldığı çalışmada TVV grubundaki bireylerde kontrol grubuna göre anlamlı düzeyde artış belirtilmiştir [162]. Bir başka çalışmada da Gerodimos ve arkadaşları farklı frekanslarda gerçekleştirilen vibrasyon eğitimlerinin akut etkisini araştırmışlardır. 15,20 ve 30 Hz frekanslarda gerçekleştirilen tek seanslık vibrasyon eğitimi sonrası kuvvet platformu üzerinde katılımcıların dikey sıçrama performanslarını değerlendirmişlerdir. Eğitim öncesi ve sonrası bulguları karşılaştırdıklarında hiçbir frekans seviyesinde anlamlı farklılık oluşmadığını ortaya koymuşlardır [163]. Ritzmann ve arkadaşları ise 4 haftalık TVV eğitiminin dikey sıçrama performansı üzerine etkisini araştırmak için toplam 38 katılımcıyı 2 ayrı gruba ayırmışlardır. Vibrasyon grubunun 25 Hz frekansta gerçekleştirdiği egzersizleri kontrol grubu sabit zemin üzerinde aynı set sayısı ve tekrarda gerçekleştirmiştir. Vertical sıçrama performansının kuvvet platformu üzerinde değerlendirildiği araştırma bulguları zaman*grup etkileşimleri açısından fark olmadığını ve her iki grupta da herhangi gelişme kaydedilmediğini bildirmiştir [91]. Yukarıdaki çalışmalardan farklı olarak çalışmamızda vibrasyon cihazı ile ya da vibrasyon etkisi olmaksızın 6 hafta boyunca gerçekleştirilen eğitimlerde katılımcıların dikey sıçrama performanslarının geliştiğini görmekteyiz. Literatürdeki tek seanslık akut ya da 4 haftalık eğitim sürelerinde gelişim gösterilememiş olmasını bu eğitimlerin yeterli kassal kuvvet artışının sağlanamaması, enerji metabolizması ve güç üretme mekanizmaları üzerindeki pozitif değişikliklerin elde edilememiş olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

5.1. Çalışmanın Güçlü Yanları ve Limitasyonları

Çalışmamızın güçlü yanlarından biri TVV' da 2 ayrı frekansta egzersiz eğitimi verilmiş olması ve bu grupların aktif kontrol grubu ile karşılaştırılmış olmasıdır. Ayrıca bu 6 haftalık eğitimlerin etkisinin izokinetik dinamometre gibi kassal kuvvet ve endurans ölçümlerinde altın standart olarak kabul edilen değerlendirme yöntemleri ile gerçekleştirilmesi

Çalışmamızın bir diğ er g      yanını oluşturmaktadır. Çalışmamızın limitasyonu örneklemimizin sadece kadın popülasyondan ve sağılıklı olgulardan oluşmasıdır. Bu durum elde edilen bulguların daha geniş popülasyonlara atfedilmesini sınırlandırmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

TVV egzersiz eğitiminin gövde ve alt ekstremitte kas kuvveti, denge, vücut kompozisyonu ve performans parametrelerine etkisini araştırdığımız çalışmamızın sonuçları ve klinik çıktıları aşağıda belirtilmiştir.

- Konsantrik ve eksantrik gövde kas kuvveti gelişiminde TVV eğitimleri düz zemin üzerinde gerçekleştirilen geleneksel eğitimlere göre daha faydalıdır. TVV egzersiz eğitiminde 40 Hz'lik frekans seçeneği 25 Hz'lik frekansa göre daha fazla etkilidir.
- Kuadriceps ve hamstring kassal kuvvet ve endurans artışını hedef alan egzersiz eğitimlerinde TVV, düz zemin üzerinde gerçekleştirilen geleneksel eğitimlere göre daha üstündür. TVV egzersiz eğitiminde 40 Hz'lik frekans seçeneği 25 Hz'lik frekansa göre daha etkilidir.
- Denge ve proprioseptif sistemin temel belirteçlerinden olan eklem pozisyon hissinde her 3 grupta da egzersiz eğitiminden sonra istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlemlenmemiştir.
- Her 3 grupta verilen egzersiz eğitimlerinin genel vücut yağ yüzdesi ve gövde yağ yüzdesi üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkinliği bulunmamaktadır.
- Dikey sıçrama uzunluğu ve sıçrama sırasında üretilen kuvvet miktarlarında her 3 grupta da istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artış kaydedilmiştir.
- Kapalı kinetik zincir üst ekstremitte stabilite testi ile değerlendirdiğimiz üst ekstremitte performansı tüm egzersiz gruplarında istatistiksel olarak anlamlı derecede artarken bu artış vibrason gruplarında düz zemin üzerinde gerçekleştirilen geleneksel eğitimlere kıyasla daha fazladır.

Çalışma öncesi kurmuş olduğumuz hipotezlerden H1_a, H1_b, H2_a ve H2_b 'nin sağlandığını H1_c, H1_d, H2_c ve H2_d hipotezlerinin ise sağlanmadığını görmekteyiz.

Bu sonuçlar ışığında, gövde ve alt ekstremitte kas kuvvetini artırmak isteyen bireylerde TVV egzersiz eğitimlerinin oldukça etkin olduğunu ve yüksek frekanslardaki eğitimlerin alçak frekanslara göre daha faydalı olduğunu söylemek mümkündür. Alt ve üst ekstremitteye yönelik performans gelişimi hedeflenen olgularda TVV egzersiz eğitimlerinin stabil zeminde gerçekleştirilen egzersizlere iyi bir alternatif olabileceği gösterilmiştir. Ancak denge ve proprioseptif sistemin iyileştirilmesinde TVV egzersiz eğitimlerinin tek başına

yetersiz kaldığı görülmektedir. Tüm bu sonuçları TVV egzersiz eğitimlerinin sportif başarıyı artırmak, günlük aktiviteler sırasında biyomekanik avantaj sağlamak ve olası yaralanmaların önlenmesi için güvenilir ve etkin bir nöromusküler eğitim aracı olabileceğini göstermektedir. Vibrasyon platformları üzerinde verilecek eğitimlerin etkinliğinin daha iyi açıklanabilmesi için amplitüd, frekans, süre gibi TVV'nin biyomekanik değişkenlerinin araştırıldığı daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Butowicz, C. M., Ebaugh, D. D., Noehren, B. and Silfies, S. P. (2016). Validation of two clinical measures of core stability. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11(1), 15.
2. Key, J. (2013). 'The core': understanding it, and retraining its dysfunction. *Journal Of Bodywork and Movement Therapies*, 17(4), 541-559.
3. Kibler, W. B., Press, J. and Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36, 189-198.
4. National Center for Injury Prevention and Control. (2002). *CDC Injury Research Agenda*. Atlanta, GA: Centers for Disease Control and Prevention, 27-35.
5. Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B. and Cholewicki, J. (2007). The effects of core proprioception on knee injury: a prospective biomechanical-epidemiological study. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 368-373.
6. De Blaiser, C., Roosen, P., Willems, T., Danneels, L., Bossche, L. V. and De Ridder, R. (2018). Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 30, 48-56.
7. Sato, K. and Mokha, M. (2009). Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners? *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 133-140.
8. Stanton, R., Reaburn, P. R. and Humphries, B. (2004). The effect of short-term Swiss ball training on core stability and running economy. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 522-528.
9. Tse, M. A., McManus, A. M. and Masters, R. S. (2005). Development and validation of a core endurance intervention program: implications for performance in college-age rowers. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 547-552.
10. Silfies, S. P., Ebaugh, D., Pontillo, M. and Butowicz, C. M. (2015). Critical review of the impact of core stability on upper extremity athletic injury and performance. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19, 360-368.
11. Zech, A., Hübscher, M., Vogt, L., Banzer, W., Hänsel, F. and Pfeifer, K. (2010). Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: a systematic review. *Journal of Athletic Training*, 45(4), 392-403.
12. Schuhfried, O., Mittermaier, C., Jovanovic, T., Pieber, K. and Paternostro-Sluga, T. (2005). Effects of whole-body vibration in patients with multiple sclerosis: a pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 19(8), 834-842.
13. Moawd, S., Abdelhalem, N., Samhan, A. and Mahmoud, W. (2014). Effects of whole-body vibration and resistance training on muscular performance in young adults. *The Journal of American Science*, 10(1), 67-73.

14. Ritzmann, R., Gollhofer, A. and Kramer, A. (2013). The influence of vibration type, frequency, body position and additional load on the neuromuscular activity during whole body vibration. *European Journal of Applied Physiology*, 113, 1-11.
15. Wei, N. and Cai, M. (2022). Optimal frequency of whole body vibration training for improving balance and physical performance in the older people with chronic stroke: A randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 36(3), 342-349.
16. Wei, N., Pang, M. Y., Ng, S. S. and Ng, G. Y. (2017). Optimal frequency/time combination of whole-body vibration training for improving muscle size and strength of people with age-related muscle loss (sarcopenia): A randomized controlled trial. *Geriatrics and Gerontology International*, 17(10), 1412-1420.
17. Zemková, E. and Zapletalová, L. (2022). The role of neuromuscular control of postural and core stability in functional movement and athlete performance. *Frontiers in Physiology*, 13, 796097.
18. Bruno, P. (2014). The use of “stabilization exercises” to affect neuromuscular control in the lumbopelvic region: a narrative review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 58(2), 119.
19. Kim, B. and Yim, J. (2020). Core stability and hip exercises improve physical function and activity in patients with non-specific low back pain: a randomized controlled trial. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine*, 251(3), 193-206.
20. Rivera, C. E. (2016). Core and lumbopelvic stabilization in runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 27(1), 319-337.
21. Reeves, N. P., Narendra, K. S. and Cholewicki, J. (2007). Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clinical Biomechanics*, 22(3), 266-274.
22. Muscolino, J. E. and Cipriani, S. (2004). Pilates and the “powerhouse”—I. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 8(1), 15-24.
23. Martuscello, J. M., Nuzzo, J. L., Ashley, C. D., Campbell, B. I., Orriola, J. J. and Mayer, J. M. (2013). Systematic review of core muscle activity during physical fitness exercises. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(6), 1684-1698.
24. Kamatchi, K., Arun, B., Tharani, G., Yuvarani, G., Vaishnavi, G. and Kaviraja, N. (2020). Effects of swiss ball exercise and pilates exercise on core muscle strengthening in college cricketers. *Biomedicine*, 40(3), 377-380.
25. Crisco, J. J., Panjabi, M. M., Yamamoto, I. and Oxland, T. R. (1992). Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II: Experiment. *Clinical Biomechanics*, 7(1), 27-32.
26. Fredericson, M. and Moore, T. (2005). Muscular balance, core stability, and injury prevention for middle-and long-distance runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 16(3), 669-689.
27. Panjabi, M. M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 371-379.

28. Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5, 383-383.
29. Faries, M. D. and Greenwood, M. (2007). Core training: stabilizing the confusion. *Strength and Conditioning Journal*, 29(2), 10-25.
30. Donatelli, R. A. (2007). The Anatomy and Pathophysiology of the CORE. *Sports-Specific Rehabilitation*, 135-144.
31. Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D., Wrigley, A. and Spears, I. (2008). Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Medicine*, 38, 995-1008.
32. Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 60(sup230), 1-54.
33. Wirth, K., Hartmann, H., Mickel, C., Szilvas, E., Keiner, M. and Sander, A. (2017). Core stability in athletes: a critical analysis of current guidelines. *Sports Medicine*, 47, 401-414.
34. McGill, S. (2015). *Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation*. Human Kinetics, 43-51.
35. Bogduk, N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Elsevier Health Sciences, 73-81.
36. Anderson, K. and Behm, D. G. (2005). The impact of instability resistance training on balance and stability. *Sports Medicine*, 35, 43-53.
37. Bliss, L. S. and Teeple, P. (2005). Core stability: the centerpiece of any training program. *Current Sports Medicine Reports*, 4(3), 179-183.
38. McGill, S. M. (1992). A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. *Journal of Biomechanics*, 25(4), 395-414.
39. Akuthota, V., Ferreiro, A., Moore, T. and Fredericson, M. (2008). Core stability exercise principles. *Current Sports Medicine Reports*, 7(1), 39-44.
40. Cholewicki, J., Juluru, K. and McGill, S. M. (1999). Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 32(1), 13-17.
41. Lynders, C. (2019). The critical role of development of the transversus abdominis in the prevention and treatment of low back pain. *HSS Journal®*, 15(3), 214-220.
42. Hodges, P. W. and Richardson, C. A. (1999). Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(9), 1005-1012.
43. Hodges, P. W. and Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21(22), 2640-2650.

44. Ebenbichler, G. R., Oddsson, L. I., Kollmitzer, J. and Erim, Z. (2001). Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(11), 1889-1898.
45. Gamble, P. (2007). An integrated approach to training core stability. *Strength and Conditioning Journal*, 29(1), 58-68.
46. Nelson, N. (2012). Diaphragmatic breathing: the foundation of core stability. *Strength and Conditioning Journal*, 34(5), 34-40.
47. Sannasi, R., Dakshinamurthy, A., Dommerholt, J., Desai, V., Kumar, A. and Sugavanam, T. (2023). Diaphragm and core stabilization exercises in low back pain: A narrative review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 36(3), 221-227.
48. Verbeek, M. and Hayward, L. (2019). Pelvic floor dysfunction and its effect on quality of sexual life. *Sexual Medicine Reviews*, 7(4), 559-564.
49. Nipa, S. I., Sriboonreung, T., Paungmali, A. and Phongnarisorn, C. (2022). The effects of pelvic floor muscle exercise combined with core stability exercise on women with stress urinary incontinence following the treatment of nonspecific chronic low back pain. *Advances in Urology*, 2022.
50. Sapsford, R. (2000). Explanation of medical terminology. *Neuourology and Urodynamics*, 19(5), 633-633.
51. O'Sullivan, P. B., Beales, D. J., Beetham, J. A., Cripps, J., Graf, F., Lin, I. B. and Avery, A. (2002). Altered motor control strategies in subjects with sacroiliac joint pain during the active straight-leg-raise test. *Spine*, 27(1), E1-E8.
52. Willard, F. H., Vleeming, A., Schuenke, M. D., Danneels, L. and Schleip, R. (2012). The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. *Journal of Anatomy*, 221(6), 507-536.
53. Kisner, C., Colby, L. A. and Borstad, J. (2017). *Therapeutic Exercise: Foundations And Techniques*. Fa Davis, 714-62.
54. Hodges, P. W. (2003). Core stability exercise in chronic low back pain. *Orthopedic Clinics*, 34(2), 245-254.
55. Lyons, K., Perry, J., Gronley, J. K., Barnes, L. and Antonelli, D. (1983). Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation: an EMG study. *Physical Therapy*, 63(10), 1597-1605.
56. Beckman, S. M. and Buchanan, T. S. (1995). Ankle inversion injury and hypermobility: effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. *Archives Of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(12), 1138-1143.
57. Dunbar, N. J., Zhu, Y. M., Madewell, J. E., Penny, A. N., Fregly, B. J. and Lewis, V. O. (2023). Changes in psoas muscle size and ambulatory function after internal hemipelvectomy without reconstruction. *The Bone and Joint Journal*, 105(3), 323-330.

58. Wang, Z., Zhu, Y., Han, D., Huang, Q., Maruyama, H. and Onoda, K. (2022). Effect of hip external rotator muscle contraction on pelvic floor muscle function and the piriformis. *International Urogynecology Journal*, 33(10), 2833-2839.
59. Nadler, S. F., Malanga, G. A., DePrince, M., Stitik, T. P. and Feinberg, J. H. (2000). The relationship between lower extremity injury, low back pain, and hip muscle strength in male and female collegiate athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 10(2), 89-97.
60. Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T. and Davis, I. M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(6), 926-934.
61. Richardson, C., Jull, G., Hides, J. and Hodges, P. (1999). *Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain* London: Churchill Livingstone, 992-1001.
62. Akuthota, V. and Nadler, S. F. (2004). Core strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, 86-92.
63. Devita, P., Hunter, P. B. and Skelly, W. A. (1992). Effects of a functional knee brace on the biomechanics of running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(7), 797-806.
64. Jaramillo, J., Worrell, T. W. and Ingersoll, C. D. (1994). Hip isometric strength following knee surgery. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 20(3), 160-165.
65. Yamamoto, T. (1993). Relationship between hamstring strains and leg muscle strength. A follow-up study of collegiate track and field athletes. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 33(2), 194-199.
66. Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T. and Davis, I. M. (2003). Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33(11), 671-676.
67. Sherry, M. A. and Best, T. M. (2004). A comparison of 2 rehabilitation programs in the treatment of acute hamstring strains. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 34(3), 116-125.
68. Blache, Y. and Monteil, K. (2014). Influence of lumbar spine extension on vertical jump height during maximal squat jumping. *Journal of Sports Sciences*, 32(7), 642-651.
69. Lamb, D. H. (1989). A kinematic comparison of ergometer and on-water rowing. *The American Journal of Sports Medicine*, 17(3), 367-373.
70. Cardinale, M. and Wakeling, J. (2005). Whole body vibration exercise: are vibrations good for you. *British Journal of Sports Medicine*, 39(9), 585-589.
71. Cochrane, D. J. (2010). *The effect of vibration exercise on aspects of muscle physiology and muscular performance*, Doctoral Thesis, Massey University, Palmerston North, New Zealand, 30-32.

72. Nazarov, V. A. and Spivak, G. (1985). Development of athlete's strength abilities by means of biomechanical stimulation method. *Theory Practise Physical Culture*, 12, 445-50.
73. Albasini, A., Krause, M. and Rembitzki, I. (2010). Using whole body vibration in physical therapy and sport. *Clinical Practise and Treatment Exercises*. London: Churchill Livingstone Elsevier.
74. Griffin, M. J. and Erdreich, J. (1991). *Handbook of human vibration*. London Academic Press.
75. Mester, J., Kleinöder, H. and Yue, Z. (2006). Vibration training: benefits and risks. *Journal of Biomechanics*, 39(6), 1056-1065.
76. Germann, D., El Bouse, A., Shnier, J., Abdelkader, N., and Kazemi, M. (2018). Effects of local vibration therapy on various performance parameters: a narrative literature review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 62(3), 170.
77. Van Heuvelen, M. J., Rittweger, J., Judex, S., Sañudo, B., Seixas, A., Fuermaier, A. B. and Van Der Zee, E. A. (2021). Reporting guidelines for whole-body vibration studies in humans, animals and cell cultures: a consensus statement from an international group of experts. *Biology*, 10(10), 965.
78. Kalaoglu, E., Bucak, O. F., Kokce, M., Ozkan, M., Cetin, M., Atasoy, M. and Karacan, I. (2023). Whole body vibration activates the tonic vibration reflex during voluntary contraction. *Journal of Physical Therapy Science*, 35(6), 408-413.
79. Dallas, G., Savvathi, A., Dallas, K. and Maridaki, M. (2019). The effect of 6-weeks whole body vibration on muscular performance on young non-competitive female artistic gymnasts. *Science of Gymnastics Journal*, 11(2), 151-162.
80. Feland, J. B., Stevenson, D. L., Hunter, I., Hopkins, J. T. and Cochrane, D. J. (2021). Acute effect of whole-body vibration on electromechanical delay and vertical jump performance. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 21(3), 373.
81. Bosco, C., Cardinale, M. and Tsarpela, O. (1999). Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *European Journal Of Applied Physiology And Occupational Physiology*, 79, 306-311.
82. Park, S. Y., Son, W. M. and Kwon, O. S. (2015). Effects of whole body vibration training on body composition, skeletal muscle strength, and cardiovascular health. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 11(6), 289.
83. Rombaut, L., De Paepe, A., Malfait, F., Cools, A. and Calders, P. (2010). Joint position sense and vibratory perception sense in patients with Ehlers–Danlos syndrome type III (hypermobility type). *Clinical Rheumatology*, 29, 289-295.
84. Ko, M. S., Sim, Y. J., Kim, D. H. and Jeon, H. S. (2016). Effects of three weeks of whole-body vibration training on joint-position sense, balance, and gait in children with cerebral palsy: a randomized controlled study. *Physiotherapy Canada*, 68(2), 99-105.

85. De Gail, P., Lance, J. W. and Neilson, P. D. (1966). Differential effects on tonic and phasic reflex mechanisms produced by vibration of muscles in man. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 29(1), 1.
86. Türkmen, F. C. and Nezire, K. (2016). Vibrasyon: fizyoterapide kullanımı ve etkileri. *Fizyoterapi Seminerleri*, 11.
87. Fontana, T. L., Richardson, C. A. and Stanton, W. R. (2005). The effect of weightbearing exercise with low frequency, whole body vibration on lumbosacral proprioception: A pilot study on normal subjects. *Australian Journal of Physiotherapy*, 51(4), 259-263.
88. Cardinale, M. and Rittweger, J. (2006). Vibration exercise makes your muscles and bones stronger: fact or fiction. *British Menopause Society Journal*, 12(1), 12-18.
89. Yang, X., Wang, P., Liu, C., He, C. and Reinhardt, J. D. (2015). The effect of whole body vibration on balance, gait performance and mobility in people with stroke: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Rehabilitation*, 29(7), 627-638.
90. Cloak, R., Nevill, A. and Wyon, M. (2016). The acute effects of vibration training on balance and stability amongst soccer players. *European Journal of Sport Science*, 16(1), 20-26.
91. Ritzmann, R., Kramer, A., Bernhardt, S. and Gollhofer, A. (2014). Whole body vibration training-improving balance control and muscle endurance. *Plos One*, 9(2), e89905.
92. Torvinen, S., Sievänen, H., Järvinen, T. A. H., Pasanen, M., Kontulainen, S. and Kannus, P. (2002). Effect of 4-min vertical whole body vibration on muscle performance and body balance: a randomized cross-over study. *International Journal of Sports Medicine*, 23(05), 374-379.
93. Elmantaser, M., McMillan, M., Smith, K., Khanna, S., Chantler, D., Panarelli, M., and Ahmed, S. F. (2012). A comparison of the effect of two types of vibration exercise on the endocrine and musculoskeletal system. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*, 12(3), 144-54.
94. Paineiras-Domingos, L. L., Sá-Caputo, D. D. C. D., Moreira-Marconi, E., Morel, D. S., da Fontoura Dionello, C., Sousa-Gonçalves, C. R. and Bernardo-Filho, M. (2017). Can whole body vibration exercises affect growth hormone concentration? A systematic review. *Growth Factors*, 35(4-5), 189-200.
95. Cardinale, M., Soiza, R. L., Leiper, J. B., Gibson, A. and Primrose, W. R. (2010). Hormonal responses to a single session of wholebody vibration exercise in older individuals. *British Journal of Sports Medicine*, 44(4), 284-288.
96. Games, K. E., Sefton, J. M. and Wilson, A. E. (2015). Whole-body vibration and blood flow and muscle oxygenation: a meta-analysis. *Journal of Athletic Training*, 50(5), 542-549.
97. Rubin, C., Xu, G. and Judex, S. (2001). The anabolic activity of bone tissue, suppressed by disuse, is normalized by brief exposure to extremely low-magnitude mechanical stimuli. *The FASEB Journal*, 15(12), 2225-2229.

98. Judex, S. and Carlson, K. J. (2009). Is bone's response to mechanical signals dominated by gravitational loading. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(11), 2037-2043.
99. Prisby, R. D., Lafage-Proust, M. H., Malaval, L., Belli, A. and Vico, L. (2008). Effects of whole body vibration on the skeleton and other organ systems in man and animal models: what we know and what we need to know. *Ageing Research Reviews*, 7(4), 319-329.
100. Beck, B. R. (2015). Vibration therapy to prevent bone loss and falls: mechanisms and efficacy. *Current Osteoporosis Reports*, 13, 381-389.
101. Wei, Q. S., Huang, L., Chen, X. H., Wang, H. B., Sun, W. S., Huo, S. C. and Deng, W. M. (2014). Effect of whole body vibration therapy on circulating serotonin levels in an ovariectomized rat model of osteoporosis. *Iranian Journal of Basic Medical Sciences*, 17(1), 62.
102. Vizzi, L., Padua, E., D'Amico, A. G., Tancredi, V., D'Arcangelo, G., Cariati, I. and Montorsi, M. (2020). Beneficial effects of physical activity on subjects with neurodegenerative disease. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 5(4), 94.
103. Heesterbeek, M., Jentsch, M., Roemers, P., Keijser, J., Nyakas, C., Schoemaker, R. and van der Zee, E. (2017). Whole body vibration enhances choline acetyltransferase-immunoreactivity in cortex and amygdala. *Journal of Neurology and Translational Neuroscience*, 1079.
104. Van der Zee, E. A., Riedel, G., Rutgers, E. H., De Vries, C., Postema, F. and Venema, B. J. (2010). Enhanced neuronal activity in selective brain regions of mice induced by whole body stimulation. *Federation of European Neuroscience Societies Abstract*, 5(024.49), R2.
105. Cariati, I., Bonanni, R., Pallone, G., Annino, G., Tancredi, V. and D'Arcangelo, G. (2021). Modulation of synaptic plasticity by vibratory training in young and old mice. *Brain Sciences*, 11(1), 82.
106. Bonanni, R., Cariati, I., Romagnoli, C., D'Arcangelo, G., Annino, G. and Tancredi, V. (2022). Whole body vibration: a valid alternative strategy to exercise. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 7(4), 99.
107. Lorenz, D. S., Reiman, M. P. and Walker, J. C. (2010). Periodization: current review and suggested implementation for athletic rehabilitation. *Sports Health*, 2(6), 509-518.
108. Maffiuletti, N. A., Bizzini, M., Desbrosses, K., Babault, N. and Munzinger, U. (2007). Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 27(6), 346-353.
109. Kellis, E. and Baltzopoulos, V. (1995). Isokinetic eccentric exercise. *Sports Medicine*, 19, 202-222.

110. Tsiros, M. D., Grimshaw, P. N., Shield, A. J. and Buckley, J. D. (2011). Test-retest reliability of the Biodex System 4 Isokinetic Dynamometer for knee strength assessment in paediatric populations. *Journal of Allied Health*, 40(3), 115-119.
111. Baltzopoulos, V. (2007). Isokinetic dynamometry. *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise*, 117-142.
112. Keating, J. L. and Matyas, T. A. (1996). The influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles. *Physical Therapy*, 76(8), 866-889.
113. Drouin, J. M., Valovich-mcLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M. and Perrin, D. H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 91, 22-29.
114. Brown, L. E. (2000). *Isokinetics in human performance*. USA: Human Kinetics, 134-143.
115. Payton, C. J. and Burden, A. (2017). *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise: the British Association of Sport and Exercise Sciences guide*. Routledge, 103-119.
116. Moussa, A. B., Zouita, S., Salah, F. B., Behm, D. G. and Chaouachi, A. (2020). Isokinetic trunk strength, validity, reliability, normative data and relation to physical performance and low back pain: A review of the literature. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 15(1), 160.
117. Choi, J. H., Kim, D. E. and Cynn, H. S. (2021). Comparison of trunk muscle activity between traditional plank exercise and plank exercise with isometric contraction of ankle muscles in subjects with chronic low back pain. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(9), 2407-2413.
118. Marin, P. J. and Cochrane, D. J. (2021). The effects of whole-body vibration on EMG activity of the lower body muscles in supine static bridge position. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 21(1), 59.
119. Kim, K. H., Lee, C. H., Baik, S. M. and Cynn, H. S. (2022). Can Knee Joint Flexion Position of the Raised Lower Limb Affect Trunk Muscle Activation During Bird Dog Exercise in Subjects With Chronic Low Back Pain. *Physical Therapy Korea*, 29(1), 79-86.
120. Sullivan, W., Hosick, P. A., Gardin, F. A. and Leigh, S. (2022). The kinematic, abdominal and hip flexor muscle electromyographic characteristics of four different trunk flexion exercises. *Gazzetta Medica Italiana Archivio per le Scienze Mediche*, 181(3), 115-124.
121. Kyle, U. G., Bosaeus, I., De Lorenzo, A. D., Deurenberg, P., Elia, M., Gómez, J. M. and Composition of the Espen working Group. (2004). Bioelectrical impedance analysis—part I: review of principles and methods. *Clinical Nutrition*, 23(5), 1226-1243.

122. Talma, H., Chinapaw, M. J. M., Bakker, B., HiraSing, R. A., Terwee, C. B. and Altenburg, T. M. (2013). Bioelectrical impedance analysis to estimate body composition in children and adolescents: a systematic review and evidence appraisal of validity, responsiveness, reliability and measurement error. *Obesity Reviews*, 14(11), 895-905.
123. Kutáč, P. (2015). Inter-daily variability in body composition among young men. *Journal of Physiological Anthropology*, 34(1), 1-7.
124. Estrázulas, J. A., Estrázulas, J. A., de Jesus, K., de Jesus, K., da Silva, R. A. and Dos Santos, J. O. L. (2020). Evaluation isometric and isokinetic of trunk flexor and extensor muscles with isokinetic dynamometer: A systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 45, 93-102.
125. Godhe, M., Helge, T., Forsberg, A., Karlsson, E. and Ekblom, B. (2019). Isokinetic muscle torque and endurance in limbs and trunk in children and adolescents: A longitudinal study. *Clinical and Medical Investigations*, 4(4).
126. Van Damme, B. B., Stevens, V. K., Van Tiggelen, D. E., Duvigneaud, N. N., Neyens, E. and Danneels, L. A. (2013). Velocity of isokinetic trunk exercises influences back muscle recruitment patterns in healthy subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(2), 378-386.
127. Dvir, Z. and Müller, S. (2020). Multiple-joint isokinetic dynamometry: a critical review. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(2), 587-601.
128. Chamorro, C., Armijo-Olivo, S., De la Fuente, C., Fuentes, J. and Javier Chiroso, L. (2017). Absolute reliability and concurrent validity of hand held dynamometry and isokinetic dynamometry in the hip, knee and ankle joint: systematic review and meta-analysis. *Open Medicine*, 12(1), 359-375.
129. Lockie, R. G., Schultz, A. B., Callaghan, S. J. and Jeffriess, M. D. (2013). The effects of isokinetic knee extensor and flexor strength on dynamic stability as measured by functional reaching. *Isokinetics and Exercise Science*, 21(4), 301-309.
130. Riesterer, J., Mauch, M., Paul, J., Gehring, D., Ritzmann, R. and Wenning, M. (2020). Relationship between pre-and post-operative isokinetic strength after ACL reconstruction using hamstring autograft. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 12, 1-10.
131. Cengizhan, P. A., Cobanoglu, G., Gökdoğan, Ç. M., Zorlular, A., Akaras, E., Örer, G. E. and Kafa, N. (2019). The relationship between postural stability, core muscle endurance and agility in professional basketball players. *Annals of Medical Research*, 26(10), 2181-6.
132. Chaudhry, H., Findley, T., Quigley, K. S., Ji, Z., Maney, M., Sims, T. and Foulds, R. (2005). Postural stability index is a more valid measure of stability than equilibrium score. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(4).

133. Al Saadawy, B. O., Abdo, N., Embaby, E. and Youssef, A. R. (2021). Validity and reliability of smartphones in measuring joint position sense among asymptomatic individuals and patients with knee osteoarthritis: A cross-sectional study. *The Knee*, 29, 313-322.
134. Van Tiggelen, D., Coorevits, P. and Witvrouw, E. (2008). The effects of a neoprene knee sleeve on subjects with a poor versus good joint position sense subjected to an isokinetic fatigue protocol. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 18(3), 259-265.
135. Hollstadt, K., Boland, M. and Mulligan, I. (2020). Test-retest reliability of the Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test (CKCUEST) in a modified test position in division I collegiate basketball players. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 15(2), 203.
136. Tucci, H. T., Martins, J., Sposito, G. D. C., Camarini, P. M. F. and De Oliveira, A. S. (2014). Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability test (CKCUES test): a reliability study in persons with and without shoulder impingement syndrome. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15, 1-9.
137. Zorlular, A., Aygün, E., Kafa, N. and Güzel, N. (2022). The relationship between trunk muscle strength and pelvic oscillation in healthy adults. *Turkish Journal of Physiotherapy and Rehabilitation*, 33(3), 139-45.
138. Kumar, S., Singh, J., Pradhan, P., Kumar, S. and Thapa, R. K. (2023). Validity and reliability of an inertial measurement unit (bts g-walk) for measurement of countermovement jump height: A pilot-study. *Journal of Anthropology of Sport and Physical Education*, 7(3), 19–22.
139. Maeda, N., Urabe, Y., Sasadai, J., Miyamoto, A., Murakami, M. and Kato, J. (2016). Effect of whole-body-vibration training on trunk-muscle strength and physical performance in healthy adults: preliminary results of a randomized controlled trial. *Journal of Sport Rehabilitation*, 25(4), 357-363.
140. Barr, K. P., Griggs, M. and Cadby, T. (2005). Lumbar stabilization: core concepts and current literature, Part 1. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(6), 473-480.
141. Huxel Bliven, K. C. and Anderson, B. E. (2013). Core stability training for injury prevention. *Sports Health*, 5(6), 514-522.
142. Wang, X. Q., Pi, Y. L., Chen, P. J., Chen, B. L., Liang, L. C., Li, X. and Zhang, J. (2014). Whole body vibration exercise for chronic low back pain: study protocol for a single-blind randomized controlled trial. *Trials*, 15, 1-6.
143. Osawa, Y., Oguma, Y. and Onishi, S. (2011). Effects of whole-body vibration training on bone-free lean body mass and muscle strength in young adults. *Journal of Sports Science and Medicine*, 10(1), 97.
144. Ye, J., Ng, G. and Yuen, K. (2014). Acute effects of whole-body vibration on trunk muscle functioning in young healthy adults. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(10), 2872-2879.

145. Croix, M. D. S., ElNagar, Y. O., Iga, J., Ayala, F. and James, D. (2017). The impact of joint angle and movement velocity on sex differences in the functional hamstring/quadriceps ratio. *The Knee*, 24(4), 745-750.
146. Costantino, C., Bertuletti, S. and Romiti, D. (2018). Efficacy of whole-body vibration board training on strength in athletes after anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled study. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 28(4), 339-349.
147. Bokaeian, H. R., Bakhtiary, A. H., Mirmohammadkhani, M. and Moghimi, J. (2016). The effect of adding whole body vibration training to strengthening training in the treatment of knee osteoarthritis: A randomized clinical trial. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 20(2), 334-340.
148. Delecluse, C., Roelants, M., Diels, R., Koninckx, E. and Verschueren, S. (2005). Effects of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in sprint-trained athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 26(08), 662-668.
149. Di Giminiani, R., Masedu, F., Tihanyi, J., Scrimaglio, R. and Valenti, M. (2013). The interaction between body position and vibration frequency on acute response to whole body vibration. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1), 245-251.
150. Yaggie, J. A. and Campbell, B. M. (2006). Effects of balance training on selected skills. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(2), 422-428.
151. Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., Caulfield, B., Ryan, J. and Delahunt, E. (2016). Dynamic balance deficits in individuals with chronic ankle instability compared to ankle sprain copers 1 year after a first-time lateral ankle sprain injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24, 1086-1095.
152. Sierra-Guzmán, R., Jiménez-Díaz, F., Ramírez, C., Esteban, P. and Abián-Vicén, J. (2018). Whole-body-vibration training and balance in recreational athletes with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 53(4), 355-363.
153. Chang, W. D., Chen, S. and Tsou, Y. A. (2021). Effects of whole-body vibration and balance training on female athletes with chronic ankle instability. *Journal of Clinical Medicine*, 10(11), 2380.
154. Riemann, B. L. and Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71.
155. Hannah, R., Minshull, C. and Folland, J. P. (2013). Whole-body vibration does not influence knee joint neuromuscular function or proprioception. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 23(1), 96-104.
156. Pollock, R. D., Provan, S., Martin, F. C. and Newham, D. J. (2011). The effects of whole body vibration on balance, joint position sense and cutaneous sensation. *European Journal of Applied Physiology*, 111, 3069-3077.
157. Hiroshige, K., Mahbub, M. H. and Harada, N. (2014). Effects of whole-body vibration on postural balance and proprioception in healthy young and elderly subjects: a randomized cross-over study. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 54(2), 216-224.

158. Rittweger, J., Beller, G. and Felsenberg, D. (2000). Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clinical Physiology*, 20(2), 134-142.
159. Roelants, M., Delecluse, C., Goris, M. and Verschueren, S. (2004). Effects of 24 weeks of whole body vibration training on body composition and muscle strength in untrained females. *International Journal of Sports Medicine*, 25(01), 1-5.
160. Zago, M., Capodaglio, P., Ferrario, C., Tarabini, M. and Galli, M. (2018). Whole-body vibration training in obese subjects: A systematic review. *Plos One*, 13(9), e0202866.
161. Hand, J., Verscheure, S. and Osternig, L. (2009). A comparison of whole-body vibration and resistance training on total work in the rotator cuff. *Journal of Athletic training*, 44(5), 469-474.
162. Wyon, M., Guinan, D. and Hawkey, A. (2010). Whole-body vibration training increases vertical jump height in a dance population. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(3), 866-870.
163. Gerodimos, V., Zafeiridis, A., Karatrantou, K., Vasilopoulou, T., Chanou, K. and Pispirikou, E. (2010). The acute effects of different whole-body vibration amplitudes and frequencies on flexibility and vertical jumping performance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(4), 438-443.

EKLER

EK-1. Etik Komisyon İzni

Evrak Tarih ve Sayısı: 20.10.2023-E.779655



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Etik Komisyonu

Sayı : E-77082166-302.08.01-779655
Konu : Bilimsel ve Eğitim Amaçlı

20.10.2023

Dağıtım Yerlerine

Daha önce 07.09.2020 tarih ve E.93109 sayılı yazımız ile onay alan 2020-438 kod numaralı, Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Doktora Öğrencisi Ali ZORLULAR'ın, Prof.Dr.Nevin A.GÜZEL'in danışmanlığında yürüttüğü "*Tüm Vücut Vibrasyon Cihazında Uygulanan 8 Haftalık Egzersiz Eğitiminin Gövde Kas Kuvvetine, Yürüyüş ve Performans Parametrelerine Etkisi*" başlıklı tez çalışması hakkında ilgililerden alınan 10.10.2023 tarihli dilekçe Komisyonumuzun 17.10.2023 tarih ve 18 sayılı toplantısında görüşülmüş olup,

Dilekçede; doktora tez savunması sırasında jüri üyelerinin talepleri doğrultusunda tez başlığının değiştirilmesi önerildiğinden, tez çalışmasının başlığının "*Tüm Vücut Vibrasyon Egzersiz Eğitiminin Gövde ve Alt Ekstremitte Kas Kuvveti, Denge, Vücut Kompozisyonu ve Performans Parametrelerine Etkisi*" olarak değiştirilmesi ile ilgili talebin uygun olduğuna oybirliği ile karar verilmiş ve karara ilişkin imza listesi ekte gönderilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof. Dr. İsmail KARAKAYA
Komisyon Başkanı

Ek:1 Liste

DAĞITIM

Gereği:

Sayın Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL

Bilgi:

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne

Belge Doğrulama Kodu :BSPH42EC12

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/gazi-universitesi-ebys>

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

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



Bu belge,güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-1. (devam) Çalışma Etik Komisyon Raporu

GAZİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KOMİSYONU KATILIM LİSTESİ	
TOPLANTI TARİHİ : 17.10.2023	TOPLANTI SAYISI : 18
ADI – SOYADI	İMZA
Prof. Dr. İsmail KARAKAYA BAŞKAN	
Prof. Dr. Zehra GÖÇMEN BAYKARA BAŞKAN YRD.	
Prof. Dr. C. Haluk BODUR	
Prof. Dr. Seçil ÖZKAN	
Prof. Dr. Cevriye TEMEL GENCER	
Prof. Dr. İlkey ULUTAŞ	
Prof. Dr. Kemalettin DENİZ	
Prof. Dr. Makbule GEZMEN KARADAĞ	
Prof. Dr. İlyas OKUR	
Prof. Dr. Nihan KAFA	
Doç. Dr. Melek Gülşah ŞAHİN	
Doç. Dr. Gökhan DELİCEOĞLU	
Doç. Dr. Elvan İNCE AKA	

EK-2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu Örneği

GAZİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KOMİSYONU FORM-2

Rev-3
19.12.2017

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
ETİK KOMİSYONU**

KATILIMCILAR İÇİN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Sizi, Gazi Üniversitesi Etik Komisyonu'ndan tarih / sayı ile izin alınan* ve Pro. Dr. Nevin A. GÜZEL tarafından yürütülen "Tüm vücut vibrasyonda uygulanan egzersiz eğitiminin kasın pasif mekanik özelliklerine, yürüyüş ve bazı performans parametrelerine etkisi" başlıklı araştırmaya davet ediyoruz. Bu çalışmaya katılmak tamamen gönüllülük esasına dayanmaktadır. Çalışmaya katılmama veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmadan çıkma hakkına sahiptir. Bu çalışmaya katılmanız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Çalışmaya katıldığınız için size bir ödeme yapılmayacaktır. Çalışmadan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacak olup kişisel bilgileriniz gizli tutulacaktır.

*Gazi Üniversitesi Etik Komisyon izni alındıktan sonra doldurularak kullanılacaktır.

Araştırmanın Amacı	Sağlıklı yetişkin bireylerde tüm vücut vibrasyon cihazında egzersiz eğitiminin gövde kaslarının performansına, yürüyüş ve kasın sertliği, esneye bilirliliği gibi pasif mekanik özellikleri üzerine etkilerini araştırmak.
Araştırmanın Yöntemi	İlk olarak vücut kompozisyonu analiz cihazı üzerine çıplak ve kuru ayakla çıkmanız istenilecektir. Bu cihaz sayesinde vücut ağırlığınız ve yağ yüzdeniz raporlanacaktır. Devamında gövde kaslarınızın <u>izokinetik</u> dinamometre ile değerlendirilmesi yapılacaktır. Ölçümler ayakta iken yapılacak olup göğüs hizasına yerleştirilen <u>pedler</u> öne doğru iteklemeniz istenilecektir. Son derece güvenli herhangi bir yaralanma riski oluşturmayan cihaz kuvvet değerlerinizi <u>doküman</u> edecektir. 3. Değerlendirme yürüyüş analizi olacak belinize yerleştirilen kemer ile 10 metre yürümeniz istenilecektir. 4. Değerlendirme ile belinizde aynı kemer bağlı iken dikey sıçrama performansınızı kaydedeceğiz. Son değerlendirme ile de kasınızın sertliğini ve esneyebilme yeteneğine bakacağız. Siz yatak üzerinde rahat pozisyonda uzanırken cihazın ucundaki kurşun kalemin keskin olmayan tarafına benzer bir materyal <u>cildize</u> dokunarak orada bulunan dokuların özelliğini raporlayacaktır. Değerlendirmelerin ardından eğitime başlanılacaktır. Titreşim üreten platform üzerine çıkıp uygulaması kolay egzersizleri 30 saniye boyunca yapmanızı isteyeceğiz. Bu platform üzerinde yaklaşık 25 <u>dk</u> 'lık egzersiz eğitimi alacaksınız. Haftada 3 gün olmak üzere 8 haftalık eğitim sonucunda yaklaşık olarak 1 saat süren ilk değerlendirmelerimizi tekrarladıktan sonra çalışmaya olan katkılarınız burada sona erecektir.
Araştırmanın Öngörülen Süresi (Başlama ve Bitiş Tarihi)	01/02/2020 - 01/02/2021
Araştırmaya Katılması Beklenen Katılımcı/Gönüllü Sayısı	60 Katılımcı/Gönüllü Sayısı beklenmektedir.
Araştırmanın Yapılacağı Yerler	Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Sporcu Sağlığı Klinik Uygulama Ünitesi
Görüntü ve/veya ses kaydı alınacak mı?	Evet ☐ Hayır ☒

Tablo katılımcıların anlayabileceği biçimde, akademik dil kullanılmadan yazılacaktır.

KATILIMCI BEYANI

Yukarıda amacı ve içeriği belirtilen bu araştırma ile ilgili bilgiler tarafıma aktarıldı. Bu bilgilerden sonra araştırmaya katılımcı olarak davet edildim. Bu çalışmaya katılmayı kabul ettiğim takdirde gerek araştırma yürütülürken gerekse yayımlandığında kimliğimin gizli tutulacağı konusunda güvence aldım. Bana ait verilerin kullanımına izin veriyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin dikkatle korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi. Araştırmanın yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden

EK-2. (devam) Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu Örneği

GAZİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KOMİSYONU FORM-2

Rev-3
19.12.2017

çekilebilirim. Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana herhangi bir ödeme yapılamayacaktır. Araştırma ile ilgili bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu çalışmaya hiçbir baskı altında kalmadan kendi bireysel onayım ile katılıyorum. İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Araştırma yürütücüsü(Tez çalışmalarında Danışman tarafından imzalanacaktır.)

Adı ve Soyadı	Nevin A. GÜZEL	Tarih ve İmza
Adres ve telefonu	Emniyet Mah. Muammer Yaşar Bostancı Cad. No:16 Yenimahalle/ <u>ANKARA</u> Tel: +90 3122162628	

Katılımcı

Adı ve Soyadı		Tarih ve İmza
Adres ve telefonu		

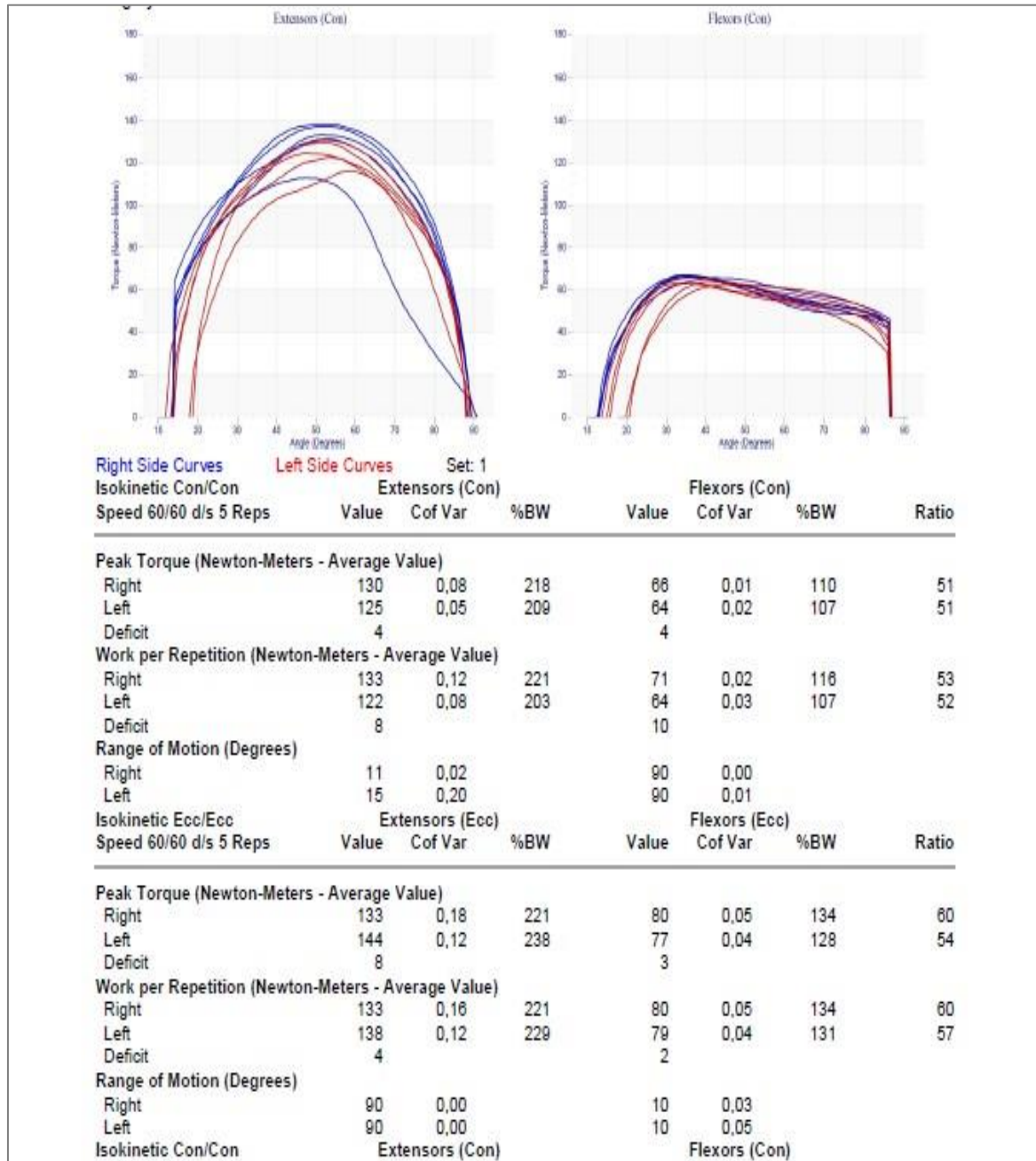
Velayet veya Vesayet Altındaki Katılımcılar için Veli/Vasi

Adı ve Soyadı		Tarih ve İmza
Adres ve telefonu		

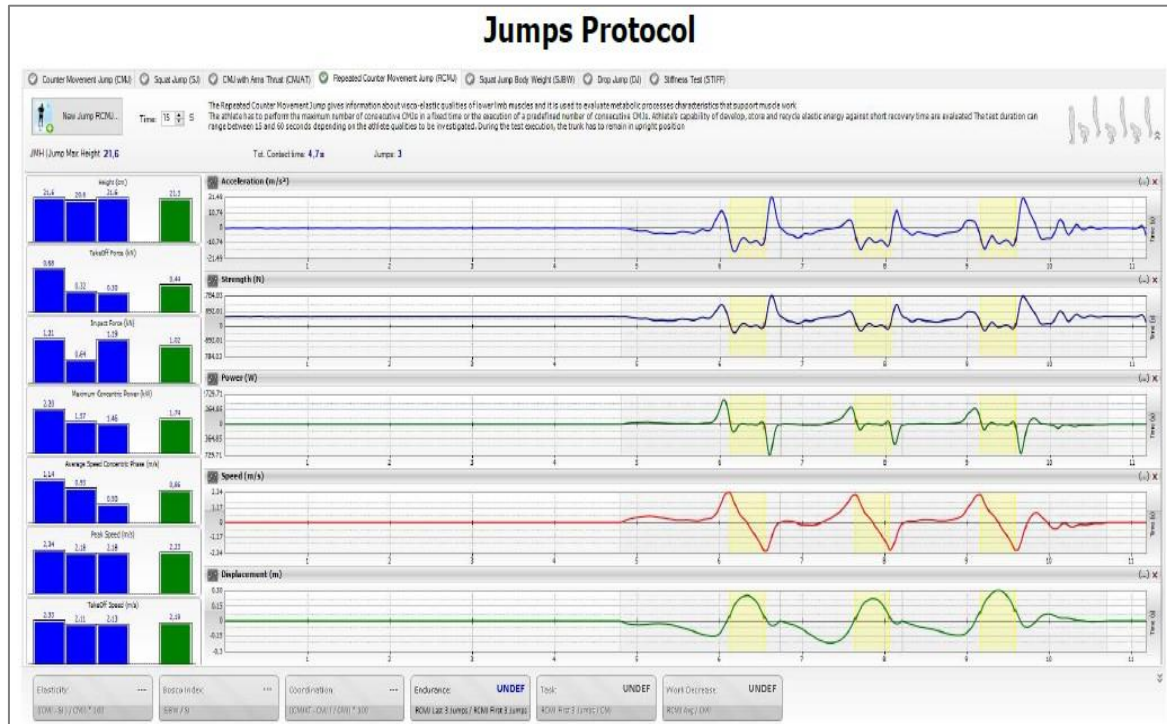
EK-3. İzokinetik Gövde Kas Kuvveti Sonuç Raporu



EK-4. İzokinetik Kuadriseps-Hamstirng Kas Kuvveti Sonuç Raporu



EK-5. G-walk Dikey Sıçrama Sonuç Raporu



EK-6. Vücut Kompozisyon Analizi Sonuç Raporu

TANITA BODY COMPOSITION ANALYZER BC-418		
26 APR 2022	17:51	
BODY TYPE	STANDARD	
GENDER	FEMALE	
AGE	22	
HEIGHT	163.3	cm
WEIGHT	53.2	kg
BMI	19.9	
BMR	1290	kcal
FAT%	20.8%	
FAT MASS	11.0	kg
FFM	41.8	kg
TBW	30.6	kg
VISCERAL FAT RATING	1	
DESIRABLE RANGE		
FAT%	21-33%	
FAT MASS	11.1-20.6	kg
IMPEDANCE		
Whole Body	709	Ω
Right Leg	292	Ω
Left Leg	275	Ω
Right Arm	403	Ω
Left Arm	405	Ω
Segmental Analysis		
Right Leg		
Fat%	26.6%	
Fat Mass	2.8	kg
FFM	7.0	kg
Predicted Muscle Mass	6.6	kg
Left Leg		
Fat%	26.8%	
Fat Mass	2.6	kg
FFM	7.1	kg
Predicted Muscle Mass	6.7	kg
Right Arm		
Fat%	21.9%	
Fat Mass	0.5	kg
FFM	1.9	kg
Predicted Muscle Mass	1.8	kg
Left Arm		
Fat%	22.2%	
Fat Mass	0.5	kg
FFM	1.9	kg
Predicted Muscle Mass	1.8	kg
Trunk		
Fat%	15.9%	
Fat Mass	4.5	kg
FFM	23.9	kg
Predicted Muscle Mass	22.9	kg

EK-7. Değerlendirme Formu Örneği

Değerlendirme Formu																																																	
Ad-Soyad:					BKİ:																																												
Yaş:					Öz geçmiş:																																												
Boy:					Soy geçmiş:																																												
Vücut Ağırlığı:					IPAQ:																																												
Tel:					Çalışma Grubu:																																												
Proprioception <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; text-align: center;"> <thead> <tr> <th style="width: 15%;"></th> <th style="width: 15%;">1</th> <th style="width: 15%;">2</th> <th style="width: 15%;">3</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: left;">R</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td style="text-align: left;">L</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>											1	2	3	R				L																															
	1	2	3																																														
R																																																	
L																																																	
Biodex <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; text-align: center;"> <thead> <tr> <th style="width: 10%;"></th> <th colspan="3" style="width: 25%;">Overall</th> <th colspan="3" style="width: 25%;">AP</th> <th colspan="3" style="width: 25%;">ML</th> </tr> <tr> <th></th> <th>1</th> <th>2</th> <th>3</th> <th>1</th> <th>2</th> <th>3</th> <th>1</th> <th>2</th> <th>3</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: left;">R</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td style="text-align: left;">L</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>											Overall			AP			ML				1	2	3	1	2	3	1	2	3	R										L									
	Overall			AP			ML																																										
	1	2	3	1	2	3	1	2	3																																								
R																																																	
L																																																	

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ZORLULAR, Ali
 Uyruğu : Türkiye Cumhuriyeti

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet Yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı	2017
Lisans	Pamukkale Üniversitesi / Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	2013
Lise	Yusuf Kalkavan Anadolu Lisesi	2010

İş Deneyimi

2015-devam ediyor Gazi Üniversitesi Araştırma Gör.

Yabancı Dili

İngilizce

Yayınlar

- Zorlular, A., Aygün Polat, Elif., Kafa, N., & Güzel, N. (2022). The Relationship Between Trunk Muscle Strength And Pelvic Oscillation In Healthy Adults. Turkish Journal Of Physiotherapy And Rehabilitation, 33(3).
- Zorlular, A., Kafa, N., & Güzel, N. A. (2023). The The Effects Of Whole-Body Vibration Training On Trunk Muscle Strength: A Narrative Review. Kapadokya Sağlık Bilimleri Dergisi, 1(3), 173-180.
- Kafa, Nihan., Aksen Cengizhan, P., Erikoğlu Örer, G., Çobanoğlu, Gamze., Gökdoğan, Ç. M., Zorlular, A., ... & Atalay Güzel, N. (2020). Adölesan Basketbolcularda" Core" Antrenman Programının" Core" Kas Enduransı, Denge, Çeviklik Ve Anaerobik Güç Üzerine Etkisi. Turkiye Klinikleri Journal Of Sports Sciences, 12(3).

- Bulğay, Celal, Zorlular, A., Nihan, Kafa, Çetin, Ebru., & Cengizhan, P. A. (2019). Uzun Mesafe Koşucuların Fonksiyonel Hareket Analizi Normlarına Göre Değerlerinin Belirlenmesi. *Gazi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 24(4), 189-198.
- Cengizhan, P. A., Cobanoglu, G., Gökdoğan, Ç. M., Zorlular, A., Akaras, E., Örer, G. E., & Kafa, N. (2019). The Relationship Between Postural Stability, Core Muscle Endurance And Agility İn Professional Basketball Players.
- Cobanoglu, G., Keklik, S. S., Zorlular, A., Polat, E. A., & Akaras, E. (2019). The Relationship Between Scapular And Core Muscle Endurance İn Professional Athletes.
- Hasan, Aka., Akarçeşme, C., Aktuğ, Z. B., Zorlular, A., Güzel, N. A., & Sökmen, T. (2019). The Relationship Of Wrist And Shoulder Joint İsokinetic Strength And Service And Spike Velocity İn Elite Female Volleyball Players. *Turkish Journal Of Sport And Exercise*, 21(1), 182-187.
- Doğan, Ö., Savaş, S., & Zorlular, A. (2018). Examination Of The Effects Of 8-Weeks Core Stabilization Training On Fms (Functional Movement Screen) Test Scores Applied To A 12-14 Age Group Of Male Basketball Players. *European Journal Of Physical Education And Sport Science*.
- Suner-Keklik, S., Çobanoğlu-Seven, G., Zorlular, A., Akaras, E., Gökdoğan, Ç. M., Nihan, Kafa., ... & Kanatlı, U. (2017). Physiotherapy Programme After Peroneal Tendon Instability Surgery İn A Hentball Player: A Case Report. *Gazi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 1(3), 1-7.

Ulusal ve Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan bildiriler

- Düşük Medial Longitudinal Arka Sahip Bireyler ile Sağlıklı Kontrollerin Pelvik Salınımlar ve Yürüme Parametrelerinin Karşılaştırılması- 3. Uluslararası Sağlık Bilimleri Kongresi-29.11.2018
- Uzun Mesafe Koşucuların Fonksiyonel Hareket Analizi'ne Göre Normatif Değerlerinin Belirlenmesi- 16.Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi-31.10.2018
- İşitme Engelli Adolesan Bireylerin Fonksiyonel Hareket Analizleri İle Postüral Stabilitate ve Stabilitate Limitleri Arasındaki İlişki- 15th International Sport Sciences Congress-15.11.2017
- Fonksiyonel Hareket Analiz Skoru ile Gövde Kas Kuvveti, Vücut Kompozisyonu ve Denge Arasındaki İlişki- IX. Uluslararası Spor Fizyoterapistleri Kongresi-09.11.2017
- Medial Longitudinal Ark Yüksekliği, Subtalar Açısı ve Postural Stabilitate Arasındaki İlişki- IX. Uluslararası Spor Fizyoterapistleri Kongresi-09.11.2017
- Basketbol Oyuncularında Kor Kuvvet Eğitiminin Kor Kas Enduransı, Denge Parametreleri ve Fiziksel Performans Üzerine Etkisi- Adnan Menderes Üniversitesi 1.Uluslararası Sağlık Bilimleri Kongresi-29.06.2017

- 12-14 Yaş Grubu Erkek Basketbolculara Uygulanan 8 Haftalık Core Stabilizasyon Eğitiminin FMS (Functional Movement Screen) Test Skorlarına Etkilerinin İncelenmesi Bildiri No:873- 15. Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi-15.11.2017

Yazılan Ulusal/Uluslararası kitaplar veya kitaplarda bölümler

- Engellilerde Spor ve Sınıflandırma-2016-Bedensel Engellilerde Spor Branşları ve Sınıflandırma-Güzel Nevin Aysel, Kafa Nihan, Çobanoğlu Seven Gamze, Zorlular Ali
- Sporcu Sağlığı-2017-Engellilerde Spor-Zorlular Ali
- Engellilerde Spor ve Sınıflandırma-2020 Paralimpik-Oyunlarda Yer Almayan Branşlarda Sınıflandırma-Zorlular Ali, Çobanoğlu Gamze, Kafa Nihan, Güzel Nevin Aysel
- Engellilerde Spor ve Sınıflandırma-2020 -Kış Oyunlarında Sınıflandırma-Çobanoğlu Gamze, Zorlular Ali, Kafa Nihan, Güzel Nevin Aysel
- Engellilerde Spor ve Sınıflandırma-2020 -Yaz Oyunlarında Sınıflandırma- Kafa Nihan, Güzel Nevin Aysel, Zorlular Ali, Çobanoğlu Gamze
- Engellilerde Spor ve Sınıflandırma-2020 -Sınıflandırma Süreci-Güzel Nevin Aysel, Kafa Nihan, Çobanoğlu Gamze, **Zorlular Ali**

Katılınan Bilimsel Etkinlikler

- 1.Uluslararası Sağlık Bilimleri Kongresi
- 3. Uluslararası Sağlık Bilimleri Kongresi
- 9.Uluslararası Katılımlı Spor Fizyoterapistleri Kongresi
- 10.Uluslararası Katılımlı Spor Fizyoterapistleri Kongresi
- 11.Uluslararası Katılımlı Spor Fizyoterapistleri Kongresi
- 15.Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi
- 16.Uluslararası Spor Bilimleri Kongresi



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..