

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

**FARKLI AYAK BİLEĞİ KUVVETLENDİRME EĞİTİM
PROGRAMLARININ AYAK TABAN BASINÇLARI VE
PERFORMANS ÜZERİNE ETKİLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Uzm. Fzt. Tuğçe KALAYCIOĞLU

**Spor Fizyoterapistliği Programı
DOKTORA TEZİ**

ANKARA

2017

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

**FARKLI AYAK BİLEĞİ KUVVETLENDİRME EĞİTİM
PROGRAMLARININ AYAK TABAN BASINÇLARI VE
PERFORMANS ÜZERİNE ETKİLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Uzm. Fzt. Tuğçe KALAYCIOĞLU

Spor Fizyoterapistliği Programı

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Volga BAYRAKCI TUNAY






ANKARA

2017

**Farklı Ayak Bileği Kuvvetlendirme Eğitim Programlarının Ayak Taban Basıncı
ve Performans Üzerine Etkilerinin Karşılaştırılması**

Uzm. Fzt. Tuğçe KALAYCIOğLU

Bu alışma 09.01.2017 tarihinde, jürimiz tarafından " Spor Fizyoterapistliği Programı"nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	Prof.Dr. Mehtap Malkoç	(İmza) 
	Doğu Akdeniz Üniversitesi	
Tez danışmanı:	Prof.Dr. Volga Bayrakcı Tunay	(İmza) 
	Hacettepe Üniversitesi	
Üye:	Prof. Dr. Zafer ERDEN	(İmza) 
	Hacettepe Üniversitesi	
Üye:	Doç. Dr. H. Baran YOSMAOğLU	(İmza) 
	Başkent Üniversitesi	
Üye:	Prof. Dr. Nilgün BEK	(İmza) 
	Hacettepe Üniversitesi	

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla onaylanmıştır.

 (İmza)
Prof.Dr. Diclehan ORHAN

Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

- Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir. (Bu seçenikle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etseniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)
- Tezimin/Raporumuntarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç Kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum. (Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)
- ⊗ Tezimin/Raporumun 09/01/2019 tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.
- Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

09/01/2017

Tuğçe KALAYCIOĞLU

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. Volga BAYRAKCI TUNAY danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Uzm. Fzt. Tuğçe KALAYCIOĞLU



TEŞEKKÜR

Yazar, bu çalışmanın gerçekleşmesinde katkılarından dolayı, aşağıda adı geçen kişilere içtenlikle teşekkür eder.

Sayın Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay, çalışmanın oluşmasında, düzenlenmesinde, yürütülmesinde ve tez sonuçlarının yorumlanmasında akademik bilgi ve deneyimlerini ile büyük katkıda bulunmuş, değerli fikirleri ile yol göstermiş ve hayata dair her türlü manevi desteğini esirgememiştir.

Sayın Prof. Dr. Gül Baltacı, öğrenim hayatı boyunca akademik, mesleki ve manevi anlamda her türlü katkıda bulunmuş, tez aşamasında bilgi ve desteğini hiçbir zaman esirgememiştir.

Sayın Prof. Dr. Mehtap Malkoç, Doğu Akdeniz Üniversitesi'nde akademisyenlik ve doktora tez aşamasında tüm olanakları sağlayarak, zor zamanlarında destek ve güvenini esirgememiştir.

Doğu Akdeniz Üniversitesi'nden sevgili arkadaşlarım Öğr. Gör. Sevim Öksüz, Yar. Doç. Dr. Yasin Yurt, Uzm. Dyt. Pınar Göksenel, sevgili asistanım Fzt. Tuğçe Berkan Üreyener ve değerli öğrencilerimden Atakan Songurlu, Utku Taltekin, Burak İktu, Cihat Doğan, Mustafa Yıldızlı değerli katkılarda bulunmuşlardır.

Dr. Ateş Şendil, tez yazım aşamasında anlayışı ve manevi desteği ile büyük destek sağlamıştır.

Değerli katılımcılar, çalışmaya gösterdikleri ilgi, özen ve destekleri ile çalışmanın gerçekleşmesini sağlamışlardır.

Tezin düzenleme ve basım aşamalarında desteklerinden dolayı Tez 72 sahiplerinden Gökhan abime teşekkür ederim.

Tüm öğrenim hayatım boyunca bana güvenerek desteklerini maddi, manevi eksik etmeyen, her zaman arkamda olan ve beni özel hissettiren canım annem ve babama, hayatımdaki tüm zorluklarda yanımda olan ve daha çok öğrenim görmem için beni teşvik eden canım ağabeyim Çağlar Kalaycıoğlu'na, geniş aileme, tezimden desteğini esirgemeyen, ailemden gördüğüm tüm arkadaşlarıma özellikle Alper Araz'a ve sevgili kuzenlerimden Ezgi Gümüştekin ve Dilşah Koçak'a teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Kalaycioglu, T. Farklı Ayak Bileği Kuvvetlendirme Eğitim Programlarının Ayak Taban Basıncı ve Performans Üzerine Etkilerinin Karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Spor Fizyoterapistliği Programı, Doktora Tezi, Ankara, 2017. Bu çalışmanın amacı sağlıklı sedanter erkeklerin ayak bileği çevresi kaslarına uygulanan izokinetik eksentrik (EKS), izokinetik konsentrik (KONS) ve lastik bant (LAS) kuvvetlendirme eğitim programının kas kuvveti, endurans, denge, sıçrama performansı ve ayak taban basıncı, üzerine etkisini araştırmaktadır. Çalışmamıza yaşları 18-26 arasında değişen 64 erkek katıldı. Bireyler izokinetik konsentrik (n = 22), izokinetik konsentrik (n = 21), dirençli lastik bant (n = 21) ayak bileği kuvvetlendirme grubu olarak randomize olarak üç gruba ayrılmıştır. Bu eğitimler haftada 3 gün 8 hafta boyunca bilateral olarak yaptırılmıştır. Tekrar ve set sayıları artırılarak kuvvetlendirme programı zorlaştırıldı. Bireylerin kuvvet, endurans, denge, sıçrama performansları ve ayak taban basıncı eğitim öncesi, sonrası ve eğitimi takiben 1 ay sonra değerlendirildi. Bireylerin konsentrik evertör kas kuvvet ve enduranslarında tüm gruplarda eğitim sonrası her iki taraf için istatistiksel olarak anlamlı artış gözlenmiştir ($p < 0.05$). KONS grup hariç eğitim programları sonrası invertör kas kuvvet ve enduransında istatistiksel olarak bir gelişme gözlenmemiştir ($p > 0.05$). Eksentrik kuvvet değerleri izokinetik gruplarda istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur ($p > 0.05$) fakat LAS grubunda eğitim sonrası ve eğitimi takiben 1 ay sonra yapılan ölçümlerde her iki taraf için eksentrik invertör kas kuvvetinde azalma gözlenmiştir ($p < 0.05$). Eğitim programlarından sonra tüm grupların sıçrama performanslarında istatistiksel olarak anlamlı yükselme gözlenmiştir. Tüm parametrelerde KONS grup LAS gruba göre anlamlı olarak daha yüksek olduğu bulunmuştur ($p < 0.05$). Bireylerde izokinetik eğitimlerden sonra dinamik dengede gelişme gözlenmiştir ($p < 0.05$). Tüm gruplarda, KONS grup dominant gözler açık ve nondominant taraf gözler kapalı statik denge değerleri ile nondominant taraf EKS grup medial topuk ve dominant taraf LAS grup metatars başı ayak taban basıncı değerleri ($p < 0.05$) dışında statik denge ve ayak taban basıncı değerlerinde farklılık gözlenmemiştir ($p > 0.05$). Sonuç olarak, izokinetik eğitim programları lastik bant eğitimine göre endurans, kuvvet, patlayıcı kuvvet ve dinamik denge gelişimi açısından daha etkin bulunmuştur. Stabilizasyon kasları içeren ayak bileği kuvvetlendirme eğitim programları özellikle konsentrik olarak uygulandığında performansı geliştirebildiği gözlenmiştir. Ayak bileği kuvvetlendirme programları sporcularda ayak bileği yaralanmasının önlenmesinde ve ayak bileği yaralanmaları sonrası spora dönüşte etkili bir yöntemdir.

Anahtar Kelimeler: Ayak Bileği, Eksentrik Eğitim, Konsentrik Eğitim, İzokinetik Egzersiz

ABSTRACT

Kalaycioglu, T. Comparison of the effects of different ankle strengthening training programs on foot plantar pressures and performance. Hacettepe University, Institute of Health Sciences, Sports Physiotherapy Program, PhD Thesis, Ankara, 2017. The aim of this study is to investigate isokinetic eccentric (ECC), isokinetic concentric (CON) and elastic band (LAS) strengthening program effects on healthy sedentary males' ankles on strength, endurance, balance, jumping performance and foot plantar pressure. Sixty-four males between 18 and 26 years of age participated in the study. The participants divided randomly into three groups which are concentric isokinetic (n = 22), eccentric isokinetic (n=21), elastic resistance ankle strengthening groups (n=21). These trainings were done three days a week, for eight weeks for both sides. Strengthening program procedures were progressively harder by using increase with number of repetition or set. Measurement for evaluating strength, endurance, balance and jumping performances and foot plantar pressure were repeated before, after and 1 month follow up after trainings. There were statistically significant increases in concentric evtor strength and endurance for both sides of the all groups after training program ($p < 0.05$). After training programs, it was not shown statistically improvement in invertor muscles strength and endurance except CON group ($p > 0.05$). Eccentric strength values were not statistically significant for isokinetic groups ($p > 0.05$) but there was significantly decreased for both side eccentric invertor muscle strength after training and 1 month follow up after training for LAS group ($p < 0.05$). There were statistically significant increases after training program in jumping performance of the all groups ($p < 0.05$). All parameters were significantly higher among CON compared to LAS group ($p < 0.05$). There was significantly improvement dynamic balance after isokinetic training program ($p < 0.05$). There were not statistically significant differences static balance performances and foot plantar pressure for all groups ($p > 0.05$) except CON group dominant side eyes opened and non-dominant side eyes closed static balance values and nondominant side EKS group medial heel, dominant side LAS group basis of metatars plantar pressure ($p < 0.05$). In conclusion ankle isokinetic training program is more effective than elastic resistance training program regarding improvement on endurance, strength, explosive strength and dynamic balance. Ankle muscle strength training programs, which include stabilizer muscles, can improve performance, especially when applied concentrically. Ankle muscles strength training programs may be applied to athletes for ankle injuries prevention especially returning to play after ankle injuries.

Key words: Ankle, Eccentric Training, Concentric Training, Isokinetic Exercise

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ayak- Ayak Bileği Fonksiyonel Anatomisi	3
2.2. Ayak- Ayak Bileği Biyomekanisinde Kasların Rolü	6
2.3. Ayak Taban Basıncı ve Pedobarografik Ölçüm Özellikleri	10
2.4. Kas Kuvvet Aktivasyonları	11
2.5. İlerleyici Dirençli Eğitim Modeli	14
2.6. Kas Kuvvetlendirmede Önemli Parametreler	15
2.7. Kas Kuvvet Oluşumunda Nöral Adaptasyonlar	18
2.8. Kas Kuvvet Oluşumunda Kassal Adaptasyonlar	21
2.9. Kuvvetlendirme Eğitimlerinin Performansa Etkisi	23
3. BİREYLER VE YÖNTEM	27
3.1. Bireyler	27
3.2. Yöntem	28
3.2.1. Çalışma Planı	28
3.2.2. Değerlendirmeler	28
3.2.3. Eğitim Programı	34
3.2.4. İstatiksel Analiz	36

4. BULGULAR	37
4.1. Demografik Özellikler	37
4.2. Kuvvet	38
4.3. Endurans	46
4.4. Dikey Sıçrama	48
4.5. Denge ile İlgili Bulgular	51
4.6. Ayak Taban Basıncı	53
5. TARTIŞMA	55
5.1. İzokinetik Kas Kuvvet ve Enduransı	55
5.2. Sıçrama ve Denge	64
5.3. Ayak Taban Basıncı	69
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	72
7. KAYNAKLAR	74
8. EKLER	87
Ek 1. Etik Kurul	87
9. ÖZGEÇMİŞ	88

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
±	: Artı eksi
°	: Derece
cm	: Santimetre
cm²	: Santimetrekare
dk	: Dakika
EKS	: Eksentrik Kuvvetlendirme Eğitimi
EMG	: Elektromiyografi
FAI	: Fonksiyonel Ayak Bileği İnstabilizasyonu
kg	: Kilogram
kg/m²	: Kilogram/ Metrekare
km	: Kilometre
KONS	: Konsentrik Kuvvetlendirme Eğitimi
LAS	: Lastik Bant Kuvvetlendirme Eğitimi
ms	: Milisaniye
MT	: Maksimum Tekrar
N	: Newton
n	: Olgu sayısı
Nm/kg	: Newtonmetre/ Kilogram
NMES	: Nöromusküler Elektrik Stimülasyonu
p	: Yanılma Olasılığı
PNF	: Propriyoseptif Nöromusküler Fasilitasyon
s	: Saniye
SPSS	: Statical Package for Social Sciences
SS	: Standart Sapma
W	: Watt
X	: Ortalama

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Ayak arkları	3
2.2. Ayak ve ayak bileği eklem ve kemikleri	4
2.3. Ayak ve ayak bileği dinamik biyomekanisi	6
2.4. Kas kuvvetlendirmede zamana bağlı görülen adaptasyonlar	23
3.1. Çalışmanın akış çizergesi	28
3.2. İzokinetik kas kuvvet değerlendirme pozisyonu	30
3.3. Dinamik denge değerlendirmesi	31
3.4. Statik denge değerlendirmesi	32
3.5. Dikey sıçrama ölçümü	33
3.6. Ayak taban basıncı ölçüm bölgeleri	34
4.1. Havada kalma süresinin gruplar arası ve zamana bağlı dağılımı	48
4.2. Ortalama sıçrama yüksekliğinin gruplar arası ve zamana bağlı dağılımı	49
4.3. Ortalama sıçrama gücünün gruplar arası ve zamana bağlı dağılımı	50
4.4. Dinamik denge performansının gruplar arası ve zamana bağlı dağılımı	51

TABLOLAR

Şekil	Sayfa
3.1. İzokinetik test protokolü	29
3.2. Konsentrik ve eksentrik eğitim programı progresyonu	35
3.3. Lastik bant grubunun eğitim programı progresyonu	36
4.1. Gruplar arası yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve beden kütle indeksi değerlerinin karşılaştırılması.	37
4.2. Dominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 60°/s açısal hızda konsentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması	38
4.3. Dominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 120°/s açısal hızda konsentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması	39
4.4. Nondominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 60°/s açısal hızda konsentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması	40
4.5. Nondominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 120°/s açısal hızda konsentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması	41
4.6. Dominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 60°/s açısal hızda eksentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması	42
4.7. Dominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 180°/s açısal hızda eksentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması	43
4.8. Nondominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 60°/s açısal hızda eksentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması	44
4.9. Nondominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 180°/s açısal hızda eksentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması	45
4.10. Dominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 180°/s açısal hızda konsentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması	46
4.11. Nondominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 180°/s açısal hızda konsentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması	47

4.12.	Havada kalma süresi bulgularının gruplar arası ve grup içi değerlerinin karşılaştırılması	48
4.13.	Ortalama sıçrama yüksekliği bulgularının gruplar arası ve grup içi değerlerinin karşılaştırılması	49
4.14.	Ortalama sıçrama gücü bulgularının gruplar arası ve grup içi değerlerinin karşılaştırılması	50
4.15.	Slalomda kutuları yakalama sayısı bulgularının gruplar arası ve grup içi değerlerinin karşılaştırılması	51
4.16.	Statik denge bulgularının gruplar arası ve grup içi değerlerinin karşılaştırılması	52
4.17.	Dominant taraf ayak taban basıncı bulgularının gruplar arası ve grup içi değerlerinin karşılaştırılması	53
4.18.	Nondominant ayak taban basıncı bulgularının gruplar arası ve grup içi değerlerinin karşılaştırılması	54

1. GİRİŞ

Ayak bileği, etrafındaki kaslar, bağlar ve eklem yüzlerinin uyumu ve kemiklerin yerleşimi ile kontrol edilmektedir (1). Ayak bileğini çevreleyen kasların güçsüzlüğü veya kaslarda gecikmiş reaksiyon zamanının varlığı dinamik ayak bileği kontrolünü bozarak eklem ve bağ yaralanmalarına zemin hazırlamaktadır. Ayağın bir dinamik kök olduğunu düşünülecek olursa, ayak veya ayak bileğinde yaşanacak stabilizasyon eksikliği tüm alt ekstremite diziliminde etkili olarak bireylerin hem yaralanmaya yatkın hale gelmesine hem de sporcularda performansın azalmasına neden olmaktadır (2,3). Ayak bileği yaralanmalarının %85'nin inversiyon yönünde olduğu ve bunun da peroneal kas zayıflığından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu durumda ayak bileği yaralanmalarını önlemek ve performansı artırmak için tibialis anterior, peroneal kaslar, gastrosoleus ve tibialis posterior kasının eğitimi ve kontraksiyonu önem kazanmaktadır (4).

Genel olarak dinamik egzersizler eksentrik ve konsentrik olarak ikiye ayrılmaktadır. Eksentrik kuvvetlendirme eğitiminin etkinliği hakkında son yıllarda birçok çalışma yapılmıştır (5-9). Eksentrik kasılmada kas- tendon kompleksinin uzarken kuvvet oluşturması ile karakterizedir. Konsentrik kasılmaya göre, kas kütle miktarına düşen kuvvet oluşumu daha yüksek olan, aynı kuvvet oluşumu için daha az sayıda motor ünitenin katılımını sağlayan, düşük metabolik talebe ihtiyaç duyan bir kasılma şeklidir (10-13). Eksentrik egzersizlerin, izometrik ve konsentrik egzersizlere göre daha çok kuvvet kazanımına neden olduğu belirtilmektedir (5,14). Bu kuvvet ve aktif gerim, zaman zaman kas-iskelet sisteminde hasara yol açmakta ve gecikmiş kas ağrısına neden olmaktadır (15). Bu dezavantaja rağmen, uzun süreli uygulamalarda nöral aktivasyon ve hücresele seviyede uzun süreli adaptasyonu artırdığı bilinmektedir (16). Mekanik yüklenme olan bu kasılma tipi hipertrofi oluşumu, kas tendon dokularında dayanıklılık ve dokuların yaralanmalara karşı önlenmesinde etkindir (17,18). Oluşan nöromusküler adaptasyonlar konsentrik eğitime göre eksentrik eğitimde daha çok gelişim göstermektedir (19). Ayrıca eksentrik izokinetik eğitimin konsentrik eğitime göre daha spesifik kuvvet oluşumu sağladığı ve patlayıcı kuvvette artışa neden olduğu belirtilmektedir (5,8,20-24).

Literatürde fonksiyonel ayak bileği instabilitesi olan bireylere uygulanmış izokinetik eksentrik- konsentrik eğitimi içeren ve kuvvet oluşumunu inceleyen

çalışmalar vardır (25). Ancak son zamanlarda rehabilitasyona yönelik ve yaralanmaların önlenmesi amaçlı izokinetik eksentrik veya izokinetik konsentrik eğitimlerin performansa olan etkilerini araştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır. Amacımız sağlıklı bireylerde ayak bileği izokinetik eksentrik, izokinetik konsentrik ve lastik bant eğitimi uygulamasının performans üzerine olan etkilerini karşılaştırmaktır. Çalışmanın sonucunda en etkili kuvvet ve performans artışına neden olabilecek kuvvetlendirme programının elde edilerek, spor fizyoterapistliğinde yaralanmaların önlenmesi ve performansın artırılması konusunda ışık tutacağı düşünüldü.

Hipotezler;

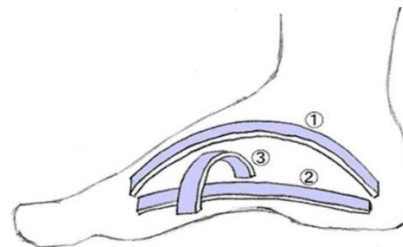
1. Hipotez: Sağlıklı sedanter erkeklerde ayak bileğine uygulanan izokinetik eksentrik, izokinetik konsentrik ve lastik bant kuvvetlendirme programları arasında maksimum ayak taban basıncında fark vardır
2. Hipotez: Sağlıklı sedanter erkeklerde ayak bileğine uygulanan izokinetik eksentrik, izokinetik konsentrik ve lastik bant kuvvetlendirme programları arasında kas kuvvetinde fark vardır.
3. Hipotez: Sağlıklı sedanter erkeklerde ayak bileğine uygulanan izokinetik eksentrik, izokinetik konsentrik ve lastik bant kuvvetlendirme programları arasında kas enduransında fark vardır.
4. Hipotez: Sağlıklı sedanter erkeklerde ayak bileğine uygulanan izokinetik eksentrik, izokinetik konsentrik ve lastik bant kuvvetlendirme programları arasında denge performansında fark vardır.
5. Hipotez: Sağlıklı sedanter erkeklerde ayak bileğine uygulanan izokinetik eksentrik, izokinetik konsentrik ve lastik bant kuvvetlendirme programları arasında sıçrama performansında fark vardır.

2. GENEL BİLGİLER

Ayak, dünya ile vücut arasında bağlantı kuran ve kök görevi gören bir yapıdır. Karışık hareket sistemi ile gerektiğinde vücudun absorban organı olarak kullanılan ve zemin değişikliklerine adaptasyon yeteneği sağlayan, hareketlerin kolaylıkla yapılmasını destekleyerek denge ve vücut pozisyon algısında büyük rol üstlenen, gerektiğinde ise kaldıraç görevi görerek yer değiştirmemizden sorumlu yapıdır. Dorsifleksiyon hareketi ile sallanma fazında enerji tüketimini azaltarak erken yorulmayı engellemektedir. Ayak stabilizasyonun sağlanması ayağın anatomik yapısı ve biyomekanik uyumu ile hareketin yürüyüşle bütünleştirilmesi yoluyla gerçekleştirilmektedir (1).

2.1. Ayak- Ayak Bileği Fonksiyonel Anatomisi

Alt ekstremitede bulunan 30 kemiğin 26'sı ayak ve ayak bileğindedir. Ayak, düzensiz kemik şekilleri, bunların etrafındaki bağlar, dinamik destek sağlayan kaslar ve 2 tanesi longitudinal, diğeri transvers olmak üzere üç adet ark desteğinden meydana gelmiştir (Şekil 2.1). Arklar, ayağı basınç dağılımı ve yüzeye uyum sağlaması için desteklemektedirler (1,26). 1. ve 5. Metatarsal kemiklerin sagittal düzlemde eklem hareket açıklıklarının fazla olması ve bu harekete subtalar eklem pronasyon ve supinasyonunun da dahil edilmesiyle farklı yüzeylere uyum sağlama ve stresin azaltıldığı belirtilmektedir (1). Eklemleşmenin yanı sıra, ayakta bulunan bağlar sayesinde kemikler birbirine tutunmaktadır. Üst segmentlerden talusa gelen yük kalkaneustan başlayarak metatars başlarına kadar iletilerek dağıtılmaktadır. Kalkaneus ile metatarslerin başı arasında hiçbir kemiğin vücut ağırlığını direk iletmediği belirtilmektedir (1,27).

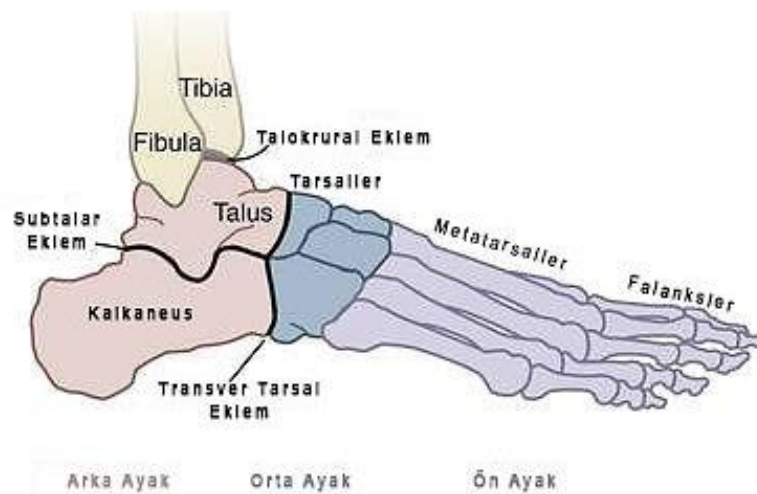


- 1- Transvers ark
- 2- Lateral longitudinal ark
- 3- Medial longitudinal ark

Şekil 2.1. Ayak arkları (26).

Ayak bileği eklemi; distal fibula ve tibia kemikleri ile talus kemiğinin üst kısmında oluşan, konik şeklinde bir eklemdir. Talusa tutunan herhangi bir kasın olmayışı ayak bileğinde izole dorsi ve plantar fleksiyon hareketlerini engellemektedir (1,28). Bu durum plantar ve dorsi fleksiyon hareketine subtalar eklem hareketinin katılımına neden olmaktadır. Asimetrik eklem yüzleri ayak bileğine dorsi fleksiyonda stabilizasyon sağlarken, plantar fleksiyonda inversiyon ve eversiyon yönünde fazla mobiliteye neden olmaktadır (29,30). Ayak bileği eklemi statik stabilizatör olarak medialde deltoid ligament (anterior ve posterior tibiotalar, tibionavikular, tibiokalkaneal ligamentler), lateralde anterior ve posterior talofibular ve kalkaneofibular ligamentler ile desteklenmektedir (1,29-32). Bunun yanı sıra statik stabilizatör olarak kemik geometrisi ve eklem kıkırdağının da katkısı bulunmaktadır (33).

Subtalar eklem; üç eklem yüzüne sahip, inversiyon, eversiyon ve ayağa internal rotasyon hareketlerini sağlayan eklemdir (Şekil 2.2) (34). Eklem statik stabilizasyonu; deltoid ve lateral kolleteral bağları, sinus tarsinin interosseal bağları ve lateral kapsül tarafından sağlanmaktadır (29,30,34). Topuk vuruşu ve orta duruş fazı sırasında kalkaneusun posteriorunun lateral çıkıntısı talusla birlikte subtalar eversiyon hareketine, sustantakulum tali ise parmak kalkışı sırasında inversiyon hareketine kaldıraç kolu oluşturmaktadır (29,30). Subtalar eklem oblik eksene sahip oluşu tibiada rotasyonel hareketlere sebep olmakla birlikte ayağın supinasyon ve pronasyonundan da sorumlu olmasına neden olmaktadır (35,36).



Şekil 2.2. Ayak ve ayak bileği eklem ve kemikleri (34).

Chopart (Midtarsal) eklem; plantar ve dorsi fleksiyon eklem açıklığı için en önemli komponent olan subtalar eklem rotasyonunda büyük rolü vardır. Orta ayağın rijidite ve esnekliğini sağlamaktadır. Topuk vuruşu sırasında subtalar eklem pronasyonu sayesinde talonavikular ve kalkaneokuboid eklemlerin paralel olması ile eklem hareket açıklığı artar. Geç duruş fazında subtalar supinasyon hareketi ile eklem yüzleri paralel olarak konumlanmaz. Bu nedenle orta ayakta rijidite oluşur (29-32).

İntertarsal eklemler; navikuloküboid, navikulokuneiform ve interkuneiform eklemlerden oluşan, orta ayaktaki hareketli arkı oluşturan yapılardır. Transtarsal eklem esneklik ve rijidite kazanımına ek olarak, intertarsal ark, arka ayağın pronasyonu ile arkı azaltarak ayağın esnekliğini artırmaktadır. Arka ayağın supinasyonu ile intertarsal arkı yükselterek ayağın rijit olmasını sağlamaktadır (29-32).

Tarsometatarsal eklemler; 1. parmak yayının mobilitesini kontrol etmekten sorumlu olan nispeten rijit eklemlerdir (29,30). Güçlü transvers intertarsal bağlar, intertarsal eklemler, tarsometatarsal eklemler ve özellikle ikinci kuneiform ve metatars eklemlenmesi, parmak kalkışı sırasında transvers ve longitudinal arka destek olmaktadır. Bu aşamada peroneus longus kası da 1. parmak yayına tutunduğu için, yapının, varusuna dinamik direnç sağlayıp ön ayağın fazla pronasyona gitmesini önlemektedir (29-32,37).

Metatarsofalangeal eklem biyomekanide önemi; topuk kalkışından hemen sonra dorsifleksiyon hareketi ile çıkık mekanizmasını aktive ederek medial longitudinal arkı desteklemesi ve ayağın rijit duruma gelmesine yardımcı olmasıdır (29,30).

Ayak bileğinde meydana gelen hareketler triplanar hareketler olarak tanımlanmakta ve üç farklı düzlemde hareket gerçekleştiğini göstermektedir. Yük taşımadığı durumlarda subtalar eklemde gözlenen pronasyona dorsi fleksiyon, eversiyon ve abduksiyon eşlik ederken, subtalar eklemde supinasyona plantar fleksiyon, inversiyon ve adduksiyon hareketleri eşlik etmektedir (38). Bu hareketler sırasında talus kemiği sabit kalmaktadır. Supinasyon boyunca talus altında kalkaneus anterior, inferior ve mediale doğru hareket etmektedir. Pronasyonda ise posterior, superior ve laterale hareket gözlenmektedir (38,39) (Şekil 2.3).

Ayak bileği yerle temas halindeyken ayak kapalı kinetik zincir fonksiyonu ve ağırlık taşıma görevini görür. Bu fazda tibia ve fibulanın hareketine olanak sağlanırken femurda meydana gelen rotasyonel kuvvetler dizde absorbe edilmez ise kuvvet ayak bileği kemiklerine yansımaktadır. Aynı durum tam ters yönde de geçerlidir. Subtalar ekleminde meydana gelen pronasyon ve iç rotasyon, dizde valgus ve bacağın anteriora eğilimine neden olmakta kişi dizini fleksiyona getirip femur iç rotasyonu ile kompensasyon sağlamaktadır. Supinasyon hareketinde ise bu durumun tam tersi geçerlidir (38).

	%		Ayak Bileği Eklemi	Subtalar Eklem	Transvers Tarsal Eklem
Duruş Fazı	0	Topuk Vurusu	Plantar Fleksiyon	Pronasyon	Hareketli
	20	Taban Teması	Dorsi Fleksiyon	Supinasyon	Rijit
		Orta Duruş			
	40	Topuk Kalkışı	Plantar Fleksiyon		
60	Parmak Kalkışı				
Sallanma Fazı	80		Dorsi Fleksiyon	Pronasyon	Hareketli
	100	Topuk Vurusu			

Şekil 2.3. Ayak ve ayak bileği dinamik biyomekanisi (36).

2.2. Ayak- Ayak Bileği Biyomekanisinde Kasların Rolü

Ayağın dinamik biyomekaniğinde kuvvet kollarının kullanımı ve düzgün biyomekanik için agonist kasın rolünün yanı sıra antagonist kasın hareket kontrolünün de oldukça önemli olduğu vurgulanmaktadır (40,41).

Topuk vuruşundan %10 duruş fazına geçerken dorsi fleksörler eksentrik, evertörler konsentrik olarak, %10 duruş fazından tam temasa geçerken plantar fleksör ve invertörlerde eksentrik kontraksiyon ve subtalar ekleminde pronasyonla birlikte zemine uyum gözlenmektedir. Tam temas fazından topuk kalkışı ve itme fazlarına geçerken ise subtalar eklem supinasyonu ile birlikte ayak rijit hale gelerek

arka ayak plantar fleksörlerin ve invertörlerde de konsentrik kasılma oluşmaktadır. İtme fazı boyunca plantar fleksörler ve invertörler konsentrik çalışmaya devam ederken evertörlerden özellikle peroneus longus kası eksentrik çalışmaktadır. Parmak kalkışından hemen önce arka ayak adduktörleri eksentrik olarak kasılmakta ve evertörler konsentrik olarak çalışmaya başlamaktadır (41).

Tibialis anteriorun; ayak bileğine ağırlık aktarılmadığı koşullarda görevi en kuvvetli dorsi fleksör oluşudur. Diğer görevinin ise ayak bileğine inversiyon yönünde hareket açığa çıkarmak olduğu bilinmektedir (26). Ağırlık aktarıldığı koşullarda ise görevi özellikle topuk vuruşunda eksentrik olarak ayağın kontrollü bir şekilde tam temasının sağlanması ve ağırlık aktarımına hazırlık yapmaktır (35,41). Bunun yanı sıra ön ayak hareketlerinin kontrolünden, 1. metatars elevasyonundan ve lateral rotasyonundan, itme fazında medial longitudinal arkın yükseltilmesinden sorumludur (41).

Gastroknemius ve soleus kas kompleksi; triceps surae olarak bilinmekte olup sagittal ve frontal düzlemde farklı etkileri gözlenmektedir. Özellikle medial gastroknemius kası yürüme sırasında kuvvet oluşturma açısından büyük etkiye sahiptir (42,43). Yürüme aktivitesi sırasında triceps surae kası subtalar eklem ve indirek olarak transtarsal eklemlere rotasyon yaptırmaktan sorumludur. En önemli görevi itme fazı sırasında konsentrik olarak kasılmasıdır. Arka ayak eversiyonda iken invertör kuvvet kolu, arka ayak inversiyonda iken evertör kuvvet kolu oluşturarak subtalar eklem inversiyon ve eversiyon hareketlerini kontrol etmektedir (26,41,44).

Ayakta duruş fazında, ayağın ağırlık taşıma özelliğine bakıldığında, en büyük basıncın topukta meydana geldiği ve ön ayağa göre basıncın iki kat daha fazla olduğu belirtilmektedir. Ayakta durma pozisyonunda kasların etkinliğini araştırmak için yapılan çalışmalar, triceps surae kas kompleksinin, tibialis anteriora göre daha etkin olduğunu göstermiştir. Bu kasların resiprokal kasılmalarının denge sağlama ve postural kontrole destek verdiği belirtilmektedir (38,39).

Tibialis posterior kası; klinik olarak medial arkı destekleyen, arka ayak biyomekanisini değiştiren, kalkaneo-kuboid eklemi kilitleyen, talonavikular ve transvers tarsal eklemleri metatars başlarının ayağı ileri itmesini sağlamak için rijit hale getiren fonksiyonel bir kastır. Tibialis posterior kasının biyomekanik ve klinik rollerinden biri ise duruş fazında ağırlık merkezinin topuktan ön ayağa doğru düzgün

bir şekilde aktarılmasını sağlamaktır. Kasın etkilendiği koşullarda ağırlık merkezinin yer değiştirmesi ve ayak taban basıncı etkilenmektedir (45,46).

Fleksör hallucis longus kası; gastokinemius, tibialis posterior, triceps surae ve fleksör digitorum longus kası ile birlikte ayak bileği plantar fleksiyonuna yardım etmektedir. Ayrıca tibialis posterior kası ile birlikte subtalar eklem inversiyonunda rol almaktadır. Başparmak fleksiyonu yaptıran tek kas oluşu ve ayağın rijit hale gelmesinde büyük rol üstlenmesi sayesinde ayak biyomekanisinde büyük görevler üstlenmektedir (41, 47).

Peroneus longus kası; en kuvvetli arka ayak evertörü olarak görev almaktadır (26). Peroneus longus kasının, ayak bileğini lateral burkulmalara karşı koruyan birincil kas olduğu savunulmaktadır (41). Ayrıca 1. parmak yayı ve arka ayak için plantar fleksör olarak da görev almaktadır (41,47). Yürüme aktivitesi erken duruş fazında, tibialis anterior ile ko-kontraksiyon yaparak ayak bileğinin mediolateral stabilizasyonunu yapan kas olduğu bilinmektedir (41,48).

Biyomekanik olarak, peroneus longus kasının en temel görevi, triceps surae, tibialis posterior, fleksör digitorium longus ve fleksör hallucis longus kasları ile birlikte ayak bileğine plantar fleksiyon yaptırmasıdır (41,48). Literatüre göre en temel görevi ise, ayağın optimal duruşunu sağlamaktır. Ayakta duruş fazında subtalar eklem inversiyon veya orta duruş fazında nötral pozisyonunda iken, tibialis posterior kası ile medial longitudinal arkın çöküşünü önlemenin ve ark dizilimini kontrol etmenin peroneus longus kasının en önemli görevi olduğu savunulmaktadır (29,41,48). Peroneus longus kasının ayrıca itme fazında itme gücünü desteklediği fakat yetersiz bir kuvvete sahip olduğu belirtilmiştir. Bu fazda tendona fazla yüklenmenin, medial longitudinal arkı yükseltme görevini yerine getirmesini önleyerek tendon deformasyonuna yol açacağı belirtilmiştir (41,49).

Ön ayak varusu 1. parmak yayının sagittal deformitesi olarak tanımlanmıştır. 1. parmak yayı ön ayak varusunda hipermobildir. Bunun nedeni peroneus longus kasının 1. parmak yayını stabilize edememesi yani zayıflığından kaynaklanmaktadır. Peroneus longus kası ayrıca longitudinal midtarsal eklem eksenine pronasyon yaptırmaktadır. Kuboid makara denilen yapı, peroneus longus kas kontraksiyonu ile 1. parmak yayının plantar fleksiyon ve abduksiyon hareketlerinin oluşmasına izin vererek, 1. parmak yayının stabilize edilmesine sebep olmaktadır. Kuboid makara

sistemi subtalar eklem supinasyonu sırasında orta ayağın kilitlenmesini de sağlamaktadır. Anormal durumlar bu sistemin işlemlerini engellemekte ve ayak kilitlenmediği için peroneus longus kası görevini yeterince yerine getiremeyip, 1. parmak yayının instabilizasyonuna neden olmaktadır. Bu durum ise ayağın halluks valgusa gidişine zemin hazırlamaktadır (47,50,51).

Peroneus brevis kasının; yürüme sırasında peroneus longus kası ile birlikte hareket ederek frontal düzlemde ayak bileği stabilizatörü olarak görev aldığı belirtilmektedir (41,52). Peroneus longus kası, brevis kasına göre iki kat daha fazla kuvvetli olmasına rağmen subtalar eklemde peroneus brevis kası ile aynı evertör kuvvet koluna sahip olduğu savunulmaktadır (41,42). Klinik literatüre göre; peroneus brevis kası belirgin bir dinamik stabilizatör ve evertör olarak gösterilmiştir. Bu kasa gevşetme yapılmasının, tibialis posterior kas disfonksiyonu olan bireylerde aşırı pronasyonu önlemede etkin olacağı düşünülmektedir (53). Anatomik önemine göre ise; peroneus brevisin temel görevi, evertör rolü ile inversiyonu önleyerek ayak bileği lateral bağlarının gerilmesini önlemektir. Tek ayak destek fazında vücudun ağırlık merkezinden aşırı mediale gitmesini önlemektedir (41).

Ayak bileği dinamik stabilizatörlerinin ayakta duruş ve yürüme esnasında elektromyografi (EMG) aktivitelerini inceleyen bir çalışmada, yürüme sırasında kas içiğinin oluşan değişikliklere daha hassas olduğu gösterilmiştir. Tibialis anterior ve peroneus longus kasının reaksiyon zamanının yürüme esnasında daha hızlı olduğu gözlenmiştir (54).

Ekstansör digitorium longus kası; yürüme sırasında topuk vuruşu fazında arka ayak ve parmak plantar fleksiyonunu eksentrik kasılarak kontrol ederken, parmak kalkışı sırasında konsentrik olarak kasılmaktadır. Ayak bileğini tibialis anterior ko-kontraksiyonu ile inversiyon sırasında stabilize etmekten sorumludur. Ayrıca subtalar eklemde kuvvet kolu açısından hem invertör hem de evertör olarak rol aldığı belirtilmiştir (41).

Ayak intrinsik kaslarının ise; ayakta durma pozisyonunda çok etkin olmadığı gözlenmiştir. Plantar fasya ve bağların stabilizasyonda çok daha etkin olduğu vurgulanmaktadır (41).

2.3. Ayak Taban Basıncı ve Pedobarografik Ölçüm Özellikleri

Vücut ağırlığının yer ile temasının sağlandığı yapı olan ayak, bu iletimi plantar dokulara yüklenme aracılığı ile oluşturur. Bu basınç, vücut ağırlığı arttıkça ve yer ile temas eden alan azaldıkça artmaktadır. Yürüme sırasında ayağın yer ile ilk temasında, topuğun posterolateralindeki küçük bir alanda kısa süreli (0,05 s) olarak, yaklaşık vücut ağırlığının %100-70'i oranında büyük bir basınç oluşmaktadır. Bu basınç hemen sonrasında topuğun orta noktasına doğru yayılarak basıncın azalarak yayılmasını (yaklaşık vücut ağırlığının 1/3'ü) sağlamaktadır. Taban teması sırasında normal biyomekanide ayağın lateral kısmı temas etmekte ve vücut ağırlığının %10'undan daha düşük basınçlar gözlenmektedir. İtme fazında ise metatars başlarına farklı oranlarda basınç gerçekleşmektedir. İkinci ve üçüncü metatars başları en yüksek basınca (vücut ağırlığının %60-100'ü) maruz kalan bölgelerdir. Parmak kalkışı öncesinde en yüksek basıncın halluksun altında ve vücut ağırlığının %30-55'i oranında olduğu belirtilmiştir. Bu basınç değerleri ayakkabı kullanımı ve ortez kullanımına bağlı olarak değişim göstermektedir. Yapılan çalışmalar ayakkabı kullanımının, ortez ve tabanlıkların zirve basınç kuvvetlerini azalttığını göstermektedir (55-59).

Clarke yürüme hızının artırılmasıyla basınçta artış olduğunu ve basıncın mediale kaydığını belirtmiştir. Hızın artırılmasında en fazla ayak parmaklarının katkısının olduğu belirtilmektedir. Ayrıca ayak bileğinin yapısal şekli basınç dağılımını etkilemektedir. Rijit ve yüksek medial arka sahip ayaklar basıncı ön ayak ve topukta yoğunlaştırmaya eğilimlidirler. Orta ayakta basıncın olmayışı, daha büyük yükün taşınması ve hareket hızının artmasına sebep olmaktadır. Esnek düşük medial arka sahip ayak ise basıncın ayak tabanında fazla dağılmasına ve orta ayağın fazla basınca maruz kalmasına neden olmaktadır (60).

Ayak problemlerinin en fazla yüklenme sonrası taban basıncındaki değişimlerden ve egzersize veya harekete bağımlı problemlerden geliştiği belirtilmektedir. Saatte 8 km hızla 2 km boyunca yapılan yürüyüş sonrasında ağırlık merkezinin laterale doğru kaydığı ve bunun peroneus longus ve lateral gastrocnemius kas aktivitesine bağlı olduğu söylenmiştir. Kas yorgunluğunun ise ayak taban basıncında değişimlere yol açacağı belirtilmektedir (61,62).

Pedobarografik ölçümler literatürde ilk kez 1980'li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Bu ölçüm yöntemi ayak-zemin basınç temasını nicel ve fonksiyonel

olarak değerlendirmektedir. Kişinin yüzeye ilk temasından itibaren basınç ve temas alanlarının görüntülenmesini sağlamaktadır (63).

Plantar basınç değerlendirilmesi (pedobarografi), yürüme sırasında yer reaksiyon kuvvetlerinin, hassas ve küçük bölgelere ayrılarak ölçülmesine olanak sağlamaktadır. Ayrıca ayağın dinamik ve objektif olarak karşılaştırılması, klinikte ayakta ortaya çıkan mekanik bozuklukların ve patolojilerin değerlendirilmesini sağlamaktadır. Son dönemde sadece ayak patolojileri değil, aynı zamanda tüm alt ekstremitte aksiyel dizilim problemlerinde tanı ve tedavi için kullanılmaktadır (64,65). Özellikle diyabet hastalarında, sporcu sağlığında ve ayak deformitelerinin tanı ve tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır (58).

Dinamik plantar basınç değerlendirilmesi sonucunda, temas alanı, tepe basınç, basınç-zaman integrali, kuvvet-zaman integrali, tepe basınç zaman, maksimum güç zamanı verilerine ulaşılmaktadır (58, 64).

2.4. Kas Kuvvet Aktivasyonları

Kaslar, kaldıraç sistemi oluşturarak hareketlerin oluşmasında güç ve kuvvet yaratmaktadırlar. Fiziksel performans ölçümünde ve hesaplanmasında uluslararası ölçüm sistemi uygulanmakta; kuvvet için Newton (N), enerji ve ısı için joule (kkal), tork için Newton. Metre (N.m), güç için Watt (W) birimleri standart olarak kullanılmaktadır. Kuvvet; dinlenme veya hareket durumunu değiştirebilen veya değiştirmeye çalışan etki olarak tanımlanmaktadır. Kas kuvveti, kasların dışarıdan gelen kuvvetlere karşı koyarken kullandığı maksimal kuvvet olarak kullanılmaktadır. İş; zamanda sınırlama olmaksızın bir kuvvete denk yer değiştirme olarak tanımlanmaktadır. Tork; bir objenin eksenini etrafında dönüş yapmasını sağlamak için gereken kuvvet olarak belirtilmektedir. Güç; yapılan iş performans oranıdır veya metabolik potansiyel enerjinin iş veya ısıya dönüşüm oranı olarak da tanımlanmaktadır (66).

Hareketler sırasında birçok kuvvet oluşmaktadır. Biyomekanik olarak kuvvetler internal ve eksternal olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Bu kuvvetler sırasında kaslarda dinamik aktivasyon olarak kısılma ve uzama, statik aktivasyon olarak da kasın boyutunda değişim olmaksızın kısılma gözlenmektedir (66).

Statik aktivasyon; eklemden herhangi bir hareket olmaksızın ortaya çıkan ve izometrik aktivite olarak tanımlanan kas aktivasyonlarıdır. Kuvvet oluşur, fakat hareket yoktur, iş oluşturulmamaktadır. İzometrik kasılmalar sırasında tek bir eklem hareket açıklığında kuvvet oluşturulmaktadır. Harekete sebep olan tork uygulanan direncin torkuna eşit olup herhangi bir hareket ortaya çıkarmamaktadır. Statik aktivasyonlar genellikle, oluşturulan hareketler sırasında eklemlerde denge ve stabilizasyonun sağlanmasından sorumludur (8,66,67).

İzometrik ve dinamik hareketler için kas, herhangi uzunlukta ve herhangi bir pozisyonda ölçülebilmektedir. Bu ölçümler vücut parçalarının belirli bir noktadaki kuvveti için veya rotasyonel eklemlerdeki torku belirlemek için yapılabilmektedir. İzometrik, izotonik ve izokinetik olmak üzere üç farklı kas kuvvet değerlendirme yöntemi vardır (10).

İzometrik kas kuvvet aktivasyonları hem değerlendirme yöntemi hem de kuvvetlendirme eğitimi olarak benzer avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Kasın belirli bir açıdaki meydana gelen maksimal kuvvet oluşumunu belirliyor olması nedeniyle kasın genel kas kuvveti hakkında bilgi edinmede yeterli olmamaktadır. Teknik yönden basit ve ucuz bir yöntem olmasına rağmen, doğal ve fonksiyonel hareketleri yansıtmaması açısından çok tercih edilmemektedir (10). Eğitim açısından ise izometrik aktivasyonlar; pahalı olmayan, her yerde yapılabilen, eğitim pozisyonlarına çok gerek duymayan, kısa zaman alan egzersizler olmasına rağmen, dinamik spor hareketlerinde kuvvet kazanımının yetersiz kalması, gelişimin sadece eğitim yapılan açılarda gözlenmesi, proksimal geniş kaslara uygulandığında kan basıncında artışa neden olması, diğer eğitim şekillerine göre daha az kuvvet kazanımı olması açısından izometrik eğitim destek eğitim programı olarak kullanılmaktadır (66).

Dinamik aktivasyon; konsentrik ve eksentrik kasılmaları içeren fonksiyonel egzersizlerin bütünüdür. Konsentrik kasılma sırasında kasın gerimi sabitken, kas boyunda kısalma oluşmaktadır. İş, yerçekimine karşı hareket oluşturulduğu için, pozitif yönde mekanik iş olarak tanımlanmaktadır (8,66,67). Eksentrik kasılma sırasında ise kasın gerimi sabitken, kas boyunda uzama oluşmaktadır. Bu tip kasılmada negatif yönde mekanik iş oluşmaktadır. Birçok durumda, kaslar öncelikli olarak eksentrik kasılmakta ve bunu konsentrik kontraksiyon takip etmektedir (6). Eksentrik kontraksiyon genellikle hareketi

yavaşlatmak, frenlemek veya şok absorbe etmek için kullanılmaktadır. Yokuş aşağı yürümek, koşmak, merdiven inmek, sıçrama sonrası yere inmek, makaslama manevrası veya atış aktiviteleri bu hareketlere verilebilecek örneklerdendir (8,67).

Konsentrik ve eksentrik kas aktivasyon türleri izotonik ve izokinetik kasılmalar sırasında oluşmaktadır. İzotonik kasılmalar sırasında hareket oluşarak, hareketin hızı değişken olabilmekte ve genellikle fonksiyonel hareketleri içermektedir.

İzotonik kas kuvvet değerlendirme yöntemleri ise, dinamik kas aktivasyonu boyunca tek tip ve sabit kuvvet sunduğundan, kas performansı için etkin ölçüm metodu olarak kullanılmamaktadır. Bunun sebebinin eklem hareket açıklığı boyunca, mekanik avantaj çeşitliliği sebebiyle, bir kasın uzunluk değişimine bağlı maksimum kuvvet kapasitesindeki değişimler olduğu belirtilmektedir (10). İzotonik kuvvetlendirmeler (sabit gerilim) eğitim açısından, kasın taşıdığı maksimum uygulanan dirence bakılarak uygulandığı için eksentrik ve konsentrik kasılmaları içerebilen fakat her açıda istenilen kuvvetlenmeyi oluşturamayan egzersiz eğitim yöntemidir.

İzokinetik kasılma ise, egzersiz boyunca bir mekanik cihaz sayesinde kaslardaki doğrusal hareket değişkenliğini göstermektedir. Bu kasılma şeklinde, sabit açısal hızda, tüm eklem hareketi boyunca kasın alabileceği maksimum kuvvet miktarı değerlendirilmektedir (10). İzokinetik dinamometreler çalışma prensibi olarak birbirine benzerlik gösteren, önceden ayarlanan ve 0-300°/sn açısal hızlar arasında hareket edebilen kas grubunun doğrusal gerimlerini rotasyonel momentlere dönüştürerek kas kuvvetini ölçmeye yarayan objektif cihazlardır. Cihaz sabit hız uyguladığı için kişi ne kadar çok kuvvet uygularsa uygulasin, güç torka dönüşerek kuvvet miktarını artırmaktadır. İzokinetik sistemde uygulanacak direnç sınırsızdır (68).

İzokinetik kas kuvvet değerlendirme yöntemi tedavi, ekstremité segment karşılaştırılması ve kas kuvvet gelişimi için kullanılabilen, kas kuvvet, endurans ve gücünü değerlendirebilen, olgulara yapabileceğinden daha fazla kuvvet oluşturmadığı için güvenli, kasın her açıda kuvvetlenmesini sağlayan ve monitörize sistemi sayesinde görsel geri bildirim sunan nicel bir yöntemdir (69). Kasın her bir noktasının maksimum kapasitede kasılması, ağrı ve yorgunluğa sağlanan uyum, kinematik analizlere izin vermesi, izokinetik analiz yapılan kişinin monitörden görsel

geri bildirimini alarak kuvvetinin artışı sağlanması açısından oldukça avantajlı bir ölçüm ve eğitim metotudur (68).

İzokinetik aktivasyon kuvvetlendirme eğitimi açısından; hareket hızı, kas uzunluk değişim oranı, kaldırılan yükün hızı ve eklem açısız hızı ile ilişkilendirilmektedir. Özel ekipman kullanımı gerektirmesi, pahalı olması ve eğitim verilirken uzun zaman harcanması dezavantajı olarak gösterilmektedir (66). Kasılma hızının mekanik cihazla kontrol edildiği dinamik bir egzersiz şeklidir (32,59). Açısız hız seçilirken kişilerin fonksiyonellikleri ve egzersize olan kooperasyonuna önem verilmelidir. İzokinetik egzersizlerde hareket hızı tartışılmaktadır ve verilen eğitime yönelik hızlarda gelişmenin olabileceği savunulmaktadır. İzokinetik eğitimlerin kas kuvvetinin yanı sıra endurans ve iş kapasitesini de artırdığı belirtilmektedir (25,69,70).

2.5. İlerleyici Dirençli Eğitim Modeli

Kuvvetlendirme eğitimleri birçok şekilde uygulanmaktadır. Serbest ağırlıklar, izotonik kuvvetlendirme cihazları, yerçekimi ve kişinin kendi vücut ağırlığını veya izokinetik cihazlar kullanarak eğitim verilebilmektedir. Bu eğitim çeşitlerinin hepsinde ilerleyici dirençli eğitim modeli uygulanabilmektedir. Her hareket ve kas grubu için setlerdeki tekrar sayısı, gün içerisindeki set sayısı, haftada kaç gün yapılacağı belirlenerek, fizyolojik ve psikolojik durumlar, fiziksel kondüsyon ve sporcular için maç sezonu göz önünde tutularak eğitim verilmesi önerilmektedir (10,71). Bu durum egzersiz eğitimindeki özelleşme prensibi sebebiyle verilecek eğitimin, kas aktivasyon tipi, hareket hızı, normal eklem hareketi, eğitilecek kas grubu, enerji sistem içeriği, eğitim şiddet ve yoğunluğuna bağlı olarak değişmektedir (24,72-76).

Egzersiz eğitiminde ilerleme, eğitimin etkili olması için eğitim parametrelerinde değişim yapılarak gerçekleştirilmektedir. Bu duruma olan ihtiyaç, insan vücudunun dirençli eğitim programına çok kolay adaptasyon sağlanmasından kaynaklanmaktadır (24,77). Eğitim ilerlemesi, egzersiz şiddetinin sürekli veya kesikli olarak direncin artışı, hareketin zorlaştırılması, mevcut şiddetin total tekrar sayısının artırılması, tekrar hızında artış, dinlenme süresinin geliştireceğimiz parametreye göre ayarlanması, egzersiz yoğunluğundaki total tekrar veya direncin artırılması ile sağlanabilmektedir (24).

2.6. Kas Kuvvetlendirmede Önemli Parametreler

Kas aktivasyonu: Dirençli kuvvetlendirme eğitiminde en çok eksentrik ve konsentrik kas aktivasyon tipi uygulanmaktadır. İkincil sırada ise izometrik kas aktivasyon tipi gelmektedir (78). Kas boyutuna göre ünite başına en çok kuvvet oluşturan kasılma tipi eksentrik kontraksiyondur (78,79). Ayrıca kasılma sırasında en az motor ünite aktivasyonu içererek kuvvet başına daha az enerji tüketimi sağlamaktadır (78). Hipertrofi için en uygun kasılma şekli olmasına rağmen gecikmiş kas ağrısı yaratabilmektedir (13,78).

Egzersiz seçimi: Tek eklem içeren egzersizler özel kas grupları için, daha az yaralanmaya sebep olan, kas teknik ve yeteneğini artıran egzersizlerdir. Çoklu eklem egzersizleri ise daha karmaşık nöral aktivasyona ve koordinasyona sahip, geniş kas kitlelerine yönelik, kas kuvvet ve gücünü artırmak için en etkili egzersizlerdir (78).

Egzersiz sırası ve sayısı: Egzersiz sırası ve kas gruplarına uygulanan egzersiz sayısı akut kas kuvvetini etkilemektedir.

Genelde tüm vücut kuvvetlendirme, alt ve üst ekstremitte kuvvetlendirme ve kas gruplarına özel kuvvetlendirme olmak üzere üç çeşit eğitim tarzı bulunmaktadır.

Tüm vücut kuvvetlendirme protokolünde öncelikle geniş kas gruplarından başlanarak küçük kas gruplarına, çoklu eklem egzersizlerinden tek eklem egzersizlerine, güç eğitimlerinden basit egzersizlere ve rotasyonel hareketlerden agonist- antagonist egzersizlere geçiş sağlanmaktadır.

Üst ve alt ekstremitte kuvvetlendirme protokolüne göre geniş kas gruplarından küçük kas gruplarına, çoklu eklemlerden tek eklemli egzersizlere ve rotasyonel egzersizlerden agonist-antagonist egzersizlere geçiş olmaktadır.

Özel kas gruplarına uygulanan eğitim protokollerinde ise çoklu eklem egzersizlerinden tek eklem egzersizlerine, yüksek şiddetten düşük şiddete doğru geçiş yapılmaktadır (78).

Yüklenme: Dirençli eğitim yapan bireylerde egzersiz akut metabolik, hormonal, nöral ve kardiyovasküler cevaplara neden olmaktadır (24). Yüklenme için birkaç yol belirtilmektedir. Dirençli eğitim, bir maksimum tekrar (MT) ölçümü sonrası, hedeflenen tekrar sayısına göre egzersiz şiddetini belirleyerek veya belirlenen alan içinde yüklenmeyi artırarak yapılabilmektedir. Bir maksimum tekrarın %45-50'sinde yüklenmek sedanter bireylerde dinamik kas kuvvet artışı için

yeterli olabilmektedir (24,77,80). Eğitimli kişilerde ise hafif ağırlıklarla 15-20 tekrarın kuvvette artışa sebep olduğu gösterilmiştir (76). Hafif şiddette yüklenmenin (1 MT %45-50'si) motor öğrenme ve koordinasyonu artırdığı belirtilmektedir (78,81,82) Hakkinen ve ark. (83) ileri düzey direnç eğitimi sırasında 1 MT %80-85'inde yapılan eğitimin kas kuvvet artışı ve nöral adaptasyon için uygun olabileceğini belirtmişlerdir. Deneyimli haltercilerde 1 maksimum tekrarın %80'indeki kuvvetlendirme kuvvet ve nöral adaptasyon için yeterli olmaktadır (24). Çalışmalarda 1-6 MT'nin dinamik kas kuvveti artışında etkili olduğu belirtilmektedir (84,85). Yüksek şiddette yapılan 3-5 tekrarın 9-11 veya 20-28 tekrara göre daha etkin olduğu gösterilmiştir (24,86). Amatör bireyler için 1 MT'nin %60-70 şiddetinde 8-12 tekrar yapılan egzersizler kuvvet artışı için tavsiye edilmektedir (24,86).

Yoğunluk: Sedanterlerde 2-3 veya 2-4 set sayısının etkili olduğu hatta 3 set sayısının 1 ve 2 set sayısına göre daha etkin olduğu gösterilmiştir (84). Düşük hızda 8-12 tekrarın en etkin olduğu belirtilmektedir (84,87,88). Sedanterlerin kuvvet artışında tekli ve çoklu set programları üzerine çalışmalar yapılmış ve çoklu set programının daha etkin olduğunu belirtilmiştir (24,77,88). Sedanter bireylerde maksimal kuvvet kazanımının bir maksimum tekrarın %60'ında 12 tekrar ile olduğu aktif bireylerde ise bir maksimum tekrarın %80'inde 8 tekrarla olduğu gösterilmiştir. Eğitim sırasında ise nöromusküler sistem gelişimi için yoğunluğun artırılması gerektiği belirtilmiştir (76). Ayrıca sedanter bireylerde 4 setten fazla set sayısı ile yapılan kuvvetlendirme eğitimi sonrasında eski kuvvete geri dönüşün daha ılımlı olduğu belirtilmiştir (76).

Dinlenme periyodu: Yapılan çalışmalar, setler arasında 3-5 dakikalık dinlenme süresine göre 30 sn veya 2 dakikalık dinlenme zamanını ideal bulmaktadır (89-91). Fakat bunun aksine uzun süreli dinlenmenin daha fazla kuvvet artışına sebep olabileceğini destekleyen çalışmalar da vardır (92,93). Çalışmalar 3 dakikada maksimal fosfojen restorasyonu olduğunu belirtmektedirler. Yapılan bir çalışmada, 2-3 dk mola ile 30-40 sn mola süresi karşılaştırılmış ve 2-3 dk mola süresinin daha fazla kuvvet kazanımına sebep olduğu belirtilmiştir (92). Robinson ve ark.'nın (93) yaptıkları bir çalışmada 5 haftalık eğitimde 3 dk. ve 30 sn dinlenme süreleri karşılaştırılmış ve 3 dk. dinlenme süresi sonucunda %7'lik kuvvet kazanımı sağlanırken, 30 s'de %2'lik kuvvet kazanımı oluşmuştur.

Kas aktivasyon hızı: 180-240°/sn'lerdeki orta hızdaki eğitimlerin en yüksek kuvvetlenme miktarına sebep olduğu belirtilmektedir (94). Yavaş kasılmaya göre hızlı ve orta düzey kasılmaların kas kuvvetlenmesinde daha etkin olduğu savunulmaktadır. Bunun yanı sıra sedanter bireylerde yavaş ve orta düzey egzersiz hızlarının kullanılabilmesi belirtilmektedir (24).

Egzersiz sıklığı: Sedanter bireyler için haftada 2 veya 3 kez yapılan egzersizlerin kuvvet oluşumu için yeterli olabildiği gösterilmiştir (24).

Kas Kuvvet Oluşumunda Sensorimotor Sistem Adaptasyonları

Kuvvetlendirme eğitimleri, periferik olarak kaslar ile santral sinir sisteminin iş birliğine dayanmaktadır. Kaslar kuvvet oluşumunda motor görevi görürken, sinir sistemi motor kontrol merkezi olarak çalışmaktadır (95-97).

Santral faktörler merkezi sinir sistemi tarafından kas koordinasyonu ve kas liflerinin ateşlenme hız ve sıklıkları ile ilişkilidir. Kuvvet oluşumunda motor aktivasyonun açığa çıkması için sinir sistemi tarafından birincil (agonist) kas veya kasların uyarılması, sinerjistik kas veya kasların aktive edilmesi ve antagonist kasların agonist kaslara karşı aktive olması gerekmektedir. Bu uyarıların kas ve eklemlerden gelen duyuşal geribildirimlere uygun olması ve bilinçli veya refleks olarak şekillenmesi gerekmektedir (66).

Gerilme refleksinden sorumlu olan duyuşal yapılar, kas içiği denilen ve kas liflerine paralel uzanan yapılardır. Kas dış kuvvetler tarafından aşırı gerildiğinde, kas içiğinde de gerilme meydana gelmektedir. Bu durum kas içiğinde uyarı oluşturarak alfa ve gama motor nöronların iletimi ile kas kontraksiyonuna yol açmaktadır. Bu refleks mekanizma kasın optimum boyuta gelmesini sağlamaktadır (66).

Golgi tendon refleksinden sorumlu olan golgi tendon reseptörleri ise, kas içiğinin tersine kas uzunluğundaki değişim yerine kas kuvvet oluşumunda tendon gerilimine hassastır. Eğer kas tonusu ani olarak artarsa, kastaki kasılmanın inhibisyonunu sağlamaktadır (66).

Yere inme fazında ayağın yerle temas etmesinden hemen sonra kas uzunluk ve kuvvetinde ani değişimler oluşmaktadır. Kaslarda ani ve şiddetli uzama gözlenerek kas geriliminde artış meydana gelmektedir. Bu değişimler gerilme refleksi ve golgi tendon refleksi ile düzenlenmektedir. Gerilme refleksi kası

optimum uzunluğunda tutmasını sağlarken, golgi tendon refleksi alışılmadık ve potansiyel kas gerilim yaralanmasını önlemeye çalışmaktadır (66).

Eğer bireyler veya sporcular alışmadıkları bir hareket veya egzersiz ile karşılaşılırsa ekstansör kaslarda, sıçramanın havada kalma fazında golgi tendon refleksi oluşarak inhibisyona neden olmaktadır. Sıçrama içeren aktiviteler ile ilgilenmeyen sporcuların veya sedanter bireylerin düşük yüksekliğe sıçramalarının veya yapılan testleri bitirememelerinin bir sebebinin de bu olduğu belirtilmektedir. Spesifik kuvvetlendirme eğitimleri, golgi tendon organını inhibe ederek, kişinin daha yüksek yere inme kuvveti oluşturmaya olanak sağlamaktadır. Buna bağlı olarak da sıçrama yüksekliğinde artış gözlenmektedir (66).

Tek eklemliler, statik ve unilateral hareketlerden çok eklemliler, dinamik ve bilateral hareketlere ilerledikçe duyu-motor koordinasyon zorlaşmakta ve hareketler ne kadar karmaşık hale gelirse sinir sistemine olan ihtiyaç aynı oranda artmaktadır. Uyarıların karşılanması ile ilgili başarısızlıklar oluşabilmekte veya kademeli olarak zorluk düzeyi artırılan eğitimlerde sinir sisteminden talep edilen uyarılar, nöral adaptasyona neden olmaktadır (95,98,99). Merkezi sinir sistem aktivasyonu özellikle eksentrik kas aktivasyonu sırasında daha iyi kuvvet oluşumuna katkıda bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda korteksin eksentrik kas aktivasyonunda daha yoğun ve daha etkin çalıştığı belirtilmektedir (5,19,100).

2.7. Kas Kuvvet Oluşumunda Nöral Adaptasyonlar

Kuvvetlendirme eğitimi sonrasında fizyolojik adaptasyonlardan ilk olarak nöral adaptasyon gelişim göstermektedir. 8 haftalık kuvvetlendirme eğitimi sırasında 4. haftada ilk gelişen sistemin nöral sistem olduğu bildirilmiştir (101). Kuvvetlendirme eğitimi nöral sistemi 3 farklı şekilde etkilemektedir. Bunlar;

- Agonist kas aktivasyon artışı
- Uygun sinerjist aktivite
- Antagonist kas aktivasyon azalışı

Bu parametreler kuvvet veya kuvvet gelişim oranını artırarak, performansı geliştirmektedir (10).

- **Agonist kas aktivasyonu**

Eğitimin kuvvetlenmeye veya en yüksek motor ünite katılımına izin vermesi gerekmektedir (102). En yüksek uyarılma eşiğine sahip olan kas lifi, tip II kas lifleridir. Bu kas liflerini maksimum kontraksiyonda eğitmek önemlidir. Çünkü motor üniteleri az sayıda olmasına rağmen fazla kas lifinden sorumludur. Kuvvetlendirme eğitimlerinde nöral amaç motor ünite katılım eşiğini artırmaktır (10,103). Ayrıca eğitim süresince motor ünite ateşleme hızının ve oranının (ateşleme sıklığının) artırılması, kas kuvvetinde artışa yol açmaktadır (10,103,104).

EMG sonuçları kasılmaya katılan motor ünite sayısını ve bunların ateşleme oranlarını yansıtmaktadır. Motor ünite katılımı ve ateşleme oranları motor ünite aktivasyonu olarak tanımlanmaktadır. Eğer EMG sonuçlarına göre eğitim maksimum istemli kasılmada gelişme gösteriyorsa, bu durum motor ünite aktivasyonunda artış olarak yorumlanmaktadır (10). Eğitimde özelleşme prensibine bağlı olarak bilateral olarak yapılan kuvvetlendirme eğitimlerinin, unilaterale göre EMG verilerinde daha çok motor ünite aktivasyonuna neden olduğu ifade edilmektedir (10,105). Birçok çalışma eğitim ile maksimal kontraksiyon sırasında motor ünite ateşleme oranının arttığını göstermiştir. Ayrıca eğitimin, balistik kontraksiyonlar sırasında ateşleme sıklığındaki düşüş oranını azalttığı belirtilmiştir. Eğitim sonrasında, hızlı kasılmalarda, kasılmaya katılan motor ünite sayısında artış gözlenmiştir (106-108).

Başka bir EMG çalışmasında, sedanter bireylerde maksimum istemli efor istendiğinde bütün motor ünitelerin katılımı gerekirken, motor ünite ateşleme oranlarından dolayı tümünün aktive olmadığı gözlenmiştir. Eğitim ile ateşleme oranını artırmanın mümkün olduğu belirtilmiştir (10,108,109).

Hipertrofi, genellikle belirli bir kuvvet için gereken kas fibril sayısını azaltarak motor ünite sayısında artış olarak tanımlanmaktadır. Bu durum eğitim sonrasında aynı dirence karşı, aynı absolut kas kütlelerinde veya çapraz köprüler aktive olmasına rağmen, göreceli çapraz köprülerde azalma olarak gözlemlenmektedir. Eğitim boyunca sabit bir yüke karşı kuvvetlenen kasta, çapraz köprülerden daha az kas fibrili harekete katılmaktadır. Birim başına düşen kuvvet ise artmaktadır (10).

- **Sinerjist kas aktivasyonu**

Kuvvet oluşumunda, sinerjist kasın görevi uygun ve amaca yönelik aktivasyon ve koordinasyon için istenilen yönde en uygun hareketin oluşmasını sağlamaktır. Bu görevi nöral adaptasyonlar ile sağladığı düşünülmektedir (110). Nöral özelleşmenin hareket paterni, kas aktivasyon tipi (eksentrik, konsentrik, izometrik) ve eğitim kasılma hızı ile ilişkili olduğu belirtilmektedir (10,111).

Sinerjist kaslar hareketin kontrolünden sorumludur ve fiksator kaslar olarak da nitelendirilmektedir. Fiksator kaslar direk eklem hareketine neden olmayabilirler. Fakat başka eklemlerde istenmeyen hareketlerin oluşumunu önlemelerinden dolayı sinerjist olarak tanımlanmaktadır. Fiksator kasların başka bir görevinin de eklemler için stabil bir alt yapı oluşturmak olduğu bilinmektedir. Yapılan işe ve harekete göre bu kaslar az veya çok kas lifi katılımıyla aktive olmaktadır (10,110).

Bazı sinerjist olarak adlandırılan kaslar sedanter yaşamda aktif olamamaktadır. Düzenli eğitim programı ile bu kaslar aktive edilip daha fazla kasın aktiviteye katılımı ve daha fazla kuvvetin açığa çıkması sağlanmaktadır. Bu kısımdan sorumlu olan mekanizmanın, nöral adaptasyondan daha çok alışılmamış nöromusküler görevi oluşturmak olduğu savunulmaktadır (10).

- **Antagonist kas aktivasyonu**

Koaktivasyon olarak tanımlanan durum, agonist kas kasılırken antagonist kasta eşzamanlı kasılmanın gerçekleşmesidir (10). Antagonist koaktivasyonu; aktive olan kas grubu (kaldıraç kolu, fizyolojik durumu), kas aktivasyon tipi, uygulanan efor şiddeti, eklem pozisyonu, yaralanma durumunu etkilemektedir (112,113).

Motor ünite katılımı antagonist ve agonist kas aktivasyon durumuna göre değişmektedir. Antagonist kasın koaktivasyonu harekete ters yönde genellikle antagonist kasta eksentrik kasılma şeklinde oluşmaktadır. Antagonist kaslarda oluşan kasılmanın net tork kuvvete olan negatif etkisi çalışmalarda gösterilmektedir (114,115).

Antagonist koaktivasyonun, resiprokal inhibisyon ile bozulduğu durumlarda, agonist kaslar tamamen aktive olabilmektedirler (116). Fakat koaktivasyon

inhibisyonunun bazı dezavantajlarının olduğu belirtilmektedir. Koaktivasyonun eklem stabilizasyonu ve hareket koordinasyonu açısından oldukça önemli olduğu bilinmektedir. Yaralanmaların, ani ve kontrolsüz güç içeren hareketlerin önlenmesinde rol almaktadır (10,112-115). Yapılan çalışmalar, tek yönde uygulanan eğitim protokollerinin erken dönemde antagonist koaktivasyon azalmasına sebep olduğunu göstermiştir (117,118). Eğitimin 8. hafta sonrasında antagonist koaktivasyonda belirgin bir düşüş olmadığı belirtilmiştir (117). Fakat agonist kasın hipertrofiye gidişi ve antagonist/agonist kas kuvvet oranında düşüş gözlenmesi ile eklem stabilizasyonunun etkileneceği belirtilmektedir (114)

Kuvvetlendirme eğitimi, antagonist koaktivasyon açısından merkezi sinir sistemi tarafından ikilem oluşturmaktadır. Antagonist koaktivasyonun azalması agonist kaslarda daha fazla kuvvet oluşumu sağlarken, eklem stabilizasyonunda azalmalara sebep olduğu gözlenmektedir (10,112-115).

2.8. Kas Kuvvet Oluşumunda Kassal Adaptasyonlar

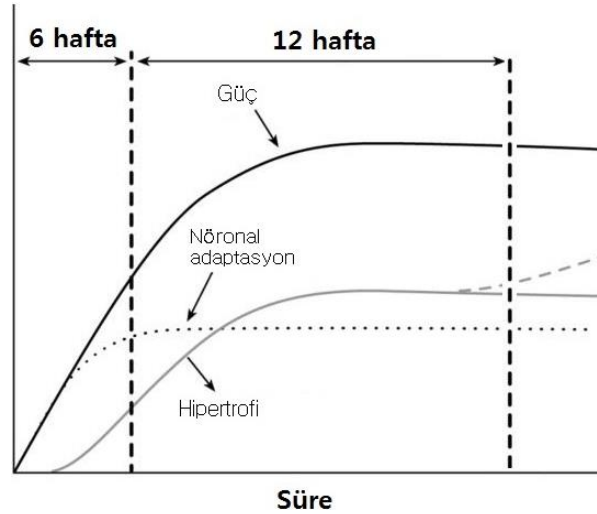
Eğitim sonrası ilk haftalarda başlayan kuvvetlenmeyi takiben nöral adaptasyonun yanı sıra, kastaki çapraz köprülerde ve metabolik adaptasyonlarda artış ile kas mimarisinde değişiklik gözlenmektedir (10,24,72,119). Periferal faktörlerden olan bu durum, kasa özel durumlar olup geniş çapraz köprüleri olan kaslarda daha fazla kuvvet açığa çıkması ile sonuçlanmaktadır. Planlı kuvvetlendirme programları ile kasların genişlikleri artırılabilir ve daha fazla çapraz köprü ile daha fazla kas lifi oluşturulup kuvvette artış gözlenebilmektedir (66).

Kassal adaptasyon oluşumunda, kontraktıl proteinlerden olan aktin ve miyozin kuvvetlendirmenin ilk haftalarından sonra artış göstermektedir. Kas proteinlerindeki artış mitokondri ve sarkoplazmik retikulum artışına bağlı olduğu için, kas kuvvetlendirmesinde en geç adaptasyonu oluşturmaktadır. Kuvvetlendirme sonrası kontraktıl proteinlerde gözlenen sentez ve artış, hipertrofi oluşumuna sebep olmaktadır (101). Kastaki hipertrofi primer olarak liflerin hacmindeki artışla sağlanmaktadır. Hipertrofik gelişmeler, yüksek oranla interselüler düzeyde ve daha düşük oranda tüm kas boyutunda gözlenmektedir. Aynı zamanda miyogloblin, hücre içi nükleus ve buna bağlı olarak DNA sentezinde artış gözlenmektedir (101).

Kuvvetlendirme eğitimi, kas liflerini genişletmesinin yanında, konnektif doku ve her bir kas lifi etrafında yerleşmiş uydu hücrelerin proliferasyonunda stimüle etmektedir. Eğitim, kasın konnektif dokusunu kalınlaştırarak kuvvetlendirmektedir. Aynı zamanda hem tendonların hem de ligamentlerin yapısal ve fonksiyonel integrasyonunda geliştirmektedir. Bu adaptasyonların, eklem ve kasın yaralanmadan korunmasını sağlayabildiği düşünülmektedir. Bu durum sporcular için koruyucu ve rehabilite edici kuvvet programlarında dirençli egzersizlerin kullanılması fikrini desteklemektedir.

Nöral ve kassal adaptasyonlar sonucu kuvvet belirli bir platoya kadar ulaşmaktadır (Şekil 2.4). Bu aşamadan sonra ileri seviyede eğitimler veya şiddetli eğitimler ya küçük ölçüde etkili olmakta ya da platoda değişim elde edilmemektedir. Besin takviyesi ve anabolik ilaçlar bu aşamada etkili olmaktadır (10).

Kas kuvvetlendirmeye yönelik eğitim şekilleri oluşabilecek adaptasyonları etkilemektedir. Nöral ve kassal adaptasyon gelişimi, hipertrofiye gidiş, kompleks, çoklu eklem egzersizlerinde ve nondominant taraf kas kuvvetlendirme eğitimlerinde daha geç oluşurken, tek eklem, basit egzersizlerde ve dominant taraf kas kuvvetlendirme eğitimlerinde daha erken oluşmaktadır (10). Yapılan bir derleme çalışmasında, 6 haftalık kas kuvvetlendirme eğitiminin kas fibril alanında artış açısından yeterli bir süre olduğu gösterilmiştir (120). Eğitim sırasında vastus lateralisten alınan bir seri biyopsi sonucunda 2. haftadan itibaren kasta hipertrofinin başladığı, 4. haftadan itibaren belirgin hipertrofinin oluştuğu, kas fibril alanında belirgin artışın 7. haftada olduğu gözlenmiştir (121). Daha önce eğitim almamış bireylerde 4. haftadan itibaren eksentrik eğitim sonucunda hipertrofi oluştuğu gözlenmiştir. Klasik konsentrik dirençli eğitime göre eksentrik eğitimde adapte olan sistem nöral sistemden önce kas kitlesi olmuştur (5,6,8,122,123).



Şekil 2.4. Kas kuvvetlendirmede zamana bağlı görülen adaptasyonlar (121).

2.9. Kuvvetlendirme Eğitimlerinin Performansa Etkisi

Performans, egzersizler sırasında iskelet kaslarının koordineli çalışması sonucu oluşan aktivite verimidir. Kas kuvvetlendirme eğitimi sonunda oluşan sensorimotor aktivasyonlarda değişim ile birlikte kassal ve nöral adaptasyonların performans artışını destekleyeceği bilinmekte olup, literatürde farklı kas kasılma tiplerinde verilen eğitim protokolleri sonucunda birçok farklı sonuç elde edilmektedir (124-129).

İzole eksentrik veya konsentrik eğitimlerin yanında eksentrik ve konsentrik eğitimin birlikte uygulandığı eğitim şekillerinden de bahsedilmektedir. Bu eğitimler kendi vücut ağırlığı ile yapılmasının yanında çeşitli aletler veya izokinetik dinamometreler ile de yapılabilmektedir (8,123,130). Ayrıca eğitim şekillerinde özelleşme prensibi büyük önem taşımakta olup, çalışmalar eksentrik eğitim sonrası daha çok eksentrik kuvvette, konsentrik eğitim sonrası ise konsentrik kuvvette artış gözlemlendiğini belirtmektedir (124,131-136).

Eksentrik eğitimlerin çoğu yüksek yoğunluk- düşük tekrar olarak uygulanmaktadır. Yüksek hızlarda yapılan eksentrik eğitimlerin yavaş hıza göre, eksentrik ve konsentrik kas kuvvetinde daha çok gelişmeye neden olduğu savunulmaktadır.

Fizyolojik değişimler açısından eksentrik kontraksiyon, izole konsentrik kontraksiyon veya konsentrik/eksentrik aktivasyon dirençli eğitimlere göre daha fazla kuvvetlenme adaptasyonu, kas hipertrofisi, akut konsentrik kasılma yeteneği, daha

olumlu ve fazla akut inflamatuvar cevap oluşturmaktadır. Ayrıca çalışmalar eksentrik kas eğitiminin kaslarda daha az yorgunluğa yol açacağını belirtmiştir (124-129).

Hücrel olarak bakıldığında, eksentrik kontraksiyonda fizyolojik olarak eksternal yükün fazla olması sebebiyle miyozinin aktinden ayrılması için kimyasaldan çok mekanik bir durum gözlenmektedir. Konsentrik eğitimde ise kimyasal reaksiyon oluşmaktadır. Bu reaksiyonun eksentrik kas kasılmasına göre daha az hasar verdiği belirtilmektedir (128). Eğer eksentrik eğitimin şiddeti yavaş yükseltirise, sağlıklı bireylerde ve yaşlılarda kas zedelenmesi olmaksızın belirgin kuvvet ve kas kitlesine ulaşıldığı belirtilmektedir (5,137-139). Tekrarlayıcı kas zedelenmesi oluşmasını önlemek için egzersizler arası 48 saatten fazla süre geçmesine ihtiyaç duyulmaktadır (5,140).

Yüksek mekanik gerilim kas hipertrofik cevaplarını etkilemesi yönünden oldukça önemlidir ve bu durum kas kuvvetinde artışa sebep olmaktadır (19,141). Eksentrik kontraksiyon sırasında, pasif kas elementlerinden olan kollajen ve titin boyutundaki uzama nedeniyle pasif kas gerilimi de artmaktadır (142). Bu durum, kontraktıl elementler tarafından oluşturulan aktif gerilimi ve hipertrofiye cevap artışını geliştirmektedir (141). Oluşan büyük hipertrofik cevap, konsentrik egzersizden daha çok eksentrik egzersiz sonrasında daha fazla protein sentezine neden olmaktadır (141,142).

Tüm bu adaptasyonlar sayesinde eksentrik kontraksiyon sırasında daha güçlü kuvvet çıktısı oluşumunun sağlandığı gösterilmiştir (5). Eksentrik kas aktivasyonu sırasında oluşan düşük nöral motor katılım oranının ve iyi senkronize olmuş motor nöronların azalmış komutlara bağlı olabileceği düşünülmektedir (5,19). Eksentrik kuvvet oluşumunun konsentrik kuvvet oluşumuna göre %120-200 daha fazla olduğu gözlenmiştir (128,129,143,144). Eksentrik eğitimlerin konsentrik kuvvet kazancına olan etkisi %13 değeri olarak gösterilirken, konsentrik eğitim sonucunda konsentrik kuvvet kazancının %17 olduğu gösterilmiştir (5,19) Ayrıca düşük enerji harcaması ile yüksek kuvvet oluşumu açısından eksentrik kasılma konsentrik kasılmaya göre yaşlılarda daha çok tercih edilen, fonksiyonellik ve kuvveti artırmada etkin bir yol olarak gösterilmektedir (23,145).

Eksentrik eğitim sonrasında maksimal kas kuvvetinde çoğu çalışmada hız, patlayıcı kuvvet, kas kuvveti ve sıçrama performansında artış gözlenmiştir.

Sporculara özel sıçrama antrenmanları dışında sıçrama performansını geliştirmek için eksentrik eğitim verilebileceği vurgulanmaktadır (5,8,19-23,146).

Koordinasyon performansı açısından, eksentrik aktivasyon konsentrik aktivasyona göre kortikal düzeyde daha yüksek amplitütlü ve daha geniş uyarı oluşturmaktadır. Aynı kuvvet oluşumu için gereken EMG aktivitesi eksentrik kasılmada daha düşük bulunmaktadır. Bu durum daha az kas fibril sayısının katılımı ile daha çok kuvvet oluşturulabileceğini göstermektedir. Buradan yola çıkarak eksentrik motor görevin, motor ünite başına düşen kasılma miktarı çok olduğu için, kaslarda oluşturduğu etkinin fazla olacağı ve kontrol ve koordinasyonun zorlaşacağı düşünülmektedir (8,123).

Kas kuvvetlendirme eğitiminin yaralanma önleyici mekanizması amaçlı kas boy uzuluğundaki ilişkisine bakıldığında, eksentrik eğitim sonucunda kasın optimal gerilim boyutunda ve kas kuvvetinin tepe tork değerinde gelişim gözlenmektedir. Kas yaralanmalarının en çok kasın maksimum çalıştığı zamanlarda eksentrik fazdan konsentrik faza geçiş aşamasında olduğu bilinmektedir. Bu şekilde kasın optimal boyutunda değişim yaratarak bu yaralanmaların önleneyeceği savunulmaktadır (8,122,123). Bu olumlu sonuçlardan yola çıkarak son zamanlarda dirençli eğitimlerde eksentrik kas aktivitesi üzerinde durulmaya başlanmıştır (128).

İzole eksentrik ve konsentrik eğitim dışında ayak bileğine spesifik olarak uygulanan çok sayıda lastik bant ile ilerleyici dirençli egzersiz eğitimleri bulunmaktadır. Bu tip egzersizler uygulanması kolay ve çok yönlü, düşük maliyetli olup rehabilitasyonda kullanımı yaygın egzersizlerdir (147). Ayak bileğine birçok protokol kullanılarak çeşitli lastik bant eğitimleri verilmiştir. Bu parametrelerin sonunda ortak bir sonuca varılamamış, bir grup araştırmacı lastik bant eğitiminin kuvvet üzerine geliştirici etkisinin olduğunu savunurken, diğer grup lastik bant eğitimi sonucunda ayak bileği kas kuvvetinde belirgin artış gözlemlenmemişlerdir (148).

Yapılan eğitim protokollerine bakıldığında lastik bant eğitimi ile birlikte başka egzersizlerin eklenmesinin kuvvet ve propriyosepsiyonda gelişmelere neden olduğu belirtilmiştir. Araştırmacılar bu artışı kas içiği uyarılabilirliğinin artışına bağlamışlardır (149-151).

Çalışmalarda kullanılan test materyallerinin çok önemli olduğu ve diğer alt ekstremit eklemlerini kapsayan değerlendirmelerde eğitimin etkinliğinin

gözenmediği üzerinde durulmuştur (148,152,153). Denge ve propriyosepsiyon parametreleri için tek eklem testlerinin daha etkin olduğunu savunan çalışmalar vardır (25,154,155). Ayrıca ayak bileğinde inversiyon ve eversiyon kas kuvvet oranının önemli olduğu vurgulanmakta, kuvvet dengesizliklerinin giderilmesinin performansı artıracığı, yaralanmaları azaltacağı belirtilmektedir (152,156).

Genel protokoller açısından kırmızı renk lastik bant ile eğitime başlayarak set sayıları veya lastik bant direnci artırılarak çalışmalar planlanmıştır. Fakat çalışmalar, egzersiz protokolünde seçilen lastik bant direnci ile ilgili hala kesin bir bilgi olmadığı ve yeterli kanıtın bulunmadığını göstermektedir (148,157).

Literatürdeki tüm bu çalışmalardan yola çıkarak, tam olarak hangi eğitim programının performans üzerine etkili olacağı belirlenmemektedir. Bu nedenle farklı ayak bileği kuvvetlendirme eğitim programlarının etkinliğini araştıran bir çalışmaya ihtiyaç duyulduğu belirlenmiştir.

3. BİREYLER VE YÖNTEM

3.1. Bireyler

Çalışmamız, Doğu Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümünde yapıldı.

Çalışmaya 18-26 yaş arası, sedanter erkek bireyler dahil edilmiştir.

Diğer dahil olma kriterleri;

- Araştırmaya katılmak için gönüllü olmak,
- Ayak bileğinden son 6 ay içinde yaralanma geçirmemiş olmak,
- 18-26 yaşları arasında olmak,

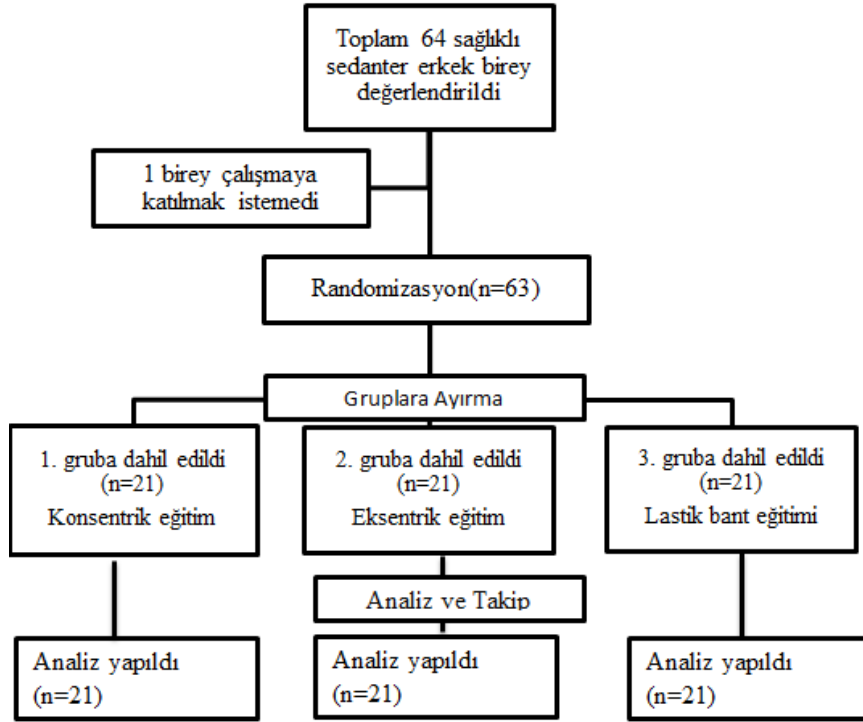
Hariç olma kriterleri;

- 3 aydan kısa süreli alt ekstremitte yaralanmasına sahip olmak,
- Aktif olarak spor yapıyor olmak,
- Daha önce ayak veya ayak bileğinden bir operasyon geçirmiş olmak,
- Kronik bir hastalığa sahip olmak,
- Son 6 aydır herhangi bir kuvvetlendirme programı almış olmak,
- Kronik ayak bileği burkulmasının varlığı,
- Son 6 ay içinde ayağa yönelik fizyoterapi veya ortez tedavisi almış olmak.

Yapılan pilot çalışma sonrasında %80 güç ve %5 tip-1 hata ile, gruplarda eğitim sonunda kuvvette %20'lik farkın anlamlı olarak gösterilebilmesi için her gruba 21 bireyin alınması gerekmiştir.

Çalışma süresi boyunca 64 kişi değerlendirilerek eğitim programına alınmıştır. Çalışmayı 63 kişi bitirmiştir. Çalışmaya alınan bireylerin akış çizelgesi Şekil 3.1'de gösterilmiştir.

Çalışma, Hacettepe Üniversitesi Etik Kurulu'nca öngörülen bilgilendirilmiş gönüllü onam formunu okuyup katılmayı kabul eden kişiler üzerinde gerçekleştirilerek, Hacettepe Üniversitesi, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 07.01.2014 tarihli ve GO 15/05- 21 numaralı kararı ile etik kurul onayından geçmiştir.



Şekil 3.1. Çalışmanın akış çizirgesi

3.2. Yöntem

3.2.1. Çalışma Planı

Dahil edilme kriterlerine uyan bireyler, bilgisayar program destekli (Research randomizer, version 4.0) basit eşli randomizasyon yöntemi ile konsentrik eğitim grubu, eksentrik eğitim grubu ve lastik bant eğitim grubu olmak üzere 3 gruba ayrıldı (158).

Eğitim programına alınan bireyler, 8 hafta boyunca haftada 3 gün programa devam etmişlerdir. Değerlendirmeler eğitim öncesi, eğitim sonrası ve eğitimi tamamladıktan 1 ay sonra yapıldı.

3.2.2. Değerlendirmeler

a. Bireylerin Fiziksel Özellikleri

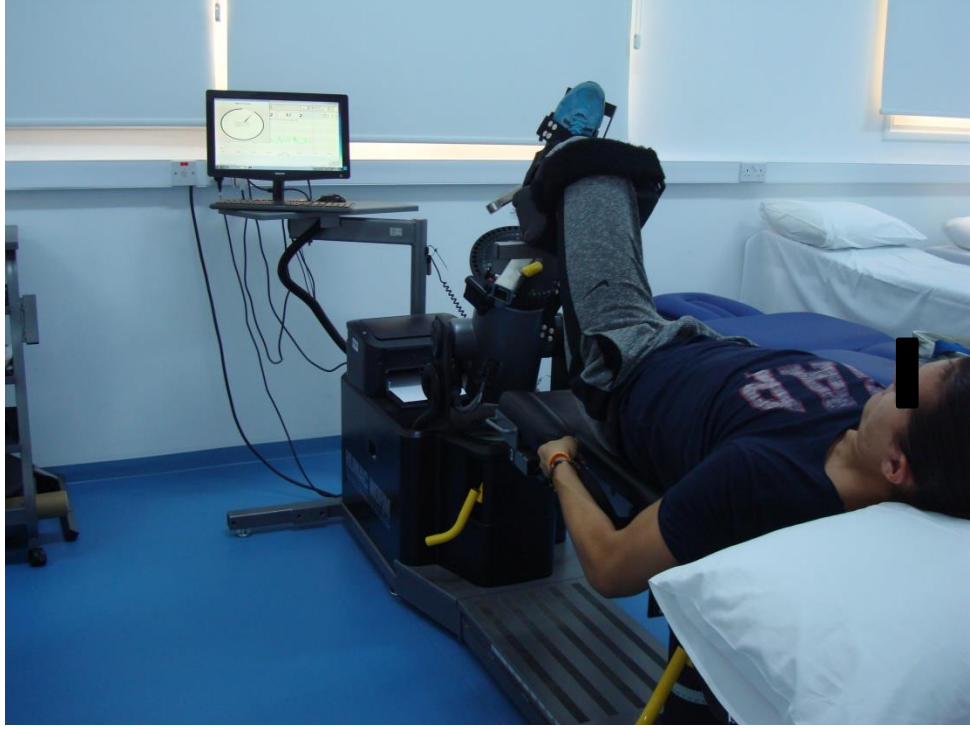
Çalışmaya katılan bireylerin yaşları, vücut ağırlığı, boy uzunluğu, beden kütle indeksi, dominant ekstremiteleri kaydedildi.

b. İzokinetik Kas Kuvvet ve Enduransının Değerlendirilmesi

Bireylerin testten önce 10 dakika bisiklet ergometresinde ısınması sağlandı. Her iki ayak bileği invertör ve evertör kas kuvvetleri izokinetik dinamometre (CSMI Humac Norm, USA) ile test edildi. Bireyler testler öncesi spor ayakkabı giymeleri konusunda bilgilendirildi ve testlere her üç değerlendirmede de aynı ayakkabı ile gelmeleri istendi. Her ölçümden önce cihazın kalibrasyonu yapıldı. Bireyler diz ve kalça eklemi 90° fleksiyon pozisyonunda olacak şekilde sırt üstü yatırılarak, kruris bölgesinden diz velkro ile sabitlendi. Ayak bileği nötral pozisyonunda dinamometre tablasına sabitlenerek metatars kemikler hizasından velkrolar ile çapraz şekilde stabilize edildi. İzokinetik dinamometrenin rotasyonel aksı, yatak sırt açısı kişiye özel cihazın uygun gördüğü şekilde ayarlandı (Şekil 3.2). Ayak bileği açıları, testler boyunca inversiyon yönde 30°, eversiyon yönünde 20°de limitlendirildi. Ayak bileği test protokolü olarak yavaş hızda 60°/snn, yüksek hızda ise 120°/snn ve 180°/snn açısal hızlar seçildi (69). Cihaz hakkında çalışmaya katılan bireylere bilgi verilerek, her açısal hız testinden önce 3 tekrar submaksimal kuvvette deneme yaptırıldı. Test sırasında bireyler, maksimum kuvvet uygulaması için sözel ve görsel açıdan motive edildi. Ayak bileği invertör ve evertör kas gruplarına ilk olarak 60°/snn'lik açısal hızda 6 tekrar konsentrik kas kuvvet testi ardından, 120°/snn'lik açısal hızda 6 tekrar konsentrik kas kuvvet testi, son olarak endurans değerlendirmesi için 180°/snn açısal hızda 20 tekrar konsentrik kas kuvvet testleri yapıldı. Bireylere bir sonraki gün 60°/snn'lik açısal hızda 6 tekrarlı eksentrik kas kuvvet testi ardından, 180°/snn'lik açısal hızda 10 tekrarlı eksentrik kas kuvvet testi için yapıldı. Farklı açısal hızlardaki testler arası 20 saniye dinlenme süresi ve her iki ayak bileği arasında 3 dakika dinlenme süresi verildi. Testler sonucunda zirve torkun vücut ağırlığına oranı (Nm/kg) sağ ve sol invertör ve evertör kas kuvvetleri için izokinetik dinamometrenin yazılımı aracılığı ile kaydedildi.

Tablo 3.1. İzokinetik test protokolü

Hareket yönü	Mod	Hız	Tekrar sayısı
Inversiyon- Eversiyon	Konsentrik	60°/snn	6
	Konsentrik	120°/snn	6
	Konsentrik	180 °/snn	20
	Eksentrik	60°/snn	6
	Eksentrik	180°/snn	10



Şekil 3.2. İzokinetik kas kuvvet değerlendirme pozisyonu

c. Denge Değerlendirmesi

Çalışmaya katılan bireylerin dinamik dengeleri özel bir denge platformunda (Technobody PROKIN 4, PK 200 WL, İtalya) değerlendirildi (Şekil 3.3). “*Slalom*” test protokolü seçildi. Test başlamadan önce cihazın kalibrasyonu tamamlandı ve test hakkında bilgi verildi. Kişinin boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve yaş bilgi girişleri yapıldı. Testler mediolateral yönde 30 sn süresince çıplak ayak uygulandı. Bireyin test öncesinde deneme yapması istendi. Test sırasında çalışmaya katılan bireylere gerek olmadıkça herhangi bir sözel geri bildirimde bulunulmadı. Birey platform üzerinde ellerinden destek almadan her iki alt ekstremitesi ile ayakta durup, dizlerini hafif bükerek dengesini sağladıktan sonra teste geçildi. Test sırasında bilgisayar ekranından görsel geri bildirim sağlandı.

“*Slalom*” testi sırasında bireyden cihaza bağlı ekranda beliren mavi yol ve kutuları dengesini sağlayarak platform üzerinde ağırlık aktarmasıyla olabildiğince fazla kutuyu yeşil renge çevirmesi ve mavi yolu takip etmesi istendi. Test sonucunda toplamda 13 kutudan kaç isabetli kutu vuruşu olduğu elde edildi.



Şekil 3.3. Dinamik denge değeriendirilmesi

Bireylerin statik dengesi tek bacak üzerinde durma testi ile yapıldı (Şekil 3.4). Değeriendirilen kişiden ellerini beline yerleştirerek, tek ayağını 90 derece diz fleksiyonu getirerek diğeri diz veya bacak ile temas etmeyecek şekilde kaldırması istendi. Kişi hazır olduğunda işaret verdi ve kronometre ayağını yerden kalkar kalkmaz çalıştırıldı. Eller gövdeden ayrıldığında, havadaki ayak diğeri bacakla teması kestiğinde veya yere değdiğinde, yerdeki ayak yer değıştirdiğinde kronometre durduruldu ve test tekrarlandı. Maksimum test süresi 60 saniye olarak belirlendi. Testler gözler açık ve kapalı olarak uygulandı ve s cinsinden not alındı (159).



Şekil 3.4. Statik denge değerlendirmesi

d. Dikey Sıçrama Değerlendirmesi

Dikey sıçrama ölçümü, özel bir mat üzerinde statik sıçrama testi seçilerek (Newtest Powertimer, Finlandiya) yapıldı (Şekil 3.5). Mat bilgisayar sistemine ve ana cihaza bağlanılarak gerekli verilerin alımı sağlandı. Test patlayıcı güç yeteneğini ölçmek için kullanıldı. Tüm testler sırasında kişi çift bacakla aynı spor ayakkabıyı kullanarak sıçradı. Başlangıç pozisyonu sırasında bireyden, elleri belinde, 90° diz fleksiyon çömelme pozisyonunda ve gövdenin olabildiğinde vertikal ekseninde olması istendi. Cihaz hazır olduğunda bireyin olabildiğince yükseğe sıçraması ve sıçrama sırasında ellerinden momentum sağlamasını engellemek için belinde tutmaya devam etmesi için bilgi verildi. Yere inme sırasında ise her iki ayağın birlikte iniş yapması ve dizin ekstansiyonda tutulması istendi. Test sırasında bireylere sözel olarak geri bildirimde bulunuldu. Totalde 3 tekrar yapılarak veriler toplandı. Test sonucunda havada kalma süresi (ms), sıçrama yüksekliği ortalaması (cm), sıçrama gücü ortalaması (watt) kaydedildi.

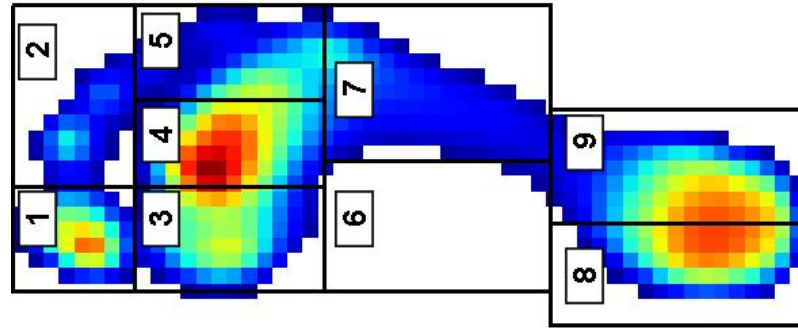


Şekil 3.5. Dikey sıçrama ölçümü

e. Ayak Taban Basıncı Değerlendirmesi

Bireylerin dinamik ayak taban maksimum basıncı ölçümleri yürüyüş sırasında 5 m'lik ahşap zemin içerisine gömülü olan sabit pedobarograf (Medilogic, platform basic; Almanya) ile yapıldı. Plantar basınç ölçüm cihazı için, sensör yerleştirilmiş platform, bilgisayar ve görüntülemek üzere monitor kullanıldı. Platformun üzerinde basınç uygulanması sırasında, cihaz bilgisayara basınç büyüklüğünü aktararak ve basınç dağılımı 1 cm² lik alanlar şeklinde monitöre yansıtıldı. Bu ölçüm sırasında bireylerden normal paterninde yürümesi, platforma adım almaları sırasında yürüyüş paternini değiştirmemeleri istendi. Ölçümler çıplak ayak yapıldı. Bireylerden teste gelmeden önce en az 3 dakika aralıksız yürümesi istendi. Yürüyüş bandı 5 metre olup, platform hata payını minimalize etmek için başlangıçtan 2,5 metre uzaklığa yerleştirildi. Böylelikle yürüyüşün ilk ve son aşamaları teste dahil edilmemiş oldu (160). Yapılan üç başarılı ölçüm arasından normal yürüyüşe en yakın olanı kayıt edildi. Kişilerin rahat ve normal yürüyüşünü yansıtmaları istendi. Normal olmayan adım atmaları, platformu algılayarak oraya özel basınç uygulamaları, uzun adım

atmaları, yanlış veya yarım basmaları halinde test tekrarlandı. Uygulanan basınç değeri santimetre kare başına düşen maksimum ağırlığı gösteren N/cm^2 birimi ile kaydedildi. Cihazın özelliği olarak maksimum $64 N/cm^2$ 'ye kadar olan değerler algılandı. Bu değer taban temasından topuk kalkışı başlamadan önce ayağın platform uyguladığı basıncı belirtmektedir. Halluks, diğer parmaklar, birinci metatars başı, 2.ve 3. metatars başları, 4.ve 5. metatars başları, orta ayak mediali, orta ayak laterali, topuk mediali, topuk laterali olmak üzere toplamda 9 bölgeden maksimum basınç değerleri alındı (64,161) (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Ayak taban basıncı ölçüm bölgeleri

3.2.3. Eğitim Programı

Her iki ayak bileğine yukarıdaki ölçümler tamamlandıktan sonra özel eğitim programları uygulandı. Eğitim programları literatürdeki örnekleri dikkate alınarak ilerleyici şekilde düzenlendi. Program ilerledikçe set ve tekrar sayıları veya materyal dirençleri artırılarak üst seviyeye çıkarıldı. Eğitim programları haftada 3 gün olacak şekilde 8 hafta devam ettirildi.

a) Konsentrik Eğitim Grubu

Her iki ayak bileği invertör ve evertör kas gruplarına izokinetik dinamometre (CSMI Humac Norm, USA) kullanılarak açık kinetik zincir komponentleri ile ilerleyici konsentrik egzersiz eğitimi verildi. Ayak bileği eklemi inversiyon yönünde 30° , eversiyon yönünde 20° 'de limitlendi. Ayak bileği eğitimi verilirken cihaz ve bireyin pozisyonu, ölçüm yapılırken alınan pozisyonu ile aynı duruma getirildi.

Eğitim sırasında kişiye g3rsel ve s3zel geri bildirimde bulunularak, maksimum kuvvet a4ığa 4ıkarması istendi. Konsentrik eğitim ilk hafta 60°/sn ve 120°/sn hızlarda ikişişer set 6 tekrar ile başlandı, ilerleyen d3nemlerde adaptasyon s3reci tamamlandık4a Tablo 3.2. deki gibi eğitim set sayısı ve tekrar sayısı artırıldı.

b) Eksentrik Eğitim Grubu

Her iki ayak bileği invert3r ve evert3r kas gruplarına izokinetik dinamometre (CSMI Humac Norm, USA) kullanılarak a4ık kinetik zincir komponentleri ile ilerleyici eksentrik egzersiz eğitimi verildi. Ayak bileği eklemi inversiyon y3n3nde 30°, eversiyon y3n3nde 20°'de limitlendi. Ayak bileği eğitimi verilirken cihaz ve bireyin pozisyonu, 3l43m yapılırken alınan pozisyon ile aynı duruma getirildi. Eğitim sırasında kişiye g3rsel ve s3zel geri bildirimde bulunularak, maksimum kuvvet a4ığa 4ıkarması istendi. Eksentrik eğitim ilk hafta 60°/sn ve 120°/sn'lik a4ısal hızlarda ikişişer set 6 tekrar ile başlandı, ilerleyen d3nemlerde adaptasyon s3reci tamamlandık4a Tablo 3.2' deki gibi eğitim set veya tekrar sayısı artırıldı.

Tablo 3.2. Konsentrik ve eksentrik eğitim programı progresyonu

Grup	Hafta	Setler	A4ısal Hız.	Tekrar Sayısı
KONS (n=22)	1-2	2	60°/sn	6
			120°/sn	6
	3-5	2	60°/sn	10
			120°/sn	10
	6-8	3	60°/sn	10
			120°/sn	10
EKS (n=21)	1-2	2	60°/sn	6
			120°/sn	6
	3-5	2	60°/sn	10
			120°/sn	10
	6-8	3	60°/sn	10
			120°/sn	10

c) Lastik Bant Eğitim Grubu

Lastik bant eğitim grubundaki bireylerin her iki ayak bileği invert3r ve evert3r kas gruplarına farklı diren4lerdeki lastik bantlar 8 hafta boyunca eğitim verildi. Eğitim esnasında bireyler uzun oturma pozisyonunda diz altına hafif destek verilerek pozisyonlandı. Subtalar eklem hizasından ge4irilerek bant ayağın medial ve lateral kısmından ge4irilerek diren4 verecek şekilde sabit bir yere bağlandı. Bireyden

ayak bileği inversiyon veya eversiyonunun elastik dirence karşı normal eklem hareketinin hepsini tamamlayarak 5 sn gergin pozisyonda tutması istendi. Egzersiz bitiminde lastik bantın kontrollü olarak gevşetilmesi konusunda katılımcılara bilgi verildi. İlk hafta eğitime kırmızı lastik bant ile 3 set 10 tekrar olacak şekilde başlandı ve daha sonraki haftalarda direnç ve set sayısı Tablo 3.3'deki gibi artırıldı.

Tablo 3.3. Lastik bant grubunun eğitim programı progresyonu

Hafta	Setler	Lastik Bant Rengi	Tekrar Sayısı
1	3	Kırmızı	10
2	4	Kırmızı	10
3	3	Yeşil	10
4	4	Yeşil	10
5	3	Mavi	10
6	4	Mavi	10
7	3	Siyah	10
8	4	Siyah	10

3.2.4. İstatiksel Analiz

Veriler Statal Package for Social Sciences (SPSS) paket programıyla analiz edildi. Sürekli değişkenler ortalama \pm standart sapma, ortanca (en küçük- en büyük değerler) olarak ifade edildi. Parametrik test varsayımları sağlandığında bağımsız grup farklılıkların karşılaştırılmasında Tek Yönlü Varyans Analizi; parametrik test varsayımları sağlanmadığında ise bağımsız grup farklılıkların karşılaştırılmasında Kruskal Wallis Varyans Analizi kullanıldı. Bağımlı grup karşılaştırmalarında, parametrik test varsayımları sağlandığında Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi; parametrik test varsayımları sağlanmadığında ise Friedman Testi kullanıldı.

4. BULGULAR

4.1. Demografik Özellikler

Bireylerin yaş değerleri açısından gruplar arasında istatistiksel farklılık bulunmaktadır. LAS grubunda bulunan kişilerin yaş değerleri KONS ve EKS gruplarına göre anlamlı şekilde düşük görülmüştür ($p<0.05$). Diğer değişkenlerde 3 grup arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.1). Çalışmaya katılan tüm bireylerin dominant Ekstremitesi sağ taraf olarak belirlenmiştir.

Tablo 4.1. Gruplar arası yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve beden kütle indeksi değerlerinin karşılaştırılması.

	KONS (n=22)	EKS (n=21)	LAS (n=21)	P
	X ± SS	X ± SS	X ± SS	
	Medyan (min-maks)	Medyan (min-maks)	Medyan (min-maks)	
Yaş (yıl)	21.32 ± 1.76 21 (19 - 27)	21.14 ± 1.62 21 (19 - 25)	19.24 ± 1.18 19 (18 - 23)	0.0001* ($\chi^2=21.622$)
Boy uzunluğu (cm)	175.2 ± 5.07 175 (164.5 - 185)	177.71 ± 7.46 179 (163 - 190)	179.24 ± 6.45 180 (165 - 192)	0.12 (F=2.197)
Vücut ağırlığı (kg)	76.69 ± 14.01 77.25 (50.1 - 100)	77.5 ± 11.23 74.3 (62.2 - 109.5)	73.76 ± 13.91 73.4 (52.6 - 107.3)	0.624 (F=0.475)
BKİ (kg/m ²)	24.81 ± 3.99 24.8 (18.5 - 30.7)	24.66 ± 4.15 24.6 (18.6 - 39.3)	22.97 ± 4.16 22.2 (18.2 - 35)	0.096 ($\chi^2=4.685$)

* $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri

4.2. Kuvvet

Dominant taraf 60°/sn açışal hız konsentrik inversiyon kuvvet değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). Grup içi değişimler incelendiğinde; 3 grup için de ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). Dominant taraf 60°/sn açışal hız konsentrik eversiyon kuvvet değerlerinde ölçümlerin 3 grup arası farklılıkları incelendiğinde sadece 1. ölçümde 3 grup arası farklılık saptanmıştır ($p<0.05$). 1. ölçümde; LAS grubu KONS değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir. Grup içi değişimler incelendiğinde; KONS ve EKS gruplarında ölçümler arası farklılık anlamlıdır ($p<0.05$). KONS grubunda; 1. ölçüm 2.ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde düşük, EKS grubunda 1. ölçüm 2.ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde zayıftır ($p<0.05$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Dominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 60°/sn açışal hızda konsentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	
		X ± SS	X ± SS	X ± SS	
		Medyan (min - maks)	medyan (min- maks)	medyan (min - maks)	p2
KONS İnv Dominant 60°/sn	KONS (n=21)	33.57 ± 11.01 30 (15 - 54)	34.14 ± 7.13 33 (24 - 45)	36.71 ± 10.3 36 (24 - 60)	0.267 (F1=1.365)
	EKS (n=21)	33 ± 9.53 33 (15 - 54)	35.14 ± 5.94 36 (18 - 45)	36.29 ± 8.53 36 (18 - 63)	0.234 (Tİ1=2.906)
	LAS (n=21)	38 ± 8.23 36 (27 - 57)	37 ± 6.66 36 (27 - 48)	36.43 ± 6.59 36 (21 - 51)	0.406 (Tİ1=1.803)
	p1	0.264 (F=1.362)	0.368 (F=1.015)	0.878 (Tİ=0.261)	
KONS Ever Dominant 60°/sn	KONS (n=21)	30.81 ± 16.06 27 (15 - 89)	42.67 ± 11.61 42 (27 - 80)	43.14 ± 9.07 42 (30 - 69)	0.0001* (Tİ1=21.00)
	EKS (n=21)	34.86 ± 9.22 36 (18 - 54)	41.86 ± 8.72 42 (27 - 60)	47.14 ± 11.31 45 (30 - 69)	0.0001* (F1=13.092)
	LAS (n=21)	39.86 ± 10.31 39 (18 - 66)	41.86 ± 10.19 39 (27 - 60)	45 ± 10.61 42 (30 - 69)	0.104 (F1=2.395)
	p1	0.001* (Tİ=13.222)	0.941 (Tİ=0.121)	0.462 (F=0.782)	

* $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma; İnv: inversiyon; Ever: eversiyon; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ1: Friedman Testi test istatistiği değeri

Dominant taraf 120°/sn açısal hız konsentrik inversiyon kuvvet değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). Grup içi değişimler incelendiğinde; sadece KONS grubunda; 1. ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde azalmıştır ($p<0.05$). Dominant taraf 120°/sn açısal hız konsentrik eversiyon kuvvet değerlerinde ölçümlerin 3 grup arası farklılıkları incelendiğinde sadece 1. ölçümde 3 grup arası farklılık saptanmıştır ($p<0.05$). 1. ölçümde; KONS grubu değerleri EKS ve LAS değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde zayıftır ($p<0.05$). Grup içi değişimler incelendiğinde; KONS grubunda; 1. ölçüm 2.ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde düşük, EKS grubunda 1. ölçüm 2.ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde düşük, ayrıca 2. ölçüm de 3.ölçüme göre anlamlı şekilde zayıftır ($p<0.05$). LAS grubunda; 1.ölçüm 3.ölçüme göre anlamlı şekilde zayıftır ($p<0.05$) (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Dominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 120°/sn açısal hızda konsentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	
		X ± SS	X ± SS	X ± SS	
		medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	p2
KONS İnv Dominant 120°/sn	KONS (n=21)	26.14 ± 9.16 27 (12 - 45)	29 ± 5.31 30 (21 - 39)	31.43 ± 7.97 30 (21 - 48)	0.02* (F1=4.336)
	EKS (n=21)	27.29 ± 6.83 27 (15 - 42)	29 ± 5.31 30 (15 - 39)	30.43 ± 5.95 30 (15 - 42)	0.098 (F1=2.464)
	LAS (n=21)	30.57 ± 8.03 27 (21 - 48)	29.43 ± 5.58 27 (21 - 42)	30.14 ± 3.85 30 (21 - 36)	0.869 (Tİ1=0.28)
	p1	0.444 (Tİ=1.622)	0.984 (Tİ=0.032)	0.991 (Tİ=0.018)	
KONS Ever Dominant 120°/sn	KONS (n=21)	20.71 ± 10.94 18 (9 - 60)	35.14 ± 9.4 33 (21 - 60)	37.14 ± 7.25 36 (21 - 57)	0.0001* (Tİ1=29.154)
	EKS (n=21)	26.86 ± 6.54 27 (18 - 48)	32.57 ± 6.59 33 (18 - 45)	37.71 ± 7.86 36 (27 - 60)	0.0001* (F1=20.801)
	LAS (n=21)	29.57 ± 9.83 30 (15 - 60)	31.86 ± 7.56 33 (21 - 51)	35.57 ± 7.18 33 (24 - 57)	0.024* (Tİ1=7.487)
	p1	0.0001* (Tİ=17.781)	0.586 (Tİ=1.068)	0.522 (Tİ=1.302)	

* $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma; İnv: inversiyon; Ever: eversiyon; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ1: Friedman Testi test istatistiği değeri

Nondominant taraf 60°/sn açısal hız konsentrik inversiyon kuvvet değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). Grup içi değişimler incelendiğinde; KONS grubunda; 1. ölçüm 2. ve 3. ölçüme göre anlamlı şekilde zayıftır ($p<0.05$). LAS grubunda; 1. ölçüm 2. ölçüme göre anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Nondominant taraf 60°/sn açısal hız konsentrik eversiyon kuvvet değerlerinde ölçümlerin 3 grup arası farklılıkları incelendiğinde sadece 1. ölçümde 3 grup arası farklılık saptanmıştır ($p<0.05$). 1.ölçümde; KONS grubu değerleri LAS değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde zayıftır ($p<0.05$). Grup içi değişimler incelendiğinde; KONS grubunda; 1. ölçüm 2.ve 3. ölçüme göre anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). EKS grubunda; 3. ölçüm 1.ve 2. ölçüme göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). LAS grubunda; 2. ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde zayıftır ($p<0.05$) (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Nondominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 60°/sn açısal hızda konsentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	
		X ± SS	X ± SS	X ± SS	
		medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	p2
KONS İnv Nondominant 60°/sn (Nm/kg)	KONS (n=21)	31.43 ± 12.61	38.86 ± 10.79	41.29 ± 9.39	0.002* (F1=7.277)
	EKS (n=21)	27 (15 - 63)	36 (24 - 69)	39 (30 - 72)	0.105 (Tİ1=4.507)
	LAS (n=21)	37 ± 8.45	35.29 ± 8.1	37.71 ± 6.47	0.034* (Tİ1=6.735)
		36 (18 - 54)	33 (24 - 57)	39 (27 - 54)	
p1		0.284 (F=1.283)	0.262 (Tİ=2.676)	0.089 (Tİ=4.830)	
KONS Ever Nondominant 60°/sn (Nm/kg)	KONS (n=21)	26.57 ± 13.46	35.43 ± 5.42	40 ± 9.07	0.0001* (Tİ1=25.117)
	EKS (n=21)	21 (15 - 66)	36 (27 - 45)	39 (27 - 60)	0.0001* (Tİ1=22.211)
	LAS (n=21)	31 ± 9.86	35.29 ± 6.36	40.43 ± 8.98	0.006* (Tİ1=10.184)
		30 (12 - 54)	33 (24 - 48)	39 (27 - 57)	
p1		0.0001* (Tİ=15.897)	0.937 (F=0.065)	0.578 (F=0.553)	

* $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma; İnv: inversiyon; Ever: eversiyon; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ1: Friedman Testi test istatistiği değeri

Nondominant taraf 120°/sn açısal hız konsentrik inversiyon kuvvet değerlerinde 1. ölçümde gruplar arasında farklılık saptanmıştır ($p<0.05$). 1.ölçümde; KONS grubu değerleri LAS ve EKS değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Ayrıca 3.ölçümde KONS grubu değerleri LAS grubuna göre anlamlı şekilde yüksektir. Grup içi değişimler incelendiğinde; KONS grubunda; 1. ölçüm 2.ve 3. ölçüme göre anlamlı şekilde zayıftır ayrıca 2.ölçüm de 3. ölçüme göre anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Nondominant taraf 120°/sn açısal hız konsentrik eversiyon kuvvet değerlerinde ölçümlerin gruplar arası farklılıkları incelendiğinde sadece 1. ölçümde 3 grup arası farklılık saptanmıştır ($p<0.05$). LAS grubu KONS değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir. Grup içi değişimler incelendiğinde; 3 grupta da ölçümler arası farklılık anlamlıdır ($p<0.05$). KONS grubunda; 1. ölçüm 2.ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde düşük, EKS grubunda 1. ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde düşük ve LAS grubunda 2. ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde zayıftır ($p<0.05$) (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Nondominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 120°/sn açısal hızda konsentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	
		X ± SS	X ± SS	X ± SS	
		medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	p2
KONS İnv Nondominant 120°/sn (Nm/kg)	KONS (n=21)	24.1 ± 9.58 21 (11 - 51)	31.43 ± 8.57 30 (18 - 51)	36.29 ± 7.4 36 (24 - 51)	0.0001* (F1=14.144)
	EKS (n=21)	29.71 ± 6.5 30 (15 - 45)	29.29 ± 7.28 27 (15 - 51)	32.29 ± 6.29 30 (27 - 51)	0.092 (F1=2.532)
	LAS (n=21)	30 ± 8.43 27 (18 - 51)	32.43 ± 7.08 33 (18 - 51)	30.43 ± 4.68 30 (18 - 39)	0.101 (Tİ1=4.592)
	p1	0.012* (Tİ=8.875)	0.257 (Tİ=2.719)	0.019* (Tİ=7.894)	
KONS Ever Nondominant 120°/sn (Nm/kg)	KONS (n=21)	19.71 ± 9.75 15 (12 - 45)	29.57 ± 4.68 30 (21 - 36)	34 ± 8.81 33 (21 - 54)	0.0001* (Tİ1=26.605)
	EKS (n=21)	25.1 ± 9.16 24 (12 - 48)	28.14 ± 4.88 30 (21 - 39)	33.71 ± 9.19 33 (21 - 57)	0.0001* (Tİ1=18.935)
	LAS (n=21)	28 ± 7.18 27 (15 - 51)	27.86 ± 6.3 27 (15 - 39)	33 ± 8.8 33 (18 - 51)	0.007* (Tİ1=9.794)
	p1	0.001* (Tİ=14.683)	0.54 (F=0.622)	0.933 (F=0.07)	

* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma; İnv: inversiyon; Ever: eversiyon; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ1: Friedman Testi test istatistiği değeri

Dominant taraf 60°/sn açısal hız eksentrik inversiyon ve eversiyon kuvvet değerlerinde ölçümlerin gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). Dominant taraf 60°/sn açısal hız eksentrik inversiyon kuvvet değerlerinde grup içi değişimler incelendiğinde; sadece LAS grubunda ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ($p<0.05$). 1.ölçüm 2.ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). Dominant taraf 60°/sn açısal hız eksentrik eversiyon kuvvet değerlerinde grup içi değişimler incelendiğinde; 3 grup için de ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Dominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 60°/sn açısal hızda eksentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	
		X ± SS	X ± SS	X ± SS	
		medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	p2
EKS İnv Dominant 60°/sn (Nm/kg)	KONS	37.95 ± 13.46	36.35 ± 9.25	37.8 ± 10.86	0.674
	(n=20)	34.5 (21 - 72)	36 (22 - 57)	36 (21 - 63)	(F1=0.398)
	EKS	37.62 ± 15.6	40.14 ± 11.83	38.57 ± 9.01	0.96
	(n=21)	33 (10 - 63)	39 (18 - 60)	36 (18 - 54)	(Tİ1=0.081)
	LAS	45.43 ± 13.49	39.43 ± 7.72	34.71 ± 7.8	0.0001*
(n=21)	48 (21 - 66)	36 (30 - 54)	33 (24 - 48)	(F1=12.934)	
p1		0.143 (F=2.008)	0.413 (Tİ=1.767)	0.37 (F=1.012)	
EKS Ever Dominant 60°/sn (Nm/kg)	KONS	38.25 ± 10.7	41.35 ± 11.78	40.8 ± 12.71	0.341
	(n=20)	37.5 (21 - 54)	39 (24 - 69)	39 (21 - 66)	(F1=1.106)
	EKS	39.86 ± 17.64	46.71 ± 15.43	46.52 ± 15.96	0.158
	(n=21)	36 (19 - 77)	45 (24 - 72)	48 (21 - 77)	(Tİ1=3.694)
	LAS	46.67 ± 17.07	45.57 ± 11.87	40.86 ± 12.85	0.112
(n=21)	45 (21 - 80)	45 (24 - 69)	42 (21 - 75)	(Tİ1=4.385)	
p1		0.248 (Tİ=2.787)	0.397 (F=0.938)	0.321 (F=1.159)	

* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma; İnv: inversiyon; Ever: eversiyon; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ1: Friedman Testi test istatistiği değeri

Dominant taraf 180°/sn açısal hız eksentrik inversiyon ve eversiyon kuvvet değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). Dominant taraf 180°/sn açısal hız eksentrik inversiyon kuvvet değerlerinde grup içi değişimler incelendiğinde; sadece LAS grubunda ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ($p<0.05$). 1.ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). Dominant taraf 60°/sn eksentrik eversiyon kuvvet değerlerinde grup içi değişimler incelendiğinde; 3 grup için de ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Dominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 180°/sn açısal hızda eksentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	
		X ± SS	X ± SS	X ± SS	
		medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	p2
EKS İnv Dominant	KONS	34.35 ± 12.02	36.25 ± 8.8	39.15 ± 9.66	0.098
	(n=20)	33 (21 - 66)	37.5 (20 - 54)	36 (27 - 63)	(Tİ1=4.649)
	EKS	35.48 ± 14.77	39.14 ± 9.02	38 ± 8.87	0.243
	(n=21)	30 (15 - 63)	39 (21 - 51)	39 (15 - 54)	(F1=1.468)
	LAS	43.29 ± 14.44	38.29 ± 7.58	34 ± 6.73	0.013*
(n=21)	42 (15 - 69)	39 (21 - 57)	33 (21 - 48)	(Tİ1=8.694)	
p1		0.085 (F=2.572)	0.539 (F=0.625)	0.132 (F=2.099)	
EKS Ever Dominant	KONS	36.6 ± 10.91	39.45 ± 9.04	39.6 ± 11.66	0.345
	(n=20)	36 (21 - 63)	39 (21 - 57)	40.5 (18 - 60)	(F1=1.094)
	EKS	38.86 ± 15.54	44.14 ± 12.08	43.14 ± 13.09	0.130
	(n=21)	36 (18 - 77)	42 (24 - 66)	45 (24 - 72)	(Tİ1=4.078)
	LAS	41.14 ± 15.42	40.29 ± 9.08	38 ± 9.6	0.274
(n=21)	39 (15 - 75)	39 (27 - 57)	39 (24 - 63)	(F1=1.336)	
p1		0.593 (F=0.527)	0.293 (F=1.252)	0.343 (F=1.091)	

* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma; İnv: inversiyon; Ever: eversiyon; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ1: Friedman Testi test istatistiği değeri

Nondominant taraf 60°/sn açısal hız eksentrik inversiyon ve eversiyon kuvvet değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). Nondominant taraf 60°/sn açısal hız eksentrik inversiyon kuvvet değerlerinde grup içi değişimler incelendiğinde; sadece LAS grubunda ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ($p<0.05$). 2.ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). Nondominant taraf 60°/sn açısal hız eksentrik eversiyon kuvvet değerlerinde grup içi değişimler incelendiğinde; 3 grup için de ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Nondominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 60°/sn açısal hızda eksentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	
		X ± SS	X ± SS	X ± SS	
		medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	p2
EKS İnv Nondominant 60°/sn (Nm/ko)	KONS	44.7 ± 19.01	42.75 ± 15.32	42.8 ± 15.89	0.82
	(n=20)	40.5 (21 - 86)	39 (24 - 75)	39 (18 - 83)	(F1=0.199)
	EKS	40.65 ± 10.23	39.45 ± 13.14	40.5 ± 9.36	0.881
	(n=20)	40.5 (18 - 60)	37.5 (18 - 66)	42 (24 - 60)	(F1=0.127)
	LAS	42.95 ± 14.85	40.86 ± 8.72	35.86 ± 9.84	0.024*
(n=21)	36 (24 - 89)	42 (27 - 57)	33 (24 - 60)	(Tİ1=7.486)	
p1		0.998 (Tİ=0.003)	0.711 (F=0.343)	0.138 (Tİ=3.967)	
EKS Ever Nondominant 60°/sn (Nm/ko)	KONS	36.6 ± 13.85	39.5 ± 12.71	37.2 ± 11.24	0.17
	(n=20)	31.5 (21 - 75)	39 (24 - 79)	37.5 (18 - 63)	(Tİ1=3.543)
	EKS	40.8 ± 17.82	43.15 ± 13.22	43.65 ± 13.29	0.544
	(n=20)	39 (20 - 86)	40.5 (21 - 77)	43.5 (21 - 66)	(F1=0.618)
	LAS	44.38 ± 16.47	42.86 ± 11.07	41.38 ± 12.28	0.638
(n=21)	39 (24 - 92)	39 (30 - 69)	39 (24 - 77)	(F1=0.455)	
p1		0.244 (Tİ=2.825)	0.462 (Tİ=1.543)	0.247 (Tİ=2.795)	

* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma; İnv: inversiyon; Ever: eversiyon; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ1: Friedman Testi test istatistiği değeri

Nondominant taraf 180°/sn açısal hız eksentrik inversiyon ve eversiyon kuvvet değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). Nondominant taraf 180°/sn açısal hız eksentrik inversiyon kuvvet değerlerinde grup içi değişimler incelendiğinde; sadece LAS grubunda ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ($p<0.05$). 1.ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). Nondominant taraf 180°/sn eksentrik eversiyon kuvvet değerlerinde grup içi değişimler incelendiğinde; 3 grup için de ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. Nondominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 180°/sn açısal hızda eksentrik kas kuvvet bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	
		X ± SS	X ± SS	X ± SS	
		medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	p2
EKS İnv	KONS	41.05 ± 15.27	40.5 ± 14.19	40.6 ± 14.55	0.687
	(n=20)	39 (24 - 77)	37.5 (21 - 72)	39 (18 - 77)	(Tİ1=0.75)
	EKS	40.45 ± 11.1	38.85 ± 11.82	40.2 ± 10.04	0.827
	(n=20)	40.5 (18 - 63)	39 (18 - 66)	40.5 (18 - 63)	(F1=0.191)
	LAS	42 ± 12.04	38 ± 8.71	35 ± 9.6	0.0001*
(n=21)	39 (24 - 75)	39 (27 - 54)	33 (21 - 57)	(F1=10.298)	
p1		0.852 (Tİ=0.32)	0.992 (Tİ=0.015)	0.231 (F=1.503)	
EKS Ever	KONS	35.4 ± 12.56	36 ± 8.2	37.2 ± 9.66	0.302
	(n=20)	31.5 (21 - 66)	36 (24 - 54)	37.5 (21 - 57)	(Tİ1=2.395)
	EKS	41.75 ± 16.89	40.65 ± 9.51	42.9 ± 13.56	0.713
	(n=20)	39 (18 - 80)	42 (24 - 57)	43.5 (21 - 69)	(F1=0.342)
	LAS	40.86 ± 13.09	38.43 ± 8.03	38.43 ± 10.38	0.366
(n=21)	39 (15 - 75)	39 (30 - 66)	39 (21 - 66)	(F1=1.030)	
p1		0.32 (F=1.162)	0.171 (Tİ=3.537)	0.32 (F=1.412)	

* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma; İnv: inversiyon; Ever: eversiyon; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ1: Friedman Testi test istatistiği değeri

4.3. Endurans

Dominant taraf 180°/sn açısız hız konsentrik inversiyon endurans değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). Grup içi değişimler incelendiğinde; sadece KONS grubunda; 1. ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Dominant taraf 180°/sn açısız hız konsentrik eversiyon endurans değerlerinde ölçümlerin 3 grup arası farklılıkları incelendiğinde sadece 1. ölçümde 3 grup arası farklılık saptanmıştır ($p<0.05$). 1. ölçümde; KONS grubu değerleri EKS ve LAS değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde zayıftır ($p<0.05$). Grup içi değişimler incelendiğinde; KONS grubunda; 1. ölçüm 2.ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde düşük, EKS grubunda 1. ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). LAS grubunda; 1. ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde zayıftır ($p<0.05$) (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. Dominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 180°/sn açısız hızda konsentrik kas endurans bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	
		X ± SS	X ± SS	X ± SS	
		medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	p2
KONS Inv Dominant 180°/sn (Nm/kg)	KONS (n=21)	23.14 ± 7.89 21 (12 - 39)	24.86 ± 4.46 24 (18 - 33)	27.86 ± 6.65 27 (18 - 42)	0.006* (Tİ=10.174)
	EKS (n=21)	23.71 ± 6.77 24 (12 - 42)	24.86 ± 4.94 24 (12 - 36)	27.24 ± 5.77 27 (15 - 42)	0.239 (Tİ=2.862)
	LAS (n=21)	27.71 ± 8.04 27 (18 - 48)	26.29 ± 4.64 27 (18 - 33)	26.14 ± 4.85 27 (18 - 36)	0.488 (F1=0.731)
	p1	0.085 (Tİ=4.935)	0.544 (Tİ=1.217)	0.766 (Tİ=0.533)	
	KONS Ever Dominant 180°/sn (Nm/kg)	KONS (n=21)	17.57 ± 8.39 15 (9 - 42)	29.29 ± 7.52 27 (18 - 51)	31.43 ± 6.34 30 (18 - 48)
EKS (n=21)	21.71 ± 5.99 21 (12 - 36)	25.86 ± 5.41 27 (18 - 39)	30.81 ± 6.48 30 (24 - 48)	0.001* (Tİ=14.179)	
LAS (n=21)	24.14 ± 7.07 24 (12 - 45)	25.86 ± 6.04 24 (18 - 39)	28.86 ± 6.87 27 (18 - 45)	0.01* (F1=5.205)	
p1	0.002* (Tİ=12.416)	0.238 (Tİ=2.867)	0.289 (Tİ=2.480)		

* $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma; Inv: inversiyon; Ever: eversiyon; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ: Friedman Testi test istatistiği değeri

Nondominant taraf 180°/sn açısal hız konsentrik inversiyon endurans değerlerinde 3 ölçümde gruplar arasında farklılık saptanmıştır ($p<0.05$). 1.ölçümde; KONS değerleri LAS değerlerine göre anlamlı şekilde düşüktür 2.ölçümde; EKS değerleri LAS değerlerine göre anlamlı şekilde düşük ve 3.ölçümde KONS değerleri LAS değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). Grup içi değişimler incelendiğinde; KONS grubunda; 3. ölçüm 1.ve 2. ölçümlere göre anlamlı şekilde yüksek, EKS grubunda 1. ve 2. ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Nondominant taraf 180°/sn açısal hız konsentrik eversiyon endurans değerlerinde sadece 1. ölçümde 3 grup arası farklılık saptanmıştır ($p<0.05$). 1.ölçümde; KONS değerleri LAS değerlerine göre anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Grup içi değişimler incelendiğinde; KONS grubunda; 1. ölçüm 2.ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde düşük, EKS grubunda 1. ve 2. ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). LAS grubunda; 1. ve 2. ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Tablo 4.11).

Tablo 4.11. Nondominant ayak bileği inversiyon ve eversiyon yönünde 180°/sn açısal hızda konsentrik kas endurans bulgularının grup içi ve gruplar arası değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	
		X ± SS	X ± SS	X ± SS	
		medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	p2
KONS Inv Nondominant 180°/sn (Nm/kg)	KONS (n=21)	21.38 ± 6.82 21 (8 - 36)	28.29 ± 6.54 24 (21 - 42)	31.43 ± 6.19 30 (21 - 45)	0.0001* (Tİ1=24.500)
	EKS (n=21)	25.14 ± 6.33 24 (15 - 39)	25.43 ± 4.71 24 (18 - 39)	28 ± 4.38 30 (21 - 36)	0.047* (F1=3.312)
	LAS (n=21)	27.14 ± 7.13 24 (18 - 42)	29.43 ± 6.27 30 (15 - 42)	26.71 ± 4.12 27 (18 - 36)	0.073 (Tİ1=5.246)
	p1	0.032* (Tİ=6.913)	0.045* (Tİ=6.219)	0.021* (Tİ=7.748)	
KONS Ever Nondominant 180°/sn (Nm/kg)	KONS (n=21)	16.71 ± 8.3 15 (9 - 36)	25.43 ± 4.71 27 (15 - 30)	29.29 ± 7.09 27 (15 - 48)	0.0001* (Tİ1=23.558)
	EKS (n=21)	21 ± 8.11 21 (9 - 45)	24.57 ± 4.71 24 (18 - 36)	29 ± 7.78 27 (18 - 48)	0.0001* (F1=13.260)
	LAS (n=21)	23 ± 6.46 21 (15 - 45)	23.43 ± 4.71 24 (15 - 30)	28.1 ± 7.31 27 (15 - 42)	0.007* (F1=5.585)
	p1	0.002* (Tİ=12.086)	0.332 (Tİ=2.207)	0.863 (F=0.148)	

* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma; Inv: inversiyon; Ever: eversiyon; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ1: Friedman Testi test istatistiği değeri

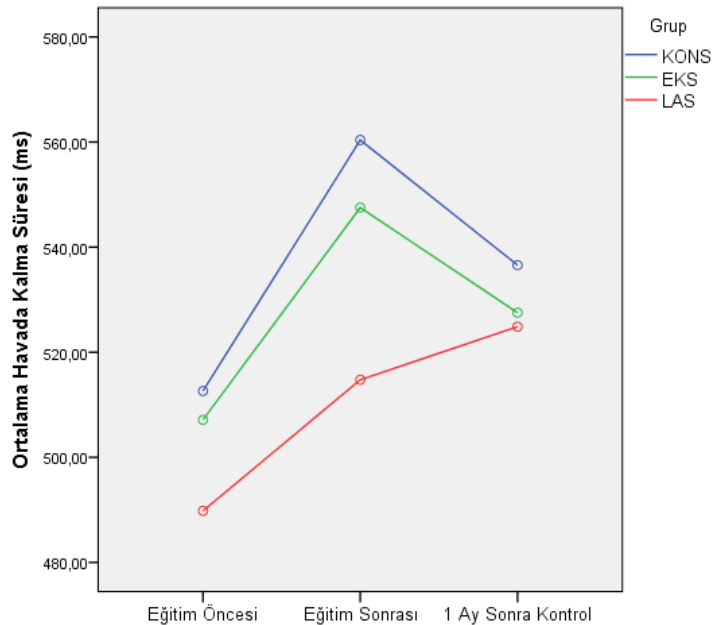
4.4. Dikey Sıçrama

Havada kalma süresi değerlerinde gruplar arasında sadece 2. ölçümde 3 grup arası farklılık saptanmıştır. LAS grubu KONS değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Grup içi değişimler incelendiğinde; 3 grupta da ölçümler arası farklılık anlamlıdır. KONS grubunda; 1. ölçüm 2. ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde zayıf, EKS grubunda 1.ölçüm 2.ölçüme göre anlamlı şekilde zayıf ve LAS grubunda 1. ölçüm 2. ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Tablo 4.12) (Şekil 4.1).

Tablo 4.12. Havada kalma süresi bulgularının gruplar arası ve grup içi değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	p2
		X ± SS medyan (min - maks)	X ± SS medyan (min - maks)	X ± SS medyan (min - maks)	
Havada Kalma Süresi (ms)	KONS (n=21)	512.62 ± 57.51 521 (390 - 619)	560.38 ± 59.7 572 (417 - 665)	536.57 ± 73.81 541 (342 - 638)	0.0001* (Tİ1=17.238)
	EKS (n=21)	507.14 ± 58.33 495 (407 - 663)	547.52 ± 66.22 529 (398 - 689)	527.52 ± 54.2 521 (436 - 635)	0.006* (F1=5.856)
	LAS (n=21)	489.81 ± 58.86 482 (385 - 615)	514.76 ± 50.17 508 (414 - 613)	524.86 ± 43.94 525 (432 - 608)	0.0001* (F1=14.637)
	p1	0.45 (F=0.81)	0.042* (F=3.331)	0.795 (F=0.23)	

* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; ; X: ortalama SS: Standart sapma p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ1: Friedman Testi test istatistiği değeri



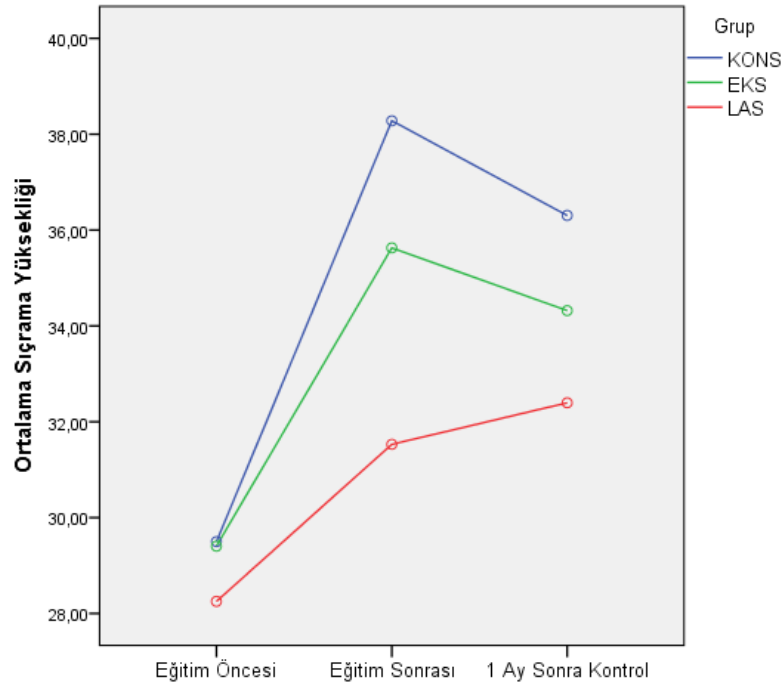
Şekil 4.1. Havada kalma süresinin gruplar arası ve zamana bağlı dağılımı

Ortalama sıçrama süresi yüksekliği değerlerinde sadece 2. ölçümde 3 grup arası farklılık saptanmıştır. LAS grubu KONS değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde zayıftır ($p < 0.05$). Grup içi değişimler incelendiğinde; 3 grupta da ölçümler arası farklılık anlamlıdır. KONS grubunda; 1. ölçüm 2.ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde zayıf, EKS grubunda 1. ölçüm 2. ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde düşük ve LAS grubunda 1. ölçüm 2. ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde düşüktür ($p < 0.05$) (Tablo 4.13) (Şekil 4.2).

Tablo 4.13. Ortalama sıçrama yüksekliği bulgularının gruplar arası ve grup içi değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	
		X ± SS	X ± SS	X ± SS	
		medyan (min - maks)	medyan (min -maks)	medyan (min - maks)	p2
Ortalama Sıçrama Yüksekliği (cm)	KONS (n=21)	29.5 ± 7.05 29.2 (15.7 - 42.5)	38.28 ± 8.54 40 (21.3 - 54.2)	36.3 ± 7.1 36 (22.2 - 49.8)	0.001* (Tİ=14.09)
	EKS (n=21)	29.4 ± 7.24 29.4 (20 - 51.4)	35.63 ± 8.71 33.6 (18.3 - 54.5)	34.32 ± 7.82 32.8 (25.2 - 54.3)	0.001* (F1=8.789)
	LAS (n=21)	28.25 ± 6.55 27.2 (17.5 - 41.1)	31.53 ± 5.91 30.4 (21 - 43)	32.4 ± 5.66 32.6 (21.8 - 43.8)	0.0001* (F1=23.118)
p1		0.875 (Tİ=0.266)	0.024* (F=3.968)	0.114 (Tİ=4.341)	

* $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ: Friedman Testi test istatistiği değeri



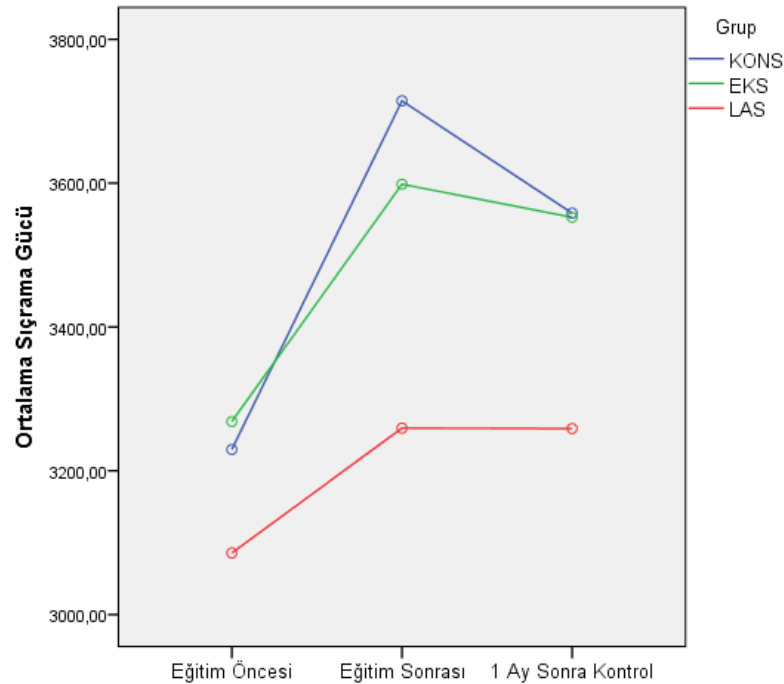
Şekil 4.2. Ortalama sıçrama yüksekliğinin gruplar arası ve zamana bağlı dağılımı

Sıçrama gücü ortalama değerlerinde sadece 2. ölçümde 3 grup arası farklılık saptanmıştır. LAS grubu KONS değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Grup içi değişimler incelendiğinde; 3 grupta da ölçümler arası farklılık anlamlıdır. KONS grubunda; 1. ölçüm 2. ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde düşük, EKS grubunda 1. ölçüm 2.ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde düşük ve LAS grubunda 1. ölçüm 2. ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde zayıftır ($p<0.05$) (Tablo 4.14) (Şekil 4.3).

Tablo 4.14. Ortalama sıçrama gücü bulgularının gruplar arası ve grup içi değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	p2
		X ± SS	X ± SS	X ± SS	
		medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	medyan (min - maks)	
Ortalama Sıçrama Gücü (Watt)	KONS (n=21)	3229.64 ± 563.18 3087.4 (1844.2 - 4137.7)	3714.45 ± 613.39 3783.7 (1780.5 - 4850)	3558.26 ± 683.41 3523 (1930 - 4730)	0.006* (Tİ1=10.286)
	EKS (n=21)	3268.48 ± 531.22 3190.5 (2606 - 4800)	3598.54 ± 586.3 3573 (2743.7 - 5151)	3552.5 ± 567.18 3518 (2694 - 5113)	0.002* (F1=7.17)
	LAS (n=21)	3085.67 ± 414.41 3082 (2000 - 3839)	3259.3 ± 383.1 3147.8 (2502.4 - 4135.5)	3258.7 ± 412.49 3190 (2366.6 - 4043)	0.0001* (F1=9.974)
p1		0.536 (Tİ=1.246)	0.004* (Tİ=11.012)	0.154 (F=1.928)	

* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ1: Friedman Testi test istatistiği değeri



Şekil 4.3. Ortalama sıçrama gücünün gruplar arası ve zamana bağlı dağılımı

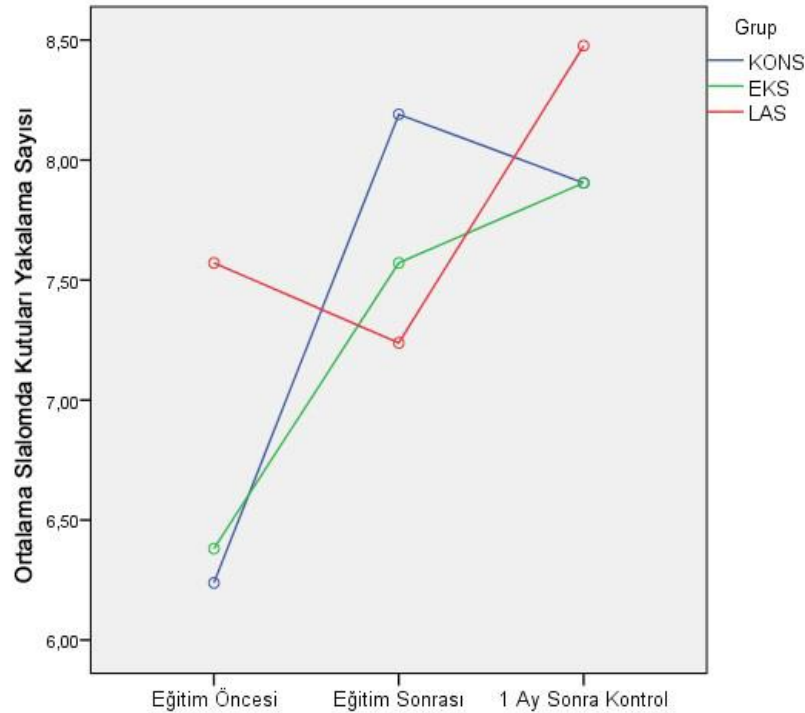
4.5. Denge ile İlgili Bulgular

Dinamik denge değerlendirmelerinden slalom testinde kutuları yakalama sayısı değerleri için, 3 grup arası farklılıkları hiçbir grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). Grup içi değişimler incelendiğinde; KONS grubunda; 1. ölçüm 2. ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde düşük, EKS grubunda 1. ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Tablo 4.15) (Şekil 4.4).

Tablo 4.15. Slalomda kutuları yakalama sayısı bulgularının gruplar arası ve grup içi değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	p2
		X ± SS medyan (min - maks)	X ± SS medyan (min - maks)	X ± SS medyan (min - maks)	
Slalomda Kutuları Yakalama Sayısı	KONS (n=21)	6.24 ± 2.07 6 (3 - 9)	8.19 ± 1.83 8 (6 - 12)	7.9 ± 1.58 8 (5 - 12)	0.0001* (F1=10.698)
	EKS (n=21)	6.38 ± 2.25 6 (2 - 10)	7.57 ± 2.46 8 (2 - 11)	7.9 ± 1.97 8 (3 - 11)	0.012* (F1=4.943)
	LAS (n=21)	7.57 ± 2.86 8 (1 - 13)	7.24 ± 2.53 7 (2 - 11)	8.48 ± 1.99 9 (4 - 12)	0.097 (F1=2.473)
p1		0.144 (F=2.003)	0.400 (F=0.931)	0.519 (F=0.663)	

* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; T11: Friedman Testi test istatistiği değeri



Şekil 4.4. Dinamik denge performansının gruplar arası ve zamana bağlı dağılımı

Statik denge ölçümlerin tümünde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). Dominant Tek bacak ayakta durma (TBAD) gözler açık (GA) değerlerinin grup içi değişimler incelendiğinde; sadece KONS grubunda; 1. ölçüm 2.ve 3. ölçümlere göre anlamlı şekilde kısadır ($p<0.05$).

Dominant TBAD GA ve nondominant TBAD GK değerlerinde ölçümlerin grup içi değişimleri incelendiğinde; 3 grup için de ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0.05$).

Nondominant TBAD GK değerlerinde grup içi değişimler incelendiğinde; sadece KONS grubunda; 1. ölçüm 3. ölçüme göre anlamlı şekilde kısadır ($p<0.05$) (Tablo 4.16).

Tablo 4.16. Statik denge bulgularının gruplar arası ve grup içi değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm X ± SS medyan (min - maks)	2. ölçüm X ± SS medyan (min - maks)	3. ölçüm X ± SS medyan (min - maks)	p2
Dominant TBAD GA (s)	KONS (n=21)	48.91 ± 16.82 60 (0 - 60)	54.29 ± 18.05 60 (0 - 60)	54.29 ± 18.05 60 (0 - 60)	0.011* (Tİ1=9.00)
	EKS (n=21)	53.82 ± 10.34 60 (31 - 60)	56.44 ± 11.49 60 (15.2 - 60)	57.23 ± 9.15 60 (19.3 - 60)	0.482 (Tİ1=1.462)
	LAS (n=21)	58.32 ± 6.27 60 (31.8 - 60)	57.66 ± 10.74 60 (10.8 - 60)	54.3 ± 14.73 60 (9 - 60)	0.086 (Tİ1=4.909)
	p1	0.057 (Tİ=5.724)	0.803 (Tİ=0.438)	0.929 (Tİ=0.148)	
	KONS (n=21)	52.99 ± 16.24 60 (0 - 60)	53.68 ± 18.06 60 (0 - 60)	53.65 ± 18.07 60 (0 - 60)	1.00 (Tİ1=0.00)
Nondominant TBAD GA (s)	EKS (n=21)	55.32 ± 12.23 60 (15 - 60)	55.53 ± 9.82 60 (27.6 - 60)	57.08 ± 10.44 60 (12.1 - 60)	0.887 (Tİ1=0.24)
	LAS (n=21)	58.57 ± 6.55 60 (30 - 60)	57.13 ± 9.87 60 (17.5 - 60)	54.57 ± 14.15 60 (9 - 60)	0.232 (Tİ1=2.923)
	p1	0.244 (Tİ=2.824)	0.707 (Tİ=0.694)	0.962 (Tİ=0.078)	
	KONS (n=21)	9.81 ± 9.59 7 (1.9 - 45.72)	13.66 ± 12.39 10.6 (3.7 - 60)	15.97 ± 12.98 12.8 (3.59 - 60)	0.129 (Tİ1=4.095)
	EKS (n=21)	18.87 ± 16.55 14.9 (1.7 - 60)	18.36 ± 16.05 12.8 (3.9 - 60)	23.17 ± 16.19 22.7 (4.49 - 60)	0.116 (Tİ1=4.3)
Dominant TBAD GK (s)	LAS (n=21)	17.17 ± 15.58 11.8 (2 - 60)	22.79 ± 16.67 19.6 (2.3 - 60)	23.89 ± 22.36 14.6 (3 - 60)	0.127 (Tİ1=4.127)
	p1	0.116 (Tİ=4.315)	0.08 (Tİ=5.055)	0.42 (Tİ=1.737)	
	KONS (n=21)	12.03 ± 11.39 10.4 (1.8 - 43)	16.22 ± 16.69 13.4 (2.3 - 60)	18.84 ± 17.14 12.1 (2.6 - 60)	0.038* (Tİ1=6.537)
	EKS (n=21)	21.5 ± 17.01 17.44 (0.5 - 60)	19.48 ± 17.62 14.6 (2.3 - 60)	23.69 ± 17.02 25 (2.6 - 60)	0.42 (F1=0.887)
	LAS (n=21)	20.01 ± 20.27 11 (2.3 - 60)	21.51 ± 20.94 15.2 (2.5 - 60)	21.66 ± 19.6 13.5 (2.8 - 60)	0.424 (Tİ1=1.718)
Nondominant TBAD GK (s)	p1	0.088 (Tİ=4.871)	0.698 (Tİ=0.719)	0.507 (Tİ=1.357)	

* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; X: ortalama SS: Standart sapma; TBAD: Tek bacak ayakta durma; GA: Gözler açık; GK: Gözler kapalı; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ1: Friedman Testi test istatistiği değeri

4.6. Ayak Taban Basıncı

Dominant taraf maksimum ayak taban basınç değerlerinde gruplar arasında sadece 5. bölge ölçüm değerleri, 1.ölçümde farklılık göstermektedir ($p<0.05$). KONS grubu değerleri LAS grubu değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir. 5. bölge grup içi değişimlerine bakıldığında; LAS grubunda ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ($p<0.05$). 1.ölçüm değerleri 2.ölçüm değerlerine göre anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Dominant taraf 3. bölge maksimum ayak taban basıncının grup içi değişimleri incelendiğinde; LAS grubunda ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ($p<0.05$). 1.ölçüm değerleri 2.ölçüm değerlerine göre anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Dominant taraf 4. bölge maksimum ayak taban basıncının grup içi değişimleri incelendiğinde ise; LAS grubunda ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir. 2.ölçüm değerleri 3.ölçüm değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Tablo 4.17).

Tablo 4.17. Dominant taraf maksimum ayak taban basıncı bulgularının gruplar arası ve grup içi değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm X ± SS	2. ölçüm X ± SS	3. ölçüm X ± SS	p2
Başparmak (N/cm ²)	KONS(n=17)	36.19 ± 20.76	36.6 ± 19.71	36.26 ± 17.04	0.968 (F1=0.032)
	EKS(n=18)	36.02 ± 18.7	35.13 ± 18.31	35.21 ± 19.65	0.899 (Tİ1=0.212)
	LAS(n=21)	42.43 ± 21.13	36.09 ± 22.31	41.97 ± 21.57	0.389 (F1=0.966)
	p1	0.597 (Tİ=1.030)	0.999 (Tİ=0.003)	0.582 (Tİ=1.084)	
Diğer parmaklar (N/cm ²)	KONS(n=17)	12.29 ± 7.13	15.21 ± 15.3	13.56 ± 6.65	0.712 (F1=0.343)
	EKS(n=18)	16.61 ± 10.95	14.41 ± 6.38	16.51 ± 9	0.796 (Tİ1=0.457)
	LAS(n=21)	13.94 ± 4.45	11.68 ± 4.8	13 ± 5.3	0.193(F1=1.715)
	p1	0.264 (F=1.365)	0.288 (Tİ=2.492)	0.496 (Tİ=1.402)	
1.MT (N/cm ²)	KONS(n=17)	25.68 ± 16.02	28.56 ± 15.19	28.51 ± 20.09	0.068 (Tİ1=5.365)
	EKS(n=18)	23.34 ± 12.15	25.47 ± 15.05	22.69 ± 11.45	0.678 (Tİ1=0.778)
	LAS(n=21)	22.81 ± 13.39	26.39 ± 11.61	25.52 ± 13.71	0.019* (Tİ1=7.902)
	p1	0.829 (Tİ=0.374)	0.628 (Tİ=0.932)	0.863 (Tİ=0.295)	
2-3.MT (N/cm ²)	KONS(n=17)	35.51 ± 14.94	35.87 ± 16.46	32.49 ± 12.95	0.651 (F1=0.435)
	EKS(n=18)	37.81 ± 15.28	41.49 ± 15.88	38.11 ± 14.33	0.538 (F1=0.632)
	LAS(n=21)	32.39 ± 16.08	39.09 ± 14.32	32.14 ± 11.88	0.019* (F1=4.392)
	p1	0.382 (Tİ=1.923)	0.311 (Tİ=2.333)	0.393 (F=0.951)	
5.MT (N/cm ²)	KONS(n=17)	29.03 ± 14.85	29.35 ± 15.64	24.29 ± 12.56	0.075 (Tİ=5.175)
	EKS(n=18)	21.92 ± 8.96	24.62 ± 12.96	23.88 ± 9.25	0.551 (F1=0.606)
	LAS(n=21)	20.61 ± 12.12	27.17 ± 12.39	21.19 ± 11.66	0.013* (Tİ1=8.699)
	p1	0.032* (Tİ=6.909)	0.527 (Tİ=1.282)	0.271 (Tİ=2.613)	
Medial ark (N/cm ²)	KON (n=17)	6.48 ± 4.11	6.66 ± 4.89	5.64 ± 5.01	0.925 (F1=0.078)
	EKS (n=18)	4.51 ± 3.94	4.63 ± 5.07	6.76 ± 4.93	0.110 (F1=2.355)
	LAS (n=21)	3.7 ± 4.21	4.12 ± 4.19	2.77 ± 3.48	0.828 (Tİ1=0.377)
	p1	0.092 (Tİ=4.777)	0.178 (Tİ=3.457)	0.01* (Tİ=9.183)	
Lateral ark (N/cm ²)	KON (n=17)	13.09 ± 10.83	13.62 ± 8.91	11.66 ± 5.6	0.611 (Tİ1=0.984)
	EKS (n=18)	11.9 ± 9.43	11.81 ± 6.9	12.99 ± 8.2	0.734 (Tİ1=0.618)
	LAS (n=21)	10.64 ± 13.62	8.21 ± 4.92	8.43 ± 6.21	0.892 (Tİ1=0.228)
	p1	0.529 (Tİ=1.272)	0.053 (Tİ=5.865)	0.078 (F=2.679)	
Topuk mediali (N/cm ²)	KON (n=17)	31.41 ± 19.86	27.25 ± 13.45	28.56 ± 13.33	0.953 (Tİ1=0.095)
	EKS (n=18)	29.74 ± 17.83	29.19 ± 16.51	28.71 ± 15.37	0.898 (Tİ1=0.215)
	LAS (n=21)	29.46 ± 17.22	29.81 ± 17.73	34.98 ± 17.86	0.062 (Tİ1=5.564)
	p1	0.935 (Tİ=0.135)	0.986 (Tİ=0.028)	0.441 (Tİ=1.636)	
Topuk Lateral (N/cm ²)	KON (n=17)	26.55 ± 15.87	23.2 ± 9.8	22.39 ± 8.01	0.651 (Tİ1=0.857)
	EKS (n=18)	23.89 ± 13.45	27.55 ± 15.12	27.11 ± 16.69	0.906 (Tİ1=0.197)
	LAS (n=21)	25.1 ± 12.21	25.6 ± 15.4	29.2 ± 15.72	0.323 (F1=1.163)
	p1	0.909 (Tİ=0.191)	0.908 (Tİ=0.194)	0.462 (Tİ=1.546)	

* $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ1: Friedman Testi test istatistiği değeri

Nondominant taraf maksimum ayak taban basıncı değerlerinde gruplar arasında sadece 5. bölge ölçüm değerleri, 3. ölçümde 3 grup arasında farklılık göstermektedir ($p < 0.05$). KONS grubu değerleri LAS grubuna göre anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). Grup içi değişimler incelendiğinde; nondominant taraf 8. bölge değerlerinde EKS grubunda ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ($p < 0.05$). 1. ölçüm değerleri 3. ölçüm değerlerine göre anlamlı şekilde düşüktür ($p < 0.05$) (Tablo 4.18).

Tablo 4.18. Nondominant maksimum ayak taban basıncı bulgularının gruplar arası ve grup içi değerlerinin karşılaştırılması

		1. ölçüm	2. ölçüm	3. ölçüm	
		X ± SS	X ± SS	X ± SS	p2
Başparmak (N/cm ²)	KONS(n=17)	44.81 ± 22.87	40.05 ± 22.19	40.41 ± 19.63	0.614 (F1=0.496)
	EKS (n=18)	40.98 ± 20.57	47.07 ± 23	41.07 ± 19.42	0.359(F1=1.056)
	LAS (n=21)	40.24 ± 22.83	36.52 ± 22.42	40.04 ± 23.79	0.743 (F1=0.299)
	p1	0.796 (Tİ=0.457)	0.191 (Tİ=3.310)	0.959 (Tİ=0.085)	
Diğer parmaklar (N/cm ²)	KONS (n=17)	14.03 ± 13.1	12.56 ± 14.7	12.79 ± 10.01	0.602 (Tİ=1.016)
	EKS(n=18)	14.82 ± 7.86	17 ± 11.45	12.51 ± 6.39	0.167 (Tİ=3.577)
	LAS (n=21)	13.45 ± 8.72	12.11 ± 5.02	12.27 ± 3.84	0.64 (Tİ=0.892)
	p1	0.511 (Tİ=1.344)	0.114 (Tİ=4.351)	0.978 (Tİ=0.045)	
1.MT (N/cm ²)	KONS (n=17)	32.17 ± 19.57	21.22 ± 14.21	27.63 ± 18.72	0.152 (Tİ=3.774)
	EKS (n=18)	26.05 ± 14.47	22.69 ± 11.17	24.56 ± 13.12	0.265 (Tİ=2.657)
	LAS (n=21)	19.9 ± 11.58	23.11 ± 14.87	24.08 ± 13.51	0.622 (Tİ=0.951)
	p1	0.094 (Tİ=4.728)	0.464 (Tİ=1.534)	0.949 (Tİ=0.105)	
2-3.MT (N/cm ²)	KONS (n=17)	34.9 ± 17.47	33.9 ± 12.56	39.94 ± 17.69	0.182 (F1=1.802)
	EKS(n=18)	36.47 ± 14.96	35.92 ± 14.82	41.03 ± 17.74	0.347 (F1=1.092)
	LAS (n=21)	35.56 ± 19.28	37.64 ± 16.77	35.09 ± 13.97	0.791 (Tİ=0.469)
	p1	0.901 (Tİ=0.209)	0.986 (Tİ=0.028)	0.418 (Tİ=1.744)	
5.MT (N/cm ²)	KONS (n=17)	24.83 ± 16	26.99 ± 13.23	34.52 ± 18.18	0.191 (F1=1.748)
	EKS(n=18)	21.21 ± 9.51	23.81 ± 10.93	22.68 ± 9.84	0.486(F1=0.738)
	LAS (n=21)	23.82 ± 12.05	28.13 ± 15.57	19.72 ± 7.07	0.405 (Tİ=1.807)
	p1	0.751 (Tİ=0.574)	0.483 (Tİ=1.454)	0.008* (Tİ=9.754)	
Medial ark (N/cm ²)	KONS (n=17)	5.06 ± 4.99	5.26 ± 4.08	4.34 ± 4.9	0.759 (F1=0.278)
	EKS (n=18)	4.74 ± 4.79	4.56 ± 5.06	5.79 ± 5.2	0.650 (F1=0.437)
	LAS (n=21)	2.34 ± 3.04	3 ± 3.84	3.34 ± 5.32	0.721 (Tİ=0.655)
	p1	0.163 (Tİ=3.633)	0.100 (Tİ=4.596)	0.153 (Tİ=3.756)	
Lateral ark (N/cm ²)	KONS (n=17)	13.12 ± 8.97	13.3 ± 11.04	11.61 ± 8.06	0.247 (Tİ=2.8)
	EKS (n=18)	12.3 ± 14.42	11.45 ± 13.24	13.97 ± 12.77	0.080 (Tİ=5.045)
	LAS(n=21)	10.8 ± 10.3	10.61 ± 13.82	7.35 ± 5.63	0.277 (Tİ=2.564)
	p1	0.323 (Tİ=2.258)	0.186 (Tİ=3.360)	0.054 (Tİ=5.852)	
Topuk mediali (N/cm ²)	KONS(n=17)	27.68 ± 12.26	27.25 ± 13.73	30.04 ± 15.36	0.661 (F1=0.42)
	EKS(n=18)	26.74 ± 12.95	28.16 ± 14.38	32.59 ± 14.89	0.04* (Tİ=6.451)
	LAS(n=21)	29.03 ± 13.7	30.97 ± 16.87	31.27 ± 15.18	0.725 (F1=0.324)
	p1	0.833 (Tİ=0.365)	0.759 (Tİ=0.552)	0.835 (Tİ=0.362)	
Topuk Lateralı (N/cm ²)	KONS(n=17)	25.42 ± 12.58	21.49 ± 8.5	24.41 ± 11.98	0.685 (F1=0.383)
	EKS(n=18)	23.73 ± 12.71	24.68 ± 13	30.4 ± 15.65	0.235 (Tİ=2.896)
	LAS(n=21)	27.88 ± 13.85	26.51 ± 13.1	27.67 ± 13.1	0.871 (F1=0.139)
	p1	0.692 (Tİ=0.735)	0.476 (Tİ=1.485)	0.437 (Tİ=1.655)	

* $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı farklılık; p1: Bağımsız grup farklılıkları için p değeri; p2: Ölçümler arası farklılıklar için p değeri; F: Tek Yönlü Varyans Analizi test istatistiği değeri; χ^2 : Kruskal Wallis Varyans Analizi test istatistiği değeri; F1: Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi test istatistiği değeri; Tİ1: Friedman Testi test istatistiği değeri

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, sedanter bireylerde ayak bileğine uygulanan farklı ilerleyici kuvvetlendirme programlarının, kuvvet, endurans, denge, sıçrama performansı ve ayak taban basıncına olan etkisini araştırmak amacıyla gerçekleştirilmiştir. İzokinetik olarak yapılan konsentrik ve eksentrik kuvvetlendirme programları ve lastik bant ile yapılan kuvvetlendirme eğitiminin sıçrama performansı ile konsentrik evertör kas kuvvet ve enduransı üzerine olumlu etkisi olduğu bulunmuştur. Eğitim öncesi KONS grubu her iki ayak bileği için izokinetik konsentrik kuvvet ve enduransı tüm açısız hızlarında diğer gruplara göre daha düşük bulunmuştur. Eğitim sonrası ve 1 ay sonra kontrol ölçümlerinde diğer gruplarla anlamlı farklılık göstermemiştir. Eğitimden sonrası tüm gruplarda ve tüm açısız hızlarda, bilateral konsentrik evertör kas kuvvet ve endurans değerlerinde artış bulunmuştur. Eğitimden 1 ay sonra kontrol ölçümlerinde KONS grubunun konsentrik evertör kas kuvvet değerleri aynı kalırken, EKS ve LAS gruplarında artış görülmüştür. Konsentrik invertör kuvvet ve endurans değerlerinin ise, sadece KONS eğitim sonrasında dominant taraf 60°/sn açısız hız hariç tüm konsentrik açısız hızlarda bilateral olarak gelişim gözlenmiştir. 180°/sn açısız hızdaki konsentrik invertör kas kuvveti için, KONS grubunun diğer gruplara göre endurans gelişimde en etkin grup olduğu bulunmuştur. LAS grubu eksentrik invertör kuvvet ölçümlerinde ise eğitim sonrasında tüm açısız hızlarda azalma gözlenmiştir. Eğitim öncesi LAS grubu KONS grubuna göre daha yüksek eksentrik kas kuvvetine sahipken, eğitimi takiben 1 ay sonra yapılan ölçümlerde KONS grubunun, LAS grubuna göre daha yüksek eksentrik invertör kas kuvvetine sahip olduğu gözlenmiştir. Sıçrama parametrelerinde KONS grubu en etkin grup, LAS grubu ise eğitim sonrası en az etkin grup olarak bulunmuştur. Denge performansında slalom verilerinde KONS ve EKS gruplarında olumlu gelişmeler bulunmuştur.

5.1. İzokinetik Kas Kuvvet ve Enduransı

Peroneal kaslar, primer evertör kaslar olarak ayak bileği inversiyon yaralanmalarının önlenmesinde en etkin kaslardır (41). Ayak bileği inversiyon yaralanmaları sırasında lateral grup ligamentlerdeki mekanoreseptörlerin aktivasyonu sonucu peroneal kasların kas içiği devreye girmektedir (162). Bu duyuşal nöronlar ise peroneal kasların gama ve alfa motor nöronlarını uyararak ayak bileğinin

konsentrik eversiyona gitmesini sağlamakta ve aşırı inversiyona gidişini engellemektedir. Ayak bileğinin lateral burkulması sırasında gözlenen aşırı inversiyon ve plantar fleksiyon mekanizmasını, evertör ve dorsi fleksör kasların konsentrik ve eksentrik kasılmaları kısıtlamaktadır. Bu döngü sırasında ayak bileğindeki tüm kaslar eksentrik ve konsentrik olarak çalışarak stabilizasyon sağlamaktadır (162,163). Ayrıca stabilizasyonun sağlanmasında gözlenen tibialis anterior ve posterior kasları ile peroneal kasların ko-kontraksiyonu önemli bir yer tutmaktadır (4). Trevino ve ark. (164), Mascaro ve Swanson (165) tekrarlayan ayak bileği yaralanmalarının rehabilitasyonunda da eksentrik içerikli izokinetik egzersizlerin faydalı olabileceğini ifade etmektedirler (164,165). Bu düşünceden yola çıkarak çalışmamızda ayak bileği invertör ve evertör kas gruplarının farklı kuvvetlendirme eğitimleri sonrasındaki değişimleri incelenmiştir. Eğitimi çift yönlü vermemizin sebebi, tek yönlü eğitimlerde nöral adaptasyon sırasında gerçekleşen stabilizasyonda azalma gözlenmesi ve antagonist kas kuvvetinde düşüş meydana gelmesidir. Ayrıca invertör kaslardan tibialis anteriora verilen eğitim aynı zamanda dorsi fleksiyon kas kuvvetinde de etkili olacağı için ayak bileği birincil yaralanma mekanizmasının zıt yönünde kas kuvvet eğitimi gerçekleştirilmiştir.

Son yıllarda izole eksentrik ve konsentrik kuvvetlendirme eğitimlerini karşılaştıran çalışmalar oldukça artmaktadır. Rehabilitasyon ve performans gelişiminde bu eğitim şekillerine önem verilmektedir. Yapılan çalışmaların çoğu eksentrik eğitim sonrasında kas kuvvetinde konsentrik eğitime göre daha fazla artışın olduğunu belirtmektedirler. Araştırmacılar bunu, eksentrik ve konsentrik kasılmalar sırasında kasa aynı kuvvet uygulanmasına rağmen, eksentrik kasılma sırasında konsentrik kasılmaya göre daha az kas lifi sayısının aktif olmasına bağlamışlardır (5-9). Aynı kuvvet oluşmasına rağmen, yapılan EMG çalışmalarında daha az kas lif sayısının aktif olma sebebi olarak eksentrik kasılmanın daha fazla kuvvet açığa çıkardığı belirtilmiştir (5). Benzer çalışmalarda, enduransa yönelik yüksek yoğunluk-düşük tekrarlı bisiklet ergometre eğitimi sonucunda eksentrik kuvvetlendirme grubunun, konsentrik kuvvetlendirme grubuna göre daha çok kuvvet ve endurans kazancına sebep olduğu gözlenmiştir (5,6,8). Werner ve ark.nın(9) patellofemoral ağrı sendromu olan hastalarda yaptığı çalışmada, 8 haftalık izokinetik eksentrik eğitim sonrası quadriceps femoris kas kuvvetinde belirgin bir artış olduğu gösterilmiş

ve bu artışın eksentrik kuvvette daha fazla olmakla birlikte konsentrik kuvvet için de etkili olduğu belirtilmiştir. Mjolsnes ve ark.nın(7) futbolcularda yaptığı çalışmada, 10 hafta boyunca 3 gün/hafta bir gruba nordik egzersizleri uygulanırken diğer gruba klasik diz bükme egzersizi verilmiş ve eğitim sonunda klasik diz bükme egzersiz grubunun izometrik ve eksentrik kuvvetinde bir farklılık gözlenmezken, nordik egzersiz grubunda %11 oranında eksentrik, %7 oranında izometrik kas kuvvet gelişimi gözlenmiştir. Çalışmamızda bu çalışmaların aksine, tüm gruplar için eğitim sonrasında eksentrik kuvvette anlamlı bir gelişme gözlenmemiştir. Eğitim sonrası EKS grup için evertör eksentrik kuvvet değerlerinde artış gözlenmesine rağmen bu sonuçlar anlamlı bulunmamıştır. LAS grubu için eğitim sonrasında tüm açısız hızlarda eksentrik invertör kas kuvvet değerlerinde düşüş meydana geldiği bulunmuştur. Bu sonuç literatürün tersine bir durum olup, değerlendirmeler sırasında bireylerin eksentrik kasılmayı tolere edemeyip koordine olamadıklarını gösterdiğini düşünmekteyiz. Ayrıca bu sonucu LAS grubunun, eğitim sırasında konsentrik kasılmaya alışmasına ve eğitimin izokinetik cihazda yapılmaması nedeniyle eksentrik kasılmaya zor adapte olmasına bağlayabiliriz.

Ellenbecker ve ark. (166) tenis oyuncularında omuz rotatör kaslarına verdikleri 6 haftalık 2 gün/ hafta izokinetik eğitim sonucunda eksentrik eğitimin sadece konsentrik kuvvette, konsentrik eğitimin ise hem eksentrik hem konsentrik kuvvette artışa neden olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda ise, KONS eğitim sonrasında sadece konsentrik kuvvette, EKS eğitim sonrasında da sadece konsentrik kuvvette gelişme gözlenmiştir. Eksentrik kuvvette artış gözlenmemesini bireylerin eksentik kasılma ve düşük eklem hareket açıklığında koordine olamamalarına ve ayak bileğinde eksentrik kuvvet oluşturma zorluğuna bağlayabiliriz.

İzokinetik eğitim sonrasında kas kuvvet gelişimi açısından bireylere verilen eğitime yakın açısız hızlarda artış gözlenmiştir. Genel literatüre bakıldığında eğitimler genellikle tek bir açısız hızda verilmektedir (131,132). Güney (134), patellofemoral ağrı sendromu olan hastalarda yaptığı çalışmada farklı açısız hızlarda ve eğitim boyunca setler ve tekrar sayılarını kademeli olarak arttırarak gecikmiş kas ağrısı yaratmadan yüklenme prensibine uygun eğitim vermiştir. Farklı açısız hızlarda eğitim uygulamalarının sebebini eksentrik eğitimin düşük hızlarda, konsentrik eğitimin ise yüksek hızlarda daha kolay tolere edilebildiğini savunarak açıklamıştır.

Ayrıca fonksiyonellik ve uygulama kolaylığı açısından 120 ve 60°/sn açısal hızlar tercih edilmiştir (134). Çalışmamızda da bu yaklaşıma uygun olarak gecikmiş kas ağrısı oluşturmamak için ilerleyici dirençli eğitim seçilmiş ve orta ile düşük açısal hızlarda eğitim verilmiştir. Keleş ve ark. (167) sağlıklı bireylerin dominant ayak bileği evertör ve dorsifleksör kas gruplarına yönelik 6 hafta süre ile konsentrik ve eksentrik kombine izokinetik egzersiz programı uygulaması sonucunda, kontralateral ayak bileği ile karşılaştığında hem evertör hem de dorsifleksör eksentrik kas kuvvetinde artış gözlemlenmişlerdir. Bu çalışmada 60,120,180,240,300°/sn'lik açısal hızlarda 6 tekrardan oluşan bir eğitim uygulanmıştır. Ayrıca çalışmada peroneal kasların reaksiyon zamanında da gelişme gözlenmiştir (167). Paddon Jones ve ark. (168), 10 haftalık 3 gün/hafta düşük veya yüksek hızlarda yaptıkları eksentrik dirsek fleksör izokinetik eğitim programı sonrasında, yavaş hızdaki eğitim ile kuvvette bir farklılık gözlenmezken, yüksek hızdaki eğitim ile eksentrik torkta %25-30, konsentrik torkta %10-25 oranında gelişme belirtmişlerdir. Farthing ve Chilibeck (169) ise 8 haftalık 3 gün/hafta yaptıkları izokinetik eksentrik veya konsentrik yüksek veya yavaş hızlı eğitim sonunda, en yüksek kuvvet artışını yüksek hız eksentrik eğitim sonucunda elde etmişlerdir.

Sekir ve ark.'da (25) çalışmamızda gözlemediğimiz sonucu destekleyen bir bulgu elde etmişlerdir. FAİ olan sporcularda 6 hafta süre ile izokinetik konsentrik modda ayak bileği invertör ve evertör kas gruplarına yönelik egzersiz eğitimi uygulamışlar ve propriyosepsiyonun bir ölçümü olan eklem pozisyon hissi ve konsentrik evertör kas kuvvetinde olumlu bir gelişmenin olduğunu göstermişlerdir. Eğitim 120°/sn de 15 tekrar 3 set şeklinde yapılmış ve testler de aynı açısal hızda uygulanmıştır. Ayrıca çalışma literatür bilgilerinden yola çıkarak 120°/sn'lik açısal hızın geçerlilik güvenilirlik ve fonksiyonel ayak bileği instabilizasyonu olan bireylerde kuvvet defisiti açısından en etkin açı olduğunu belirtmişlerdir (25). Çalışmamızda da eğitim ve değerlendirmede 120°/sn'lik açısal hız tercih edilerek konsentrik evertör kas kuvvetinde, farklı eğitimler sonrasında anlamlı artış gözlenmiştir. Konsentrik invertör kas kuvveti için ise sadece KONS eğitimin etkin olduğu bulunmuştur. Dominant taraf 60°/sn açısal hızda konsentrik invertör kas kuvvet değerinin dışında tüm açısal konsentrik invertör kas kuvvet değerlerinde KONS eğitim sonrasında artış gözlenmiştir. Ayak bileği konsentrik invertör ve

evertör kas kuvvet kazanımı için kullandığımız açısal hızların ve eğitim protokolünün etkin olduğu düşünmekteyiz.

Collado ve ark. (170) ayak evertörlerine lateral ayak bileği burkulması sonrasında uyguladıkları eksentrik veya konsentrik 4 haftalık, 3 gün/hafta kuvvetlendirme eğitimi sonrası, eksentrik tepe tork kuvvetinin konsentrik tepe tork kuvvetine göre daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Sağlıklı tarafla olan defisit değerlendirilmesinde konsentrik eğitim sonrası %29'luk konsentrik kuvvet, %41'lik eksentrik kuvvet defisitinin, eksentrik eğitim sonrası ise %19'luk konsentrik kuvvet, %1,6'lık eksentrik kuvvet defisitinin olduğu gözlenmiştir. Çalışmamızdan farklı sonuç olarak eksentrik evertör kas kuvvetlendirmesinin rehabilitasyonda etkin olacağını belirtmişlerdir.

İzokinetik kuvvet eğitiminde eğitim moduna özel kuvvet artışı olduğu, konsentrik kuvvetlendirme sonrası daha çok konsentrik kas kuvvetinde artış, eksentrik kuvvetlendirme sonrası daha çok eksentrik kas kuvvetinde artış olacağı, sağlıklı ve hasta gruplar üzerinde yapılan birçok çalışma ile kanıtlanmıştır (124,131-136). Sağlıklı kişiler üzerinde farklı açısal hız ($60^{\circ}/sn$, $120^{\circ}/sn$ ve $180^{\circ}/sn$) ve farklı kuvvet eğitimlerinin (izole izokinetik konsentrik ve izole eksentrik eğitim), M. Quadriceps femoris kas kuvveti üzerindeki etkisini inceleyen bir çalışmada, eksentrik eğitim grubunda eksentrik kas kuvvetinin, konsentrik eğitim grubunda ise konsentrik kas kuvvetinin arttığı belirtilmiştir (132). Hortobagyi'nin (133) diz ekstansörlerine yapmış olduğu çalışmada konsentrik, eksentrik ve kontrol grubu olmak üzere bireyleri 3 gruba ayırmış 6 hafta 4 gün/hafta 32 tekrarlı izokinetik eğitim vermiştir. Konsentrik grupta konsentrik kuvvette %36, eksentrik kuvvette %13 gelişme gözlenirken, eksentrik grupta konsentrik kuvvette %13, eksentrik kuvvette %42 gelişme gözlenmiştir (133). Ayrıca eksentrik kuvvetlendirme sonrası eksentrik testte en yüksek EMG artışı gözlenirken, konsentrik kuvvetlendirme sonrası en fazla konsentrik testte kuvvet açısından gelişme gözlenmiştir. Bu artışın eksentrik kuvvetlendirmedeki eksentrik testten daha az olduğu, fakat kuvvette gelişim çizelgesinin benzer olduğu belirtilmiştir (133). Tomberlin ve ark. (171) yaptıkları bir çalışmada sağlıklı bireylerin diz ekstansörlerine verilen 6 haftalık, 3 gün/hafta izokinetik eksentrik ve konsentrik eğitim sonrasında eksentrik kuvvetlendirmenin eksentrik kuvvet artışına, konsentrik kuvvetlenmenin konsentrik kuvvet artışına

sebepler olduğu gözlenmiştir. İzokinetik kuvvetlendirme sonrasında kuvvetlendirmede özelleşmenin olduğu vurgulanmıştır. Aynı şekilde Higbie ve ark. (135) 10 haftalık 3 gün/hafta eğitimle, konsentrik kuvvetlendirmenin konsentrik kuvvette %18, eksentrik kuvvette %13 kuvvet artışı sağlarken, eksentrik kuvvetlendirmenin konsentrik kuvvette %7, eksentrik kuvvette %36'lık kuvvet artışına sebep olduğunu belirtmişlerdir. Seger ve ark. (136) ise 20 haftalık eğitim sonucunda eksentrik kuvvetlendirmenin eksentrik kuvvette %18, konsentrik kuvvetlendirmenin ise konsentrik kuvvette %14'lük artışa sebep olduğunu bulmuşlardır. Vixne ve ark. (124) ise dirsek fleksörlerine yaptıkları 12 haftalık 2 gün/hafta izokinetik eğitim sonucunda, konsentrik eğitimin %18 konsentrik, %9 eksentrik kuvvet artışına, eksentrik eğitimin ise %14 konsentrik, %26 eksentrik kuvvet artışına sebep olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmalarını destekleyecek şekilde gruplar arası ölçümlerde ilk değerlendirmede KONS eğitim grubunun konsentrik evertör kas grubunun kuvvet verileri düşük çıkmış olmasına rağmen, eğitim sonrası ölçümlerde diğer gruplarla arasında anlamlı bir fark çıkmamıştır ve en fazla kuvvette artışı KONS grupta gözlenmiştir. Ayrıca çalışmamızda, tüm gruplarda ve tüm açısal hızlarda eğitim sonrasında bilateral konsentrik evertör kas kuvvet değerlerinde artış gözlenmiştir. Özellikle endurans ölçümü için yapılan 180°/sn'lik açısal hız değerlerinde, konsentrik evertör endurans değerlerinde artış belirlenmiştir. Bu durum, endurans ve kuvvet değerlerinin tüm kuvvetlendirme eğitimlerinden sonra ayak bileği konsentrik evertör kas kuvvet değerleri için gelişimini göstermektedir. Evertör kas kuvvetinde gözlenen bu gelişimin ayağın stabilizasyonunu artırarak yaralanmaların ve uzun süreli aktiviteler sonucunda yorgunluğun önlenmesinde etkin olabileceğini düşünmekteyiz. Bu çalışmaların tersine, EKS eğitim sonrasında eksentrik kuvvet verilerinde artış gözlenmesine rağmen anlamlı bir sonuç bulunamamıştır.

Araştırmalar izokinetik eğitim programlarından özellikle eksentrik eğitimin ayak bileği rehabilitasyonunda kas içiği hassasiyetini ve gama motor nöron aktivasyonunu artırması bakımından etkili olduğunu ve tekrarlayan ayak bileği burkulmalarında kullanılabileceğini belirtmektedirler (172,173). Noronha ve ark. (174) ayak bileği spraini olan bireylerde yaptıkları bir çalışmada, ayak bileği kas defisitlerinin belirlenmesinde izokinetik testi güvenilir bulmuşlardır. Fakat Guelhem'in (123) yaptığı izokinetik ve izotonik eksentrik ve konsentrik eğitim

karşılaştırmasında izotonik grupta ortalama 8.2 hafta, haftada 2.6 kez 3.6 set 7.4 tekrar eksentrik eğitim sonrası kuvvet gelişimi %2.4 iken, konsentrik eğitim sonrası %1.2 olarak gözlenmiştir. İzokinetik gruba eğitim ortalama 10.8 hafta, haftada 2.8 kez 3.5 set 9.2 tekrar olarak verilmiş ve sonucunda izotonik gruba göre kuvvet kazancının daha az olduğu gözlenmiştir. Araştırmacılar, yüksek yoğunluk- düşük tekrarın daha etkin olabileceğini tartışmışlar ve izotonik eğitimin izokinetiğe göre, eksentrik eğitimin ise konsentrik eğitime göre daha fazla kuvvet kazancına neden olduğunu savunmuşlar (123).

Bu görüşün aksine Han ve ark. nın(153) ayak bileği burkulma hikayesi olan ve olmayan bireylerde yaptığı, 4 haftalık 2 kez/hafta yapılan 4 yönlü elastik dirençli egzersiz eğitiminin ayak bileği eversiyon 1 maksimum tekrar kas kuvvetine etkisi olmadığını göstermişlerdir. Ayrıca her iki grupta da peroneus longus kas gecikmesinde gelişme gözlenmemiştir. Kawinski ve ark. nın(148) ayak bileği fonksiyonel instabilitesi olan hastalarda 6 hafta 3 gün /hafta yaptığı bir çalışmada lastik bant eğitimi vererek (kırmızı lastik banttan başlayarak) ayak bileği inversiyon/eversiyon oranını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonunda belirgin bir değişiklik gözlemlememişlerdir. Eğitimde kullanılan düşük direncin kas kuvvetinde etkili olmadığını savunmuşlardır (148). Bu çalışmalara benzer şekilde çalışmamızda ilerleyici dirençli lastik bant ayak bileği eğitiminin eksentrik kuvvette etkili olmadığı ve konsentrik invertör kas gelişiminde de etkin bir eğitim olmadığı görülmüştür. Bu durumun Kawinski ve ark. yaptıkları çalışmaya benzer olarak kırmızı lastik banttan başlanması ve yeterli direncin oluşturulamamış olmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Eksentrik izokinetik eğitim ile karşılaştırıldığında çalışmamızda kuvvet açısından her iki eğitim şeklinin etkinliğinin anlamlılık açısından aynı olduğu bulunmuştur.

Bu çalışmaların dışında yapılan ilerleyici dirençli ayak bileği egzersiz eğitim çalışmalarına bakıldığında, Smith ve ark. (151) ayak bileği fonksiyonel instabilitesi olan hastalarda yaptığı 6 hafta 3 kez /hafta lastik bant (mavi renkten başlayarak) ve multiaksiyel ayak bileği egzersiz cihazı eğitimi sonrasında inversiyon ve eversiyon kas kuvvetinde artış göstermişlerdir. Bagheri ve ark. (149) 6 haftalık ilerleyici dirençli elastik bant eğitimi sonucunda ayak bileği tüm kas kuvvetlerinde artış gözlenmiştir. Bu artışlar en fazla eversiyon ve plantar fleksiyon yönünde olup en

fazla %18.2'lik gelişme kaydedilmiştir. En fazla kuvvet kazancı eversiyon yönünde olmuş ve %55 oranında gelişme gözlenmiştir. Fonksiyonel ayak bileği instabilizasyonu olan bireylerde yapılan bir çalışmada 6 haftalık 3 gün/hafta multiaksiyel ve elastik bant ayak bileği kuvvetlendirme eğitimi sonrasında inversiyon ve eversiyon yönünde kuvvette artış gözlenmiştir (175). Blackburn ve ark.nın (150) yaptıkları çalışma sonucunda, 6 haftalık süre boyunca ayak bileği kuvvetlendirme veya propriyoseptif egzersiz eğitimlerine göre her iki eğitimin birlikte uygulanmasının daha fazla nöral adaptasyon sağladığı gösterilmiştir. Çalışmamızın bu çalışmalardan farkı sadece dirençli lastik bant eğitimi uygulanmış olmasıdır. Bu çalışmalarda ise eğitime multiaksiyel ayak bileği egzersizleri veya propriyoseptif egzersizler dahil edilmiştir. Performansta gözlenen bu gelişmelerin ayak bileği lastik bant eğitimine eklenen diğer egzersizlerin varlığından olduğunu düşünmekteyiz.

Blazevich ve ark. (119) diz ekstansörlerini içeren çalışmalarında, 10 hafta 3 kez/hafta 30 tekrarlı 30°/sn'de yapılan eksentrik ve konsentrik izokinetik eğitim sonucunda, konsentrik kuvvet için konsentrik eğitim sonrasında %24, eksentrik eğitim sonrasında ise %16 artış olduğu bildirmişlerdir. Eksentrik kuvvet eğitimi sonrasında artış gözlenmiş, fakat gruplar arası farklılık gözlenmemiştir. Eğitimden 3 ay sonra tekrar ölçüm yapılmış ve konsentrik eğitim değerlerinde eksentrik ve konsentrik kuvvet için anlamlı bir değişiklik gözlenmezken, eksentrik eğitim sonrasında kuvvet değerlerinde anlamlı düşüş görülmüştür. Eğitimden 3 ay sonra yaptıkları değerlendirmede 10. haftaya göre gruplar arası anlamlı farklılığa rastlamamışlardır (119). Bu çalışmaya benzer olarak çalışmamızda tüm açısız hızlarda KONS grup bilateral evertör konsentrik kas kuvvetinde eğitim sonrasında anlamlı artış görülmüştür. Eğitimi takiben yapılan 1 ay sonraki ölçümlerde kuvvette değişiklik gözlenmemiştir. Bu sonucumuzu destekleyen bir çalışmaya göre 1 ay sonra kontrol ölçümlerinde kas lif tipi dağılım oranlarında bir değişim gözlenmemiştir (176). Hakkinen ve ark. (83,99) ise 8-12 haftalık eğitim sonrası inaktivite sırasında kas kuvvetinin %30-45'inin korunduğunu belirtmişlerdir. Weir ve ark.'nın (177) diz ekstansörlerine 8 hafta uygulanan unilateral eksentrik eğitim ve eğitimi takiben 8 hafta sonrasında yapılan kontrol ölçümlerinde sonucunda izometrik kuvvet ve 1 MT değerlerinde eğitim etkinliğinin devam ettiği ve anlamlı bir değişim gözlenmediği belirtilmiştir. Bu çalışmalardan yola çıkarak eğitimi takiben 1 ay sonra

yapılan kontrol ölçümlerinde kas kuvvetinde herhangi bir azalmaya yol açmadığını ve kas lif tipinde herhangi bir değişikliğe neden olmadığı için kas kuvvet değerlerinin korunduğunu söyleyebiliriz. Aynı durum enduransa yönelik bakılan 180°/sn'lik açısal hız içinde geçerlidir. Eğitimi takiben 1 ay sonra yapılan ölçümlerde evertör konsentrik kas kuvvet değerlerinin bilateral olarak korunması, oluşabilecek yaralanmaların engellenmesi ve performansın artırılarak, invertör/evertör kas kuvvet oranının korunmasında etkili olabileceğini düşünmekteyiz.

Shaver'ın (151) yaptığı bir çalışmada 6 hafta boyunca 3 gün/hafta dirsek fleksörlerine uygulanan ilerleyici dirençli kuvvetlendirme programı sonrasında anlamlı ölçüde kuvvet artışı bulunmuştur. Kuvvetlendirme sonrası, 1 ay boyunca eğitim verilmeyen grupta kuvvet oranında anlamlı düşüş gözlenirken, bu değer eğitim öncesi kuvvet değerinden daha yüksek olduğu belirtilmiştir (151). Sporcularda uygulanan eğitim sonrasında *bench press*, çömelme, izometrik ve izokinetik konsentrik diz ekstansiyon kuvvetleri ve dikey sıçrama performansında 2 haftalık dinlenme döneminde anlamlı olmayan hafif bir düşüş gözlenmiştir. Fakat eksentrik diz ekstansör kuvveti ve vastus lateralis EMG aktivitesinde anlamlı bir düşüş olduğu belirtilmiştir (178). Eğitimli yüzücülerde yapılan bir çalışmada ise, 4 haftalık dinlenme sonrasında kas kuvvetinin korunduğu, fakat su içerisinde kuvvet uygulama kapasitesinde %13'lük bir düşüş olduğu belirtilmiştir (179). Yapılan çalışmalarda izokinetik kuvvet açısından bakıldığında yüksek oranda inaktive döneminde düşüş olduğu fakat eğitim öncesi değerlerin altına inmediği gözlenmiştir (178,180-183). Bu çalışmalara benzer şekilde çalışmamızda da eğitimi takiben 1 ay sonra yapılan ölçümlerde, değerler eğitimden önceki değerlere inmemiştir. Fakat, bu çalışmaların aksine, eğitimden 1 ay sonra yapılan ölçümler sonucunda EKS ve LAS gruplarında tüm açısal hızlarda bilateral olarak konsentrik evertör kuvvet değerlerinde artış gözlenmiştir. Eğitim etkinliği inaktivite sırasında devam etmiş ve ayak bileği invertör ve evertör kas kuvvetinde artış gözlenmiştir. Bu durumun, ayak bileğine uyguladığımız eğitim protokolünün etkinliğinden kaynaklandığı ve bireylerin günlük yaşam aktiviteleri ile de bu kas kuvvetini koruyup geliştirdiğini söyleyebiliriz. Ayrıca bu gelişme, eğitim sonrasında nöral adaptasyon ile sinerjist kasların devreye girmesinden de kaynaklanmış olabileceği görüşündeyiz. Hem endurans hem de kuvvet değerlerindeki bu artış, ayak bileği yaralanmalarını

önlenmesinde oluşturulacak programlarda yol gösterici olacaktır. Tüm grupların konsentrik evertör kas kuvvet artışı açısından etkinliğini değerlendirdiğimizde, KONS grup kas kuvvet değerlerinin ilk ölçümlerde diğer gruplara göre daha düşük olması ve grupların homojen dağılmış olmaması, eğitim sonrasında ve eğitimi takiben 1 ay sonra yapılan kontrol ölçümlerinde ise gruplar arasında bir farklılık görülmemesine rağmen, KONS grubunun en yüksek kas kuvvet değerlerini göstermiş olması açısından, tüm gruplarda uyguladığımız eğitim protokolünün konsentrik evertör kas kuvvet kazanımı ve korunması açısından daha etkin olduğunu söyleyebiliriz.

5.2. Sıçrama ve Denge

Denge ve propriyosepsiyon, nöromuskuler kontrolün motor programının devreye girmesinde ve dinamik eklem stabilizasyonunda gerekli bir mekanizmadır (25,184). Dengenin parametrelerinden olan propriyoseptif reseptörlerin yaralanmalar sırasında zedelenmesinin performansta azalmaya neden olduğu belirtilmektedir (25,184). Ayrıca, bu durum gecikmiş peroneal kas aktivasyonuna ve denge kaybına neden olmaktadır (25,185). Birçok araştırmacı, fonksiyonel ayak bileği burkulmasını propriyoseptör defisit, mekanik instabilite ve peroneal kas zayıflığına bağlamaktadır (25,186-188). Araştırmalarda, FAI'nin önlenmesi için peroneal kasların, inversiyona gidişi önleyecek kadar kuvvetli ve hızlı kas aktivasyonuna sahip olması gerektiği düşünülmektedir (25,189). Birçok çalışmada ayak bileği stabilizatör kaslara verilecek eğitim ile duyuşal girdide oluşacak artışın propriyosepsiyon ve dengeyi etkileyeceği savunulmaktadır (184,187,190,191). Çalışmamızda, bu araştırmalardan yola çıkarak ayak bileğine uygulanan farklı kuvvetlendirme eğitimleri sonucunda statik ve dinamik denge parametresini değerlendirdik.

Kuvvetlendirme eğitimlerine yönelik yapılan çalışmalar genellikle propriyosepsiyon parametresinin değişimini incelemiştir. Yapılan bir çalışmada, stabil olmayan ayak bileği hastalarında 6 hafta 3 gün /hafta yapılan elastik bant eğitimi sonucunda inversiyon, dorsi fleksiyon ve plantar fleksiyon eklem pozisyon hissi değerlerinde gelişme gözlenmiştir. Bu çalışmada direnç eğitimine mavi lastik banttan başlanarak ilerlenmiştir (154). Cankurtaran'ın(68) yaptığı bir çalışmada ise fonksiyonel ayak bileği instabilitesi olan hastalarda 6 hafta, 3 gün/ hafta verilen

izokinetik veya propriyoseptif egzersiz programlarının denge üzerindeki etkisini belirlemek için statik ve dinamik denge değerlendirmesi yapılmıştır. Egzersiz gruplarının ikisinde de tedavi sonrası değerlerin tedavi öncesine göre anlamlı ölçüde düzeldiği ve iki tedavi grubu arasında anlamlı bir farka rastlanmadığı görülmüştür. Çalışmada statik ve dinamik denge değerlendirmesi özel bir platformun üzerinde görsel geri bildirim olan ve objektif sonuçlar veren bir cihaz kullanılarak yapılmıştır. Araştırmacı bu sonuçla izokinetik kuvvetlendirme egzersizlerinin de propriyoseptif duyu üzerinde etkisinin olduğunu savunmuştur (68). Han ve arkadaşları (147) 4 haftalık lastik bant egzersizlerinin denge üzerine etkilerini belirlemek amacıyla yaptıkları çalışmada 20'si sağlıklı, 20'si ayak bileği kronik instabilitesi olan kişilerden 10'ar kişiyi rastgele seçim yöntemi ile egzersiz ve kontrol grubuna ayırmışlardır. Egzersiz programı sonucu ayak bileği instabilite hikayesi olan ve olmayan gruplarda dengede anlamlı derecede artış gösterilmiştir. Eğitimi takiben 4 hafta sonra yaptıkları değerlendirmede eğitimin denge üzerinde gelişiminin her iki grupta da devam ettiği belirtilmiştir. Denge, kuvvet platformu üzerinde statik tek bacak ayakta durma testi ile değerlendirilip, sapma değerleri dikkate alınarak yapılmıştır (147). Hale ve ark. (192) kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde 4 haftalık lastik bant eğitimi sonrasında, eklem hareket açıklığı ve nöromusküler kontrol egzersizlerinden oluşan rehabilitasyon programı ile denge ve fonksiyonel parametrelerde iyileşme bildirmişlerdir. Denge testine statik olarak kuvvet platformu üzerinde, dinamik olarak ise yıldız diagram testi kullanılarak bakılmıştır. Yapılan bir çalışmada FAI'si olan 24 amatör sporcunun ayak bileği invertör ve evertör kaslarına 6 hafta boyunca haftada 3 kez izokinetik olarak $120^{\circ}/sn$ 'de konsentrik ve eksentrik eğitim verilerek, kas kuvveti, propriyosepsiyon ve fonksiyonel testlerine bakılmıştır (25). Çalışmada, statik dengede azalma gözlenmesine rağmen propriyosepsiyon duyusunda ve fonksiyonel testlerde gelişme gözlenmiştir (25). Propriyosepsiyonda oluşan gelişme kas içiğindeki dinamik ve statik cevapların değişimine bağlanmış, kuvvetlendirme eğitiminin gama afferent liflerindeki aktiviteyi artırdığı savunulmuştur (25). Özellikle statik gama afferentlerindeki uyarı miktarında artış olabileceği ve gerilmeye hassasiyeti artacağı için propriyoseptif duyu da artış olabileceği belirtilmiştir. Dinamik gama efferentlerin de kasın boy uzunluk değişimine hassas olduğu için egzersiz eğitimi sonucunda bu etkinliğinin artabileceği

savunulmuştur (25). Propriyosepsiyon duyusunun gelişim sebebi olarak alfa motor koaktivasyonun etkinliğinin olduğu da düşünülmektedir. İstemli konsentrik kontraksiyon sırasında alfa ve gama motor nöronların aktif olduğu bilinmektedir. Kontraksiyon sırasında kas içiğinin hareket boyunca ateşlenmesi gözlenmektedir. Kas kısalmaya başladığında primer sonlanmalardaki reseptörlerde ateşlenme sıklığı düşmektedir. Eğitim sonrası kontraksiyon sırasında bu koaktivasyona uygun bir kas içiği uzunluğu muhafaza edilerek içcik ateşlenmesi sürdürülmektedir. Yani alfa ve gama motor nöronlar çalışırken kas içiğinde de aktivasyon devam etmektedir (154).

Çalışmamızda bu araştırmalara paralel olarak dinamik dengede KONS ve EKS grupta eğitim sonrası gelişmeler gözlenmiştir. Gruplar arası fark gözlenmezken, en iyi gelişmenin KONS grubunda olduğu görülmüştür. EKS grup dinamik denge gelişimine bakıldığında ise eğitimi takiben 4 hafta inaktivite sonrası yapılan ölçüm değerlerinin eğitim öncesi ve eğitim sonrası ölçümlere göre daha yüksek değerler olduğu gösterilmiştir. Eğitim öncesi ölçümler anlamlı olarak eğitimi takiben 4 hafta inaktivite sonrası yapılan ölçümlerden daha düşük bulunmuştur. Bu durum eğitimin etkinliğinin eğitimi takiben 4 hafta sonra dahi KONS ve EKS grup için gözlendiğini, hatta eksentrik eğitimde etkinliğin artarak devam ettiğini söyleyebiliriz. Bu durumun, kuvvet artışı ile birlikte oluşan kokontraksiyon sayesinde isabetli hedef vuruşu artışına bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Fizyolojik olarak, sonucun diğer çalışmalara benzer olarak dinamik gama efferentlerin hassasiyetinin artışına bağlı olarak kas içiğini etkilemesi sonucu geliştiğini söyleyebiliriz. Çalışmamızda da, gruplara göre kuvvet gelişim doğrusuna uygun şekilde dinamik denge değerlerinde gelişim gözlenmiştir. KONS grupta kuvvet gelişiminin en fazla olması ve dinamik denge değerlerinde de KONS grubun en fazla gelişim göstermesinin, kuvvet artışına paralel olarak gözlendiğini düşünmekteyiz. LAS grubunda en az kuvvet gelişiminin gözlenmesi ve dinamik denge değerlerinde anlamlı farklılığın olmaması da bunu kanıtlar nitelikte olduğunu düşünmekteyiz.

Bu araştırmaların tersine, Powers ve ark.ları (157) 6 hafta boyunca propriyosepsiyon eğitimi, lastik bant kuvvetlendirme eğitimi, her iki eğitim ve kontrol grubu olmak üzere 4 farklı gruba ayrılarak yaptıkları bir çalışma sonucunda, 60 s süreyle bakılan statik denge ve yorgunluk düzeylerinde bir değişiklik gözlenmediğini bildirmişlerdir. Yapılan bu çalışmada kuvvetlendirme eğitimine,

kırmızı lastik bant ile başlanmıştır. Hall ve ark. (152) yaptıkları bir çalışmada ise, 6 hafta boyunca 3 gün/hafta kronik ayak bileği instabilizasyonu olan bireylere PNF (propriyoseptif nöromusküler fasilitasyon) veya elastik bant eğitimi vermişlerdir. Y denge testinde her iki grupta da eğitim sonunda farklılık gözlenmemiştir. Bu çalışmada lastik bant eğitimine mavi lastik banttan başlanmıştır. Araştırmacılar bu sonucu, Y denge testinin tüm alt ekstremitenin nöromusküler sistemini etkilemesine ve yapılan eğitimin izole ayak bileği ile ilgili olması nedeniyle tek başına yeterli olmamasına bağlamışlardır. Bu tip performanslarda kalça ve dizin de nöromusküler kontrolüne ihtiyaç duyulabileceği belirtilmiştir (152). Daha önce yapılan çalışmalarda izole ayak bileği propriyosepsiyon ve kinestezi değerlendirildiği için gelişme olabileceğini savunmuştur (25,155). Çalışmamızda statik dominant taraf gözler açık ve nondominant taraf gözler kapalı denge değerinde KONS grupta eğitim sonrası gelişme gözlenmiştir fakat diğer gruplarda ve KONS grubun diğer parametrelerinde anlamlı gelişme gözlenmemiştir. Bu durumun gözler açık veya kapalı koşullarda ya da dominant ve nondominant tarafa özel olmayışı bu durumun sonuçlarda gözlenen yüksek standart sapma oranına bağlı olduğunu düşündürmektedir. Çalışmamız Powers ve ark. (157)'nin yaptıkları çalışmaya paralel olarak statik dengede KONS grubun bazı parametreleri ile EKS ve LAS grubunda herhangi bir gelişme gözlememişlerdir. Ayrıca statik denge ölçümünde kullanılan test objektif olarak yapılmadığı için böyle bir sonuç ortaya çıkmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Ayak bileği, vücut bir kapalı kinetik zincir olarak düşünüldüğünde ilk zinciri oluşturan ve sıçrama performansında yerle tek temas noktası olan yapıdır (193). Kapalı kinetik zincir egzersiz eğitimlerinin sıçrama paternine uygun olduğu için açık kinetik egzersiz eğitimlerine göre daha etkin olduğu belirtilmektedir (193,194). Ayrıca ayak bileği alt ekstremitede sıçramanın yere inme fazında en fazla yaralanmaya açık olan organıdır (184). Özellikle fonksiyonel ayak bileği burkulması olan bireylerde tekrarlı sprainleri önlemede medial ve lateral taraf kas kuvvet değerlerinin ve birbirine olan oranlarının önemli olduğu belirtilmektedir (184). Bu sebeple çalışmamızda, ayak bileği mediolateral stabilizatör kaslarına verilen kuvvet eğitiminin sıçrama performansına olan etkisini incelenmiştir. Literatüre bakıldığında, ayak bileğine uygulanan mediolateral kuvvetlendirme eğitiminin sıçrama

performansına olan etkisine yönelik yapılan bir çalışma bulunmamıştır. Fakat eksentrik ve konsentrik eğitim protokollerininin etkinliklerini gösteren çalışmalar bulunmaktadır (8,20,22,23,146,195).

Kapalı squat sisteminde yapılan eksentrik eğitim çalışması sonucunda, yüksek yoğunluklu egzentrik eğitimin, maksimal eksentrik kuvvette %65, konsentrik kuvvette ise %32 artışa sebep olduğu belirtilmiştir. Ayrıca patlayıcı kuvvette %49-72, sıçrama yüksekliğinde %14, sıçrama gücünde %26, yer reaksiyon kuvvetinde %18 oranında artışa sebep olduğu bildirilmiştir (23). Ölçüm kuvvet platformu yerleştirilerek sıçrama yüksekliği, temas zamanı ve sıçrama gücü kaydedilmiştir. Araştırmacı, bu gelişmeyi eğitimi açık kinetik zincir ile yapmadığına ve *leg-press* cihazı ile yüksek yoğunlukta eksentrik eğitim vermesine bağlamıştır (23). 20 kişinin katıldığı başka bir çalışmada 7 haftalık eksentrik bisiklet ergometresi eğitimi sonucunda *countermovement* sıçrama performansında %7 oranında gelişme gözlenmiştir (20). Lise basketbol öğrencilerinde 6 hafta/ 3 gün 30 dakika verilen eksentrik bisiklet ergometre eğitimi sonucunda sıçrama performansında %8 (+5 cm)'lik gelişme gözlenmiştir (8). Liu ve ark. (195) yaptığı çalışmada, 10 haftalık leg press eğitiminin vertikal sıçrama performansı üzerine olumlu gelişmelere neden olduğu gözlenmiştir.

Gross ve ark. (22) yaptığı bir çalışmada, kayak sporcularında bir gruba 1 saatlik eğitimin 40 dakikasında haftada 3 kez ağırlık eğitimi verilirken ek olarak 20 dakikalık bacak kaslarına yönelik eksentrik eğitim verilmiştir. Diğer grup ise sadece ağırlık eğitimi uygulanmıştır. Eğitim sonucunda eksentrik grupta *countermovement* sıçramada %7,9, *squat* sıçramada %6,5'lik gelişme gözlenmiştir. Cook ve ark.larının(146) rugby oyuncularında yaptığı 3 haftalık üst ve alt ekstremite kuvvetlendirme çalışmasında *squat* ve *countermovement* sıçramada eksentrik kuvvetlendirme programının, yüksek hızlı egzersizlerle kombine konsentrik kuvvetlendirme ve konsentrik-eksentrik kuvvetlendirmeye göre daha etkin olduğu belirtilmiştir. Genel olarak kuvvetlendirme eğitimlerinin sıçrama üzerine etkin rolünün olduğunu gözlenmektedir. Çalışmamızda da eğitim sonrası belirgin bir şekilde havada kalma süresi, sıçrama yüksekliği, sıçrama gücünde tüm gruplarda artış elde edilmiş ve bu artış 4 hafta sonraki ölçümlerde etkisini korumuştur. Gruplar arası farka bakıldığında ise ikinci ölçümlerde en etkin grup KONS grup olduğu

belirlenmiştir. Bu durumu sıçrama esnasında kasların konsentrik kasılmalarına ve mekanik enerjinin elde edilmesi ile daha etkin bir sıçrama sağlandığına bağlayabiliriz. Ayrıca kuvvetlendirme sonrasında en çok kuvvet artışının KONS grupta olduğunu düşünürsek, sıçramanın da en fazla KONS grupta gözlenmesi kuvvet artışının sıçrama performansına yansımaları olduğunu savunabiliriz.

5.3. Ayak Taban Basıncı

Ayak ve ayak bileği kaslarından özellikle tibialis posterior, fleksör hallucis longus ve peroneal kaslar ile medial longitudinal arkı destekleyen intrinsik kasların zayıflığı veya yorgunluğunun ayağa aşırı yük aktararak plantar fasciit, stres kırıkları, tibialis posterior tendiniti veya *shin splints* gibi yaralanmalara sebep olabildiği belirtilmiştir (46,62,64,196,197). Bu düşünceden yola çıkarak, çalışmamızda ayak bileği invertör ve evertör kaslarına uygulanan kuvvetlendirme eğitiminin, ayak taban basıncında değişimini araştırdık.

Fourchet ve ark. (198) genç koşucularda yaptıkları bir çalışmada, 5 haftalık ayak ve ayak bileğine uyguladığı nöromusküler elektrik stimülasyonu programı ile kombine kuvvetlendirme programının ayak taban basıncına ve koşu performansına olan etkinliğini araştırmışlardır. Çalışmanın sonunda eğitim grubunda lateral topuk maksimum basınç değerlerinde ve medial ile orta ön ayak kuvvet değerlerinde artış gözlenmiştir. Araştırmacılar, ayak ve ayak bileği kaslarına uygulanan uygulanan eğitim ile koşu performansında değişim olmaksızın, topukta yükü ön ayaktan laterale taşıdığını ve istenmeyen posterior dağılımı engellediğini savunmuşlardır (198). Eğitim sırasında nöromusküler elektrik stimülasyonu (NMES) hariç inversiyon ve eversiyon yönünde 10 tekrar 3 setten oluşan lastik bant eğitimi, vücut ağırlığını kullanarak, 10 tekrar 3 set çift ve tek ayak yükselme ile 10 tekrar 2 set yatay ve dikey sıçramalar yaptırılmıştır. Çalışmamızda olduğu gibi ayak tabanı basıncı 9 bölge üzerinden değerlendirilmiştir. Çalışmamızda, LAS grup dominant taraf için metatars başlarına binen maksimum basınç değerlerinde eğitim sonrası bir artış olduğu gözlenmiştir. Bu sonucun LAS grubu kuvvetlendirme eğitimi sonrasında dominant taraf invertör kas grubunda konsentrik kuvvette artış olmaması, eksentrik kuvvette ise azalma görülmesi ile subtalar eklem pronasyonunun artmış olabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca LAS grubunda evertör konsentrik kas kuvvetinde artış

gözlenmesinin de ayak biyomekaniğinde değişime katkıda bulunduğu görüşündeyiz. Çalışmamızda görülen metatars başlarındaki basınç artışının eğitimden 1 ay sonra yapılan kontrol ölçümünde artışı korumamış ve eğitim öncesi duruma geri dönüş gözlenmiştir. Fourchet ve ark. nın çalışmasında fonksiyonel ve kapalı kinetik zincir egzersizlerini içeren farklı bir egzersiz protokolü uygulanmış olması ve değerlendirmeyi koşarken yapmış olmaları nedeniyle sonuçlarımızın farklı çıkmış olabileceği kanaatindeyiz. Çalışmamıza benzer şekilde, dorsi-plantar fleksör kuvvet oranları ile denge ve plantar basınç dağılımını inceleyen bir çalışmada tibialis anterior ve soleus kas kuvvet oranının düşmesi ile plantar basınç dağılımında 3. ve 4. metatars başlarına binen yükte artış olduğunu, kuvvet oranının postural stabilite üzerine etkisinin olmadığını belirtmişlerdir (199). Çalışmamızda invertör- evertör yönünde eğitim verilmiştir. Yapılan bir çalışmada invertör kaslardan tibialis anterior kası ayak bileği nötröl pozisyona getirildiğinde tüm dorsifleksör kaslarının maksimum volunter kasılmasıyla ortaya çıkan total dorsifleksör momentinin %42'sini gerçekleştirdiği belirtilmiştir (38). Çalışmamızda yapılan eğitim sonrasında ölçüm yapmamıza rağmen, tibialis anterior ve soleus kas kuvvet oranlarında azalma meydana gelmiş olabileceğini ve bu duruma bağlı olarak dorsi fleksör çekme kuvvetinde artış olup metatars başlarına uygulanan maksimum basınç değerlerinde artış gözlenmiş olabileceğini düşünmekteyiz.

Feltner ve ark.nın (200) izokinetik sistem kullanarak eversiyon ve inversiyon yönlerinde ayak bileğine verdikleri egzersiz eğitimi sonunda kuvvette artış ve topuk vuruşu sırasında arka ayak pronasyon/supinasyon açılarında değişim olduğunu belirtmişlerdir. Bu değişimin inversiyon ve eversiyon yöndeki eksentrik ve konsentrik kas kuvvet artışına bağlı olabileceğini savunmuşlardır (200). Çalışmamızda ise bu durumun tersine KONS grubunda sadece konsentrik invertör ve evertör kas kuvvet ve endurans artışı olmuştur ve ayak taban basıncı değerlerinde herhangi bir değişim gözlenmemiştir. Bu durumun sadece konsentrik kas kuvvet ve endurans değerlerinde oluşan gelişmeye bağlayabiliriz. Çalışmamıza katılan bireylerin ayaklarında herhangi bir problem olmaması ve KONS grubunda her iki taraf kas kuvvetinde oluşan gelişim sebebiyle ayak taban basıncında bir değişim gözlenmemiş olacağını düşünmekteyiz. Ayrıca bu çalışma çalışmamızdan farkı olarak, koşucularda uygulanmıştır ve ayak taban basınç ölçümü koşarken yapılmıştır (200).

Subtalar eklemdede aşırı pronasyonu önlemek için yapılan bir bantlamanın etkinliğini inceleyen bir çalışmada, bantlama öncesi, bantlama sonrası ve 10'ar dk aralıklarla yapılan yürüme egzersizleri sonrası olmak üzere 4 farklı ölçüm yapılmıştır (201). Bantlama sonrasında topukta oluşan basınçta azalma gözlenmesine rağmen, 20dk yürümeyi takiben yapılan ölçümde ise bantlama öncesi değerlerine geri dönmüştür. Bantlama sonrası lateral metatars başlarında azalan basınç 10 dk egzersizi takiben yapılan ölçümde bantlama öncesi değerlerine geri dönmüştür. Bu çalışmada kısa süreli ve akut etkinliğe bakılmıştır. Çalışmamızda da uzun süreli eğitim verilmesine rağmen, KONS grubunda eğitim sonrası herhangi bir değişim gözlenmemiştir.

Yapılan araştırmalarda, peroneal kaslarda oluşabilecek yorgunluğun veya zayıflığın ayak taban basıncında değişime neden olabileceği belirtilmiştir (61,62). Uzun süreli yürüyüş sonrasında oluşan bu durumun ağırlık merkezinin laterale yer değiştirmesi ile sonuçlanabileceğini savunmuşlardır (61,62). Çalışmamızda EKS grup nondominant taraf için topuk medialine binen maksimum basınçta 1 ay sonra yapılan kontrol ölçümlerinde değerlerinde artış gözlenmiştir. EKS grupta eğitim sonucunda gözlenen konsentrik evertör kuvvet kazanımının topuk medialindeki bu basıncı artırmış olacağını düşünmekteyiz. Ayrıca endurans değerlerinde de artış gözlendiği için, yorgunluk ve ağırlık merkezinin laterale yer değişiminin azalacağını düşünmekteyiz.

Limitasyonlar

Çalışmamızda lastik bant grubu eğitim protokolü belirlenirken kişiye özel eğitim verilememiş, her bireye standart bir eğitim uygulanmıştır. Bu durumun lastik bant grubundaki performans gelişimini etkileyebileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda endurans değerlendirilirken zirve torkun vücut ağırlığına oranı dikkate alınmıştır. Ortalama tork değerlerinin kullanılması da uygun bir yöntem olabilirdi.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmanın sonucunda ulaşılan sonuçlar ve öneriler şunlardır:

1. Konsentrik eğitimin ayak bileği invertör ve evertör konsentrik kas kuvveti üzerine etkisi olduğu, eksentrik ve lastik bant eğitiminin ise evertör konsentrik kas kuvvetinde etkili olduğu görülmüştür. Bu sonuç, izokinetik konsentrik kas kuvvet eğitiminde uygulanan protokolün en etkin kuvvetlendirme tipi olduğunu göstermektedir.
2. Farklı kasılma tiplerinden izokinetik eğitimlerin, ayak bileği invertör ve evertör kasları üzerindeki etkisi benzer bulunmuştur. Konsentrik ve eksentrik eğitimin evertör konsentrik kas kuvvet ve endurans artışına benzer etkileri olmasına rağmen, konsentrik grubun, eksentrik ve lastik bant grubundan kuvvet ve endurans artışı açısından daha üstün olduğu gözlenmiştir. Konsentrik eğitim uygulaması sonucunda konsentrik kas kuvvet ve enduransında artış görüldüğünü ve bu artışın izokinetik eğitimde daha etkin olduğunu göstermektedir.
3. Farklı ayak bileği kuvvetlendirme programlarının sıçrama parametrelerinden havada kalma süresi, sıçrama yüksekliği ve sıçrama gücü gelişiminde etkili olduğu görülmüştür. En etkin gelişimin ise izokinetik konsentrik grupta olduğu belirlenmiştir.
4. İzokinetik ayak bileği kuvvetlendirme programlarının dinamik denge üzerinde olumlu etkisi görülmüştür. Her iki izokinetik eğitim benzer etkiye sahip iken, konsentrik eğitim daha üstün bulunmuştur. Bu sonuç, kuvvetlendirme eğitimlerinin dinamik dengeyi geliştirdiğini göstermiştir.
5. Eğitim sonrası maksimum ayak taban basıncı değerlerinde kalıcı ve etkin sonuçlar gözlenememiştir. Bu sonucun ayak biyomekanisi değişimi için uzun süreli eğitimin gerekmesine ve 8 haftalık eğitimin etkili olmamasına bağlamaktayız.
6. Eğitimden 1 ay sonra yapılan kontrol ölçümlerinde ise konsentrik grupta kuvvet ve enduransın korunduğu, sıçrama ve dinamik denge parametrelerinde de gelişimin korunduğu görülmüştür. Bu sonuca bağlı olarak ayak bileği çevresi kaslarına uygulanan izokinetik konsentrik kuvvetlendirme eğitiminin etkin olduğu bu çalışma ile gösterilmiştir. Bu

durumda performansta artış görülürken yaralanmaların önlenebileceği düşünülebilir.

7. Eğitimden 1 ay sonra yapılan kontrol ölçümlerinde eksentrik grupta konsentrik gruba benzer sonuçlar çıkmasına rağmen, sıçrama ve dinamik dengede etkisi konsentrik eğitim kadar olmamıştır. Ayrıca, bu ölçümlerde kuvvet ve enduranda gözlenen gelişme, izokinetik eksentrik eğitim protokolünün konsentrik kuvvet artışı için etkinliğini göstermektedir.
8. Eğitimden 1 ay sonra yapılan kontrol ölçümlerinde lastik bant grubunda diğer gruplara göre sıçrama, kuvvet ve endurans açısından benzer sonuçlar çıkmasına rağmen, izokinetik kuvvetlendirme eğitimleri kadar etkin sonuç göstermemiştir. Ancak kuvvet, endurans ve sıçramanın korunması açısından uygulanan lastik bant eğitimi günümüzde izokinetik sistemin bulunmadığı durumlarda etkili bir şekilde kullanılabilmesi bu çalışma ile gösterilmiştir.
9. Sedanter bireylerde yapılan bu çalışmada gözlenen sonuçlara bağlı olarak izokinetik sistemin bulunduğu durumlarda konsentrik eğitimin etkin olduğu, izokinetik sistemin bulunmadığı veya zaman kaybının düşünüldüğü durumlarda, kuvvet, endurans ve sıçramanın korunması açısından uygulanan eksentrik ve konsentrik kas aktivitesini içeren lastik bant eğitiminin de etkili bir şekilde kullanılabilmesi bu çalışma ile gösterilmiştir.
10. Uygulanan eğitim protokollerinin özellikle izokinetik konsentrik eğitim yaralanma sonrası tekrarlı yaralanmaları önlemek için fonksiyonel rehabilitasyonda ve spora dönüş aşamasında uygulanabileceğini düşünmekteyiz.

7. KAYNAKLAR

1. Chan CW, Rudins A, editors. Foot biomechanics during walking and running. Mayo Clinic Proceedings; 1994: Elsevier.
2. Bahr R, Karlsen R, Lian Ø, Øvrebø RV. Incidence and mechanisms of acute ankle inversion injuries in volleyball a retrospective cohort study. The American journal of sports medicine. 1994;22(5):595-600.
3. De Oliveira Menacho M, Pereira HM, de Oliveira BIR, Chagas LMPM, Toyohara MT, Cardoso JR. The peroneus reaction time during sudden inversion test: systematic review. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010;20(4):559-65.
4. Perez MA, Lundbye-Jensen J, Nielsen JB. Task-specific depression of the soleus H-reflex after cocontraction training of antagonistic ankle muscles. Journal of neurophysiology. 2007;98(6):3677-87.
5. Isner-Horobeti M-E, Dufour SP, Vautravers P, Geny B, Coudeyre E, Richard R. Eccentric exercise training: modalities, applications and perspectives. Sports medicine. 2013;43(6):483-512.
6. Lindstedt S, LaStayo P, Reich T. When active muscles lengthen: properties and consequences of eccentric contractions. Physiology. 2001;16(6):256-61.
7. Mjølunes R, Arnason A, Raastad T, Bahr R. A 10-week randomized trial comparing eccentric vs. concentric hamstring strength training in well-trained soccer players. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2004;14(5):311-7.
8. Vogt M, Hoppeler HH. Eccentric exercise: mechanisms and effects when used as training regime or training adjunct. Journal of Applied Physiology. 2014;116(11):1446-54.
9. Werner S, Eriksson E. Isokinetic quadriceps training in patients with patellofemoral pain syndrome. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 1993;1(3-4):162-8.
10. Komi PV, Commission IM. Strength and power in sport: Blackwell scientific publications; 1993.
11. Bonde-Petersen F, Knuttgen HG, Henriksson J. Muscle metabolism during exercise with concentric and eccentric contractions. Journal of applied physiology. 1972;33(6):792-5.
12. Hather B, Tesch P, Buchanan P, Dudley G. Influence of eccentric actions on skeletal muscle adaptations to resistance training. Acta Physiologica Scandinavica. 1991;143(2):177-85.
13. Ebbeling CB, Clarkson PM. Exercise-induced muscle damage and adaptation. Sports Medicine. 1989;7(4):207-34.
14. Westing S, Cresswell A, Thorstensson A. Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. European journal of applied physiology and occupational physiology. 1991;62(2):104-8.
15. Clarkson PM, Hubal MJ. Exercise-induced muscle damage in humans. American journal of physical medicine & rehabilitation. 2002;81(11):S52-S69.
16. Chen Y-W, Hubal MJ, Hoffman EP, Thompson PD, Clarkson PM. Molecular responses of human muscle to eccentric exercise. Journal of Applied Physiology. 2003;95(6):2485-94.

17. Hody S, Leprince P, Sergeant K, Renaut J, Croisier J-L, Wang F, et al. Human muscle proteome modifications after acute or repeated eccentric exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(12):2281-96.
18. Langberg H, Ellingsgaard H, Madsen T, Jansson J, Magnusson S, Aagaard P, et al. Eccentric rehabilitation exercise increases peritendinous type I collagen synthesis in humans with Achilles tendinosis. *Scandinavian journal of medicine & science in sports.* 2007;17(1):61-6.
19. Roig M, O'Brien K, Kirk G, Murray R, McKinnon P, Shadgan B, et al. The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analyses. *British journal of sports medicine.* 2008.
20. Elmer S, Hahn S, McAllister P, Leong C, Martin J. Improvements in multi-joint leg function following chronic eccentric exercise. *Scandinavian journal of medicine & science in sports.* 2012;22(5):653-61.
21. Friedmann-Bette B, Bauer T, Kinscherf R, Vorwald S, Klute K, Bischoff D, et al. Effects of strength training with eccentric overload on muscle adaptation in male athletes. *European journal of applied physiology.* 2010;108(4):821-36.
22. Gross M, Luthy F, Kroell J, Muller E, Hoppeler H, Vogt M. Effects of eccentric cycle ergometry in alpine skiers. *Int J Sports Med.* 2010;31(8):572-6.
23. Papadopoulos C, Theodosiou K, Bogdanis GC, Gkantiraga E, Gissis I, Sambanis M, et al. Multiarticular isokinetic high-load eccentric training induces large increases in eccentric and concentric strength and jumping performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 2014;28(9):2680-8.
24. Ratamess N, Alvar B, Evetoch T, Housh T, Kibler W, Kraemer W. Progression models in resistance training for healthy adults [ACSM position stand]. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(3):687-708.
25. Sekir U, Yildiz Y, Hazneci B, Ors F, Aydin T. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy.* 2007;15(5):654-64.
26. Kelikian AS, Sarrafian SK. Sarrafian's anatomy of the foot and ankle: descriptive, topographic, functional: Lippincott Williams & Wilkins; 2011.
27. Root ML, Orien WP, Weed JH. Normal and abnormal function of the foot: *Clinical Biomechanics*; 1977.
28. Riegger CL. Anatomy of the ankle and foot. *Physical therapy.* 1988;68(12):1802-14.
29. Carol O. *Kinesiology: The mechanics and pathomechanics of human movement (recall series).* 2009.
30. Towers JD, Deible CT, Golla SK, editors. *Foot and ankle biomechanics. Seminars in musculoskeletal radiology*; 2003.
31. Green D, Brekke M. Anatomy, biomechanics, and pathomechanics of lesser digital deformities. *Clinics in podiatric medicine and surgery.* 1996;13(2):179-200.
32. Saltzman CL, Nawoczenski DA. Complexities of foot architecture as a base of support. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.* 1995;21(6):354-60.
33. Harput G, Ergun N, Ertan H, Soylu AR. Evaluation of ankle muscular activation during selected balance exercises on different balance platforms.

34. Rockar Jr PA. The subtalar joint: anatomy and joint motion. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1995;21(6):361-72.
35. Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait & posture*. 1998;7(1):77-95.
36. Czerniecki JM. Foot and Ankle Biomechanics in Walking and Running: A Review. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 1988;67(6):246-52.
37. Fortin PT, Myerson MS. Second metatarsophalangeal joint instability. *Foot & ankle international*. 1995;16(5):306-13.
38. Oatis CA. Biomechanics of the foot and ankle under static conditions. *Physical therapy*. 1988;68(12):1815-21.
39. Wright DG, Desai SM, Henderson WH. Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1964;46(2):361-464.
40. Vaughan CL. Are joint torques the Holy Grail of human gait analysis? *Human Movement Science*. 1996;15(3):423-43.
41. Hunt AE, Smith RM, Torode M. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking. *Foot & Ankle International*. 2001;22(1):31-41.
42. Silver R, De La Garza J, Rang M. The myth of muscle balance. A study of relative strengths and excursions of normal muscles about the foot and ankle. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*. 1985;67(3):432-7.
43. Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, Edgerton VR. Muscle architecture of the human lower limb. *Clinical orthopaedics and related research*. 1983;179:275-83.
44. Klein P, Mattys S, Rooze M. Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: an in vitro study. *Journal of biomechanics*. 1996;29(1):21-30.
45. Baumhauer J. Pathologic anatomy. *Foot and ankle clinics*. 1997;2:217-26.
46. Imhauser CW, Siegler S, Abidi NA, Frankel DZ. The effect of posterior tibialis tendon dysfunction on the plantar pressure characteristics and the kinematics of the arch and the hindfoot. *Clinical Biomechanics*. 2004;19(2):161-9.
47. Glasoe WM, Yack HJ, Saltzman CL. Anatomy and biomechanics of the first ray. *Physical therapy*. 1999;79(9):854-9.
48. Rodgers MM. Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Phys Ther*. 1988;68(12):1822-30.
49. Kitaoka HB, Luo ZP, An K-N. Effect of the posterior tibial tendon on the arch of the foot during simulated weightbearing: biomechanical analysis. *Foot & ankle international*. 1997;18(1):43-6.
50. McCrea JD. *Pediatric orthopedics of the lower extremity: an instructional handbook*: Blackwell/Futura; 1985.
51. Donatelli R. Abnormal biomechanics of the foot and ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1987;9(1):11-6.
52. Walmsley R. Electromyographic study of the phasic activity of peroneus longus and brevis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1977;58(2):65-9.
53. Mizel MS, Temple HT, Scranton PE, Gellman RE, Hecht PJ, Horton GA, et al. Role of the peroneal tendons in the production of the deformed foot with posterior tibial tendon deficiency. *Foot & ankle international*. 1999;20(5):285-9.

54. Hopkins JT, Coglianese M, Glasgow P, Reese S, Seeley MK. Alterations in evertor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012;22(2):280-5.
55. Perry J, Burnfield JM. *Gait analysis: normal and pathological function*. 1992.
56. Hutton W, Dhanendran M. A study of the distribution of load under the normal foot during walking. *International orthopaedics*. 1979;3(2):153-7.
57. Collis W, Jayson M. Measurement of pedal pressures. An illustration of a method. *Annals of the rheumatic diseases*. 1972;31(3):215.
58. Skopljak A, Muftic M, Sukalo A, Masic I, Zunic L. Pedobarography in diagnosis and clinical application. *Acta Informatica Medica*. 2014;22(6):374.
59. Karahan Ünver B. Farklı eksternal desteklerin ayağın pedobarografik parametrelerine etkisinin incelenmesi. 2014.
60. Rodgers MM. Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Physical therapy*. 1988;68(12):1822-30.
61. Gefen A. Biomechanical analysis of fatigue-related foot injury mechanisms in athletes and recruits during intensive marching. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2002;40(3):302-10.
62. Stolwijk NM, Duysens J, Louwerens J, Keijsers N. Plantar pressure changes after long-distance walking. *Med Sci Sports Exerc*. 2010;42(12):2264-72.
63. Riad J, Henley J, Miller F. Does footprint and foot progression matter for ankle power generation in spastic hemiplegic cerebral palsy? *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2009;43(2):128-34.
64. Orlin MN, McPoil TG. Plantar pressure assessment. *Physical therapy*. 2000;80(4):399-409.
65. Cavanagh PR, Ulbrecht JS, Zanine W, Welling RL, Leschinsky D, van Schie C. A method for the investigation of the effects of outsole modifications in therapeutic footwear. *Foot & ankle international*. 1996;17(11):706-8.
66. Zatsiorsky VM, Kraemer WJ. *Science and practice of strength training: Human Kinetics*; 2006.
67. Lindstedt SL, Reich TE, Keim P, LaStayo PC. Do muscles function as adaptable locomotor springs? *J Exp Biol*. 2002;205(15):2211-6.
68. Cankurtaran F. Ayak bileği fonksiyonel instabilitesi olan hastalarda izokinetik ve proprioseptif egzersizlerin etkinliği: DEÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2011.
69. Şahin Ö. Rehabilitasyonda izokinetik değerlendirmeler. *Cumhuriyet Medical Journal*. 2010;32(4):386-96.
70. Kellis E, Baltzopoulos V. Isokinetic eccentric exercise. *Sports medicine*. 1995;19(3):202-22.
71. Lorme D. TC-Restoration of muscular power by heavy-resistance exercises. *J Bone Joint Surg*. 1945;27:645-67.
72. Coburn JW, Housh TJ, Malek MH, Weir JP, Cramer JT, Beck TW, et al. Neuromuscular responses to three days of velocity-specific isokinetic training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2006;20(4):892-8.
73. Coyle EF, Feiring D, Rotkis T, Cote R, Roby F, Lee W, et al. Specificity of power improvements through slow and fast isokinetic training. *Journal of applied physiology*. 1981;51(6):1437-42.

74. Knapik JJ, Mawdsley RH, Ramos MU. Angular Specificity and Test Mode Specificity of Isometric and Isokinetic Strength Training*. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1983;5(2):58-65.
75. Kraemer WJ, Nindl BC, Ratamess NA, Gotshalk LA, Volek JS, Fleck SJ, et al. Changes in muscle hypertrophy in women with periodized resistance training. *Medicine and science in sports and exercise*. 2004;36(4):697-708.
76. Rhea MR, Alvar BA, Burkett LN, Ball SD. A meta-analysis to determine the dose response for strength development. *Medicine and science in sports and exercise*. 2003;35(3):456-64.
77. Stone MH, Potteiger Ja, Pierce Kc, Proulx Cm, O'bryant Hs, Johnson Rl, et al. Comparison of the effects of three different weight-training programs on the one repetition maximum squat. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2000;14(3):332-7.
78. Kraemer WJ, Ratamess NA. Fundamentals of resistance training: progression and exercise prescription. *Medicine and science in sports and exercise*. 2004;36(4):674-88.
79. Komi P, Kaneko M, Aura O. EMG activity of the leg extensor muscles with special reference to mechanical efficiency in concentric and eccentric exercise. *International Journal of Sports Medicine*. 1987;8(S 1):S22-S9.
80. Weiss LW, Conex Hd, Clark Fc. Differential functional adaptations to short-term low-, moderate-, and high-repetition weight training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 1999;13(3):236-41.
81. Anderson T, Kearney JT. Effects of three resistance training programs on muscular strength and absolute and relative endurance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 1982;53(1):1-7.
82. Rutherford O, Jones D. The role of learning and coordination in strength training. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1986;55(1):100-5.
83. Häkkinen K, Alen M, Komi P. Changes in isometric force-and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta physiologica scandinavica*. 1985;125(4):573-85.
84. Berger RA. Optimum repetitions for the development of strength. *Research Quarterly American Association for Health, Physical Education and Recreation*. 1962;33(3):334-8.
85. O'Shea P. Effects of selected weight training programs on the development of strength and muscle hypertrophy. *Research Quarterly American Association for Health, Physical Education and Recreation*. 1966;37(1):95-102.
86. Campos GE, Luecke TJ, Wendeln HK, Toma K, Hagerman FC, Murray TF, et al. Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. *European journal of applied physiology*. 2002;88(1-2):50-60.
87. Peterson MD, Rhea MR, Alvar BA. Applications of the dose-response for muscular strength development: areview of meta-analytic efficacy and reliability for designing training prescription. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005;19(4):950-8.

88. Berger R. Effect of varied weight training programs on strength. *Research Quarterly American Association for Health, Physical Education and Recreation*. 1962;33(2):168-81.
89. Richmond SR, Godard MP. The effects of varied rest periods between sets to failure using the bench press in recreationally trained men. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2004;18(4):846-9.
90. Willardson JM, Burkett LN. A comparison of 3 different rest intervals on the exercise volume completed during a workout. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005;19(1):23-6.
91. Willardson JM, Burkett LN. The effect of rest interval length on the sustainability of squat and bench press repetitions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2006;20(2):400-3.
92. Pincivero DM, Lephart SM, Karunakara RG. Effects of rest interval on isokinetic strength and functional performance after short-term high intensity training. *British journal of sports medicine*. 1997;31(3):229-34.
93. Robinson JM, Stone MH, Johnson RL, Penland CM, Warren BJ, Lewis RD. Effects of different weight training exercise/rest intervals on strength, power, and high intensity exercise endurance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 1995;9(4):216-21.
94. Kanehisa H, Miyashita M. Specificity of velocity in strength training. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1983;52(1):104-6.
95. Enoka RM. Neural adaptations with chronic physical activity. *Journal of biomechanics*. 1997;30(5):447-55.
96. Bawa P. Neural control of motor output: can training change it? *Exercise and sport sciences reviews*. 2002;30(2):59-63.
97. Moritani T. Neuromuscular adaptations during the acquisition of muscle strength, power and motor tasks. *Journal of Biomechanics*. 1993;26:95-107.
98. Casabona A, Polizzi M, Perciavalle V. Differences in H-reflex between athletes trained for explosive contractions and non-trained subjects. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1990;61(1-2):26-32.
99. Häkkinen K, Komi PV. Electromyographic changes during strength training and detraining. *Medicine and science in sports and exercise*. 1982;15(6):455-60.
100. Fang Y, Siemionow V, Sahgal V, Xiong F, Yue GH. Distinct brain activation patterns for human maximal voluntary eccentric and concentric muscle actions. *Brain research*. 2004;1023(2):200-12.
101. Donatelli RA. *Sports-specific rehabilitation: Elsevier Health Sciences; 2006.*
102. Henneman E, Somjen G, Carpenter DO. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of neurophysiology*. 1965;28(3):560-80.
103. Enoka RM, Fuglevand AJ. Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle & nerve*. 2001;24(1):4-17.
104. Zehr EP, Sale DG. Ballistic movement: muscle activation and neuromuscular adaptation. *Canadian journal of applied physiology*. 1994;19(4):363-78.
105. Häkkinen K, Kallinen M, Linnamo V, PASTINEN UM, Newton R, Kraemer W. Neuromuscular adaptations during bilateral versus unilateral strength

- training in middle-aged and elderly men and women. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1996;158(1):77-88.
106. Kamen G, Knight C, Laroche D, Asermely D. Resistance training increases vastus lateralis motor unit firing rates in young and old adults. *Med Sci Sports Exerc*. 1998;30:S337.
 107. Patten C, Kamen G, Rowland DM. Adaptations in maximal motor unit discharge rate to strength training in young and older adults. *Muscle & nerve*. 2001;24(4):542-50.
 108. Cutsem M, Duchateau J, Hainaut K. Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of physiology*. 1998;513(1):295-305.
 109. Hannerz J. Discharge properties of motor units in relation to recruitment order in voluntary contraction. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1974;91(3):374-84.
 110. Sheard PW. Tension delivery from short fibers in long muscles. *Exercise and sport sciences reviews*. 2000;28(2):51-6.
 111. Sale D, MacDougall D. Specificity in strength training: a review for the coach and athlete. *Canadian journal of applied sport sciences Journal canadien des sciences appliquées au sport*. 1981;6(2):87.
 112. Carpentier A, Duchateau J, Hainaut K. Velocity-dependent muscle strategy during plantarflexion in humans. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1996;6(4):225-33.
 113. Kellis E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. *Sports Medicine*. 1998;25(1):37-62.
 114. Aagaard P, Simonsen E, Andersen J, Magnusson S, Bojsen-Møller F, Dyhre-Poulsen P. Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2000;10(2):58-67.
 115. Kellis E, Baltzopoulos V. The effects of antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1997;76(3):253-9.
 116. Milner TE, Cloutier C, Leger AB, Franklin DW. Inability to activate muscles maximally during cocontraction and the effect on joint stiffness. *Experimental Brain Research*. 1995;107(2):293-305.
 117. Carolan B, Cafarelli E. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *Journal of Applied Physiology*. 1992;73(3):911-7.
 118. Häkkinen K, Kallinen M, Izquierdo M, Jokelainen K, Lassila H, Mälkiä E, et al. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *Journal of Applied Physiology*. 1998;84(4):1341-9.
 119. Blazeovich AJ, Cannavan D, Coleman DR, Horne S. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *Journal of Applied Physiology*. 2007;103(5):1565-75.
 120. Phillips SM. Short-term training: when do repeated bouts of resistance exercise become training? *Canadian Journal of Applied Physiology*. 2000;25(3):185-93.
 121. Green H, Goreham C, Ouyang J, Ball-Burnett M, Ranney D. Regulation of fiber size, oxidative potential, and capillarization in human muscle by resistance exercise. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*. 1999;276(2):R591-R6.

122. Cowell JF, Cronin J, Brughelli M. Eccentric muscle actions and how the strength and conditioning specialist might use them for a variety of purposes. *Strength & Conditioning Journal*. 2012;34(3):33-48.
123. Guilhem G, Cornu C, Guével A. Neuromuscular and muscle-tendon system adaptations to isotonic and isokinetic eccentric exercise. *Annals of physical and rehabilitation medicine*. 2010;53(5):319-41.
124. Vikne H, Refsnes PE, Ekmark M, Medbø JI, Gundersen V, Gundersen K. Muscular performance after concentric and eccentric exercise in trained men. *Medicine and science in sports and exercise*. 2006;38(10):1770-81.
125. Brandenburg JE, Docherty D. The effects of accentuated eccentric loading on strength, muscle hypertrophy, and neural adaptations in trained individuals. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2002;16(1):25-32.
126. Harvey T. Effects of concentric and eccentric muscle contractions on IL-6 signaling in human skeletal muscle and downstream regulation of HSP-72 gene expression: Is IL-6 signaling involved in exercise-induced cytoprotection?: ProQuest; 2008.
127. Sheppard JM, Young K. Using additional eccentric loads to increase concentric performance in the bench throw. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010;24(10):2853-6.
128. Kelly SB, Brown LE, Hooker SP, Swan PD, Buman MP, Alvar BA, et al. Comparison of concentric and eccentric bench press repetitions to failure. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2015;29(4):1027-32.
129. Enoka RM. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal of Applied Physiology*. 1996;81(6):2339-46.
130. Kyröläinen H, Komi P. Differences in mechanical efficiency between power- and endurance-trained athletes while jumping. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1995;70(1):36-44.
131. Bishop KN, Durrant E, Allsen PE, Merrill G. The effect of eccentric strength training at various speeds on concentric strength of the quadriceps and hamstring muscles. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1991;13(5):226-30.
132. Duncan PW, Chandler JM, Cavanaugh DK, Johnson KR, Buehler AG. Mode and speed specificity of eccentric and concentric exercise training 1. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1989;11(2):70-5.
133. Hortobágyi T, Barrier J, Beard D, Braspeninx J, Koens P, Devita P, et al. Greater initial adaptations to submaximal muscle lengthening than maximal shortening. *Journal of Applied Physiology*. 1996;81(4):1677-82.
134. Güney H. Patellofemoral ağrı sendromunda farklı izokinetik kuvvet eğitimlerinin karşılaştırılması. 2014.
135. Higbie EJ, Cureton KJ, Warren GL, Prior BM. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *Journal of Applied Physiology*. 1996;81(5):2173-81.
136. Seger JY, Arvidsson B, Thorstensson A, Seger JY. Specific effects of eccentric and concentric training on muscle strength and morphology in humans. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1998;79(1):49-57.
137. LaStayo P, Pierotti D, Pifer J, Hoppeler H, Lindstedt S. Eccentric ergometry: increases in locomotor muscle size and strength at low training intensities.

- American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology. 2000;278(5):R1282-R8.
138. LaStayo PC, Ewy GA, Pierotti DD, Johns RK, Lindstedt S. The positive effects of negative work: increased muscle strength and decreased fall risk in a frail elderly population. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2003;58(5):M419-M24.
 139. Hortobagyi T, Hill JP, Houmard JA, Fraser DD, Lambert NJ, Israel RG. Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *Journal of Applied Physiology*. 1996;80(3):765-72.
 140. Ingham SA, van Someren KA, Howatson G. Effect of a concentric warm-up exercise on eccentrically induced soreness and loss of function of the elbow flexor muscles. *Journal of sports sciences*. 2010;28(13):1377-82.
 141. Schoenfeld BJ. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010;24(10):2857-72.
 142. Toigo M, Boutellier U. New fundamental resistance exercise determinants of molecular and cellular muscle adaptations. *European journal of applied physiology*. 2006;97(6):643-63.
 143. Drury DG, Stuempfle KJ, Mason CW, Girman JC. The effects of isokinetic contraction velocity on concentric and eccentric strength of the biceps brachii. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2006;20(2):390-5.
 144. Hollander DB, Kilpatrick MW, Ramadan ZG, Reeves GV, Francois M, Blakeney A, et al. Load rather than contraction type influences rate of perceived exertion and pain. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008;22(4):1184-93.
 145. Leszczak TJ, Olson JM, Stafford J, Di Brezzo R. Early adaptations to eccentric and high-velocity training on strength and functional performance in community-dwelling older adults. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2013;27(2):442-8.
 146. Cook CJ, Beaven CM, Kilduff LP. Three weeks of eccentric training combined with overspeed exercises enhances power and running speed performance gains in trained athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2013;27(5):1280-6.
 147. Han K, Ricard MD, Fellingham GW. Effects of a 4-week exercise program on balance using elastic tubing as a perturbation force for individuals with a history of ankle sprains. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2009;39(4):246-55.
 148. Kaminski TW, Buckley B, Powers M, Hubbard T, Ortiz C. Effect of strength and proprioception training on eversion to inversion strength ratios in subjects with unilateral functional ankle instability. *British Journal of Sports Medicine*. 2003;37(5):410-5.
 149. Bagheri H, Torkamaan G, Rahbarihelabadi A. The effects of strength training of the ankle muscles on balance. 2006.
 150. Blackburn J, Prentice WE, Guskiewicz KM, Busby MA. Balance and joint stability: the relative contributions of proprioception and muscular strength. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2000;9(4):315-28.

151. Smith BI, Docherty CL, Simon J, Klossner J, Schrader J. Ankle strength and force sense after a progressive, 6-week strength-training program in people with functional ankle instability. *Journal of athletic training*. 2012;47(3):282-8.
152. Hall EA, Docherty CL, Simon J, Kingma JJ, Klossner JC. Strength-training protocols to improve deficits in participants with chronic ankle instability: a randomized controlled trial. *Journal of athletic training*. 2015;50(1):36-44.
153. Han K, Ricard MD. Effects of 4 weeks of elastic-resistance training on ankle-evertor strength and latency. *Journal of sport rehabilitation*. 2011;20(2):157.
154. Docherty CL, Moore JH, Arnold BL. Effects of strength training on strength development and joint position sense in functionally unstable ankles. *Journal of athletic training*. 1998;33(4):310.
155. Eils E, Rosenbaum D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Medicine and science in sports and exercise*. 2001;33(12):1991-8.
156. Uh BS, Beynon BD, Helie BV, Alosa DM, Renstrom PA. The Benefit of a Single-Leg Strength Training Program For the Muscles Around the Untrained Ankle A Prospective, Randomized, Controlled Study. *The American journal of sports medicine*. 2000;28(4):568-73.
157. Powers ME, Buckley BD, Kaminski TW, Hubbard TJ, Ortiz C. Six weeks of strength and proprioception training does not affect muscle fatigue and static balance in functional ankle instability. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2004;13(3):201-27.
158. Saghaei M. Random allocation software for parallel group randomized trials. *BMC medical research methodology*. 2004;4(1):1.
159. Springer BA, Marin R, Cyhan T, Roberts H, Gill NW. Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed. *Journal of geriatric physical therapy*. 2007;30(1):8-15.
160. Erdoğan B, Tüzün Ş. Yaşlılarda yürüme kinematiği. *Turkish Journal of Geriatrics*. 2001;4(1):33-9.
161. Kanatlı U, Yetkin H, Songür M, Öztürk A, Bölükbaşı S. Yürüme Analizinin Ortopedik Uygulamaları. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*. 2006;5(1-2):53-9.
162. Hopkins JT, McLoda T, McCaw S. Muscle activation following sudden ankle inversion during standing and walking. *European journal of applied physiology*. 2007;99(4):371-8.
163. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of athletic training*. 2002;37(4):364.
164. Trevino SG, Davis P, Hecht PJ. Management of acute and chronic lateral ligament injuries of the ankle. *The Orthopedic clinics of North America*. 1994;25(1):1.
165. Mascaro TB, Swanson LE. Rehabilitation of the foot and ankle. *The Orthopedic clinics of North America*. 1994;25(1):147-60.
166. Ellenbecker TS, Davies GJ, Rowinski MJ. Concentric versus eccentric isokinetic strengthening of the rotator cuff objective data versus functional test. *The American journal of sports medicine*. 1988;16(1):64-9.
167. Keles S, Sekir U, Gur H, Akova B. Eccentric/concentric training of ankle evertor and dorsiflexors in recreational athletes: Muscle latency and strength. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2014;24(1):e29-e38.

168. Paddon-Jones D, Leveritt M, Lonergan A, Abernethy P. Adaptation to chronic eccentric exercise in humans: the influence of contraction velocity. *European journal of applied physiology*. 2001;85(5):466-71.
169. Farthing JP, Chilibeck PD. The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. *European journal of applied physiology*. 2003;89(6):578-86.
170. Collado H, Coudreuse J, Graziani F, Bensoussan L, Viton J, Delarque A. Eccentric reinforcement of the ankle evertor muscles after lateral ankle sprain. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2010;20(2):241-6.
171. Tomberlin JP, Basford JR, Schwen EE, Orte PA, Scott SG, Laughman RK, et al. Comparative study of isokinetic eccentric and concentric quadriceps training. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1991;14(1):31-6.
172. Esselman P, Lacerte M. Principles of Isokinetic Exercise. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. 1994;5:255-.
173. Osterning L. The role of coactivation and eccentric activity in the ACL-injured knee. *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability*. 2000:385-92.
174. De Noronha MA, Júnior NGB. Lateral ankle sprain: isokinetic test reliability and comparison between invertors and evertors. *Clinical biomechanics*. 2004;19(8):868-71.
175. Hawke R, Van Lunen B, Arnold B, Gansneder B. Acute proprioception measurements following resistive ankle exercise. *J Athl Train*. 1998;33(suppl 2):S26.
176. Klausen K, Andersen Lb, Pelle I. Adaptive changes in work capacity, skeletal muscle capillarization and enzyme levels during training and detraining. *Acta physiologica Scandinavica*. 1981;113(1):9-16.
177. Weir JP, Housh DJ, Housh TJ, Weir LL. The effect of unilateral eccentric weight training and detraining on joint angle specificity, cross-training, and the bilateral deficit. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1995;22(5):207-15.
178. Hortobágyi T, Houmard JA, Stevenson JR, Fraser DD, Johns RA, Israel RG. The effects of detraining on power athletes. *Medicine and science in sports and exercise*. 1993;25(8):929-35.
179. Neuffer PD, Costill DL, Fielding RA, Flynn MG, Kirwan JP. Effect of reduced training on muscular strength and endurance in competitive swimmers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1987;19(5):486-90.
180. Colliander E, Tesch P. Effects of detraining following short term resistance training on eccentric and concentric muscle strength. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1992;144(1):23-9.
181. Ohtsuki T. Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion. *Behavioural brain research*. 1983;7(2):165-78.
182. Shaver Lg. Cross transfer effects of conditioning and deconditioning on muscular strength. *Ergonomics*. 1975;18(1):9-16.
183. Staron RS, Leonardi MJ, Karapondo DL, Malicky ES, Falkel JE, Hagerman FC, et al. Strength and skeletal muscle adaptations in heavy-resistance-trained women after detraining and retraining. *Journal of Applied Physiology*. 1991;70(2):631-40.

184. Freeman M, Dean M, Hanham I. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *Bone & Joint Journal*. 1965;47(4):678-85.
185. Konradsen L, Ravn JB. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1990;61(5):388-90.
186. Tropp H. Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. *International journal of sports medicine*. 1986;7(05):291-4.
187. Lentell G, Baas B, Lopez D, McGuire L, Sarrels M, Snyder P. The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1995;21(4):206-15.
188. Pintsaar A, Brynhildsen J, Tropp H. Postural corrections after standardised perturbations of single limb stance: effect of training and orthotic devices in patients with ankle instability. *British Journal of Sports Medicine*. 1996;30(2):151-5.
189. Tropp H, Askling C, Gillquist J. Prevention of ankle sprains. *The American Journal of Sports Medicine*. 1985;13(4):259-62.
190. Wilkerson GB, Pinerola JJ, Caturano RW. Invertor vs. evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1997;26(2):78-86.
191. Ryan L. Mechanical stability, muscle strength and proprioception in the functionally unstable ankle. *Australian Journal of Physiotherapy*. 1994;40(1):41-7.
192. Hale SA, Hertel J, Olmsted-Kramer LC. The effect of a 4-week comprehensive rehabilitation program on postural control and lower extremity function in individuals with chronic ankle instability. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2007;37(6):303-11.
193. Augustsson J, Esko A, Thomeé R, Svantesson U. Weight training of the thigh muscles using closed versus open kinetic chain exercises: a comparison of performance enhancement. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1998;27(1):3-8.
194. Blackburn JR, Morrissey MC. The relationship between open and closed kinetic chain strength of the lower limb and jumping performance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1998;27(6):430-5.
195. Liu C, Chen C-S, Ho W-H, Füle RJ, Chung P-H, Shiang T-Y. The effects of passive leg press training on jumping performance, speed, and muscle power. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2013;27(6):1479-86.
196. Weist R, Eils E, Rosenbaum D. The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *The American journal of sports medicine*. 2004;32(8):1893-8.
197. Bisiaux M, Moretto P. The effects of fatigue on plantar pressure distribution in walking. *Gait & posture*. 2008;28(4):693-8.
198. Fouchet F, Kuitunen S, Girard O, Beard AJ, Millet GP. Effects of combined foot/ankle electromyostimulation and resistance training on the in-shoe plantar pressure patterns during sprint in young athletes. *Journal of sports science & medicine*. 2011;10(2):292.

199. Nagel A, Fernholz F, Kibele C, Rosenbaum D. Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: a barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait & posture*. 2008;27(1):152-5.
200. Feltner ME, MacRae H, MacRae PG, Turner NS, Hartman CA, Summers ML, et al. Strength training effects on rearfoot motion in running. *Medicine and science in sports and exercise*. 1994;26(8):1021-7.
201. Nolan D, Kennedy N. Effects of low-dye taping on plantar pressure pre and post exercise: an exploratory study. *BMC musculoskeletal disorders*. 2009;10(1):1.

8. EKLER

Ek 1. Etik Kurul



T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557 -39

12 Mart 2015

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 07.01.2015 ÇARŞAMBA
Toplantı No : 2015/01
Proje No : GO 15/05 (Değerlendirme Tarihi: 07.01.2014)
Karar No : GO 15/05 - 21

Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğretim üyelerinden Prof.Dr.Volga Bayrakçı TUNAY'ın sorumlu araştırmacısı olduğu, Uzm.Fzt.Tuğçe KALAYCIOĞLU'nun tezi olan GO 15/05 kayıt numaralı ve "Farklı Ayak Bileği Kuvvetlendirme Eğitim Programlarının Ayak Taban Basınçları ve Performans Üzerine Etkilerinin Karşılaştırılması" başlıklı proje önerisi araştırmannın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, tıbbi etik açıdan uygun bulunmuştur.

- | | |
|---|--|
| 1. Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan) | 9 Prof. Dr. Rahime Nohutçu (Üye) |
| 2. Prof. Dr. Nüket Örnek Buken (Üye) | 10. Prof. Dr. R. Köksal Özgül (Üye) |
| 3. Prof. Dr. M. Yıldırım Sara (Üye) | 11. Prof. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye) |
| 4. Prof. Dr. Sevda F. Müftüoğlu (Üye) | 12. Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye) |
| 5. Prof. Dr. Cenk Sökmensüer (Üye) | İZİNLİ
13 Prof. Dr Leyla Dinç (Üye) |
| KATILMADI | |
| 6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye) | 14. Prof. Dr. Hatice Doğan Buzoğlu (Üye) |
| 7. Prof. Dr. Ali Düzova (Üye) | 15. Av. Meltem Onurlu (Üye) |
| 8. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye) | |

9. ÖZGEÇMİŞ

TUĞÇE KALAYCIOĞLU

BİREYSEL BİLGİLER

Ankara, 09/01/1986, TC
 Karşıyaka Sokak 41/20 Dikmen
 Ankara, Türkiye
 Phone: +90 5392599666
 E-mail: tugce_klyc@hotmail.com

EĞİTİM

Doktora Eğitimi, Hacettepe Üniversitesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon
 Bölümü, Spor Fizyoterapistliği, 2012 - 2017
Yüksek Lisans Eğitimi, Hacettepe Üniversitesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon
 Bölümü, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Programı, 2010-2012
Lisans Hacettepe Üniversitesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, 2004-
 2009
İçel Anadolu Lisesi, 1999-2004
İncesu Anadolu Lisesi, 1998-1999
Kurtuluş İlkokulu, 1993-1998

MESLEKİ DENEYİM

Şubat 2016- Haziran 2016

Wolverhampton University, Elmhurst Dance School, Erasmus Öğrencisi,
 Fizyoterapist

Eylül 2013 –Ekim 2015

Doğu Akdeniz Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve
 Rehabilitasyon Bölümü, Öğretim Görevlisi

20-30 Haziran 2013

XVII. Akdeniz Oyunları, Mersin, Türk Milli Erkek Hentbol Takımı,
 Fizyoterapist

Ağustos 2011 - Temmuz 2013

Süper Lig Çankaya Belediyesi Bay ve Bayan Hentbol Takımı, Fizyoterapist

Ekim 2011 - Haziran 2013

Aktif Yaşam Fizyoterapi Merkezi (Ankara), Fizyoterapist

Şubat- Haziran 2011

Ankara Üniversitesi Devlet Konservatuvarı, Bale ve Modern Dans Bölümü,
 Gövde Stabilizasyon Eğitimi, Araştırmacı Fizyoterapist

Haziran- Eylül 2009

Fizyomer Fizik Tedavi Merkezi (Eskişehir), Fizyoterapist

YAYINLAR

Dergi Yayınları (SCI / SCI Expanded)

- Baltacı G., Aktas G., Camci E., Oksuz S., Yıldız S., **Kalaycıoğlu T.**, The effect of prophylactic knee bracing on performance: balance, proprioception, coordination, and muscular power. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* DOI 10.1007/sn00167-011-1491-3
- Serdar Demirci, **Tugce Kalaycıoğlu**, Gul Baltacı. Acute effect of thumb spica taping on grip strength and endurance in professional handball player, A pilot study. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2(11) (suppl 3), 2014.

Konferans Sözel Sunum/ Poster Sunum

- **Tugce Kalaycıoğlu**, Gul Baltacı, Tulin Duger, Selcuk Goldere. Effect of a core stabilization training program on the physical fitness of university-level ballet and modern dancers. Oral Presentation. 22nd International Association for Dance Medicine and Science. 25-27 Ekim 2012. Singapore
- Özge Ece Günaydın, **Tugce Kalaycıoğlu**, Volga Bayrakçı Tunay. Effect of ankle taping with two different tape materials on dynamic balance and vertical jump performance. 6th National Sports Physiotherapist Congress 19-22 October 2011. Kuşadası, Turkey
- **Tugce Kalaycıoğlu**, Basar Ozturk, Zehra Guchan, Yavuz Yakut, Hulya Harutoglu, Mehtap Malkoc. Comparison of Shot Accuracy Ratio According to Shoe and Barefoot Conditions in Adolescent Professional Tennis Players: Pilot Study. International Cardiometabolic Syndrome Eastern Mediterranean Congress 5-9 November 2014. Famagusta, North Cyprus, En iyi Poster Ödülü
- **Tugce Kalaycıoğlu**, Ozge Ece Gunaydın, Seda Yıldız, Canan Copurgensli, Volga Bayrakci Tunay. Sporcularda ayak bileği atletik bantlama ve kinezyo bantlamanın horizontal sıçrama ve statik denge performansına etkisi. Sözel sunum. 24. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi 2. Fizyoterapi-Ortopedi Ortak Sempozyumu 12-16 Kasım 2014. Antalya, Türkiye
- **Tugce Kalaycıoğlu**, Volga Bayrakci Tunay, Gul Baltacı. Hentbol oyuncularında omuz internal rotasyon ve eksternal rotasyon mobilitesi, posterior kapsül ve pektoralis minör kas uzunluğunun karşılaştırılması. Sözel sunum. 24. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi 2. Fizyoterapi- Ortopedi Ortak Sempozyumu 12-16 Kasım 2014. Antalya, Türkiye
- **Tugce Kalaycıoğlu**, Yasin Yurt, Hulya Harutoglu, Mehtap Malkoc. Akut sigara tüketiminin erkek üniversite öğrencilerinde sıçrama ve denge performanslarına etkisi. Poster Sunumu. 15. Fizyoterapide Gelişmeler Kongresi. 8-12 Nisan 2014. Hacettepe Üniversitesi, Ankara, Türkiye
- **Tugce Kalaycıoğlu**, Yasin Yurt, Volga Bayrakci Tunay. Comparison of different ankle isokinetic strengthening program on strength of sedentary male Return to Play – Football Medicine Strategies Conference. 9-11 Nisan 2016. London, United Kingdom

KONGRE VE SEMPOZYUMLAR

- Return to Play / Football Medicine Strategies Conferance. 9-11 Nisan 2016. London, United Kingdom
- 24. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi 2. Fizyoterapi- Ortopedi Ortak Sempozyumu. 12-16 Kasım 2014. Antalya, Türkiye
- Uluslararası Kardiyometabolik Sendrom Kongresi. 5-9 Kasım 2014. Gazimağusa, KKTC
- 15. Fizyoterapide Gelişmeler Kongresi. 8-12 Nisan 2014. Hacettepe Üniversitesi, Ankara, Türkiye
- 7. Ulusal Spor Fiyoterapistleri Kongresi. 7-9 Kasım 2013. Ankara, Türkiye
- International Association for Dance Medicine and Science Conference, 25-27 Ekim 2012. Singapore
- 6. Ulusal Spor Fiyoterapistleri Kongresi. 19-22 Ekim 2011. Kuşadası, Türkiye
- Fizyoterapi Rehabilitasyon ve Tamamlayıcı Terapiler Sempozyumu. 4-6 Mayıs 2011. Hacettepe Üniversitesi, Ankara, Türkiye
- 50. Yıl Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Kongresi. 7-9 Nisan 2011. Hacettepe Üniversitesi, Ankara, Türkiye
- Ayak ve Ayak Bileği Sempozyumu. 8 Mayıs 2010. İzmir, Türkiye
- Kanser ve Fizyoterapi Sempozyumu. 7 Nisan 2010. Hacettepe Üniversitesi, Ankara, Türkiye

KATILDIĞI WORKSHOPLAR

Dance Medicine and Science Research Workshop. 13-14 Haziran 2016. University of Wolverhampton, United Kingdom.

Tugce Kalaycioglu – Calf strengthening and vertical jump performance in dancers