



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

**DOKTORA
TEZİ**

**ALT EKSTREMİTEDE TEK TARAFLI UYGULANAN
FARKLI KUVVETLENDİRME PROGRAMLARININ
KONTRALATERAL EKSTREMİTEDE KUVVET,
PROPRİOSEPSİYON, YÜRÜYÜŞ VE
FONKSİYONA ETKİSİ**

ÇAĞATAY MÜSLÜM GÖKDOĞAN

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI

TEMMUZ 2024



**ALT EKSTREMİTEDE TEK TARAFLI UYGULANAN FARKLI
KUVVETLENDİRME PROGRAMLARININ KONTRALATERAL
EKSTREMİTEDE KUVVET, PROPRIOSEPSİYON, YÜRÜYÜŞ VE
FONKSİYONA ETKİSİ**

Çağatay Müslüm GÖKDOĞAN

**DOKTORA TEZİ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

TEMMUZ 2024

ETİK BEYAN

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

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

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

Çağatay Müslüm GÖKDOĞAN

22/07/2024

ALT EKSTREMİTEDE TEK TARAFLI UYGULANAN FARKLI KUVVETLENDİRME
PROGRAMLARININ KONTRALATERAL EKSTREMİTEDE KUVVET,
PROPRİOSEPSİYON, YÜRÜYÜŞ VE FONKSİYONA ETKİSİ
(Doktora Tezi)

Çağatay Müslüm GÖKDOĞAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Temmuz 2024

ÖZET

Bu çalışma sağlıklı kadınlarda dominant alt ekstremiteye uygulanan tek taraflı farklı kuvvetlendirme programlarının kontralateral ekstremitede kuvvet, kas kalınlığı, yürüyüş ve propriosepsiyon üzerindeki etkilerini incelemek üzere planlandı. Çalışmaya (yaş ortalaması $\pm$ SS: 21,57 $\pm$ 2,96 yıl) olan 47 sağlıklı sedanter kadın birey dahil edildi. Katılımcılar izokinetik ve tek bacak squat egzersiz eğitim grubu ve eğitim almayan kontrol grubu olmak üzere 3 gruba ayrıldı. Diz ekstansör ve fleksör konsantrik ve eksantrik kas kuvvetini ve eklem pozisyon hissini değerlendirmek için izokinetik dinamometre (Cybex Humac-Norm) kullanıldı. Kuadriseps femoris ve hamstring kas kalınlıkları ultrasonografik yöntemle ölçüldü. Yürüyüş analizinde pelvik salınımları ve yürüyüşün uzaysal-zamansal parametrelerini değerlendirmek için 3 boyutlu ivmeölçer (G-walk) kullanıldı. Ölçümler 6 haftalık eğitim öncesi ve sonrası olmak üzere tüm gruplara 2 defa yapıldı. Squat ve izokinetik eğitim grubu 6 hafta süresince haftada 3 gün dominant ekstremitede belirlenen kuvvetlendirme programına göre egzersiz yaptı. Araştırma sonunda kontralateral diz fleksör ve ekstansör kas kuvvetinde hem squat hem de izokinetik eğitim grubunda kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı artış bulundu ($p < 0,05$). Kas kalınlığının egzersiz yapmayan ekstremitede sadece squat grubunda anlamlı olarak arttığı görüldü. Pelvik salınım parametreleri açısından her 3 grupta da, anlamlı fark bulunmadı ($p > 0,05$). Kontralateral ekstremitede propriosepsiyonunda sadece squat grubunda anlamlı değişiklik görüldü. Bu sonuçlar doğrultusunda tek taraflı uygulanan her iki kuvvetlendirme programının da eğitim almayan ekstremitede kas kuvveti artışı sağlayabildiği ancak sadece fonksiyonel bir egzersiz olan squat eğitim grubunun propriosepsiyon ve kas kalınlığı parametrelerinin de gelişmesine katkı sunduğu söylenebilir.

Bilim Kodu : 10105.04
Anahtar Kelimeler : Kontralateral eğitim, Kuvvet, Propriosepsiyon, Ultrasonografi
Sayfa Adedi : 83
Danışman : Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL

EFFECTS OF DIFFERENT UNILATERAL STRENGTHENING PROGRAMMES ON
STRENGTH, PROPRIOCEPTION, GAIT AND FUNCTION IN THE
CONTRALATERAL LOWER EXTREMITY

(Ph. D. Thesis)

Çağatay Müslüm GÖKDOĞAN

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

July 2024

ABSTRACT

This study was planned to investigate the effects of different unilateral strengthening programmes applied to the dominant lower extremity on strength, muscle thickness, gait and proprioception in the contralateral extremity in healthy women. The study included 47 healthy sedentary female subjects (mean age $\pm$ SD: 21.57 ± 2.96 years). The participants were divided into 3 groups as isokinetic and single leg squat exercise training group and control group without training. An isokinetic dynamometer (Cybex Humac-Norm) was used to evaluate knee extensor and flexor concentric and eccentric muscle strength and joint position sense. Quadriceps femoris and hamstring muscle thicknesses were measured by ultrasonographic method. In gait analysis, a 3D accelerometer (G-walk) was used to evaluate pelvic oscillations and spatiotemporal parameters of gait. Measurements were performed twice in all groups before and after 6 weeks of training. The squat and isokinetic training group exercised 3 days a week for 6 weeks according to the strengthening programme determined in the dominant extremity. At the end of the study, a statistically significant increase in contralateral knee flexor and extensor muscle strength was found in both squat and isokinetic training groups compared to the control group ($p < 0.05$). Muscle thickness increased significantly only in the squat group in the non-exercised extremity. In terms of pelvic oscillation parameters, no significant difference was found in all 3 groups ($p > 0.05$). Significant changes in contralateral extremity proprioception were observed only in the squat group. In line with these results, it can be said that both unilateral strengthening programmes can increase muscle strength in the untrained extremity, but only squat training group, which is a functional exercise, contributes to the development of proprioception and muscle thickness parameters.

Science Code : 10105.04
Key Words : Contralateral training, Strength, Proprioception, Ultrasonography
Page Number : 83
Supervisor : Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince farklı bakış açılarıyla bana yol açan, akademik bilgi ve tecrübelerini paylaşan, olgun kişiliğiyle kendime örnek aldığım danışman hocam Sayın Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL'e,

Tez çalışmama değerli katkılarına esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Seyit ÇITAKER'e ve Sayın Prof. Dr. Necmiye ÜN YILDIRIM'a, Sayın Prof. Dr. Nihan KAFA'ya

Çalışmamın ultrasonografi ölçümlerini alan, anlayışı ve yardımseverliğiyle yanımda olan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Levent KARATAŞ'a,

Tez çalışmama katılmayı kabul eden değerli katılımcılara,

Her zaman yanımda olan, desteklerini biran bile esirgemeyen çok kıymetli annem ve babama,

Her türlü koşulda yanımda olan değerli eşime ve çok sevdiğim evlatlarım Ömer Davut'a ve Alaaddin'e,

Çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Kuvvet Eğitimi	5
2.2. Kas Mimarisi.....	5
2.3. Diz Çevresi Kasların Mimarisi.....	6
2.3.1. Hamstring kası	6
2.3.2. Kuadriseps kası	7
2.4. Proprioepsiyon.....	8
2.5. Kontralateral Eğitim.....	9
2.5.1. Kontralateral eğitimin mekanizması	9
2.5.2. Kas mekanizmaları.....	9
2.5.3. Spinal mekanizmalar.....	10
2.5.4. Kortikal mekanizmalar.....	11
2.5.5. Potansiyel Mekanizmalar	12
2.5.6. Kontralateral eğitimin klinik uygulaması	13
2.6. Diz Eklemi	14

	Sayfa
2.6.1. Kaslar	14
2.6.2. Artrokinematik	15
2.7. Squat.....	16
2.8. Squat Sırasında Eklem Kinetiği ve Kinematiki	17
2.8.1. Ayak bileği kompleksi	17
2.8.2. Diz kompleksi	17
2.8.3. Kalça eklemi	19
2.9. İzokinetik Egzersiz.....	20
2.9.1. İzokinetik egzersiz türleri.....	20
2.9.2. İzokinetik eğitimin avantajları	20
2.9.3. İzokinetik değerlendirme	21
2.9.4. İzokinetik eğitimin dezavantajları.....	22
2.9.5. İzokinetik terimler.....	22
3. BİREYLER VE YÖNTEM.....	25
3.1. Bireyler.....	25
3.2. Değerlendirmeler.....	26
3.3. Demografik Bilgiler	27
3.3.1. Fiziksel aktivite düzeyinin belirlenmesi	27
3.3.2. Kas kuvvetinin belirlenmesi.....	27
3.4. Eklem Pozisyon Hissi Ölçümü.....	28
3.5. Fonksiyonelliğin Ölçülmesi	30
3.5.1. Tek bacak öne sıçrama	30
3.6. Yürüyüşün Değerlendirmesi	30
3.7. Kas Kalınlığının Ölçümü	31
3.8. Egzersiz Programları.....	33
3.8.1. İzokinetik eğitim grubu.....	33

	Sayfa
3.8.2. Tek bacak squat eğitim grubu.....	34
3.8.3. Kontrol grubu.....	35
3.9. İstatiksel Analiz.....	35
4. BULGULAR	37
4.1. Bireylerin Demografik Özellikleri	37
4.2. Kas Kuvveti Analizleri.....	37
4.3. Kas Kalınlığı Analizleri	40
4.4. Propriosepsiyon Analizleri.....	43
4.5. Fonksiyonellik Analizi	44
4.6. Yürüyüş Analizleri	44
5. TARTIŞMA	47
5.1. Çalışmanın Güçlü Yanları ve Limitasyonları	56
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	57
KAYNAKLAR	59
EKLER.....	73
ÖZGEÇMİŞ	82

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.1. Katılımcıların demografik bilgileri	37
Çizelge 4.2. Katılımcıların diz ekstansör ve fleksör konsantrik kas kuvveti değerlendirmeleri (60°/sn)	39
Çizelge 4.3. Katılımcıların diz ekstansör ve fleksör eksantrik kas kuvveti değerlendirmeleri (60°/sn)	40
Çizelge 4.4. Katılımcıların diz ekstansörlerinin kas kalınlığı değerlendirmeleri.....	41
Çizelge 4.5. Katılımcıların diz fleksörlerinin kas kalınlığı değerlendirmeleri.....	42
Çizelge 4.7. Katılımcıların dominant tek bacak hoplama testi değerlendirmeleri	44
Çizelge 4.8. Katılımcıların pelvik salınımlarının değerlendirmeleri.....	45
Çizelge 4.9. Katılımcıların adım uzunluğu testi değerlendirmeleri	46
Çizelge 4.10. Katılımcıların yürüyüş hızı değerlendirmeleri	46

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1. Çalışma akış şeması	26

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. İzokinetik dinanometre ile kas kuvvetinin ölçülmesi	28
Resim 3.2. İzokinetik dinanometre ile eklem pozisyon hissinin ölçülmesi	29
Resim 3.3. Tek bacak öne sıçrama ile fonksiyonelliğin ölçülmesi.....	30
Resim 3.4. Kablosuz üç eksenli ivmeölçer yürüyüşün değerlendirilmesi	31
Resim 3.5. Kas kalınlığının ölçümü.....	33
Resim 3.6. İzokinetik dinanometre ile dominant ekstremitte egzersiz eğitimi.....	34
Resim 3.7. Dominant ekstremitte squat egzersizi	35

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler

Açıklamalar

n	Katılımcı Sayısı
N	Newton
sn	Saniye
°	Derece
cm	Santimetre
mm	Mmilimetre
%	Yüzde
X	Ortalama
SS	Standart Sapma
p	İstatistiksel Anlam Düzeyi
n	Katılımcı Sayısı

Kısaltmalar

Açıklamalar

1RM	1 Maksimum Tekrar
ANOVA	Varyans Analizi
BFkb	Biceps Femoris Kısa Başı
BFub	Biceps Femoris Uzun Başı
GM	Gluteus Maximus
KE	Kontralateral Eğitim
NEH	Normal Eklem Hareketi
Nm	Newton-metre
SM	Semimembranosus
ST	Semitendinosus
UFAA	Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi skoru
VMO	Vastus Medialis Oblikus

1. GİRİŞ

Kuvvet eğitiminin kas gücünü ve hipertrofiyi arttırdığı, fonksiyonel yetenek, kardiyometabolik risk profili ve yaşam kalitesi üzerine çok sayıda faydası olduğu bilinmektedir [1, 2]. Bu nedenle kuvvet antrenmanı genel nüfusa yönelik bir müdahale stratejisi olarak önerilmektedir [3]. Kuvvet eğitimi, normal günlük yaşamda karşılaşılanlardan daha büyük bir yüke karşı istemli kas kasılmalarının kısa tekrarlı uygulamalarıdır.

Günümüzde insanlar potansiyellerini maksimum düzeyde kullanmalarına yardımcı olacak yeni ve etkili yöntemler arayışı içerisinde. Bu çerçevede, kontralateral eğitim (karşı taraf eğitimi) konusu son yıllarda önem kazanmış bir kavramdır. Kontralateral eğitim (KE), tek taraflı eğitim veya uygulamadan sonra kontralateral ekstremitenin performansının iyileşmesidir [4].

Bir ekstremitede yapılan aktivitenin, diğer ekstremitenin performansını etkileme kapasitesi, yüzyıldan fazla süredir ortaya konmuştur. KE etkilerinin ilk kanıtını, 1894 yılında Scripture ve arkadaşları kas kontrolü ve gücü için eller arasındaki transfer etkilerini basit bir manometreyle inceleyerek göstermiştir [5]. "Cross education" teriminin türetildiği bu etki, daha sonra hem kuvvet hem de motor beceri aktarımını kapsayan çok sayıda araştırma makalesinde tanımlanmıştır [6-8].

Kullanmama veya immobilizasyonun beyin ve nöromusküler sistem işlevi üzerindeki bilinen etkisi göz önüne alındığında, araştırmacıların kas işlevini korumak için etkili karşı önlemler oluşturmaya büyük ilgisi olmuştur. Bunlar egzersiz, nöromusküler elektrik stimülasyonu ve/veya besin takviyesi gibi stratejileri içermektedir [9]. Tek taraflı immobilizasyon/kullanmama sırasında karşı ekstremitte kuvvet antrenmanı, özellikle yaralanma veya nörolojik bozukluğun hareketsiz ekstremitenin aktivitesini önlediği durumlarda alternatif daha iyi bir önlem sunmaktadır.

Kasın kullanılmaması; kas kütlesini, kas kesit alanını ve kuvvet oluşturma kapasitesini azaltır [10]. Bu sebeple, KE kas-iskelet rehabilitasyonunun farklı aşamalarında, kas gücünü en üst düzeye çıkarmak ve yaralanmayı takiben kuvvet kaybını ve kas atrofisini azaltmak amacıyla uygulanabilir. KE, beyin ve vücut arasındaki etkileşimin anlaşılması ve

yönetilmesi açısından önemli bir potansiyele sahiptir. Nöroplastisite konseptine dayalı olarak, kayıp işlevlerin telafisi, motor beceri gelişimi ve nörolojik rehabilitasyon gibi alanlarda olumlu etkiler sağlayabilir.

İzokinetik rehabilitasyon, özellikle kuvvet eğitimi başta olmak üzere ortopedik yaralanmaları takiben yeterli kas kuvvetine ulaşmak için kullanılan bir tekniktir. Bu amaçla, kasların sabit bir açısal hızda çalıştırılmasına olanak tanıyan izokinetik dinamometreler kullanır. İzokinetik sistemin yaralanmaların iyileşmesinde etkili olduğu, hastaların kontrollü yoğunlukta güvenli bir şekilde egzersiz yapmalarına olanak sağladığı, kas kuvveti ve dayanıklılık iyileşmesini kolaylaştırdığı gösterilmiştir [11]. Bu sistemler aynı zamanda fiziksel engelli veya uzun süre hareketsiz kalan hastalarda kas kaybının ve atrofinin önlenmesine de yardımcı olabilir [11].

Squat egzersizi alt ekstremita kas kuvveti arttırmak amacıyla, fitness antrenmanlarında, rehabilitasyon programlarında ve sporda performansa yönelik kuvvet antrenmanlarında olmak üzere uzun süredir kullanılan fonksiyonel bir egzersizdir. Günlük aktivite ve sporda meydana gelen birçok harekete benzer şekilde kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin flkesiyona ve ekstansiyona getirilmesiyle yüklü veya yüksüz olarak gerçekleştirilebilen fonksiyonel bir harekettir [12].

İzokinetik sistemlerin maliyeti dolayısıyla ulaşılabilirliğinin zor olduğu bilinmektedir. Buna karşın squat egzersizini yapmak için herhangi bir ekipmana ihtiyaç duyulmamaktadır. Literatürde izokinetik sistemle veya squat egzersizi ile yaptırılan tek taraflı kuvvet antrenmanlarının etkilerini ayrı ayrı değerlendiren çalışmalar mevcuttur [13-17]. Ancak bu iki egzersiz uygulamasının kontralateral etkilerini aynı çalışmada inceleyen ve karşılaştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Planlanan bu araştırmada amaç; dominant ekstremiteye izokinetik sistemle ve squat egzersizi ile verilen tek taraflı egzersiz eğitiminin alt ekstremita kas kuvveti, kas kalınlığı, propriosepsiyon ve yürüyüş parametrelerine olan etkilerinin karşılaştırılmasıdır.

H₁: Sedarer kadınlarda tek taraflı izokinetik sistemle ve squat egzersizi ile verilen egzersiz eğitimlerinin diğer ekstremita kas kuvveti üzerine etkileri arasında fark vardır.

H₂: Sedanter kadınlarda tek taraflı izokinetik sistemle ve squat egzersizi ile verilen egzersiz eğitimlerinin diğer ekstremite kas kalınlığı üzerine etkileri arasında fark vardır.

H₃: Sedanter kadınlarda tek taraflı izokinetik sistemle ve squat egzersizi ile verilen egzersiz eğitimlerinin diğer ekstremite propriosepsiyon üzerine etkileri arasında fark vardır.

H₄: Sedanter kadınlarda tek taraflı izokinetik sistemle ve squat egzersizi ile verilen egzersiz eğitimlerinin diğer ekstremite yürüyüş parametreleri üzerine etkileri arasında fark vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kuvvet Eğitimi

Halk sağlığı için uluslararası fiziksel aktivite kılavuzları, yetişkinlerin ve yaşlıların haftada en az iki kez kas güçlendirme aktivitelerine katılmalarını önermektedir [1-4]. Kuvvet antrenmanı, kas kuvvetini artırmak için direncin (ör. makineler, vücut ağırlığı, direnç bantları, serbest ağırlıklar) kullanılmasını içerir. Düzenli kuvvet antrenmanının, kan lipidlerini [5], kan basıncını [6] ve Tip II diyabet riskini [7, 8] düşürmek gibi kardiyometabolik sağlığa faydalar sağlamakla beraber anksiyeteyi [9], depresif semptomları [10] ve tüm nedenlere bağlı ölümleri [11, 12] azalttığı bilinmektedir.

Kuvvet antrenmanlarıyla beraber, nöromüsküler adaptasyonlar, kas kesit alanındaki artışlar ve bağ dokusu sertliğindeki değişiklikler sonucunda kas kuvveti ve gücünde artış görülür [18]. Dirençli egzersiz ile zamanla kuvvet, kas kütlesi ve sinirsel adaptasyonlarda değişiklikler oluşur. Dirençli egzersizle yapılan antrenmanlar (6 ila 12 haftalık eğitim), sinirsel adaptasyonların bir sonucu olarak kuvvetin erken dönemde hızlı bir artış göstermesini sağlar. 12 haftadan daha uzun süren kuvvet antrenmanlarında ise kas kütlesi yavaş yavaş artar ve sinirsel adaptasyonlardaki değişiklikler plato seviyesine ulaşır. Bununla beraber kas kuvvetindeki artış hızı azalarak devam eder. Bu süreçten sonra elit sporcularda, kuvvet antrenmanına eşlik eden üç temel adaptasyonun hepsinde küçük değişiklikler gözlenir [19]. Sonuç olarak, kişi bir egzersizi öğrendikçe başlangıçta kuvvette hızlı bir artış olur, bunu kas büyüdükçe artuşın yavaşlaması izler [19-22].

2.2. Kas Mimarisi

Kas mimarisi, iskelet kasının, kas liflerinin, kas ünitelerinin ve bağ dokusu elemanlarının içinde ve çevresinde yer alan düzeni açısından yapısal tasarımıdır. Bu tasarım özellikleri, bir kas-tendon kompleksinin kuvvet eksenini ve yer değiştirme oluşumunu tanımlar.

İskelet kası lifleri, değişken uzunluk ve şekillere sahip, uzun, çok çekirdekli hücrelerdir. Bir lif, paralel olarak düzenlenmiş ve sıralı olarak düzenlenmiş sarkomerlerden oluşan bir dizi miyofibrilden oluşur. Bir sarkomer ise miyofilamentlerden, yani miyozin ve aktin'den oluşur ve kas kasılmasının işlevsel birimidir. Bazal lamina tek bir lifin anatomik sınırını tanımlar.

Kas liflerinin çoğunluğunun nöromüsküler kavşak veya motor son plak olarak tanımlanan tek bir innervasyon noktası vardır. Miyonükleuslar lifin uzunluğu boyunca dağılır ve genellikle özel bölgelerde, yani nöromüsküler kavşakta ve miyotendinöz kavşakta daha yüksek yoğunlukta gözlenir. Bir kas lifinin anatomik uzunluğu oldukça değişkendir; örneğin insanlarda aralık birkaç mm'den birkaç cm'ye kadardır. Çoğu durumda, kısa kas lifleri sıralı olarak dizilir ve aynı anda etkinleştirilir, böylece kas lifinin fonksiyonel uzunluğu önemli ölçüde artar. Tek bir lifin şekli de oldukça değişkendir. Bir kas lifinin kesit alanı, uzunluğu boyunca nispeten homojen olabilir veya lif bir veya her iki uçta daralabilir (lif alanında bir azalma gösterebilir). İncelme miktarı, kısmi bir daralmadan, kesit alanının filamentli bir şerit haline geldiği tam bir daralmaya kadar değişebilir. Bir kas lifinin sonlandırılması genellikle bazı bağ dokusu ara yüzeylerini içerir. Bazen tendonda, aponevrozda, başka bir kas lifinin ucunda veya intrafasiküler olarak sonlanabilir [23].

2.3. Diz Çevresi Kasların Mimarisi

2.3.1. Hamstring kası

Hamstringler semimembranosus (SM), semitendinosus (ST), biceps femoris uzun başı (BFub) ve biceps femoris kısa başı (BFkb) olmak üzere dört kastan oluşur ve diz fleksiyonunda ve kalça ekstansiyonunda işbirliği yapar.

Biceps Femoris Uzun Başı: Biceps femoris uzun başı'nın büyük kas gövdesi seyri boyunca hafifçe yana doğru alçalır ve iki kanatlı bir görünüme sahiptir. Bağlanma yerlerine ve fasiküler yöne göre yüzeysel ve derin olmak üzere iki farklı bölge içerir [24-27].

Biceps Femoris Uzun Başı: BFub'nin kas gövdesi nispeten incedir ancak geniş ve uzundur. İki anatomik bölgeden oluşur; yüzeysel kısımdaki fasiküller uzunlamasına düzenlenir ve ağırlıklı olarak lateral intermusküler septumdan köken alır, daha derin distal kısımdakiler ise üç proksimal yerleşme bölgesinin hepsinden köken alır ve aşağıya doğru dar bir açıyla geçer [24, 28].

Semitendinosus: Semitendinosus'un kayış benzeri kas gövdesi hamstring kasları arasında en uzun olanıdır ve kası üst ve alt bölgelere ayıran tendinöz bir yapı ile karakterize edilir. Bu tendinöz yapı, kas karnının üçte birinden aşağı doğru başlar ve kasın posterolateral

yüzeyinden bakıldığında ters bir 'V' şeklini alır. Bu karmaşık üç boyutlu katmanlı yapı, genellikle dikey olarak yönlendirilen ve kasın her iki kısmında da benzer uzunlukta olan fasiküller için kademeli bir yerleştirme alanı görevi görür [24, 28].

Semimembranosus: Semimembranosus uyluğun orta kısmına doğru etli hale gelir ve diğer hamstring kaslarından belirgin şekilde daha aşağıda olur. Kas gövdesi üç bölgeden oluşur; proksimaldeki ikisi unipennat, distal bölge ise kalın ve bipennattır. Diğer hamstring kaslarına göre fasikülleri en kısa olanıdır [24, 28].

2.3.2. Kuadriseps kası

Kuadriseps femoris kası uyluğun ön kısmındaki dört büyük kası içeren büyük bir kas grubudur. Dizin tek ekstansör kasıdır ve femurun ön ve yanlarını kaplayan kas gruplarından oluşur.

Rektus femoris: Rektus femoris, ön uyluk kompartmanının en yüzeysel ve neredeyse dikey yönelimli kasıdır. Bu bipennat yapı, dizin en önemli dinamik stabilizatörlerinden biridir [29]. Rektus femoris, yüzeysel bipenniform lifler ve derin, dikey yönelimli lifler ile fusiform şekildedir [29, 30].

Vastus Lateralis: Vastus lateralis unipennat bir kastır. Vastus lateralis kuadriseps kas gruplarının en büyük bileşenidir ve femurun lateralinde konumlanır. Bu kasın lifleri birleşerek kuadriseps tendonuna katkıda bulunur, patellanın yan tarafına yerleşir ve son olarak patellar tendon aracılığıyla tibial tüberositeye yerleşir [29, 30].

Vastus medialis: Vastus medialis, femurun ön yüzeyini saran kuadriseps femoris kompleksinin bir parçasıdır. İntertrokanterik çizginin alt kısmından ve medial suprakondiler çizginin üst üçte birinden köken alır ve femurun etrafını sararken linea aspera'nın medial dudağına bağlanır. En distal lifler, genellikle vastus medialis longus olarak adlandırılan proksimal liflerin daha uzunlamasına yöneliminden farklı olarak, liflerin eğik yönelimi nedeniyle genellikle vastus medialis oblikus (VMO) olarak kasın ayrı bir parçası olarak tanımlanır [31-33].

Vastus Intermedius: Vastus intermedius, üst üçte ikisinde femur gövdesinin ön ve yan yüzeylerinden, rektus femoris kasının altında ve lateral intermusküler septumun alt

kısından çıkar. Lifleri, kuadriseps femoris tendonunun derin kısmını oluşturan yüzeysel bir aponevrozda sonlanır [34].

2.4. Proprioepsiyon

Proprioepsiyon (vücudun uzayda konumlanma hissi) önemli bir bedensel nöromüsküler duydur. Daha yaygın olarak somatosensasyon olarak bilinen "altıncı duyumuz" kapsamına girer. Somatosensasyon (veya somatosensoriyel duylar) terimi, mekanoreepsiyon (titreşim, basınç, ayırt edici dokunma), termoreepsiyon (sıcaklık), nosisepsiyon (ağrı), equilibrioception (denge) ve proprioepsiyon (konumlanma ve hareket duysu) alt kategorilerini içeren her şeyi kapsayan bir terimdir[35] . Tüm bu farklı duysal bileşenlerden gelen geri bildirimler periferik sinir sistemimizden kaynaklanır ve hem omurilik düzeyinde (refleksif) hem de daha yüksek işlem için serebral kortekse gönderilen merkezi sinir sistemimize bilgi akışı sağlar [36].

Proprioepsiyonun kendisi çeşitli alt modaliteleri içerecek şekilde anlaşılabilir:

Eklem Pozisyonu Algısı: Proprioepsiyon, eklem / uzuv konumlandırma duyumuzdur. Genellikle eklem pozisyonu duysu - aktif eklem pozisyonu duysu ve pasif eklem pozisyonu duysu ile ölçölür. Eklem pozisyon hissi, bir kişinin sunulan bir eklem açısını algılama ve ardından ekstremitelerini hareket ettirildikten sonra aynı eklem açısını aktif veya pasif olarak yeniden üretme yeteneğini belirler (Klinik olarak eklem eşleştirme görevi olarak ölçölür) [37].

Kinestezi: Kinestezi insan vücudunun hareketinin farkındalığıdır (hareket duysu) Hareket duysu, hareketlerin süresi, yönü, genliği, hızı, ivmesi ve zamanlaması dahil olmak üzere eklem hareketini takdir etme yeteneğini ifade eder [37, 38].

Kuvvet Duysu: Kuvvet duysu aynı zamanda efor / ağırlık / gerginlik veya kuvvet eşleştirme duysu olarak da bilinir. İstenen bir kuvvet seviyesini bir veya daha fazla kez yeniden üretme (veya eşleştirme) yeteneğidir. Kuvvet hissinin tendonlarımızın içine gömölü Golgi Tendon Organlarının, kaslarımızdaki kas iğlerinin ve derimizdeki proprioepsiyonların afferent geri bildiriminden kaynaklandığı düşünülmektedir [39].

Hızdaki Değişim Duyusu: Hızdaki değişim duyusu, deriye yerleştirilen salınımlı nesnelerden kaynaklanan titreşimi tespit etme yeteneğimizdir [40]. Propriyosepsiyon ile aynı tip büyük afferent sinir fiberlerinden geçtiğine inanılmaktadır [41].

2.5. Kontralateral Eğitim

Tek taraflı egzersiz eğitiminden sonra eğitim almamış homolog kastaki performans artışı olan KE [42-44], ilk olarak Scripture ve arkadaşları tarafından 1894 yılında tanımlanmıştır [5]. Yalnızca 13 gün süren tek taraflı bir kuvvet eğitimi programı uyguladıktan sonra Scripture ve arkadaşları antrenmansız ekstremitede %43'lük bir kuvvet artışı bildirmişlerdir [5]. Kontralateral kuvvet transferinin büyüklüğünün, antrenmanlı uzuvda gözlemlenen kuvvet artışının ortalama %52'si olduğu daha önce bilinmektedir [45]. Kasılma tipi, hızı, seçilen yoğunluk ve dominant olan veya dominant olmayan ekstremitenin eğitimi kuvvet transferinin boyutunda belirleyici bir rol oynamaktadır [14, 46-51]. 31 KE çalışmasıyla yapılan bir meta-analiz çalışmasında, antrenmansız ekstremitede gücündeki artışın başlangıçtaki antrenmansız ekstremitede kuvvetinin ortalama %11,9'u (üst ekstremitede %9,4 ve alt ekstremitede %16,4) olduğunu ifade etmiştir [47]. KE'de gözlenen etkinin belirli kas gruplarıyla sınırlı olmadığı gösterilmiştir. Bu etki hem üst hem de alt ekstremiteler için, büyük kas gruplarından küçük kas gruplarına kadar [49, 52] ve değişen yaşlardaki hem erkek hem de kadınlar için olduğu gösterilmiştir [53, 54].

2.5.1. Kontralateral eğitimin mekanizması

Kontralateral kuvvet transferinin varlığı kanıtlanmış olmasına rağmen kesin mekanizmalara ilişkin bir sonuca henüz ulaşılamamıştır. Mevcut bilgiler, periferik kas adaptasyonlarının varlığını kabul etmesine rağmen KE etkisine katkıda bulunan adaptasyonların büyük olasılıkla kortikal veya supraspinal seviyede meydana geldiğini öne sürmektedir [45,48]. Tek taraflı kuvvet eğitimini takiben çok sayıda adaptasyon alanının olduğu konusunda fikir birliği vardır. Aşağıdaki bölümler KE'in potansiyel mekanizmalarını ele almaktadır.

2.5.2. Kas mekanizmaları

Kuvvet eğitiminin, antrenmanlı ekstremitede hipertrofi ile artan enzim ve kontraktıl protein aktivitesi gibi periferik kas adaptasyonlarına yol açtığı kesin olarak kabul edilmektedir [21].

Tek taraflı kuvvet eğitimi sadece eğitilmiş ekstremitede bu tür etkilere sahip olmakla kalmayıp, aynı zamanda kontralateral eğitimsiz ekstremitede de performans artışı sağlamaktadır. Tek taraflı kuvvet eğitiminin, hareketsiz KE almayan ekstremitedeki kas atrofisini en aza indirme potansiyeline sahip olduğu bilinmektedir [55,56]. Fakat eğitilmiş ekstremitenin aksine, eğitimsiz homolog kastaki periferik adaptasyonlar (örn. hipertrofi, kontraktıl olmayan protein kompozisyonunda modifikasyon veya kas enzim konsantrasyonlarındaki adaptasyonlar) şu ana kadar hiçbir çalışmada gösterilememiştir [4, 45, 57-60]. Elektromiyografi (EMG) kullanan çalışmalar, tek taraflı kuvvetlendirme programları sırasında eğitim almamış ekstremitede minimum derecede kas aktivitesi olduğunu bildirmişlerdir [50, 59, 61, 62] . Bununla birlikte kontralateral motor ünite aktivasyonunun kas adaptasyonunu tetiklemek için çok az olduğu rapor edilmiştir [45]. Fakat bu tür kontralateral aktivasyonlar olmasa dahi KE etkisinin görülebileceği belirtilmiştir [14, 63, 64]

2.5.3. Spinal mekanizmalar

Hoffmann refleksi (H-refleks), eğitimsiz uzuvdaki Ia afferent motor nöron yolunun uyarılabilirliğini değerlendirmek için kullanılmaktadır [65-67]. Tek taraflı kuvvet eğitim programlarından sonra kontralateral eğitimsiz ekstremitede spinal reflekslerin fonksiyonunu araştıran sınırlı sayıda araştırma çelişkili sonuçlar bildirmiştir. Yapılan bir çalışmada 5 hafta boyunca tek taraflı plantar fleksiyon kuvvet eğitimi sonrasında eğitim almamış ekstremitenin H-refleks amplitüdünde bir değişiklik olmadığını bildirmişlerdir [65]. Başka bir çalışmada ise 5 haftalık yüksek yoğunluklu tek taraflı dorsifleksiyon kuvvet antrenmanının ardından eğitimsiz uzuv antagonist kastaki (soleus) maksimum H-refleks amplitüdünde bir azalma olduğunu bildirmiştir [67].

H-refleksini kullanan tek taraflı kuvvet eğitim çalışmalarının çoğunluğu, ipsilateral ekstremitedeki H-refleksindeki değişiklikten bağımsız olarak, tek taraflı bir eğitim programını takiben kontralateral ekstremitede herhangi bir değişiklik bulamamışlardır [65,66,68-70]. Bu, ipsilateral aktivitenin kontralateral etkilerinin kalıcı (eğitilmiş) bir olaydan ziyade, eş zamanlı (ani) bir fenomen olabileceğini düşündürmektedir.

2.5.4. Kortikal mekanizmalar

Hareketin planlanması ve yürütülmesi öncelikle serebral korteksin ön loblarında gerçekleşir ve motor nöron çıktısının doğrudan kontrolü primer motor kortekste olur [45]. Beynin sol ve sağ yarıküreleri arasındaki interhemisferik bağlantı, korpus kallozum aracılığıyla kolaylaştırılır [71]. Bu tür hemisferik bağlantı, KE etkisinin için doğru bir açıklama sağlayabilir [45, 72].

Çeşitli çalışmalar, tek taraflı kuvvet antrenmanının sol ve sağ primer motor korteksin iki taraflı aktivasyonu ile sonuçlandığı konusunda hemfikir [45, 73-75]. Tek taraflı kuvvet antrenmanının her iki kortikal hemisferi aktive ettiği ve sol ve sağ hemisferler arasında nöral iletişimi arttırdığı fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRI) kullanarak gösterilmiştir [4].

KE olgusunu açıklamak için beynin kortikal bölgelerindeki nöral plastisiteyi içeren iki teorik model ifade edilmiştir. Birincisi olan “iki taraflı erişim” modelinde, tek taraflı hareketleri takiben motor “engramların” geliştirilmesini içerir ve bunlara yalnızca eğitilmiş ekstremite tarafından değil aynı zamanda eğitimsiz ekstremite tarafından da erişilebileceği temeline dayanır [8, 76]. Yani karşı taraftaki eğitimsiz ekstremitenin kontrolü için de erişilebilen bir lokasyonda kodlanırlar.

Buna karşılık ikinci teori olan “çapraz aktivasyon” modelinin temel ilkesi ise, tek taraflı kasılmaların hem kontralateral motor korteks hem de primer motor korteksteki bilateral kortikal aktivite tarafından yönlendirilmesi ve her iki kortekste de kalıcı nöroplastisite üretilmesi kavramına dayanmaktadır. Buna göre, tek taraflı eğitim, karşı (hareketsiz) ekstremitenin kaslarını kontrol eden kortikal motor ağlarının konfigürasyonunda göreve özgü değişiklikler tetikler [77].

Birbirini dışlamayan her iki hipotez de gücün çapraz eğitime aracılık etmede primer motor korteks’in önemini kabul etmekte ve iki model arasındaki ayrımın göreve bağlı olması muhtemeldir [4,78,79]. Maksimal kuvvet ve motor ünite kullanımı gerektiren güce dayalı görevlere çapraz aktivasyon aracılık edebilirken, bilateral erişim modeli daha ziyade karmaşık sıralama veya sensorimotor entegrasyon gerektiren görevlerde aktarıma katkıda bulunabilir [4, 78, 79].

Bugüne kadar öncelikle primer motor korteks'in çapraz eğitimi kolaylaştırmaya dahil olmasına odaklanılmıştır [80]. Çapraz eğitime aracılık eden kortikal adaptasyonlar primer motor korteks ile sınırlı olmayabilir [45]. Gerçekten de, tek taraflı hareket sırasında ipsilateral tamamlayıcı motor alanlarda, singulat motor alanlarda ve prefrontal alanlarda artan nöral aktivite bildirilmiştir [4, 81], bu da performansın uzuvlar arası transferine katkıda bulunma potansiyellerini göstermektedir [80].

Özetle, kortikal düzeydeki adaptasyonların çapraz eğitim etkisini tetiklediği görülüyor; ancak spesifik adaptasyon bölgeleri ve süreçleri henüz tartışmasız bir şekilde tanımlanmamıştır. Katkıda bulunan faktörlerin bireylere, kas gruplarına ve antrenman protokollerine göre değişmesi bile mümkün olabilir [45].

2.5.5. Potansiyel Mekanizmalar

Kısa süreli (<4-6 hafta) bir antrenmanın ardından kuvvetteki ilk iyileşme, kas seviyesindeki hipertrofik kazanımlardan önceki sinirsel adaptasyonlara bağlanabilir [60, 82]. Hem Ikai ve Fukunaga [82] hem de Moritani ve DeVries [60], 6-14 haftalık tek taraflı antrenmanın ardından kontralateral güç kazanımına temel katkının (>%80) nöral adaptasyonlar olduğunu belirlediler. Eğitimsiz ekstremitenin enine kesit alanında herhangi bir anlamlı artışın olmaması, çapraz eğitimin tamamen sinirsel bir adaptasyon olduğunu gösterir [59, 60, 82-84].

Bir hareketin sürekli uygulanması, bir eğitim veya öğrenme dönemi sonrasında hareketi kontrol eden sinir bağlantılarının yeniden düzenlenmesi anlamına gelen sinirsel esneklikle sonuçlanabilir. İskelet kası aktivasyonunun başlatılması, davranışlarımızın planlandığı ve motor programın oluşturulduğu premotor bölgede başlar. Bu program daha sonra primer motor korteksine iletilir. Primer motor korteks'de bulunan piramidal hücrelere üst motor nöronlar adı verilir, bu lifler piramidal yola iner ve %85-90'ının vücudun karşı tarafına doğru kıvrıldığı kortikospinal yolu oluşturur. Piramidal yolda çaprazlaşan üst motor nöronlar, aksonları daha sonra iskelet kaslarını innerve eden alt motor nöronlarla sinaps yapar.

Piramidal yolda çaprazlaşmayan piramidal yol nöronlarının %10-15'inin, aynı taraftaki yolların uyarılması ve motor nöronlara giden sinaptik girdinin artması yoluyla KE'e küçük bir katkıda bulunduğu öne sürülmüştür [84-86]. Bununla birlikte, bu nöronlar öncelikle

gövdeyi innerve eder ve servikal genişlemenin altında yoktur, bu da KE'e herhangi bir katkının yalnızca üst ekstremitede mevcut olabileceğini düşündürür [87]. Bu nedenle bu, çapraz eğitimin temel mekanizmalarından biri olarak görülmemektedir.

İskelet kasının kontrolü bazal çekirdekler ve beyincik tarafından izlenir ve düzenlenir. Bazal çekirdekler, serebral korteks ve talamus arasındaki bir geri bildirim döngüsü yoluyla kas kontrolünden sorumludur. Tüm hareketleri izlerken, yazma, klavyede yazı yazma veya ayakkabı bağlama gibi yerleşik otomatik hareketlerin birincil kontrolüdür [88]. Benzer şekilde beyincik, hata tespiti ve düzeltme yoluyla hareket kontrolü ve koordinasyonunda çok önemli bir rol oynar. Bu nedenle beyincik, hareket görevinde yer alan kasları ve eklemleri koordine ederek motor öğrenme ve beceri edinimi için önemlidir [88].

Tek taraflı direnç egzersizinin primer motor kortekste, premotor kortekste ve tamamlayıcı motor alanda çift taraflı aktivasyonu içerdiği gösterilmiştir [4,89,90]. Motor öğrenme görevleri için Doyon ve Ungerleider tarafından oluşturulan ve daha sonra revize edilen model, motor öğrenmeyle ilişkili nöral aktivasyon bölgelerinin görev türüne ve öğrenme aşamasına bağlı olduğunu belirtir [91-94].

Motor öğrenmenin iki ana sınıfı: ince motor görevlerinden oluşan motor dizisi öğrenmesi ve çevresel veya kaba motor görevlerinden oluşan motor adaptasyonu; Beynin farklı bölgelerine bağlıdır. Ek olarak, sinirsel aktivasyon bölgeleri, edinmeden saklamaya kadar olan öğrenme aşamasına bağlıdır.

2.5.6. Kontralateral eğitimin klinik uygulaması

Sağlıklı bir kişi için tek taraflı kuvvet eğitimin açık bir alakası yoktur, çünkü onlar genellikle her iki ekstremitedeki işlevi ve gücü aynı anda iyileştirmeye çalışırlar. Bununla birlikte, rehabilitasyon perspektifinden bakıldığında, çapraz eğitimin önemi, tek taraflı ortopedik yaralanma veya nörolojik hasardan sonra işlevin iyileşmesine fayda sağlamanın bir yolu olarak ortaya çıkmaktadır [95]. KE'in distal radius kırığı sonrasında iyileşmeyi olumlu yönde etkileyebileceğini gösterildi [96]. Standart klinik rehabilitasyonla birleştirilmiş tek taraflı kuvvetlendirme programını alan deney grubunda, el kavrama kuvvetinin yanı sıra hareket açıklığının da kontrol grubuna (yalnızca standart klinik rehabilitasyon) kıyasla deney grubunda önemli ölçüde geliştiği gösterildi. Deney grubu, yaralanma sonrası 12. haftada

kırıksız uzuv gücünün %62'sini korurken, kontrol grubunda bu oran %45'ti [96]. Zult ve arkadaşları ön çapraz bağ rekonstrüksiyonundan sonra iyileşen deneklere tek taraflı kuvvet antrenmanı uyguladılar ve standart rehabilitasyona yardımcı olarak yaralanmamış alt ekstremitte kuvvet antrenmanının, standart rehabilitasyona kıyasla antrenmansız yaralı ekstremitede iyileşme oranında artışa yol açmadığını buldular [97]. Dragert ve Zehr inme sonucu oluşan nörolojik hasarın ardından rehabilitasyonda uygulanabilir bir tedavi seçeneği olarak çapraz eğitimi araştırdı. Çalışma, yüksek yoğunluklu tek taraflı izometrik dorsifleksör kuvvet antrenmanı programını takip eden 19 katılımcıdan oluşuyordu. Daha az etkilenen ekstremitede 6 haftalık maksimum izometrik istemli dorsifleksiyon kasılmalarının ardından kuvvet, antrenmanlı ekstremitede %34 ve antrenmansız en çok etkilenen ekstremitede %31 gibi önemli oranda arttı. Kas gücündeki gelişmeler aynı zamanda alt ekstremitte motor fonksiyonu üzerinde de olumlu bir şekilde etkili oldu [98].

2.6. Diz Eklemi

Diz eklemi vücuttaki en büyük ve en karmaşık eklemlerden biridir. Dört kemik ve geniş bir bağ ve kas ağından oluşur [99]. Esas olarak fleksiyon ve ekstansiyona (ve az miktarda medial ve lateral rotasyona) izin veren bikondiler tipte bir sinovyal eklemdir [100].

2.6.1. Kaslar

Kuadriseps kası, VastusLateralis, Vastus Medialis, Intermedius ve Rectus Femoris'i içeren güçlü ve büyük bir kastır. Büyük vastus grubu diz ekstansiyonunun %80'ini oluştururken, %20'si rektus femoris tarafından sağlanır. Vastus medialis ve lateralis eklem kapsülüne patellar retinaküler lifler aracılığı ile bağlanır. Vastus kasları sadece diz ekstansiyonunu sağlarken, Rectus femoris hem kalça fleksiyonunu hem de diz ekstansiyonunu sağlar. Tüm kuadriseps komponentleri birleşerek patella superior kenarında güçlü bir kuadriseps tendonu oluşturur. Patellar tendon patellanın alt kısmı ile tuberositas tibia'yı birleştirir. Kuadriceps kası, patellar tendon ve patella ekstansör mekanizma olarak adlandırılır. Diz ekstansör kasları diz fleksörlerine göre 3:2 oranında daha fazla tork üretir [101].

Gastroknemius baldırın en güçlü kasıdır ve dizin posterioru boyunca uzanır ve femurun medial ve lateral kondillerinin posterior tarafına yapışır [102]. Pes anserinus, M.Sartorius, M.Grasilis ve M.Semitendinosus'un tibial medial taraftaki kombine yapışıklığıdır. Dizin

primer fleksörü olan bu kaslar tibianın iç rotasyonunu sağlar. İkinci olarak, dizin valgus ve rotasyonel strese korunmasına yardımcı olur. Semimembranosus kasları, özellikle dizin posterior ve posteromedial taraflarında önemli bir stabilizatör yapı olarak görev yapar. Kas kontraksiyonu ile posterior kapsül ve posteromedial yapıların gerilmesi önemli bir stabilite sağlar. Fonksiyonel olarak semimembranosus diz fleksörü ve internal tibia rotatörü olarak işlev görür [103].

Dizin lateral tarafında biceps femoris fibula başı, tibial lateral kondil ve posterolateral kapsüller yapıları yapışır. Bu kas dizin güçlü bir fleksördür ve aynı zamanda tibianın dış rotasyonunu sağlar. Diz fleksiyonu sırasında biceps femoris, tibianın öne doğru çıkmasını önleyerek stabilite sağlar. Dizin posterolateral köşesinde arkuateligamentkompleksi ile birleşerek varus ve rotasyonel stabiliteyi sağlar. İliotibial bandın arka tarafı proksimalde femurun lateral epikondiline ve distalde lateral tibial tüberküle (Gerdy tüberkülü) yapışır. Bu yapı vastus lateralis ve biceps ile komşu olarak ek bir bağ oluşturur. İliotibial bant ve biceps tendonu ekstansiyonda birbirine paraleldir. Tüm bu yapılar lateral stabiliteye katkıda bulunur [103].

2.6.2. Artrokinematik

Sagittal düzlemde bakıldığında, femurun eklem yüzeyi dışbükeyken tibianın içbükeydir. Diz artrokinematiği içbükeylik ve dışbükeylik kurallarına dayanır ve açık ve kapalı zincirler açısından tanımlanır [104].

Açık kinetik zincir: Diz ekstansiyonu sırasında tibia femur üzerinde anteriora doğru kayar. Daha doğrusu, 20° diz fleksiyonundan tam ekstansiyona kadar, tibia dışa doğru döner. Diz fleksiyonu sırasında tibia femur üzerinde posteriora doğru kayar ve tam diz ekstansiyonundan 20° fleksiyona kadar tibia içten döner [104].

Kapalı kinetik zincir: Diz ekstansiyonu sırasında femur tibia üzerinde posteriora doğru kayar. Daha spesifik olmak gerekirse, 20° diz fleksiyonundan tam ekstansiyona kadar, femur stabil bir tibia üzerinde içten döner. Diz fleksiyonu sırasında femur tibia üzerinde anteriora doğru kayar ve tam diz ekstansiyonundan 20° fleksiyona kadar femur stabil bir tibia üzerinde dışa doğru döner [104].

2.7. Squat

Squat, güç ve kondisyon geliştirmek amaçlı en sık kullanılan egzersizlerden biridir. Çok çeşitli atletik hareketlerle biyomekanik ve nöromüsküler benzerlikleri vardır ve bu nedenle, atletik performansı artırmak için tasarlanmış birçok spor rutininde temel bir egzersiz olarak yer almaktadır [105,106]. Ayrıca, ağırlık kaldırma sporlarının ayrılmaz bir bileşenidir ve yaygın olarak alt vücut gücünün üstün bir testi olarak kabul edilir [107,108].

Squat performansı ile ilişkili faydaları atletik popülasyonla sınırlı değildir. Günlük yaşam aktivitelerinin çoğunun çok sayıda kas grubunun eş zamanlı koordineli etkileşimini gerektirdiğı göz önüne alındığında, squat hareketi, tek bir manevrada birden fazla kas grubunu çalıştırma kabiliyeti nedeniyle yaşam kalitesini iyileştirmek için en iyi egzersizlerden biri olarak kabul edilir [109]. Squat hareketi, birçok günlük işle (paketleri kaldırmak ve çocukları kaldırmak gibi) yakın bir özgüllüğe sahip olmasının yanı sıra, diğerev işleri ve hobilerle dolaylı bir korelasyona sahiptir.

Squat, eklemle ilgili yaralanmalardan sonra alt vücut kaslarını ve bağ dokusunu güçlendirmek için bir araç olarak klinik ortamlarda da giderek daha popüler hale gelmektedir. Bağ lezyonları, patellofemoral disfonksiyonlar, total eklem replasmanı ve ayak bileğı instabilitesinin terapatik tedavisi için yaygın olarak kullanılmaktadır [110].

Dinamik squat performansı, kaldırıcı dik pozisyondayken başlar. Ardından kişi kalça, diz ve ayak bileğı eklemlerini esneterek çömelir. İstenilen squat derinliğine ulaşıldığında, kişi yönünü tersine çevirir ve tekrar dik pozisyona yükselir. Bu, kuadriseps femoris, kalça ekstansörleri, kalça addüktörleri, kalça abdüktörleri ve triseps surae dahil olmak üzere alt vücut kaslarının çoğunu dinamik olarak çalıştırır [111]. Buna ek olarak, gövdenin postüral stabilizasyonunu kolaylaştırmak için çok çeşitli destekleyici kaslar (abdominaller, erektör spina, trapezius ve rhomboidler) tarafından önemli izometrik aktivite gereklidir. Toplamda, squat performansı sırasında 200'den fazla kasın aktive olduğı tahmin edilmektedir [112].

2.8. Squat Sırasında Eklem Kinetiği ve Kinematiki

2.8.1. Ayak bileği kompleksi

Ayak bileği kompleksi talokrural ve subtalar eklemlerden oluşur. Bu eklemlerde gerçekleşen eylemler arasında dorsifleksiyon/plantar fleksiyon ve eversiyon/inversiyonun yanı sıra az miktarda ayak bileği abdüksiyon ve addüksiyonu yer alır [113, 114]. Squat performansı sırasında, talokrural eklemden (tibia ve fibulanın talus ile eklemleşmesi) dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon olması hareketi kolaylaştırırken, subtalar eklemdenki birincil eylem postürden stabiliteyi korumak ve ayaktaki eversiyon/inversiyonu sınırlamaktır. Normal talokrural hareket açıklığı 20° dorsifleksiyon ve 50° plantar fleksiyon iken, subtalar eklem hareket açıklığı ön ayak hareketi olmaksızın eversiyon ve inversiyon için yaklaşık 5°dir [115]. Birlikte triseps surae olarak adlandırılan gastroknemius ve soleus, plantar fleksiyon sırasında konsantrik olarak ve dorsifleksiyon sırasında eksantrik olarak kasılarak dinamik ayak bileği eklem hareketini gerçekleştirmekten sorumlu birincil kaslardır [113, 116].

Ayak bileği kas sisteminin zayıflığı, squat sırasındaki hatalı hareket modellerinin oluşumuna neden olduğu bilinmektedir. Yapılan çalışmalar medial gastroknemius, tibialis anterior veya tibialis posterior kaslarındaki kuvvet eksikliğinin, bireyin diz valgusu ve ayak pronasyon hareketlerini kontrol etme kabiliyetini azaltabileceğini, ayrıca dizin medial yönde aşırı yer değiştirmesine ve dinamik valgusa sebep olabileceğini bulmuşlardır [117].

2.8.2. Diz kompleksi

Diz eklemi tibiofemoral eklemden oluşur ve 0 ile yaklaşık 160° fleksiyon hareket aralığı boyunca sagittal düzlem hareketi gerçekleştirir [113, 114, 118]. Tibiofemoral eklem, tibia ve femurun eklemleşmesini içeren modifiye edilmiş bir menteşe eklemi olarak sınıflandırılabilir. Dinamik hareket sırasında eklemden az miktarda protasyon da mevcuttur; femur, tibiya göre fleksiyon sırasında lateral olarak ve ekstansiyon sırasında medial olarak döner. Bu da dizdeki anlık rotasyon merkezinin squat performansı boyunca hafifçe kaymasına neden olur.

Tibiofemoral eklem yardımcı olan patellofemoral eklem, dizin fleksiyonu ve ekstansiyonu sırasında patellanın femurun troklear yüzeyleri üzerinde kaydığı kaygan bir eklemdir. Bu,

daha büyük bir kuvvet kolu nedeniyle ekstansiyonda ek mekanik kaldıraç sağlar ve ayrıca interkondiler oluğa sürtünmeden kaynaklanan kuadriseps ve patellar tendonlardaki aşınmayı azaltır.

Diz, bir dizi bağ ve kıkırdak tarafından desteklenir. Bu yapılar arasında ön çapraz bağ (ÖÇB) genellikle eklem en önemli stabilizatörü olarak kabul edilir. Birincil rolü, özellikle düşük fleksiyon açılarında dizde anterior tibial translasyonu önlemektir [119]. Ayrıca dizin iç ve dış rotasyonunun sınırlandırılmasında ve varus/valgus hareketinin engellenmesinde de rol oynar. Arka çapraz bağ (AÇB), ÖÇB'nin muadili olarak kabul edilebilir. Birincil işlevi posterior tibial translasyonu kısıtlamaktır [119]. Medial ve lateral kollateral bağlar dizi frontal düzlemde stabilize ederek varus/valgus momentlerine karşı direnç sağlamaya yardımcı olur. Diz bağları eklem ana statik stabilizatörleri iken, diz kas sistemi dinamik eklem stabilizasyonunda baskın bir rol üstlenir [120]. Squat sırasında, diz üzerinde hareket eden primer kaslar, diz fleksiyonuna eksantrik olarak direnç göstermekle beraber konsantrik diz ekstansiyonunu gerçekleştiren kuadriseps femoristir (vastus lateralis, vastus medialis, vastus intermedius ve rektus femoris). Kuadriseps tendonu ve patellar tendon, diz ekstansörlerinin hareketini kolaylaştırarak dinamik hareket sırasında tibia üzerinde optimum çekme sağlar.

Hamstringler (biceps femoris, semitendinosus, semimembranosus) teknik olarak antagonistleridir ve diz ekstansör momentlerine karşı koyarlar. Bununla birlikte, kapalı zincir egzersizinde kuadriseps ile birlikte kasılırlar. Bu sinerjik etki, squat performansında diz eklem bütünlüğünü geliştirmek için önemli etkilere sahiptir. Özellikle, hamstringler tibia üzerinde karşı düzenleyici bir çekme uygulayarak kuadriseps tarafından verilen anterior tibiofemoral kaymayı nötralize etmeye yardımcı olur ve böylece ÖÇB üzerindeki stresi hafifletir [107].

Squat performansı sırasında dizdeki kuvvetler kapsamlı bir şekilde incelendiğinde ve çoğu 3 temel ilgi alanına odaklanılır: a) tibiofemoral kompresyon ve makaslama ve patellofemoral kompresyon, b) kuadriseps ve hamstringlerin kas aktivitesi ve c) anteroposterior ve mediolateral diz stabilitesi [121].

Hem tibiofemoral hem de patellofemoral kompresyonun artan diz açısı ile arttığı bilinmektedir [122, 123]. Bu kuvvetlerin, kuadriseps ve hamstringler arasında bir

kokontraksiyon başlatarak dizde koruyucu bir işlev sağladığı teorize edilmektedir. Spesifik olarak, hamstringler tibia üzerindeki kuvveti posteriora doğru çekerek anterior tibial translasyonu azaltır ve makaslamaya karşı koyar [124, 125].

Bazı uygulayıcılar, yüksek fleksiyon sırasında dizdeki yumuşak doku yapılarının yaralanma potansiyelinin arttığını öne sürerek derin squat yapılmaması gerektiğini ifade eder [126]. Ancak bu endişeler büyük ölçüde yersiz görünmektedir. Kesme kuvvetlerinin artan diz açılarıyla birlikte artma eğiliminde olduğu doğru olsa da, ÖÇB ve AÇB üzerindeki kuvvetler aslında yüksek fleksiyondayken azalmaktadır. Yapılan araştırmalara göre, diz yapıları 120'den büyük açılarda oldukça kısıtlıdır ve daha düşük fleksiyon açlarına kıyasla çok daha az anterior ve posterior tibial translasyon ve tibial rotasyonla sonuçlanır [127]. Bu kısıtlama, görünüşe göre, üst tibianın posterior yönü ile superior posterior femoral kondiller arasındaki sıkışma veya menisküs, posterior kapsül ve deri gibi yumuşak doku yapılarının sıkışmasından kaynaklanmaktadır [118, 127, 128]. Sonuç, daha iyi stabilite ve yüke karşı daha fazla toleranstır.

2.8.3. Kalça eklemi

Kalça, femur başı ile kalça kemeri'nin asetabulumu arasındaki eklemleşmeyi içeren bir top ve soket eklemidir. Sagittal düzlemde fleksiyon ve ekstansiyon, frontal düzlemde abduksiyon ve adduksiyon ve transvers düzlemde iç/dış rotasyon ve horizontal abduksiyon/adduksiyon yaparak 3 hareket düzleminde de serbestçe hareket edebilir [113, 114]. Squat sırasında ortalama kalça hareket açıklığının $95^{\circ} \pm 27$ fleksiyon olduğu bilinmektedir [129]. Bu, sporcuların derin squat yapmak için kalça esnekliğini geliştirmeleri gerekebileceği anlamına gelir.

Squat sırasında görev alan birincil kalça kasları gluteus maximus (Gm) ve hamstringlerdir. Gm, squat inişini kontrol etmek için eksantrik olarak ve kalkışta dış direncin üstesinden gelmek için konsantrik olarak hareket eden güçlü bir kalça ekstansördür. İliotibial banda bağlanması nedeniyle, Gm'nin squat sırasında diz ve pelvisin stabilize edilmesinde de rol oynadığı bilinmektedir [130]. Gm'nin kuvvet kolu 90° kalça fleksiyon açısında en küçük değerlere sahiptir, bu da bu aralıkta tork üretme kapasitesinin azaldığını düşündürmektedir. Bununla birlikte, kalça ekstansör kuvveti yaklaşık 90° 'de en yüksek seviyeye ulaşmaktadır [108]. Bu paradoks ise, kuvvet üretimine daha elverişli bir sarkomer uzunluğunu koruyarak

kuvvet kolu uzunluğundaki dezavantajının üstesinden gelen Gm'deki optimal kuvvet/uzunluk ilişkisinden kaynaklanmaktadır.

Hamstringlerin squat performansı sırasında sadece orta derecede aktif olduğu, leg curl ve dizleri bükmeden yapılan deadlift sırasında olduğu gibi yaklaşık yarısı kadar EMG aktivitesi ürettiği gösterilmiştir [131-134]. Bu, kas kompleksinin iki eklemlili yapısı ile tutarlıdır. Hamstringler hem kalça ekstansörleri hem de diz fleksörleri olarak işlev gördüğünden, uzunlukları performans boyunca oldukça sabit kalır ve oldukça tutarlı bir kuvvet çıkışına izin verir. Hamstringlerin zirve aktivitesinin, lateral hamstringlerin medial hamstringlerden daha fazla aktivite ürettiği, diz fleksiyonun 10° ile 70° arasında herhangi bir yerde meydana geldiği bilinmektedir [105, 106, 133]. Gm'nin aksine, squat derinliğinin hamstring tutulumu üzerinde herhangi bir etkisi olmadığı bilinmektedir; kısmi squat, paralel squat ve tam squat arasında pik ve ortalama torkta çok az değişiklik vardır.

2.9. İzokinetik Egzersiz

İzokinetik egzersiz veya uyum sağlayan değişken dirençli egzersiz, sabit bir hızda ekstremitenin hareketine yol açan izokinetik makineye karşı kuvvet uygulamasını ifade eden bir terapötik egzersiz türüdür [135]. Başka bir deyişle, ekstremitenin hızının hareket aralığı boyunca sabit kaldığı egzersizlere karşılık gelir ve böylece kas kuvveti ve makinedeki direnç bu gereksinimi karşılamak için değişir [136].

İzokinetik egzersiz, spor ve rehabilitasyonda yaygın olarak uygulanmaktadır [137]. Ayrıca nöromusküler hastalıkları olan hastalarda izokinetik egzersiz kullanımını destekleyen raporlar da vardır [138].

2.9.1. İzokinetik egzersiz türleri

İzokinetik egzersizler konsantrik-konsantrik, konsantrik-eksantrik veya eksantrik-eksantrik (dinamik kas paternleri) olabilir [136].

2.9.2. İzokinetik eğitimin avantajları

İzokinetik antrenmanın bildirilen avantajları arasında direnç, egzersiz güvenliği ve objektif bir kas kuvveti analizi yapabilme yeteneği ile optimal kas yüklenmesi yer almaktadır [137].

2.9.3. İzokinetik değerlendirme

İzokinetik cihazlar, antrenmanda kasın en uygun ve güvenli şekilde yüklenmesini sağlamanın yanı sıra, rehabilitasyondaki ilerlemenin objektif, nicel ölçümlerini ve dokümantasyonunu elde etmek için hareket değerlendirmesinde ve kas gücünün değerlendirilmesinde de kullanılabilir [135, 139]. Kas gücü, farklı hızlarda ve hareket aralıklarında da değerlendirilebilir, bu da bunu sol ve sağ tarafı karşılaştırmak için yararlı bir araç haline getirir.

Hareket değerlendirmesinde hızın kontrolü, test pozisyonlarına stabilite sağlarken (yani izole eylem) bireysel dinamik kas paternleri hakkında değerli bilgiler sağlayabilir [140]. Bununla birlikte, hareket aralığı boyunca hızlanma, salınım ve yavaşlama dönemleri olduğu için izokinetik cihazlarda hızın tam olarak kontrol edilmesinin mümkün olmadığı unutulmamalıdır [137]. Kas gücü, hareket aralığı boyunca sabit bir hızda izokinetik dinamometre ile direnç sağlanarak değerlendirilir. Bu, en yüksek noktası normalde hedeflenen eklemdeki bir kasın veya kas grubunun gücünü göstermesi gereken bir izokinetik tork eğrisi oluşturur.

Pik tork, araştırma ve klinik amaçlar için en yaygın olarak çalışılan ve önerilen izokinetik güç testi parametresi olmuştur [139]. Hareket hızı, bir eklem aralığında tepe torkun olduğu konumu etkilediğinden, hem belirli eklem açılarındaki maksimal değerlerin hem de hızlar arasında bir eklem aralığı boyunca üretilen tepe değerlerin analizi yapılmalıdır [137].

İzokinetik eksantrik hareketin değerlendirilmesi ya önceden belirlenmiş bir yük oluşturarak ve kaldıraç kolunun ekstremiteyi önceden belirlenmiş hızda hareket ettirmesini sağlayarak ya da önceden belirlenmiş hızda pasif olarak hareket eden bir kaldıraç koluna karşı çalışarak gerçekleştirilebilir [141].

İzokinetik testlerin yüksek güvenilirliğe sahip olmasının ön koşulu, bir test protokolünün takip edilmesi ve değerlendiricilere yeterli eğitimin verilmesidir [139]. Ayrıca, ağırlıklarla test-tekrar test analizleri yapıldığında bazı izokinetik dinamometrelerin güvenilirliği oldukça yüksek gibi görünse de, kas gerilmesinin ve nöral inhibisyonun üretilen kuvvet üzerindeki etkilerini azaltmak için maksimal testten önce submaksimal ısınmanın eklenmesi önerilmektedir [137].

2.9.4. İzokinetik eğitimin dezavantajları

Toplanan veriler makineye özgü bir formattadır ve farklı makineler için farklı veri işleme yazılım programları kullanılır [141]. Bu nedenle, kullanıcıların bu tür veri analizi ve yorumlamasına aşina olması gerekir [139]. İzokinetik cihazların bir diğer dezavantajı da bu hareket türünün gerçek insan performansı görevlerini yansıtmaması ve bu hareket türüne oldukça (tamamen olmasa da) özgü olduğu için fonksiyonel performans modellerine aktarılamamasıdır [139]. Son olarak, normalde izole eklem eğitimi içeren izokinetik egzersizler, ilgili eklemler üzerinde potansiyel olarak büyük yükler oluşturabilir ve bu nedenle belirli koşullar altında iyileşen dokular için tehlikeli olabilir [139].

2.9.5. İzokinetik terimler

Pik tork

Bir tekrar sırasında herhangi bir andaki en yüksek kas kuvveti çıkışı. Bu, tüm set için her tekrarda belirlenebilir. Tepe Torku kasın maksimum güç kapasitesini gösterir. Bu aynı zamanda 1 tekrarlı maksimum (1RM) izotonik kuvvet testine eşdeğerdir [139].

Pik tork / vücut ağırlığı

Pik Torku, vücut ağırlığına göre normalize edilmiş bir yüzde olarak temsil edilir ve tahmini bir hedefle karşılaştırılır. Bu değer fonksiyonel aktiviteyle daha ilgili ve alakalıdır [139].

Pik torkuna ulaşma süresi

Bir kas kasılmasının başlangıcından en yüksek tork gelişimi noktasına (pik tork) kadar geçen sürenin bir ölçüsüdür. Bu değer, kasların hızlı bir şekilde tork üretme işlevselliğinin bir göstergesidir [139].

Pik Tork Açısı

NEH'de en yüksek torkun üretildiği nokta olarak tanımlanır. Genellikle benzer hareketler ve hızlar için NEH'de aynı aralıkta meydana gelir. Pik tork açısı tipik olarak bir hareketin orta

aralığında meydana gelir. Bu, NEH'de kasın uzunluk gerilim ilişkisinin maksimum olduğu noktada olmalıdır [139].

Maksimum tekrar toplam iş

En yüksek iş miktarına sahip tekrar için toplam kas kuvveti çıkışı olarak tanımlanır. En fazla toplam iş içeren tekrara maksimum tekrar iş denir [139].

İş / vücut ağırlığı oranı

Maksimum çalışma tekrarının deneğin vücut ağırlığına oranı olarak görüntülenen oran. Pik Tork/Vücut Ağırlığı gibi, bu değer de yüksek bir çalışma değerini temsil ettiği için yüksek olmalıdır [139].

Toplam iş

Tüm set için başarılan iş miktarı. Bu, kasın test egzersizi boyunca torku koruma kapasitesini temsil eder [139].

Tüm bu bilgiler doğrultusunda izokinetik sistemle tek taraflı diz eklemi çevresi kaslara verilen kuvvet programının karşı taraf kaslarda herhangi bir gelişime neden olup olmadığı merak konusu olmuştur. İzokinetik dinamometreler gibi pahalı ve eğitim gerektiren sistemlerin olmadığı pratik ve fonksiyonel bir alternatif egzersiz olan squat ile aynı etkiler elde edilebilir mi sorusu bu araştırmanın temel kurgusudur.

Fakat dominant ekstremitede verilen bu iki egzersiz eğitimin dominant olmayan ekstremitede etkilerini inceleyen ve karşılaştıran bir araştırmaya rastlanmamıştır.

Bu bakış açısı ile planlanan bu çalışmada sağlıklı kişilerde iki farklı egzersiz uygulamasının kontralateral ekstremitede kuvvet, propriosepsiyon, kas kalınlığı yönünden bir etkisi olup olmadığı ve bunun yürüyüş parametrelerine yansıyor yansımadağı ortaya konulmaya çalışılmıştır.

3. BİREYLER VE YÖNTEM

3.1. Bireyler

Çalışmamız Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nde ve Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi. Gazi Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Komisyonu'ndan izin alınarak çalışmaya başlanmıştır. (Evrak Tarih ve Sayısı: 13.11.2023 - E.795767)

Katılımcılar basit randomizasyon kullanılarak 3 gruba ayrıldı. 1.grupta yer alan 17 birey izokinetik dinanometreyle eğitimini tamamlarken, 2. Grupta yer alan 15 birey ise squat egzersiziyle eğitimini tamamladı. Kontrol grubundaki 15 birey ise herhangi bir egzersiz eğitimi almadı.

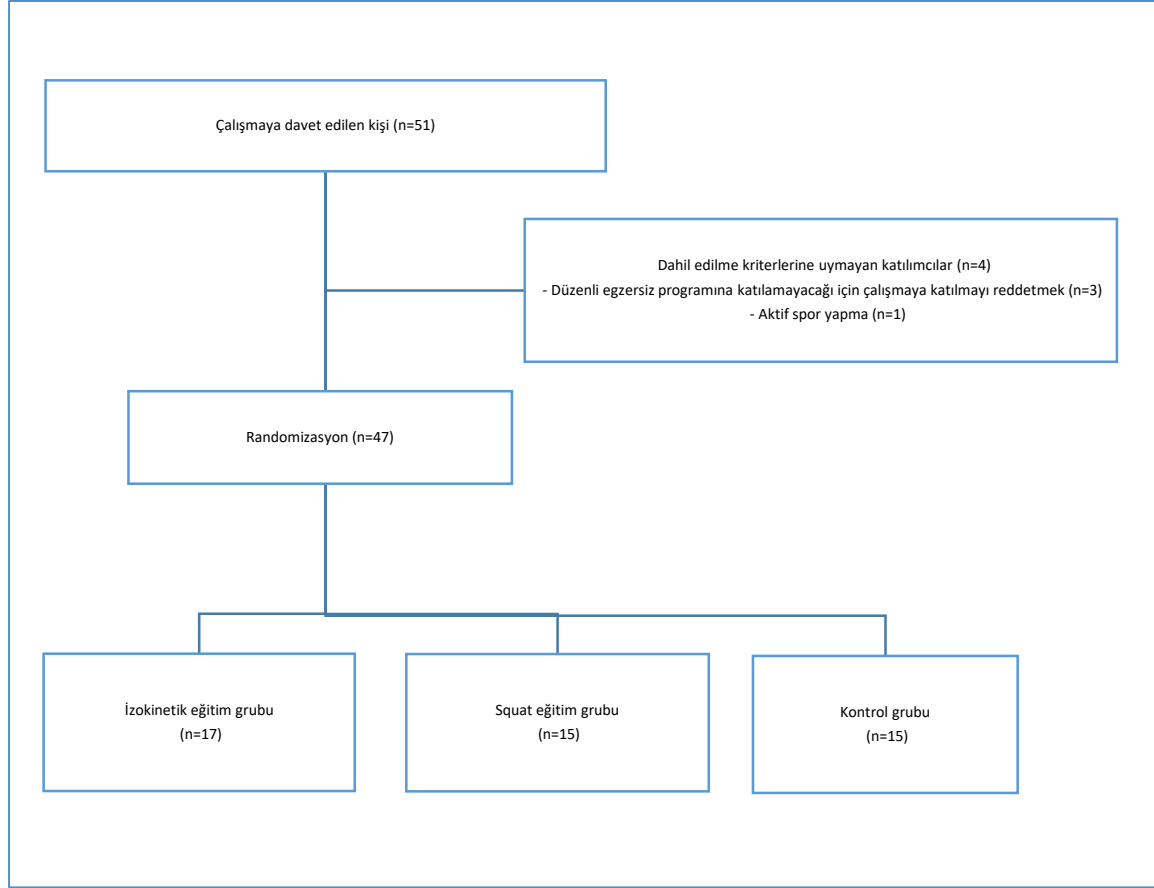
Bu çalışmaya 18-35 yaş aralığında 47 sağlıklı kadın katılımcı dahil olmuştur.

Çalışmaya dahil edilme kriterleri

- 18- 40 yaş aralığında kadın cinsiyet olmak
- Son 6 ay içerisinde herhangi bir alt ekstremitte problemi yaşamamak
- Aktif spor yapmamak
- Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi skoruna (UFAA) göre kategori 1 de yer almak [142]

Çalışmadan hariç tutulma kriterleri

- Son 2 yıl içerisinde ortopedik nedenlerden dolayı cerrahi geçirmiş olmak
- Alt ekstremitede devam eden ayak, ayak bileği, diz ve kalça ağrısının olması
- Egzersiz programlarını sürdürmesine engel olacak herhangi bir sistemik hastalığının olması
- Nörolojik problemi olmaması



Şekil 3.1. Çalışma akış şeması

3.2. Değerlendirmeler

Çalışmaya katılan tüm sağlıklı katılımcılar 6 hafta arayla toplam 2 kez değerlendirildi. Katılımcılar Random Allocation Software 2.0.0 randomizasyon programı kullanılarak randomize olarak izokinetik grubu, squat grubu ve kontrol grubu olmak üzere rastgele 3 gruba ayrıldı. İzokinetik egzersizleri yapan grup izokinetik dinamometre ile çalıştırıldı. Squat egzersizleri yapan grup ise tek bacak squat egzersizi yaptı. Kontrol grubu herhangi bir egzersiz programına katılmadı.

Bu çalışmaya katılan katılımcılardan kas kuvveti, kas kalınlığı, propriyosepsiyon, yürüyüş parametreleri ve alt ekstremitte fonksiyonuna yönelik ölçümler alındı. Tüm ölçümler aynı kişi tarafından günün aynı saatlerinde yapıldı. Kontrol grubuna herhangi bir kuvvetlendirme programı uygulanmayıp, 6 hafta arayla aynı değerlendirme testleri yineleni.

3.3. Demografik Bilgiler

Çalışmamıza dahil olan katılımcıların ad, soyad, dominant taraf, vücut ağırlığı, boy, yaş gibi demografik bilgileri ölçümler öncesi sözel olarak sorgulanarak kaydedildi. Çalışmaya katılmayı kabul eden katılımcılara çalışma hakkında detaylı bilgi verildi. Katılımcılara çalışmanın başında ve sonunda yapılan değerlendirmelerden önce ve 6 hafta süresince yaptıkları egzersizlerden önce yorucu aktivitelerden kaçınmaları söylendi.

3.3.1. Fiziksel aktivite düzeyinin belirlenmesi

- Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi kısa formu (UFAA) kullanılarak katılımcıların fiziksel aktivite düzeyi belirlendi. Kullanılan bu ankette, fiziksel aktivite seviyesini belirlemek adına katılımcıların yaşantılarının son 1 haftasını kapsayan 7 adet soru yer almaktadır. Bu anket ile son 1 haftada kaç gün ve ne kadar süreyle şiddetli ve orta seviye fiziksel aktivite ile yürüyüş yaptığı ve son soruda ise gün içinde hareketsiz harcadığı zaman sorgulandı. Fiziksel aktivite düzeyleri, fiziksel olarak aktif olmayan (<600 METdk/hafta), fiziksel aktivite düzeyi düşük olanlar (600-3000 MET-dk/hafta), fiziksel aktivite düzeyi yeterli olanlar (>3000 MET-dk/hafta) şeklinde belirlenmiştir [142]. Çalışmamızda fiziksel aktivite düzeyleri açısından homojen bir grup oluşturmak amacıyla UFAA kısa form kullanılmıştır.

3.3.2. Kas kuvvetinin belirlenmesi

Çalışmaya katılan katılımcıların hamstring ve quadriceps femoris kas kuvveti izokinetik dinamometre (Cybex Humac Norm Testing and Rehabilitation System, CSMI, USA) ile konsantrik ve eksantrik modlarda ölçüldü (ICC: 0,89) [143]. Ölçüme başlamadan önce dinamometrenin rotasyon eksenini ile diz ekleminin anatomik eksenini doğru ölçüm için aynı hizaya olacak şekilde ayarlandı. Test sırasında katılımcılar dinamometre üzerinde dik pozisyonda oturtuldu ve 2 omuz kemeri, bir bel kemeri ve bir uyluk kemeri ile stabilize edildi. Kalça eklemi 90° fleksiyon pozisyonundayken testler gerçekleştirildi. Her iki taraf diz eklemi 0°-90° arası fleksiyon,- ekstansiyon hareketi oluşturacak ve açısal hızları 60°/sn olacak şekilde ayarlandı. Katılımcıların izokinetik dinamometreye alınmadan önce bisikletle 5 dk ısınmaları istendi.

Değerlendirmeden önce, her test hızından önce rutin olarak başlangıç tekrarları yapıldı. Katılımcıların hem ekstansör hem de fleksör kaslarının konsantrik kuvveti 60° ve 180° /sn hızda ve eksantrik kuvveti ise 60° /sn hızda değerlendirildi. Katılımcılar değerlendirme esnasında diz fleksiyonu ve ekstansiyonu konsantrik olarak 60° /sn hızda 5 kez, 180° /sn hızda 15 kez ve eksantrik olarak 60° /sn hızda 5 kez gerçekleştirdi. Ayrıca, farklı açısal hızlar arasında gevşeme için 90 saniyelik bir duraklama ve ardından sistem ayarı karşı bacak için değiştirildiğinde üç dakikalık bir dinlenme verildi. Test sırası ilk önce dominant bacak sonra ise dominant olmayan bacak olacak şeklinde belirlendi. Test sırasında maksimum kontraksiyon elde etmek için tüm katılımcılar sözel olarak aynı şekilde motive edildi ve kaç tekrar kaldığı hakkında bilgi verildi. Tüm testlerin sonunda cihaz tarafından sunulan ekstansör ve fleksör kaslarının en iyi pik tork/ vücut ağırlığı oranı newton-metre/kilogram olarak kaydedildi [144] (Resim 3.1.)



Resim 3.1. İzokinetik dinanometre ile kas kuvvetinin ölçülmesi

3.4. Eklem Pozisyon Hissi Ölçümü

Propriosepsiyon, Cybex Humac Norm Testing and Rehabilitation System (CSMI, USA) kullanılarak ölçüldü. Her iki bacakta bu ölçüm yapıldı. Katılımcılardan kas gücü değerlendirmesiyle aynı pozisyonda izokinetik sistemin koltuğuna oturmaları istendi. Ayak bileğinin proksimal malleollerini dinamometrenin kaldırma koluna tutturularak yapıldı. Femur

lateral epikondil seviyesinde, dinamometrenin rotasyonel eksenini diz rotasyonel eksenine ile hizalanmış bir şekilde yapıldı [145]. Dinamometre 0° eğilmiş ve 90° sabitlenmiş iken, koltuk arkılığı 85° eğimli ve koltuk yönü 90° sabitlenmiş bir pozisyonda test yapıldı. Her iki dizde de propriyosepsiyon 30° ve 60° hedef açıyla test edildi. Aktif test pasif testten daha işlevsel olduğundan propriyosepsiyon, izokinetik sistemin aktif modunda test edilmesine karar verildi [146]. Testten önce, prosedür her katılımcıya açıklandı ve daha sonra katılımcılara oturma pozisyonu, diz fleksiyonu ve ekstansiyonu, ezberleme açısı ve dinlenme süreleri gibi testin diğer detayları hakkında bilgi verildi. Katılımcıların sessiz bir laboratuvar ortamında testleri gözleri kapalı olarak yapılmasına özen gösterildi. Veri toplama işlemi sırasında katılımcılara hedef açıyı öğrenmeleri için bacaklarını başlangıç pozisyonundan (90° diz fleksiyonu) uzatmaları talimatı verilerek, dinamometrenin kolunun hareketi engellediğinde hedef açığa geldiği (30° ve 60° derece diz fleksiyonu) söylendi. Dinamometrede, katılımcının pozisyonu öğrenmesi için 10 saniyelik bir süre boyunca bacağı hedef açıda tutulacağını söylendi. Daha sonra katılımcıdan dizini tekrar başlangıç pozisyonuna getirmesi istendi. Katılımcıların hedef açığa ulaştığını hissedene kadar bacağın uzatması istendi. Hedef açığa ulaştığını düşündüğü açı kaydedildi. Testler üç kez tekrarlanarak ve hedef açı konumu ile deneğin algılanan açısı arasındaki fark mutlak hata olarak kaydedildi [145,146]. Her katılımcı için bu üç puanın ortalaması hata puanı olarak kaydedildi (Resim 3.2.).



Resim 3.2. İzokinetik dinanometre ile eklem pozisyon hissini ölçülmesi

3.5. Fonksiyonelliğin Ölçülmesi

3.5.1. Tek bacak öne sıçrama

Tek bacak öne sıçrama testinde katılımcılardan yere sabitlenen mezuranın sıfır değerine başparmak ucu gelecek şekilde eller belde dominant ayak üzerinde durması istendi. Katılımcıların sıçrayabildiği kadar uzağa sıçraması ve sıçradığı ayakla yere inmesi istendi. Yere indikten sonra 2 saniye boyunca dengesini koruması istendi (ICC: 0,92-0,97) [147]. Başparmak ucunun geldiği yer mezura üzerinde belirlendi ve santimetre cinsinden kaydedildi Katılımcılara teste başlamadan önce 1 deneme hakkı verildi. Test 3 kez tekrarlandı ve sonuçların aritmetik ortalaması alındı [148] (Resim 3.3.).



Resim 3.3. Tek bacak öne sıçrama ile fonksiyonelliğin ölçülmesi

3.6. Yürüyüşün Değerlendirmesi

Yürüyüş özellikleri ve pelvik salınım, katılımcılar 7 metrelik bir yürüyüş parkuru tamamlaması ve başlangıç noktasına dönmesi sırasında kablosuz üç eksenli ivmeölçer kullanılarak ölçüldü. Katılımcıların sert bir yüzeyde topuksuz gündelik ayakkabılarla

yürümelerine izin verildi. Analiz sistemi, 5. bel omuruna takılan ve Velcro™ ile sıkılan bir kablosuz üç eksenli ivmeölçer (G-Walk, BTS Bioengineering S.p.A., İtalya) kullanılarak kütle merkezine konumlandırıldı. İvmeölçer verileri bir Bluetooth sistemi ile kablosuz olarak aktarılarak ve bir bilgisayarda BTS G-studio yazılımı (BTS Bioengineering S.p.A., İtalya) ile analiz edildi. [149]. İvmeölçerin ağırlığı 37 g, boyutları ise $70 \times 40 \times 18$ mm idi. İvmeölçerin frekansı 4 ila 1000 Hz ve sensör füzyonu 200 Hz idi. Her üç düzlemi de içeren pelvik salınım (Ön-arka eğim, yanal eğim ve rotasyonel) BTS G-studio yazılım programı kullanılarak analiz edildi. G-walk, sağlıklı yetişkinlerde yürüyüşü değerlendirmek için güvenilir bir cihazdır. Pelvik açıların değerlendirilmesi orta düzeyde test-tekrar test güvenilirliğine sahiptir (ICC: 0,46 -0,65) [150] (Resim 3.4.).



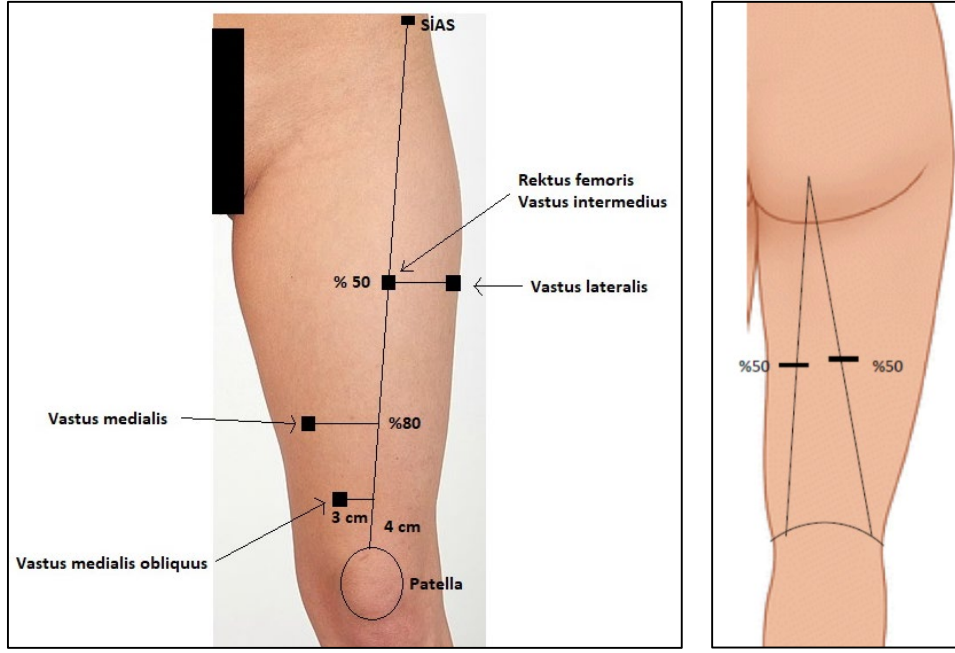
Resim 3.4. Kablosuz üç eksenli ivmeölçer yürüyüşün değerlendirilmesi

3.7. Kas Kalınlığının Ölçümü

Uyluk kas kalınlıklarının ölçümü Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı'nda kas iskelet sistemi ultrasonografisi konusunda deneyimli bir fizyatrast tarafından yapıldı. Ölçümler 7.5-12 MHz lineer prob (LOGIQ 7 Pro; GE Yokogawa Medical System, Tokyo, Japan) kullanılarak B-mod ultrasonografi ile

gerçekleştirildi. Kuadriseps femoris kasını oluşturan vastus lateralis ve vastus medialis oblikus (VMO) komponentlerinin kalınlıkları sırt üstü yatış pozisyonunda, topuklar orta hatta eşit mesafede omuz genişliği kadar açık ve alt ekstremiteler istirahat halindeyken ölçüldü [151]. Kas kalınlıklarının ölçüm noktalarını standardize etmek için uyluk ön yüzüne uyluk uzunluğunu temsilen spina iliaca anterior superioru patella üst kenarı orta noktasına birleştiren bir çizgi çizildi. Vastus lateralis kas kalınlığı için prob, anteriorda uyluk uzunluğunun orta noktasına (%50'si) transvers planda yerleştirildi. Vastus lateralis ölçüm noktasını belirlemek için uyluk uzunluğunun %50'inden uyluk çevresi ölçüldü, prob bu hızda çevre uzunluğunun %10'u kadar laterale transvers planda yerleştirildi. Vastus medialis kalınlığı için uyluk uzunluğunun %80'inden uyluk çevresi ölçüldü, prob bu hızda çevre uzunluğunun %12.5'i kadar mediale transvers planda yerleştirildi. VMO kalınlığı patella üst kenarı orta noktasının 4 cm proksimali ve 3 cm mediali hizasında, prob kas liflerine paralel olacak şekilde oblik-sagital planda yerleştirilerek ölçüldü. Medial ve lateral hamstring kasları yüzükoyun yatış pozisyonunda, topuklar orta hatta eşit mesafede omuz genişliği kadar açık ve ayaklar bilek distali sedye kenarından serbestçe sarkar haldeyken değerlendirildi [152] (Resim 3.5.).

Hamstring kas kalınlıklarının ölçüm lokalizasyonu belirlemek için proksimalde tuberositas iskiundan distalde medial ve lateral hamstring tendonlarının popliteal kıvrımla kesişim noktalarına iki hat çizildi. Prob, bu hatların %50'si hizasında transvers olarak yerleştirildi. Tüm ölçümlerde yumuşak dokuya kompresyon oluşturmamak için proba minimal kuvvet uygulandı, ciltle yeterli akustik teması sağlamak için bol miktarda suda çözünür geçirgen jel kullanıldı. Elde edilen ultrasonografik görüntülerde kas-subkutan yağ, kas-fasya ve kas-kemik ara yüzeyleri belirlendi. Kas kalınlıkların ölçümü her bir görüntü planının orta hizasında ara yüzler arası mesafeye dayanarak, ardı sıra yapılan 3 ölçümün ortalaması kaydedildi (Resim 3.5.).



Resim 3.5. Kas kalınlığının ölçümü

3.8. Egzersiz Programları

3.8.1. İzokinetik eğitim grubu

İzokinetik sistemde egzersizlerini yapan katılımcılar haftada 3 gün 6 hafta izokinetik sistemde dominant ekstremitedeki dizini 60°/sn hızda hem fleksiyon hem de ekstansiyon yönünde konsantrik ve eksantrik olarak çalıştı. Egzersiz eğitiminin ilk 2 haftasında katılımcılar her seans 3 kez 10 tekrar konsantrik 60°/sn hızda ve 3 kez 5 tekrar eksantrik 60°/sn hızda, takip eden 2 haftada 3 kez 12 tekrar konsantrik 60°/sn hızda ve 3 kez 6 tekrar eksantrik 60°/sn hızda, eğitimin son 2 haftasında ise 3 kez 15 tekrar konsantrik 60°/sn hızda ve 3 kez 7 tekrar eksantrik 60°/sn hızda çalıştırıldı. Seanslar arasında 1 dakikalık dinlenme süreleri verildi (Resim 3.6.).



Resim 3.6. İzokinetik dinanometre ile dominant ekstremitte egzersiz eğitimi

3.8.2. Tek bacak squat eğitim grubu

Squat egzersiz grubunda olan katılımcılar tek bacak(dominant) squat egzersizini diz 60° fleksiyona gelecek şekilde 3 saniye iniş ve 3 saniye kalkış olacak şekilde haftada 3 gün 6 hafta gerçekleştirdi. Egzersiz eğitiminin ilk 2 haftasında katılımcılar 3 set 10 tekrar, sonrasındaki 2 hafta 3 set 12 tekrar, son 2 hafta 3 set 15 tekrar olmak üzere squat hareketini gerçekleştirdi (Resim 3.7.).



Resim 3.7. Dominant ekstremitede squat egzersizi

3.8.3. Kontrol grubu

Kontrol grubunda olan katılımcılara herhangi bir egzersiz programına 6 hafta süreyle katılmamaları söylendi.

3.9. İstatiksel Analiz

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

kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen değişkenler için merkezi eğilim ölçütü olarak ortanca yayılım ölçütü için 25-75 persentil çeyrekler arası aralık kullanıldı.

Gruplar arasında demografik bilgilerin karşılaştırmalarında normal dağılım sağlayan değişkenler için tek yönlü varyans analizi (ANOVA), normal dağılım göstermeyen değişkenler için ise Kruskal-Wallis testi kullanıldı. İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunan verilerde post-hoc analizler Bonferoni düzeltmesi ile gerçekleştirildi. Verilerinin analizinde Mauchly'nin küresellik testi uygulandı ve küreselliğin sağlandığı görüldü. Grup içi zaman faktörüne bağlı değişiklikler ve gruplar arasındaki zaman*grup etkileşimleri İki Yönlü Tekrarlanan Ölçüm ANOVA ile analiz edildi. İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunan verilerde post-hoc analizler Bonferoni düzeltmesi ile gerçekleştirildi. Analiz edilen tüm parametreler için anlamlılık değeri $p<0.05$ olarak kabul edildi.

Post-hoc güç analizi için G* Power programı (versiyon 3.1.9 Universität Düsseldorf, Düsseldorf, Almanya) kullanıldı. Konsantrik diz ekstansör kas kuvveti pik tork değeri (Newton- metre) ve eksantrik diz ekstansör kas kuvveti pik tork değeri (Newton- metre) dominant olmayan ekstremiteler seçtif kas kuvvet değişkenlerinin tedavi öncesi ve tedavi sonrası değerleri post-hoc güç analizinde kullanıldı. Alfa'nın istatistiksel anlamlılığı %5 ve örneklem genişliğinin 17 olduğu izokinetik grup için öncesi-sonrası kıyaslamasının yapıldığı analizler için post-hoc gücün ($1-\beta$) sırasıyla %98.56 ve %91,47 olduğu bulundu [153].

4. BULGULAR

4.1. Bireylerin Demografik Özellikleri

Çalışmaya Uluslararası Fiziksel İnaktivite skoruna göre inaktif olarak tanımlanmış 47 kadın katılımcı dahil edilmiştir. Çalışmada yer alan her 3 grubun da yaş, boy, vücut ağırlığı ve BKİ gibi demografik özellikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>0.05$). Gruplara ait ortalama ve standart sapma değerleri çizelge 4.1. de ifade edilmiştir.

Çizelge 4.1. Katılımcıların demografik bilgileri

	Squat (n=15)	İzokinetik (n=17)	Kontrol (n=15)	Anova
	X $\pm$ SS	X $\pm$ SS	X $\pm$ SS	p
Yaş (yıl)	20,88 $\pm$ 2,99	22,13 $\pm$ 4,11	21,60 $\pm$ 0,73	0,394
Boy (cm)	163,52 $\pm$ 6,25	162,93 $\pm$ 5,14	166,13 $\pm$ 6,73	0,316
Vücut Ağırlığı (kg)	61,11 $\pm$ 14,65	59,44 $\pm$ 7,35	55,90 $\pm$ 9,59	0,417
VKİ (kg/m ²)	22,72 $\pm$ 4,52	22,45 $\pm$ 2,88	20,32 $\pm$ 3,61	0,165

X:Ortalama SS: Standart Sapma VKİ: Vücut Kütle indeksi n:katılımcı sayısı

4.2. Kas Kuvveti Analizleri

Dominant diz ekstansör ve fleksör konsantrik kas kuvveti 60°/sn açısal hızda konsantrik modda değerlendirilmiştir. Zaman*Grup etkileşimi bakımından diz ekstansör kas kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmakla birlikte diz fleksör kas kuvveti açısından istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. İzokinetik, squat ve kontrol grubunda hem diz ekstansör hem de diz fleksör kas kuvveti eğitim öncesi ve sonrası verileri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Hem diz ekstansör hem de diz fleksör kas kuvvetinde izokinetik eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Hem diz ekstansör hem de diz fleksör kas kuvvetinde squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Ancak diz ekstansör kas kuvvetinde kontrol grubunda her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmakla beraber diz fleksör kas kuvvetinde kontrol grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır (Çizelge 4.2.).

Dominant olmayan diz ekstansör ve fleksör konsantrik kas kuvveti 60°/sn açısal hızda konsantrik modda değerlendirilmiştir. Zaman*Grup etkileşimi bakımından hem diz ekstansör kas kuvveti açısından hem de diz fleksör kas kuvveti açısından istatistiksel olarak fark bulunmuştur. İzokinetik, squat ve kontrol grubunda hem diz ekstansör hem de diz fleksör kas kuvveti eğitim öncesi ve sonrası verileri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Hem diz ekstansör hem de diz fleksör kas kuvvetinde izokinetik eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Diz ekstansör kas kuvvetinde squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur. Diz fleksör kas kuvvetinde ise squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Hem diz ekstansör hem de diz fleksör kas kuvveti kontrol grubunda her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (Çizelge 4.2.).

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

	Test	Grup	Eğitim Öncesi X ± SS	Eğitim Sonrası X ± SS	Ortalama Fark	Std. Hata	Değişim Yüzdesi %	P	ZamanxGrup		
									F	p	N _p ²
Egzersiz yapan dominant taraf	Diz Ekstansör Kas Kuvveti (Nm)	Squat	182,80±21,55	198,86±23,92	-16,06	9,92	8,78	0,113	3,66	0,034	0,143
		İzokinetik	185,76±32,57	230,29±52,32	-44,52	9,32	23,96	p<0,001			
		Kontrol	204,86±52,47	215,33±36,44	-10,46	9,92	5,10	0,297			
		P	0,225	0,097							
	Diz Fleksör Kas Kuvveti (Nm)	Squat	85,66±15,02	94,13±16,43	-8,46	5,26	9,87	0,115	1,038	0,363	0,045
		İzokinetik	80,94±23,10	99,35±22,90	-18,41	4,94	22,74	0,001			
		Kontrol	93,80±30,39	104,86±22,00	-11,06	5,26	11,79	0,041			
		P	0,313	0,375							
Egzersiz yapmayan taraf	Diz Ekstansör Kas Kuvveti (Nm)	Squat	172,80±27,85	190,13±20,47	-17,33	6,98	10,02	0,017	3,98	0,026	0,153
		İzokinetik	173,82±31,64	194,70±32,99	-20,88	6,55	12,01	0,003			
		Kontrol	192,73±42,25	188,26±36,49	-4,46	6,98	2,31	0,526			
		P	0,207	0,831							
	Diz Fleksör Kas Kuvveti (Nm)	Squat	82,33±16,02	88,86±12,08	-6,53	3,37	7,93	0,060	4,13	0,023	0,158
		İzokinetik	78,17±22,45	90,05±18,38	-11,82	3,17	15,12	0,001			
		Kontrol	96,53±24,67	95,13±20,72	1,40	3,37	1,45	0,681			
		P	0,053	0,582							

X: Ortalama SS: Standart Sapma Nm: Newton-metre

Dominant diz ekstansör ve fleksör eksenrik kas kuvveti 60°/sn açısal hızda konsantrik modda değerlendirilmiştir. Zaman*Grup etkileşimi bakımından hem diz ekstansör kas kuvveti açısından hem de diz fleksör kas kuvveti açısından istatistiksel olarak bir fark bulunmuştur. İzokinetik, squat ve kontrol grubunda hem diz ekstansör hem de diz fleksör kas kuvveti eğitim öncesi ve sonrası verileri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Hem diz ekstansör hem de diz fleksör kas kuvvetinde izokinetik eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Hem diz ekstansör hem de diz fleksör kas kuvvetinde squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Hem diz ekstansör hem de diz fleksör kas kuvveti kontrol grubunda her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (Çizelge 4.3.).

Dominant olmayan diz ekstansör ve fleksör eksenrik kas kuvveti 60°/sn açısal hızda konsantrik modda değerlendirilmiştir. Zaman*Grup etkileşimi bakımından diz fleksör kas kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmakla birlikte diz ekstansör kas kuvveti açısından istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. İzokinetik, squat ve kontrol grubunda hem diz ekstansör hem de diz fleksör kas kuvveti eğitim öncesi ve sonrası verileri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Hem diz ekstansör hem de diz fleksör kas kuvvetinde

izokinetik eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Hem diz ekstansör hem de diz fleksör kas kuvvetinde squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Hem diz ekstansör hem de diz fleksör kas kuvveti kontrol grubunda her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır (Çizelge 4.3.).

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

	Test	Grup	Eğitim Öncesi X ± SS	Eğitim Sonrası X ± SS	Ortalama Fark	Std. Hata	Değişim Yüzdesi %	P	ZamanxGrup		
									F	p	N _p ²
Egzersiz yapan dominant taraf	Diz Ekstansör Kas Kuvveti (Nm)	Squat	235,66±44,14	261,53±35,69	-25,86	15,18	10,97	0,109	6,49	0,002	0,240
		İzokinetik	238,70±48,85	315,82±75,76	-77,11	14,85	32,30	p<0,001			
		Kontrol	253,06±52,18	250,86±39,91	2,200	15,81	0,86	0,890			
		P	0,628	0,003							
	Diz Fleksör Kas Kuvveti (Nm)	Squat	103,26±23,91	114,13±29,88	-10,867	8,81	10,51	0,224	3,46	0,04	0,136
		İzokinetik	106,58±35,30	139,88±36,40	-33,29	8,28	31,23	p<0,001			
		Kontrol	117,40±39,23	120,20±23,39	-2,80	8,81	2,38	0,752			
		P	0,486	0,054							
Egzersiz yapmayan taraf	Diz Ekstansör Kas Kuvveti (Nm)	Squat	226,66±47,24	259,86±43,06	-33,20	10,43	14,64	0,003	2,91	0,06	0,117
		İzokinetik	223,76±36,98	255,88±48,10	-32,11	9,79	14,37	0,002			
		Kontrol	240,93±70,97	243,06±50,76	-2,13	10,43	0,88	0,839			
		P	0,630	0,600							
	Diz Fleksör Kas Kuvveti (Nm)	Squat	94,26±23,35	106,06±25,40	-11,80	5,68	12,51	0,044	4,92	0,012	0,183
		İzokinetik	100,41±24,06	122,17±23,65	-21,76	5,34	21,76	p<0,001			
		Kontrol	111,60±30,41	108,93±26,03	2,66	5,68	5,08	0,640			
		P	0,192	0,159							

X: Ortalama SS: Standart Sapma Nm: Newton-metre

4.3. Kas Kalınlığı Analizleri

Dominant diz ekstansörlerinin kas kalınlığı ultrasonografi ile değerlendirilmiştir. Zaman*Grup etkileşimi bakımından VMO ve vastus lateralis kas kalınlıkları açısından istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. İzokinetik, squat ve kontrol grubunda VMO ve vastus lateralis kas kalınlığı eğitim öncesi ve sonrası verileri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. VMO ve vastus lateralis kas kalınlığı izokinetik eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. VMO ve vastus lateralis squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. VMO ve vastus lateralis grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (Çizelge 4.4.).

Dominant olmayan diz ekstansörlerinin kas kalınlığı Zaman*Grup etkileşimi bakımından VMO ve vastus lateralis kas kalınlıkları açısından istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. İzokinetik, squat ve kontrol grubunda VMO ve vastus lateralis kas kalınlığı eğitim öncesi ve sonrası verileri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Vastus lateralis kas kalınlığı squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmakla beraber VMO kas kalınlığı benzer bulunmuştur. VMO ve vastus lateralis, kas kalınlığı izokinetik eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. VMO ve vastus lateralis kontrol grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (Çizelge 4.4.).

Çizelge 4.4. Katılımcıların diz ekstansörlerinin kas kalınlığı değerlendirmeleri

	Test	Grup	Eğitim Öncesi X ± SS	Eğitim Sonrası X ± SS	Ortalama Fark	Std. Hata	Değişim Yüzdesi %	P	ZamanxGrup		
									F	p	N _p ²
Egzersiz yapan dominant taraf	VMO Kas Kalınlığı (mm)	Squat	11,82±2,61	13,29±2,30	-1,473	0,402	12,43	0,001	2,01	0,14	0,08
		İzokinetik	11,57±2,61	12,55±2,47	-0,985	0,378	8,47	0,012			
		Kontrol	11,32±1,30	11,66±1,67	-0,335	0,402	2,91	0,409			
		P	0,838	0,137							
	Vastus Lateralis Kas Kalınlığı (mm)	Squat	20,42±2,67	21,34±2,76	-0,913	0,297	4,45	0,004	1,19	0,31	0,051
		İzokinetik	21,29±4,43	22,02±4,34	-0,729	0,279	3,38	0,012			
		Kontrol	19,67±3,85	19,95±3,70	-0,285	0,297	1,42	0,343			
		P	0,480	0,288							
		İzokinetik	19,32±3,36	20,60±3,03	-1,276	0,287	6,57	p<0,001			
		Kontrol	18,36±3,77	18,22±4,05	0,140	0,306	0,76	0,649			
		P	0,428	0,097							
Egzersiz yapmayan taraf	VMO Kas Kalınlığı (mm)	Squat	12,46±3,17	12,94±2,17	-0,480	0,500	3,85	0,342	0,312	0,734	0,014
		İzokinetik	12,08±2,10	12,17±2,11	-0,088	0,469	0,66	0,852			
		Kontrol	12,16±2,21	12,76±2,85	-0,602	500	4,93	0,235			
		P	0,907	0,581							
	Vastus Lateralis Kas Kalınlığı (mm)	Squat	20,10±2,89	20,96±2,56	-0,867	0,276	4,27	0,003	2,64	0,082	0,107
		İzokinetik	20,97±4,37	20,99±4,44	-0,018	0,259	0,04	0,946			
		Kontrol	19,92±3,60	20,17±3,57	0,246	0,276	1,20	0,377			
		P	0,690	0,779							

VMO: Vastus Medialis Oblikus X: Ortalama SS: Standart Sapma

Dominant diz fleksörlerinin kas kalınlığı ultrasonografi ile değerlendirilmiştir. Zaman*Grup etkileşimi bakımından lateral hamstring kas kalınlığı açısından istatistiksel olarak benzer bulunmakla beraber medial hamstring kas kalınlığı bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır. İzokinetik, squat ve kontrol grubunda medial ve lateral hamstring kas kalınlığı eğitim öncesi istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. İzokinetik, squat ve kontrol grubunda medial hamstring kas kalınlığı eğitim sonrası istatistiksel olarak benzer olmakla beraber lateral hamstring kas kalınlığı istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur. Medial hamstring kas kalınlığı squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmakla

beraber lateral hamstring kas kalınlığı benzer bulunmuştur. Medial hamstring kas kalınlığı izokinetik eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmakla beraber lateral hamstring kas kalınlığı benzer bulunmuştur. Medial ve lateral hamstring kas kalınlıkları kontrol grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (Çizelge 4.5.).

Dominant olmayan diz fleksörlerinin kas kalınlığı Zaman*Grup etkileşimi bakımından hem medial hem de lateral hamstring kas kalınlığı açısından istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. İzokinetik, squat ve kontrol grubunda medial ve lateral hamstring kas kalınlığı hem eğitim öncesi hem de eğitim sonrası istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Medial hamstring kas kalınlığı squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmakla beraber lateral hamstring kas kalınlığı istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Medial ve lateral hamstring kas kalınlığı izokinetik eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Medial ve lateral hamstring kas kalınlıkları kontrol grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (Çizelge 4.5.).

Çizelge 4.5. Katılımcıların diz fleksörlerinin kas kalınlığı değerlendirmeleri

	Test	Grup	Eğitim Öncesi X ± SS	Eğitim Sonrası X ± SS	Ortalama Fark	Std. Hata	Değişim Yüzdesi %	P	ZamanxGrup		
									F	p	N _p ²
Egzersiz yapan dominant taraf	Medial Hamstring Kas Kalınlığı (mm)	Squat	54,18±4,54	57,70±4,56	-3,513	1,010	6,47	0,001	5,031	0,011	0,186
		İzokinetik	52,89±6,00	56,34±5,70	-3,453	0,948	6,52	0,001			
		Kontrol	55,18±4,35	54,78±4,36	0,400	1,010	0,72	0,694			
		P	0,446	0,283							
	Lateral Hamstring Kas Kalınlığı (mm)	Squat	47,78±4,65	49,56±4,39	-1,773	1,067	3,70	0,104	1,71	0,191	0,072
		İzokinetik	47,98±8,33	49,55±6,64	-1,571	1,002	3,14	0,124			
		Kontrol	45,28±4,36	44,55±4,46	0,723	1,067	1,59	0,501			
		P	0,408	0,017							
Egzersiz yapmayan taraf	Medial Hamstring Kas Kalınlığı (mm)	Squat	52,81±4,14	55,57±3,82	-2,760	0,911	5,22	0,004	1,925	0,158	0,080
		İzokinetik	53,01±7,35	54,31±6,42	-1,300	0,856	2,45	0,136			
		Kontrol	53,95±4,04	54,19±4,46	-0,243	0,911	0,44	0,791			
		P	0,832	0,714							
	Lateral Hamstring Kas Kalınlığı (mm)	Squat	46,90±4,37	48,00±4,50	-1,100	1,111	2,34	0,328	1,018	0,370	0,044
		İzokinetik	46,95±7,84	45,96±6,75	0,991	1,044	2,10	0,348			
		Kontrol	44,26±4,82	43,72±4,60	0,540	1,111	0,01	0,629			
		P	0,373	0,112							

X: Ortalama SS: Standart Sapma

4.4. Proprioepsiyon Analizleri

Diz proprioepsiyon ölçümü izokinetik sistem ile değerlendirilmiştir. Zaman*Grup etkileşimi bakımından 30° diz proprioepsiyonu açısından istatistiksel olarak benzer bulunurken 60° diz proprioepsiyonu bakımından istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. İzokinetik, squat ve kontrol grubunda 30° ve 60° proprioepsiyon hem eğitim öncesi hem de eğitim sonrası istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. 30° proprioepsiyon squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunurken, 60° proprioepsiyon istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. 30° ve 60° proprioepsiyon izokinetik eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. 30° ve 60° proprioepsiyon kontrol grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (Çizelge 4.6.).

Dominant olmayan diz proprioepsiyon ölçümleri zaman*grup etkileşimi bakımından hem 30° hem de 60° proprioepsiyon açısından istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. İzokinetik, squat ve kontrol grubunda 30° ve 60° proprioepsiyon hem eğitim öncesi hem de eğitim sonrası istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. 30° proprioepsiyon squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmakla beraber 60° proprioepsiyon istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. 30° ve 60° proprioepsiyon izokinetik eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. 30° ve 60° proprioepsiyon kontrol grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (Çizelge 4.6.).

Çizelge 4.3. Katılımcıların diz proprioepsiyon değerlendirmeleri

	Test	Grup	Eğitim Öncesi X ± SS	Eğitim Sonrası X ± SS	Ortalama Fark	Std. Hata	Değişim Yüzdesi %	P	ZamanxGrup		
									F	p	N _p ²
Egzersiz yapan dominant taraf	30°	Squat	5,79±3,59	4,77±2,46	1,022	1,190	17,61	0,395	0,085	0,919	0,004
		İzokinetik	4,13±3,33	3,62±2,25	0,509	1,118	12,34	0,651			
		Kontrol	5,95±5,75	4,82±3,87	1,132	1,190	18,99	0,347			
		P	0,420	0,424							
	60°	Squat	4,18±4,11	2,86±1,17	1,954	0,896	31,57	0,035	0,892	0,417	0,039
		İzokinetik	3,95±2,56	3,34±2,39	0,609	0,841	15,44	0,473			
		Kontrol	4,65±3,67	4,24±3,52	0,408	0,896	8,81	0,651			
		P	0,757	0,329							

Çizelge 4.3. (devam) Katılımcıların diz propriosepsiyon değerlendirmeleri

Egzersiz yapmayan taraf	30°	Squat	6,13±3,19	3,70±2,42	2,423	0,848	39,47	0,006	1,824	0,173	0,077
		İzokinetik	3,33±2,07	2,70±2,72	0,626	0,796	18,61	0,436			
		Kontrol	3,33±2,73	3,01±1,60	0,314	0,848	9,30	0,713			
		P	0,007	0,473							
	60°	Squat	4,01±4,17	4,06±2,25	-0,045	0,919	0,10	0,961	2,371	0,105	0,097
		İzokinetik	5,01±2,97	4,72±4,18	0,292	0,863	5,78	0,737			
		Kontrol	5,48±4,44	2,94±2,23	2,540	0,919	46,35	0,008			
		P	0,574	0,276							

X: Ortalama SS: Standart Sapma

4.5. Fonksiyonellik Analizi

Dominant bacak fonksiyonellik analizi tek bacak hoplama testi ile değerlendirilmiştir. Zaman*Grup etkileşimi bakımından tek bacak hoplama açısından anlamlı bir fark bulunmuştur. İzokinetik, squat ve kontrol grubunda eğitim öncesi istatistiksel olarak farklı bulunurken, eğitim sonrası istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Tek bacak hoplama testi squat ve izokinetik gruplarında kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmakla beraber kontrol grubunda ise istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (Çizelge 4.7.).

Çizelge 4.7. Katılımcıların dominant tek bacak hoplama testi değerlendirmeleri

Test	Grup	Eğitim Öncesi X ± SS	Eğitim Sonrası X ± SS	Ortalama Fark	Std. Hata	Değişim Yüzdesi %	P	ZamanxGrup		
								F	p	N _p ²
Tek bacak hoplama testi (cm)	Squat	105,40±16,77	115,53±18,26	-10,133	2,336	9,61	p<0,001	3,432	0,041	0,135
	İzokinetik	115,47±20,96	124,00±21,59	-8,529	2,194	7,37	p<0,001			
	Kontrol	128,86±21,06	130,86±16,76	-2,000	2,336	1,55	0,397			
	P	0,008	0,100							

X: Ortalama SS: Standart Sapma

4.6. Yürüyüş Analizleri

Katılımcıların pelvik salınımları pelvik rotasyon simetri indeksi, anterior- posterior pelvik tilt simetri indeksi ve medio-lateral pelvik tilt simetri indeksi değerlendirilmiştir. Zaman*Grup etkileşimi bakımından pelvik rotasyon simetri indeksi, anterior- posterior pelvik tilt simetri indeksi ve medio-lateral pelvik tilt simetri indeksi açısından istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Squat, izokinetik ve kontrol grubunda pelvik rotasyon simetri indeksi, anterior- posterior pelvik tilt simetri indeksi ve medio-lateral pelvik tilt simetri indeksi hem eğitim öncesi hem de eğitim sonrası istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Pelvik rotasyon simetri indeksi, anterior- posterior pelvik tilt simetri indeksi ve medio-lateral

pelvik tilt simetri indeksi squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Pelvik rotasyon simetri indeksi, anterior- posterior pelvik tilt simetri indeksi ve medio-lateral pelvik tilt simetri indeksi izokinetik eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Pelvik rotasyon simetri indeksi, anterior- posterior pelvik tilt simetri indeksi ve medio-lateral pelvik tilt simetri indeksi kontrol grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (Çizelge 4.8.).

Çizelge 4.8. Katılımcıların pelvik salınımlarının değerlendirilmesi

Test	Grup	Eğitim Öncesi X ± SS	Eğitim Sonrası X ± SS	Ortalama Fark	Std. Hata	Değişim Yüzdesi %	P	ZamanxGrup		
								F	p	N _p ²
Pelvik rotasyon Simetri İndeksi	Squat	95,44±6,56	96,80±2,79	-1,367	2,998	1,42	0,651	0,197	0,822	0,009
	İzokinetik	93,07±17,33	96,78±2,98	-3,712	2,816	3,98	0,194			
	Kontrol	95,49±4,38	97,15±2,16	-1,660	2,998	1,73	0,583			
	P	0,575	0,632							
Anterior – Posterior Pelvik Tilt Simetri İndeksi	Squat	80,18±18,54	67,04±24,38	13,147	6,749	16,38	0,058	2,092	0,136	0,087
	İzokinetik	55,94±24,37	59,84±22,76	-3,906	6,340	6,97	0,541			
	Kontrol	64,14±27,41	67,34±21,73	-3,193	6,749	4,97	0,638			
	P	0,021	0,578							
Medio – Lateral Pelvik Tilt Simetri İndeksi	Squat	98,09±1,43	97,46±1,93	0,633	1,509	0,01	0,677	0,698	0,503	0,031
	İzokinetik	96,20±9,96	97,85±1,67	-1,653	1,418	1,71	0,250			
	Kontrol	98,22±1,08	98,04±1,42	0,187	1,509	0,01	0,902			
	P	0,788	0,914							

X: Ortalama SS: Standart Sapma

Zaman*Grup etkileşimi bakımından dominant taraf adım uzunluğu ve dominant olmayan taraf adım uzunluğu açısından istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Squat, izokinetik ve kontrol grubunda dominant taraf adım uzunluğu ve dominant olmayan taraf adım uzunluğu eğitim öncesi istatistiksel olarak farklı bulunurken, eğitim sonrası istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Dominant taraf adım uzunluğu squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Dominant taraf adım uzunluğu izokinetik eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Dominant taraf adım uzunluğu kontrol grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur.

Dominant olmayan taraf adım uzunluğu squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Dominant olmayan taraf adım uzunluğu izokinetik eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman

dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. Dominant olmayan taraf adım uzunluğu kontrol eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (Çizelge 4.9).

Çizelge 4.9. Katılımcıların adım uzunluğu testi değerlendirmeleri

Test	Grup	Eğitim Öncesi X ± SS	Eğitim Sonrası X ± SS	Ortalama Fark	Std. Hata	Değişim Yüzdesi %	P	ZamanxGrup		
								F	p	N _p ²
Dominant Taraf Adım Uzunluğu Testi (metre)	Squat	1,32±0,20	1,34±0,22	-0,018	0,024	0,75	0,450	,438	0,648	0,020
	İzokinetik	1,29±0,20	1,33±0,20	-0,042	0,022	3,10	0,066			
	Kontrol	1,46±0,10	1,47±0,11	-0,014	0,024	0,68	0,556			
	P	0,025	0,071							
Dominant olmayan Taraf Adım Uzunluğu Testi (metre)	Squat	1,33±0,20	1,34±0,22	-0,015	0,022	0,75	0,497	0,687	0,508	0,030
	İzokinetik	1,29±0,20	1,34±0,20	-0,046	0,021	3,10	0,035			
	Kontrol	1,46±0,11	1,47±0,11	-0,015	0,022	0,68	0,516			
	P	0,030	0,085							

X: Ortalama SS: Standart Sapma

Zaman*Grup etkileşimi bakımından yürüyüş hızı istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Squat, izokinetik ve kontrol grubunda yürüyüş hızı hem eğitim hem de eğitim sonrası istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Yürüyüş hızı squat eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Yürüyüş hızı izokinetik eğitim grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Yürüyüş hızı kontrol grubunda kendi içerisinde her iki zaman dilimindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (Çizelge 4.10.).

Çizelge 4.10. Katılımcıların yürüyüş hızı değerlendirmeleri

Test	Grup	Eğitim Öncesi X ± SS	Eğitim Sonrası X ± SS	Ortalama Fark	Std. Hata	Değişim Yüzdesi %	P	ZamanxGrup		
								F	p	N _p ²
Yürüyüş Hızı (m/sn)	Squat	1,29±0,21	1,31±0,25	-0,024	0,034	1,55	0,480	0,059	0,943	0,003
	İzokinetik	1,24±0,23	1,27±0,23	-0,025	0,032	1,61	0,429			
	Kontrol	1,41±0,15	1,45±0,17	-0,039	0,034	2,12	0,258			
	P	0,80	0,74							

X: Ortalama SS: Standart Sapma

5. TARTIŞMA

Bu çalışma ile tek taraflı uygulanan farklı kuvvetlendirme programlarının kontralateral ekstremitelerde kuvvet, yürüyüş, propriosepsiyon ve kas kalınlığı parametreleri üzerine etkileri araştırılmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre, tek taraflı dominant ekstremiteye altı hafta süresince uygulanan egzersiz eğitimi neticesinde kontralateral tarafta konsantrik ekstansör kuvvetinde hem squat hem de izokinetik gruplarında artış bulunurken, kontrol grubunda anlamlı bir değişiklik gözlenmemiştir. Konsantrik fleksör kas kuvvetinde ise sadece izokinetik grupta artış bulunmuştur. Eksantrik fleksör ve ekstansör kuvvetlerinde yine egzersiz yapmayan tarafta hem squat hem de izokinetik grupta artış mevcutken, kontrol grubunda bir değişiklik görülmemiştir. Tek taraflı kuvvetlendirme programı sonrasında kuvveteki bu değişimlerin yürüyüş parametrelerine yansımadağı, squat, izokinetik ve kontrol gruplarında pelvik salınımların ve yürüyüş hızının eğitim öncesi ve sonrası durumları arasında fark olmadığı kaydedilmiştir. Katılımcıların tek taraflı egzersiz eğitimleri sonrası propriosepsiyon değerlendirmeleri sonucunda kontralateral tarafta sadece squat grubunda 30° de istatistiksel olarak anlamlı bir gelişme olduğu görülmüştür. Kas kalınlığı analizinde ise eğitim almayan ekstremitelerde sadece squat grubunda vastus lateralis ve medial hamstring kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış bulunmuştur. İzokinetik ve kontrol gruplarında kontralateral ekstremitelerde ölçüm alınan kas kalınlıkları eğitim öncesi ve sonrası istatistiksel olarak benzer bulunmuştur.

Kontralateral eğitim (KE) Scripture ve arkadaşlarının ufuk açıcı çalışmalarından beri bilinmektedir, ancak klinik önemine ancak son zamanlarda anlamlı bir şekilde dikkat çekilmiştir [5]. KE'in tanımlayıcı özelliğı, tek taraflı kuvvet eğitimini takiben kas gücünün karşı (eğitimsiz) homolog ekstremiteye aktarılmasıdır. Bu adaptasyonun sağlıklı fonksiyonel ekstremitelere sahip bireyler için pek bir önemi yoktur. Bununla birlikte, bir ekstremitenin zayıfladığı bir senaryoda, tek taraflı eğitim ortopedik yaralanma veya nörotravma sonrası nöromüsküler fonksiyonu korumak için uygulanabilir bir müdahaledir [13,96,98,154,155].

Yaygın bir endişe, yalnızca bir ekstremitayla yapılan direnç eğitiminin klinik bağlamda ekstremiteler arasındaki asimetriyi artıracaktır. Bununla birlikte, kas boyutunu ve işlevini korumanın faydası KE'le ortaya çıkabilecek geçici asimetriden muhtemelen daha ağır basar ve eğitimin odağını karşı ekstremiteye kaydırarak kullanım sonrası veya yaralanma sonrası düzeltilebilir [95]. Bu senaryolarda, KE, en azından hareketsizlik dönemlerinde genel

kondisyon kaybını önlemeye yardımcı olan düşük riskli bir strateji olabilir. KE müdahalelerinin ekstremitelerin immobilizasyonu sırasında kas gücünü ve boyutunu koruduğunu gösteren yeni kanıtlar tek taraflı eğitimin geniş klinik uygulamaları olduğu konusunda daha fazla güven vermektedir [16, 55, 56, 156, 157]. Hastalarda KE müdahalesi uygulayan randomize klinik çalışmalardan elde edilen çok az veri vardır. Bunlar arasında KE'in standart tedaviye kıyasla daha üstün adaptasyonlar sağladığını gösteren kanıtlar bulunurken, diğerleri tek taraflı eğitimle veya tek taraflı eğitim olmadan benzer sonuçlar göstermektedir [96, 154, 158-160]. Egzersiz tasarımı ve reçetesindeki farklılıklar muhtemelen bu klinik çalışmalardaki farklılıkların bir kısmını açıklamaktadır [96, 154, 158-160].

Tek taraflı squat ve izokinetik kuvvet eğitim programı alan kişilerde eğitim almayan ekstremitede diz ekstansör ve fleksör kas gruplarının kuvvetinin değerlendirildiği bu tez çalışmasında, eğitim almayan ekstremitede hem squat hem de izokinetik eğitim grubunda eksenrik diz ekstansör ve fleksör kas kuvvetinin anlamlı olarak arttığı görülmüştür. Yine aynı şekilde her 2 grupta eğitimsiz ekstremitede konsantrik diz ekstansör kuvvetinin arttığı kaydedilmiştir. Egzersiz seçimlerinde izokinetik sistemde diz fleksiyon ve ekstansiyon egzersizi ile squat egzersizinin seçilmesinin bazı nedenleri mevcuttur. Squat egzersizi günlük yaşamda oturma kalkma gibi pek çok fonksiyonumuzu gerçekleştirme anında da kullandığımız, sportif aktiviteler sırasında da sıklıkla uygulamayı gerektiren kapalı kinetik zincir egzersizi olması nedeniyle seçilmiştir. Buna karşılık izokinetik dinamometrede oturma pozisyonunda yapılan hareket açık kinetik zincir egzersizidir ve çok fonksiyonel bir pozisyon değildir. Bu sistemler aynı zamanda oldukça pahalı ve her klinikte bulunması mümkün olmayan donanımlardır. Ancak kişinin kuvvetine denk bir karşı kuvvet uygulaması nedeniyle de oldukça güvenli ve objektif bir yüklenme şansı vermektedir. Bilgilerimiz ışığında gerçekleştirilen bu araştırma izokinetik dinamometre ile yapılan egzersiz eğitimi ile squat eğitiminin birlikte kontralateral etkisini araştıran literatürdeki ilk çalışmadır.

Çalışmamızda tek taraflı uygulanan squat ve izokinetik eğitiminin, eğitim almayan ekstremitede kuvvet artışı sağlamıştır. Bu sonucun literatürdeki diğer araştırma sonuçlarıyla uyumlu olduğu görülmüştür. Coratella ve arkadaşları dominant bacakta izokinetik sistemle ve diz ekstansiyon cihazı ile verilen eksenrik eğitim programının dominant olmayan bacak üzerinde etkilerini incelemişler. Çalışmaya önceki 6 ay boyunca herhangi bir sistematik direnç antrenmanı yapmamış farklı spor dallarında 49 rekreasyonel sporcu katılmıştır.

Sporculardan 16 kişi izokinetik sistemle, 16 kişi diz ekstansiyon cihazı ile eğitim programına dahil olmuştur. 17 kişi ise herhangi gibi eğitim programına dahil edilmeyerek kontrol grubunu oluşturmuştur. Katılımcılar 6 hafta süresince haftada 2 gün egzersiz programını uygulamışlar. Çalışma sonunda deney gruplarında non-dominant kontralateral ekstremitede konsantrik, eksantrik ve izometrik pik tork değerlerinde benzer anlamlı artışlar bulunmuştur. Fakat bu kuvvet artışı vastus lateralis kas kalınlığı, fasikül uzunluğu, pennasyon açısı ve yağsız kuadriseps kütlesinde anlamlı bir değişikliğe neden olmamıştır. Kas yapısında anlamlı değişikliklerin olmayıp kuvvet değişikliklerinin anlamlı olarak gözlenmesi, KE etkisinde rol oynayan mekanizmaların muhtemelen nöral olmasıyla açıklanmıştır [161].

Abazovic ve arkadaşları dominant olmayan bacağa izokinetik sistemi kullanarak 60°/sn hızda konsantrik eğitim vererek dominant bacadaki değişimleri incelemişlerdir. Çalışmaya fiziksel olarak aktif 30 kadın birey katılmıştır. Katılımcılar 15'er kişilik 2 gruba ayrılmıştır. Deney grubu haftada 3 gün 4 hafta 60°/sn hızda konsantrik olarak diz fleksiyon ve ekstansiyon yönlerinde izokinetik cihazda çalışmıştır. Kontrol grubu ise herhangi bir eğitim programına dahil edilmemiştir. Her 2 grup normal fiziksel aktivitelerini sürdürmüşlerdir. Değerlendirmelerde izokinetik sistem kullanılarak diz fleksörleri ve ekstansörleri konsantrik olarak 60°/sn ve 180°/s hızlarda ölçölmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre, eğitim verilmeyen (dominant) ekstremitenin hem fleksör hem de ekstansör kuvvetinde eğitim gördüğu açısal hız olan 60°/sn ve eğitim almadığu yüksek bir açısal hız olan 180°/sn hızlarda konsantrik kuvvet olarak önemli bir artış (%13-%19 aralığında) sağladığu görölmüştür ($p < 0,05$). Bu artış hem diz fleksörlerinde hem de diz ekstansör kas gruplarında kaydedilmiştir. Kontrol grubunda ise istatistiksel olarak anlamlı bir kuvvet değişikliği olmamıştır [162].

Evetovich ve arkadaşları dominant bacakta konsantrik izokinetik eğitimin, eğitim almayan ekstremitede kuvvet değişikliklerini ve EMG aktivitesini inceleyen bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada 20 erkek birey yer almış ve 2 gruba ayrılmıştır. Deney grubuna haftada 3 gün 12 hafta boyunca konsantrik olarak 90°/sn hızda sadece diz ekstansiyonu çalıştırmışlardır. Kontrol grubu ise herhangi bir eğitim programına katılmamıştır. Çalışma sonunda eğitim almayan ekstremitede 90°/sn hızda ölçölen diz ekstansör kuvvetinin arttığu bulunmuştur fakat çalışmada ölçüm alınan vastus lateralis kası EMG aktivitesinde anlamlı bir değişiklik gözlenmemiştir. Araştırmacılar eğitim almayan ekstremitede tork artışının olup, EMG aktivitesinde bir değişikliğin olmayışını nöral adaptasyonlardan kaynaklanabileceğini ifade etmişlerdir [63].

Tseng ve arkadaşları sağlıklı genç erkeklerde dirsek fleksörlerinin tek taraflı eksantrik eğitimi ve konsantrik eğitiminin kontralateral eğitimsiz ekstremitedeki MİKK üzerindeki etkilerini karşılaştırmışlardır. 12 kişilik konsantrik ve eksantrik eğitim grupları

olmak üzere 2 grup oluşturulmuştur. Her 2 grupta haftada 1 kez olmak üzere 5 hafta dominant tarafta ilerleyici kuvvet eğitimi almışlardır. Eğitim öncesi ve sonrası sonuçları karşılaştırıldığında kontralateral eksantrik eğitim alan gruptaki kuvvet artışı (%11) konsantrik eğitim alan gruba (% 5) göre daha fazla olmuştur [163].

Richardson ve arkadaşları diğer çalışmalardan farklı olarak tek taraflı dominant olmayan bacakta verilen konsantrik ve eksantrik eğitimin dominant bacak üzerindeki etkilerini incelemiştir. Çalışmada 70 kadın katılımcı konsantrik eğitim grubu (n=37) ve eksantrik eğitim grubu (n=33) olarak 2 gruba ayrılmıştır. Her 2 grupta haftada 3 gün 5 ay boyunca dominant olmayan alt ekstremitelerini 60°/sn hızda çalışmıştır. Yağsız vücut yumuşak doku kütlesi ve her bir ekstremitenin için fleksiyon ve ekstansiyon kuvvetinin toplamı olacak şekilde kas kuvveti hem konsantrik hem de eksantrik olarak değerlendirilmiştir. Tüm vücut yağsız yumuşak doku kütlesinin hem konsantrik eğitim alan grupta hem de eksantrik eğitim alan grupta anlamlı olarak arttığı bulunmuştur. Konsantrik kuvvet ölçümünde egzersiz yapmayan ekstremitelerde sadece konsantrik eğitim alan grupta anlamlı artış bulunurken, eksantrik eğitim alan grupta artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Egzersiz yapmayan ekstremitenin eksantrik kuvvet ölçümünde ise hem konsantrik eğitim alan grupta hem de eksantrik eğitim alan grupta kuvvet artışı tespit edilmiştir [164].

Clark ve arkadaşları inme sonrası bireylerde eksantrik eğitimin nöromüsküler aktivasyon ve kas kuvveti bakımından konsantrik eğitimden daha üstün olup olmadığını belirlemek için bir çalışma yapmışlardır. Nöromüsküler aktivasyon ve kuvvetteki değişiklikler, hem egzersiz eğitimi alan paretik hem de eğitim almayan paretik olmayan bacak için değerlendirilmiştir. Paretik bacağın izokinetik eğitimine yanıt olarak eksantrik eğitim grubunda, paretik bacak kasları, rektus femoris ve vastus medialis'in nöromüsküler aktivasyonunda konsantrik eğitim grubuna göre daha büyük artışlar görülmüştür ($p < .005$) ve paretik bacak gücünde en büyük artışlar (eksantrik eğitim grubu için (+%74), $p < .0001$, konsantrik eğitim grubu için (+%25), $p < .0001$ olarak bulunmuştur. Çalışmanın ana çıktılarından paretik olmayan bacakta artan kuvvet konusunda ise her 2 eğitim grubu istatistiksel olarak anlamlı artış sağlarken, eksantrik eğitim grubunun konsantrik eğitim grubuna kıyasla anlamlı derecede daha fazla kuvvet artışı sağladığı görülmüştür ($p = .006$). Egzersiz yapmayan bacakta sadece rektus femoris kasının aktivasyonunda eksantrik eğitim grubunda konsantrik eğitim grubuna göre anlamlı değişiklikler gözlenmiştir. Sonuç olarak, eksantrik direnç eğitimi, inme sonrası iki taraflı nöromüsküler aktivasyonu ve kuvveti iyileştirmede daha etkili bulunmuştur. Bunun nedeni

olarak eksantrik kasılma eğitimiyle daha fazla nöral adaptasyon, eksantrik kasılmaların benzersiz nöral taleplerinin veya artan kasılma yoğunluğunun bir sonucu olabileceğini bildirmişlerdir [165]. Ayrıca eksantrik eğitimin, eğitimsiz ekstremite için konsantrik eğitime kıyasla intrakortikal inhibisyonu azalttığı ve kortikospinal uyarılabilirliği artırdığı transkraniyal manyetik stimülasyon görüntüleme yöntemiyle tespit edildiği literatürde ifade edilmiştir [17]. Bizim çalışmamızda izokinetik dinamometre ile yapılan egzersizler hem konsantrik hem de eksantrik egzersizleri içermekte idi. Bu çalışmalardan en temel farkı izole konsantrik ya da izole eksantrik egzersiz şeklinde bir uygulama yapmamış olmamızdır.

Manca ve arkadaşları sağlıklı kişilerde ayak bileği dorsi fleksörlerine uygulanan 4 hafta tek taraflı izokinetik eğitimin etkilerini incelemişlerdir. 30 sağlıklı kişiyi 15 kişi egzersiz grubu 15 kişi kontrol grubu olarak ayırmışlardır. Egzersiz grubunda dominant taraf ayak bileği dorsi fleksörlerini haftada 4 gün 4 hafta boyunca konsantrik olarak $45^{\circ}/sn$ ve $90^{\circ}/sn$ hızlarda çalışmıştır. Kontrol grubu ise herhangi bir egzersiz eğitimine katılmamıştır. 4 haftalık eğitimden önce ve sonra izokinetik dinamometre ile ayak bileği dorsi fleksörleri konsantrik olarak $45^{\circ}/sn$ ve $90^{\circ}/sn$ hızlarda değerlendirilmiştir. Yapılan değerlendirmelerde pik tork ve yapılan iş değerlendirilmiştir. Değerlendirmeler sonucunda, ayak bileği dorsi fleksörlerinin 4 haftalık tek taraflı eğitiminden sonra, pik kontralateral eğitimsiz kasların pik tork değerleri hem $90^{\circ}/sn$ ($p < 0.01$) hem de $45^{\circ}/sn$ hızda ($p < 0.01$) anlamlı bir artış göstermiştir. Egzersiz yapmayan ekstremitede hem $90^{\circ}/sn$ ($p < 0.01$) hem de $45^{\circ}/sn$ hızda ($p < 0.0005$) anlamlı bir performans artışı olduğu gösterilmiştir [166]. Kontrol grubunda ise istatistiksel olarak herhangi bir anlamlı değişiklik görülmemiştir.

Harput ve arkadaşları konsantrik ve eksantrik KE'in kuadriseps üzerindeki etkilerini araştırmak üzere hamstring tendon otogrefti ile ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu (ÖÇBR) yapılmış 48 hastayı ameliyattan 4 hafta sonra konsantrik, eksantrik ve kontrol olmak üzere 3 gruba ayırmışlardır. Tüm gruplarda ÖÇBR geçirmiş ekstremiteler için aynı rehabilitasyon programı uygulanırken, iki deney grubunun yaralanmamış dizleri için haftada 3 gün $60^{\circ}/s$ 'de 8 haftalık izokinetik eğitim uygulamışlardır. ÖÇBR yapılmış ekstremitede kuadriseps maksimum izometrik kas kuvveti (MİKK) 4. hafta (eğitim öncesi), 12. hafta (eğitim sonrası) ve ameliyat sonrası 24. haftada ölçülmüştür. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, ameliyat sonrası 12. haftada konsantrik ve eksantrik KE gruplarında kontrol grubuna göre kuadriseps kuvveti daha yüksek bulunurken, konsantrik ve eksantrik KE grupları arasında fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Eğitim yapılmayan (12 hafta) dönemden sonra 24. haftada

sadece eksantrik KE grubunun kuadriseps kuvveti kontrol grubuna göre daha yüksek olduğu ifade edilmiştir. Bunun sebebi olarak eksantrik eğitimin daha kalıcı bir kortikospinal uyarı sağlamış olabileceği düşünülmektedir. Eksantrik ve konsantrik KE etkilerinin kuadriseps kas kuvvetinde benzer gelişmeler sağladığı ortaya konulmuş ve KE'in, özellikle kuadriseps kas kuvvetini maksimize etmek için rehabilitasyonun erken evrelerinde ÖÇBR rehabilitasyonuna entegre edilmesinin faydalı olabileceği vurgulanmıştır [13].

Martinez ve arkadaşları farklı kontraksiyon sürelerini kullanan tek taraflı eğimli squat eksantrik eğitimlerin, eğitimsiz kontralateral ekstremitenin yapısal ve fonksiyonel özelliklerini nasıl geliştireceklerini araştırmışlar. Fiziksel olarak aktif 36 kişi 3 gruba ayrılmıştır. İlk grubu (n=11) 6 saniye kontraksiyon süresiyle eksantrik olarak tek bacak eğimli squat yapanlar, ikinci grubu (n=12) 3 saniye kontraksiyon süresiyle eksantrik olarak tek bacak eğimli squat yapanlar ve üçüncü grubu (n=13) ise eğitim almayan kontrol grubu oluşturmuştur. Değerlendirmeler çalışmanın başında, 6 haftalık eğitim sonunda ve eğitim bittikten 6 hafta sonra olmak 3 kez yapılmıştır. İzokinetik dinamometre ile diz ekstansör kuvveti 60°/sn hızda konsantrik ve eksantrik olarak değerlendirilmiştir. Ultrason ile pateller tendonun kalınlığı ölçülmüştür. Kuvvet testleri sonucunda 6 saniye kontraksiyon süresiyle eksantrik olarak tek bacak eğimli squat yapanlarda 60°/sn hızda konsantrik (%29) ve eksantrik (%28) olarak anlamlı olarak artmıştır. 3 saniye kontraksiyon süresiyle eksantrik olarak tek bacak eğimli squat yapanlarda da benzer durum söz konusudur, konsantrik (%21) ve eksantrik (%19) kuvvetleri anlamlı olarak artmıştır. 6 haftalık eğitimsiz süre sonunda yapılan son değerlendirmeler sonucunda, ilk değerlendirmeler göre kuvvet artışının her iki eğitim grubunda da istatistiksel olarak anlamlı olmadığı kaydedilmiştir. Patellar tendon kalınlığı değerlendirmeler sonucunda istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Bunun sebebi olarak zayıf innervasyon ve tendon adaptasyonları için daha fazla zamana ihtiyaç duyulması gösterilmiştir.

Literatürdeki bu çalışmalarla karşılaştırıldığında, çalışmamızda tespit edilen kontralateral ekstremitede kuvvet artışı, izokinetik ve squat eğitimlerinin içerisinde hem konsantrik hem de eksantrik kasılma fazlarının birlikte yer alması sebebiyle belirgin bir şekilde görülmüştür.

Yapılan bu tez çalışmasında izokinetik ve squat eğitim gruplarında vastus medialis oblikus, vastus lateralis, medial ve lateral hamstring kas kalınlıklarındaki değişimi izlemek de amaçlanmıştır. Sadece squat grubunda kontralateral ekstremitede vastus lateralis ve medial

hamstring kaslarında kas kalınlığı artışı anlamlı bulunmuştur. Kontralateral ekstremitelerde konsantrik ve eksantrik kuvvet artış yüzdesi bakımından squat grubuna üstün olan izokinetik grupta kas kalınlıkları değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Çoğu zaman kasın mikro mimarisindeki değişimler kuvvet değişimleri ile doğru orantılı olmayabilir. Daha fonksiyonel ve kapalı kinetik pozisyonda yapılan squat egzersizi sonrası vastus lateralis ve medial hamstring kaslarında kas kalınlığı artışı olmasına rağmen, squat grubuna göre izokinetik grupta daha belirgin kuvvet artışı olması bu durumu yansıtmaktadır. Literatürde, kontralateral eğitimin kas kalınlığına etkisini araştıran az sayıda çalışma vardır. Genel olarak, tek taraflı kontralateral eğitimin kas kuvvetindeki artış etkisine dair literatürdeki mevcut kanıtlar, kas kalınlığı artışından ziyade nöral adaptasyonlar (intrakortikal inhibisyonda azalma ve intrakortikal fasilitasyon) sağlaması sebebiyle bu etkiye sahip olduğunu göstermektedir [167].

Beyer ve arkadaşları tek taraflı 4 haftalık egzersiz eğitiminden sonra egzersiz yapan bacak ve yapmayan bacakta kas kuvvetini, kas kalınlıklarını, kas aktivasyonu ve hormonal cevapları değerlendirmişlerdir. Bu çalışmaya daha önce herhangi bir direnç eğitimi almamış yaş aralığı 18-31 olan 17 erkek dahil edilmiştir. 8 kişilik kontrol grubu herhangi bir egzersiz eğitimine katılmamıştır. 9 kişilik egzersiz grubu ise 4 hafta boyunca dominant bacağıyla leg press ve leg extension hareketlerini yapmıştır. Katılımcıların, toplam haftada 150 dakika orta şiddette aktiviteyi veya 75 dakika şiddetli aktiviteyi aşmadığı sürece kardiyovasküler antrenman yapmalarına izin verilmiştir. Potansiyel katılımcılar, son 3 ay içerisinde protein tozları ve kreatin gibi herhangi bir ergojenik besin takviyesi kullanmışlarsa, çalışma kapsamı dışında bırakılmıştır. Çalışma boyunca katılımcıların herhangi bir ergojenik besin takviyesi kullanmasına veya herhangi bir direnç eğitim programına katılmasına izin verilmemiştir. Rektus femoris ve vastus lateralis kaslarının kalınlıkları ultrason ile, kas aktivasyonları ise emg ölçülmüştür. Kas kuvvetleri ise kuadriseps izometrik kas gücü olarak izokinetik dinanometreyle, leg press ve leg extension aletleriyle dinamik olarak ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonucunda, 4 haftalık tek taraflı eğitimin hem egzersiz eğitimi alan hem de egzersiz eğitimi almayan bacakların dinamik gücünü arttırdığı ancak eğitim almayan bacakta maksimum izometrik kas kuvvetini artırmadığı görülmüştür. Yazarlar KE'deki bu eşitsizliğin eğitimin özgülüğünden kaynaklanıyor olabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca kas kesit alanı ve kalınlığındaki artışlar yalnızca eğitim alan bacakta gözlenmiştir. Eğitim almayan bacakta bu artışların görülmemesinin nedeni olarak kuvvet artışlarının nöral adaptasyondan kaynaklanabileceği olduğunu ifade etmişlerdir. Bununla beraber, her iki

bacağın maksimum aktivasyonunda herhangi bir değişiklik olmadığı gibi, her iki grupta da zaman içinde egzersiz eğitimine verilen hormonal yanıtta herhangi bir fark gözlenmemiştir. Bunun sebebinin eğitim sırasında dinamik direnç egzersizi kullanıldığı ancak kas aktivasyonun izometrik kasılmalar sırasında ölçülmüş olabileceği belirtilmiştir. Hormonal yanıtın değişmemesini de eğitimin 6 haftadan kısa olması ve büyük kas yapılarının (tüm vücut veya bilateral) gibi kas yapılarının eğitime dahil edilmemesi olarak ifade etmişlerdir. [168].

Farinas ve arkadaşları dominant tarafta farklı set ve tekrardaki 2 bağımsız tek taraflı eğitim programından sonra eğitim almayan koldaki kuvvet kazanımlarını karşılaştırmayı amaçlayan bir çalışma yapmışlardır. Set yapılandırması farklı olan 2 eğitim programının eğitim almayan dirsek fleksörlerinin performansı üzerindeki etkisini test etmek için, her iki protokolün de toplam hacim, toplam dinlenme ve dolayısıyla tekrar/dinlenme oranında eşitlendiği randomize kontrollü bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Geleneksel eğitim grubu 10 maksimum tekrar yükünde 5 set 6 tekrar şeklinde, küme egzersiz grubu ise yine 10 maksimum tekrar yükünde 1 set 30 tekrar şeklinde “biceps curl” egzersizini 5 hafta boyunca yapmışlardır. Kontrol grubu ise herhangi bir egzersiz eğitim programına dahil edilmemiştir. Eğitim öncesi ve sonrasında maksimum izometrik kas kuvveti (MİKK) ve kas kalınlığı ölçülmüştür. Yapılan değerlendirmeler sonucunda, eğitim alan kolda MİKK, sadece geleneksel eğitim (uzun set konfigürasyonu) alan grupta anlamlı artış gösterirken, küme egzersizi (kısa set konfigürasyonu) yapan gruptaki artış anlamlı bulunmamıştır. Eğitim almayan kolda ise her iki grupta MİKK anlamlı olmayacak derecede artmıştır. Bunun sebebinin eğitimin dinamik kontraksiyon hareketini içermesi değerlendirmenin ise izometrik kontraksiyonla ile ölçülmesi olabileceğini belirtmişlerdir. Grupların ve ekstremitelerin herhangi birinde kas kalınlıklarında herhangi bir adaptasyona rastlanmamıştır [169].

Bu çalışmada tek taraflı verilen squat ve izokinetik eğitimin yürüyüş üzerine olan etkilerinin araştırılması da amaçlardan biridir. Eğitim verilen 2 grupta yürüyüşün pelvik salınım parametrelerinde ve yürüyüş hızında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik kaydedilmemiştir. Sadece izokinetik eğitim verilen grupta dominant olmayan tarafta adım uzunluğunda anlamlı bir artış görülmüştür. Literatür araştırmamız sonucunda, sağlıklı bireylerde tek tarafta verilen eğitimle yürüyüşün nasıl değiştiğini inceleyen, çalışma sonuçlarımızı tartışabileceğimiz herhangi bir çalışmaya rastlanamadı. Yürüyüş

parametrelerinin istatistiksel olarak değişmemesinin sebebi olarak katılımcıların herhangi bir yürüyüş problemi olmamasıyla açıklayabiliriz.

Manca ve arkadaşları tekrarlayan-düzelen Multiple Skleroz (MS) hastalığı olan kişilerde kontralateral ve doğrudan kuvvet eğitiminin spatio - temporal parametreler ve yürüyüşün kinematik ve kinetik tanımlayıcıları üzerindeki etkilerini değerlendirmek ve karşılaştırmak için bir çalışma yapmışlardır. Ayak bileği dorsifleksörlerinin gücünde taraflar arası fark $\geq$ %20 olan ve orta derecede yürüme bozukluğu olan 28 MS hastası (EDSS skoru 2,0 ile 5,5 arası) katılmıştır. Modifiye ashworth skalasına göre spastisitesi 3'ün üzerinde olanlar çalışmadan çıkarılmıştır. 28 kişiden randomize olarak 14 kişi KE grubu (daha az etkilenen tarafta dorsifleksörlere egzersiz eğitimi alan) ve 14 kişi de direkt eğitim grubu (en çok etkilenen tarafta dorsifleksörlere egzersiz eğitimi alan) ayrılmıştır. Her iki grupta izokinetik dinamometre aracılığıyla 6 hafta boyunca $10^\circ/\text{sn}$ ve $45^\circ/\text{sn}$ hızlarda konsntrik egzersiz eğitimi almışlardır. Eğitim aldıkları hızlarda eğitim öncesi ve sonrası kas kuvvetleri değerlendirilmiştir. 6 haftalık müdahalenin ardından hem KE hem de direk eğitim gruplarının en çok etkilenen ekstremitede ayak bileği dorsifleksör kuvvetinde anlamlı bir artış gösterirken birbirine üstünlüğü bulunmamıştır. Antrenmanın ardından sadece yürüme hızı direk eğitim grubunda anlamlı derecede artarken, KE grubunda anlamlı artış olmamıştır. Adım süresi ve kadans parametrelerinde her 2 grup için anlamlı değişiklik olmamıştır. Eğitimin ardından her 2 grup içinde ayak bileği momenti ve ayak bileği ROM'u ile ilgili olarak, hiçbir fark gözlenmemiştir. Bu bulgular, KE'in tek taraflı zayıflığı olan seçilmiş hastalarda daha zayıf kasları güçlendirmek ve direkt eğitim yoluyla daha da geliştirilecek bir güç temeli oluşturmak için uygun bir seçenek olabileceğini düşündürmüştür. KE merkezi sinir sistemindeki nöral değişikliklerle ilişkili olduğundan, egzersize dayalı ve motor öğrenme yaklaşımlarının bir ön koşulu ve hedefi olan, kortikal ve kortiko-spinal uyarılabilirliği ve zayıf kaslara yönelik nöral uyarıyı artırmaya yönelik bir strateji olarak görülebileceği ifade edilmiştir [155].

Tek taraflı verilen izokinetik ve squat eğitimlerinin propriosepsiyon üzerinde değişikliklerinin karşılaştırıldığı çalışmamızda sadece squat grubunda egzersiz yapmayan ekstremitede anlamlı bir gelişme görülmüştür. Squat egzersizi bir kapalı kinetik halka egzersizi olduğu için vücudun baskı kuvvetleri ve ayağın yerle teması nedeniyle geri bildirim izokinetik egzersize göre daha fazla olmaktadır [170]. Çalışmamızda bu bilgiyle uyumlu olarak squat egzersiz grubunda anlamlı değişiklik görülmüştür. Literatür araştırmamız

sonucunda tek taraflı verilen eğitimlerin propiosepsiyonu nasıl değiştirdiğini inceleyen, çalışmamızdaki sonuçları tartışabileceğimiz herhangi bir araştırmaya rastlanamamıştır.

5.1. Çalışmanın Güçlü Yanları ve Limitasyonları

Çalışmamızın güçlü yanlarından biri iki farklı egzersiz eğitiminin etkilerini inceleyen ve bunun yanında kontrol grubunu da barındıran randomize kontrollü özgün bir çalışma olmasıdır. Ayrıca araştırmada hem kuvvet eğitiminde hem de ölçümünde kullanılan izokinetik sistemin literatürde altın standart olarak kabul edilmesi güçlü başka bir yandır. Ayrıca katılımcı sayımızın literatürdekine benzer olması çalışmamızın diğer bir güçlü yanıdır. Çalışmamızın limitasyonu olarak katılımcılarımızın sadece kadın popülasyondan oluşması gösterilebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sedanter kadın bireylerde tek taraflı dominant ekstremiteye izokinetik sistemle ve squat egzersizi ile verilen egzersiz eğitiminin alt ekstremita kas kuvveti, kas kalınlığı, propriosepsiyon ve yürüyüş parametrelerine olan etkilerini araştırdığımız çalışmamızın sonuçları ve klinik çıktıları şu şekildedir:

- Tek taraflı dominant ekstremiteye yaptırılan squat ve izokinetik egzersiz eğitimleri ile kontralateral dizin konsantrik ekstansör kuvvetinde artış kaydedilmiştir.
- Tek taraflı dominant ekstremiteye verilen eğitimlerden sadece izokinetik eğitim grubunda kontralateral dizin konsantrik fleksör kas kuvvetinde artış gözlemlenmiştir.
- Tek taraflı verilen squat ve izokinetik eğitim gruplarında kontralateral dizin eksantrik fleksör ve ekstansör kuvvetinde hem squat hem de izokinetik grupta artış tespit edilmiştir.
- Tek taraflı verilen squat ve izokinetik eğitim gruplarında pelvik salınımların ve yürüyüş hızının değişmediği görülmüştür.
- Tek taraflı verilen eğitimlerden sadece squat grubunda kontralateral dizde 30° diz fleksiyonunda eklem pozisyon hissinde anlamlı bir gelişme görülmüştür.
- Tek taraflı verilen eğitimlerden sadece squat eğitim grubunda kontralateral dizde vastus lateralis ve medial hamstring kas kalınlıklarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış bulunmuştur.

Çalışma öncesi kurmuş olduğumuz hipotezlerden H_1 , H_2 ve H_3 hipotezlerinin kabul gördüğü, H_4 hipotezinin ise kabul görmediği görülmüştür.

Çalışmamızın bu sonuçları doğrultusunda, bilateral egzersizlerin yapılamadığı koşullarda kontralateral ekstremitede kuvvet artışı sağlamak amaçlı tek taraflı yaptırılacak hem squat egzersizinin hem de izokinetik dinamometreyle yapılan egzersizlerin etkili olduğu söylenebilir. İkisinin de birbirinin yerine kullanılabileceğini ifade etmek mümkündür. İzokinetik dinamometre gibi maliyeti yüksek bir cihazla açık kinetik zincir pozisyonunda yapılan egzersiz ile squat gibi hiçbir ekipman gerektirmeyen fonksiyonel ve kapalı kinetik zincir pozisyonunda bir egzersiz benzer etkilere sahiptir. Kontralateral ekstremitede kas kalınlığını artırmak hedeflenen olgularda squat egzersizi izokinetik dinamometreye göre daha üstündür. Kontralateral ekstremita eklem pozisyon hissinde gelişmeye odaklanan

olgularda yine squat egzersizi izokinetik dinamometreye göre daha iyi bir alternatif olarak görünmektedir.

KAYNAKLAR

1. Ratamess, N. A., Alvar, B. A., Evetoch, T. E., Housh, T. J., Ben Kibler, W., Kraemer, W. J., and Triplett, N. T. (2009). Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(3), 687-708.
2. Williams, M. A., Haskell, W. L., Ades, P. A., Amsterdam, E. A., Bittner, V., Franklin, B. A., Gulanick, M., Laing, S. T., and Stewart, K. J. (2007). Resistance exercise in individuals with and without cardiovascular disease: 2007 update: a scientific statement from the American Heart Association Council on Clinical Cardiology and Council on Nutrition, Physical Activity, and Metabolism. *Circulation*, 116(5), 572-584.
3. World Health Organization. (2010). *WHO guidelines approved by the guidelines review committee. Global recommendations on physical activity for health*. Geneva, Switzerland: World Health Organization Publications, 15-16.
4. Farthing, J. P., Borowsky, R., Chilibeck, P. D., Binsted, G., and Sarty, G. E. (2007). Neuro-physiological adaptations associated with cross-education of strength. *Brain Topography*, 20(2), 77-88.
5. Scripture, E., Smith, T. L., and Brown, E. M. (1894). On the education of muscular control and power. *Studies from the Yale Psychological Laboratory*, 2(5), 114-119.
6. Laszlo, J. I., Baguley, R., and Bairstow, P. (1970). Bilateral transfer in tapping skill in the absence of peripheral information. *Journal of Motor Behavior*, 2(4), 261-271.
7. Parlow, S. E., and Kinsbourne, M. (1989). Asymmetrical transfer of training between hands: implications for interhemispheric communication in normal brain. *Brain and Cognition*, 11(1), 98-113.
8. Imamizu, H., and Shimojo, S. (1995). The locus of visual-motor learning at the task or manipulator level: implications from intermanual transfer. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21(4), 719.
9. Dirks, M. L., Wall, B. T., and van Loon, L. J. (2018). Interventional strategies to combat muscle disuse atrophy in humans: focus on neuromuscular electrical stimulation and dietary protein. *Journal of Applied Physiology*, 125(3), 850-861.
10. Hortobágyi, T., Dempsey, L., Fraser, D., Zheng, D., Hamilton, G., Lambert, J., and Dohm, L. (2000). Changes in muscle strength, muscle fibre size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans. *The Journal of Physiology*, 524(1), 293-304.
11. Vidmar, M. F., Baroni, B. M., Michelin, A. F., Mezzomo, M., Lugokenski, R., Pimentel, G. L., and Silva, M. F. (2020). Isokinetic eccentric training is more effective than constant load eccentric training for quadriceps rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled trial. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 24(5), 424-432.

12. Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Barrentine, S. W., Wilk, K. E., and Andrews, J. R. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(4), 556-569.
13. Harput, G., Ulusoy, B., Yildiz, T. I., Demirci, S., Eraslan, L., Turhan, E., and Tunay, V. B. (2019). Cross-education improves quadriceps strength recovery after ACL reconstruction: a randomized controlled trial. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27(1), 68-75.
14. Hortobágyi, T., Lambert, N. J., and Hill, J. P. (1997). Greater cross education following training with muscle lengthening than shortening. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(1), 107-112.
15. Weir, J. P., Housh, D. J., Housh, T. J., and Weir, L. L. (1995). The effect of unilateral eccentric weight training and detraining on joint angle specificity, cross-training, and the bilateral deficit. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 22(5), 207-215.
16. Valdes, O., Ramirez, C., Perez, F., Garcia-Vicencio, S., Nosaka, K., and Penailillo, L. (2021). Contralateral effects of eccentric resistance training on immobilized arm. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 31(1), 76-90.
17. Kidgell, D. J., Frazer, A. K., Rantalainen, T., Ruotsalainen, I., Ahtiainen, J., Avela, J., and Howatson, G. (2015). Increased cross-education of muscle strength and reduced corticospinal inhibition following eccentric strength training. *Neuroscience*, 300, 566-575.
18. Knuttgen, H. G., and Kraemer, W. J. (1987). Terminology and measurement. *Journal of Applied Sport Science Research*, 1(1), 1-10.
19. Sale, D. G. (1988). Neural adaptation to resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(5 Suppl), 135-145.
20. Fry, A. C. (2004). The role of resistance exercise intensity on muscle fibre adaptations. *Sports Medicine*, 34, 663-679.
21. Folland, J. P., and Williams, A. G. (2007). Morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Medicine*, 37, 145-168.
22. Wernbom, M., Augustsson, J., and Thomeé, R. (2007). The influence of frequency, intensity, volume and mode of strength training on whole muscle cross-sectional area in humans. *Sports Medicine*, 37(3), 225-264.
23. Roy, R. R., and Edgerton, V. R. (2009). Skeletal muscle architecture. In M. D. Binder, N. Hirokawa, and U. Windhorst (Eds.), *Encyclopedia of neuroscience*. Heidelberg, Berlin: Springer, 3702-3707.
24. Woodley, S. J., and Mercer, S. R. (2005). Hamstring muscles: architecture and innervation. *Cells Tissues Organs*, 179(3), 125-141.
25. Kellis, E., Galanis, N., Natsis, K., and Kapetanios, G. (2010). Muscle architecture variations along the human semitendinosus and biceps femoris (long head) length. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1237-1243.

26. Barrett, B. (1962). The length and mode of termination of individual muscle fibres in the human sartorius and posterior femoral muscles. *Acta Anatomica*, 48(3), 242-257.
27. Chleboun, G. S., France, A. R., Crill, M. T., Braddock, H. K., and Howell, J. N. (2001). In vivo measurement of fascicle length and pennation angle of the human biceps femoris muscle. *Cells Tissues Organs*, 169(4), 401-409.
28. Made, A. D., Wieldraaijer, T., Kerkhoffs, G. M., Kleipool, R. P., Engebretsen, L., Van Dijk, C. N., and Golanó, P. (2015). The hamstring muscle complex. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23, 2115-2122.
29. Waligora, A. C., Johanson, N. A., and Hirsch, B. E. (2009). Clinical anatomy of the quadriceps femoris and extensor apparatus of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467(12), 3297–3306.
30. Kumaravel, M., Bawa, P., and Murai, N. (2018). Magnetic resonance imaging of muscle injury in elite American football players: Predictors for return to play and performance. *European Journal of Radiology*, 108, 155-164.
31. Standring, S. (Ed.) (2005). *Grays anatomy*. 39th Edition. Livingstone: Elsevier, 1461-1464.
32. Lieb, F. J., and Perry, J. (1968). Quadriceps function: an anatomical and mechanical study using amputated limbs. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 50(8), 1535-1548.
33. Reider, B., Marshall, J., Koslin, B., Ring, B., and Girgis, F. (1981). The anterior aspect of the knee joint. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 63(3), 351-356.
34. Standring, S. (Ed.) (2020). *Gray's anatomy e-book: the anatomical basis of clinical practice*. 42nd Edition. Livingstone: Elsevier Health Sciences, 1325-1327.
35. Ager, A. L., Borms, D., Deschepper, L., Dhooghe, R., Dijkhuis, J., Roy, J.-S., and Cools, A. (2020). Proprioception: How is it affected by shoulder pain? A systematic review. *Journal of Hand Therapy*, 33(4), 507-516.
36. Guyton, A. C., and Hall, J. (1991). *Textbook of medical physiology*. 9th Edition. Philadelphia: WB Saunders Company, 156-158.
37. Riemann, B. L., and Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71.
38. Sherrington, C. S. (1907). On the proprio-ceptive system, especially in its reflex aspect. *Brain*, 29(4), 467-482.
39. Hung, Y. J. (2015). Neuromuscular control and rehabilitation of the unstable ankle. *World Journal of Orthopedics*, 6(5), 434.
40. Gilman, S. (2002). Joint position sense and vibration sense: anatomical organisation and assessment. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 73(5), 473.

41. Shakoor, N., Agrawal, A., and Block, J. A. (2008). Reduced lower extremity vibratory perception in osteoarthritis of the knee. *Arthritis Care and Research: Official Journal of the American College of Rheumatology*, 59(1), 117-121.
42. Farthing J. P. (2009). Cross-education of strength depends on limb dominance: implications for theory and application. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 37(4), 179–187.
43. Zhou S. (2000). Chronic neural adaptations to unilateral exercise: mechanisms of cross education. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 28(4), 177–184.
44. Farthing, J. P., Krentz, J. R., and Magnus, C. R. (2009). Strength training the free limb attenuates strength loss during unilateral immobilization. *Journal of Applied Physiology*, 106(3), 830–836.
45. Carroll, T. J., Herbert, R. D., Munn, J., Lee, M., and Gandevia, S. C. (2006). Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. *Journal of Applied Physiology*, 101(5), 1514-1522.
46. Farthing, J. P., Borowsky, R., Chilibeck, P. D., Binsted, G., and Sarty, G. E. (2007). Neuro-physiological adaptations associated with cross-education of strength. *Brain topography*, 20, 77-88.
47. Manca, A., Dragone, D., Dvir, Z., and Deriu, F. (2017). Cross-education of muscular strength following unilateral resistance training: a meta-analysis. *European Journal of Applied Physiology*, 117, 2335-2354.
48. Hendy, A. M., Spittle, M., and Kidgell, D. J. (2012). Cross education and immobilisation: mechanisms and implications for injury rehabilitation. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(2), 94-101.
49. Lee, M., Gandevia, S. C., and Carroll, T. J. (2009). Unilateral strength training increases voluntary activation of the opposite untrained limb. *Clinical Neurophysiology*, 120(4), 802-808.
50. Farthing, J. P., Chilibeck, P. D., and Binsted, G. (2005). Cross-education of arm muscular strength is unidirectional in right-handed individuals. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(9), 1594-1600.
51. Farthing, J. P., and Chilibeck, P. D. (2003). The effect of eccentric training at different velocities on cross-education. *European Journal of Applied Physiology*, 89, 570-577.
52. Latella, C., Kidgell, D. J., and Pearce, A. J. (2012). Reduction in corticospinal inhibition in the trained and untrained limb following unilateral leg strength training. *European Journal of Applied Physiology*, 112, 3097-3107.
53. Zhou, S., Huang, L. P., Liu, J., Yu, J. H., Tian, Q., and Cao, L. J. (2012). Bilateral effects of 6 weeks' unilateral acupuncture and electroacupuncture on ankle dorsiflexors muscle strength: a pilot study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 93(1), 50-55.

54. Ehsani, F., Nodehi-Moghadam, A., Ghandali, H., and Ahmadizade, Z. (2014). The comparison of cross-education effect in young and elderly females from unilateral training of the elbow flexors. *Medical Journal of the Islamic Republic of Iran*, 28, 138.
55. Frazer, A. K., Pearce, A. J., Howatson, G., Thomas, K., Goodall, S., and Kidgell, D. J. (2018). Determining the potential sites of neural adaptation to cross-education: implications for the cross-education of muscle strength. *European Journal of Applied Physiology*, 118, 1751-1772.
56. Magnus, C. R., Barss, T. S., Lanovaz, J. L., and Farthing, J. P. (2010). Effects of cross-education on the muscle after a period of unilateral limb immobilization using a shoulder sling and swathe. *Journal of Applied Physiology*, 109(6), 1887-1894.
57. Munn, J., Herbert, R. D., Hancock, M. J., and Gandevia, S. C. (2005). Training with unilateral resistance exercise increases contralateral strength. *Journal of Applied Physiology*, 99(5), 1880-1884.
58. Narici, M. V., Roi, G., Landoni, L., Minetti, A., and Cerretelli, P. (1989). Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 59, 310-319.
59. Houston, M., Froese, E., Valeriote, S. P., Green, H., and Ranney, D. (1983). Muscle performance, morphology and metabolic capacity during strength training and detraining: a one leg model. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 51, 25-35.
60. Moritani, T., and DeVries, H. A. (1979). Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 58(3), 115-130.
61. Zult, T., Goodall, S., Thomas, K., Solnik, S., Hortobágyi, T., and Howatson, G. (2016). Mirror training augments the cross-education of strength and affects inhibitory paths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(6), 1001–1013.
62. Zijdwind, I., and Kernell, D. (2001). Bilateral interactions during contractions of intrinsic hand muscles. *Journal of Neurophysiology*, 85(5), 1907-1913.
63. Evetovich, T. K., Housh, T. J., Housh, D. J., Johnson, G. O., Smith, D. B., and Ebersole, K. T. (2001). The effect of concentric isokinetic strength training of the quadriceps femoris on electromyography and muscle strength in the trained and untrained limb. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 15(4), 439-445.
64. Hortobágyi, T., Richardson, S. P., Lomarev, M., Shamim, E., Meunier, S., Russman, H., Dang, N., and Hallett, M. (2011). Interhemispheric plasticity in humans. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(7), 1188.
65. Lagerquist, O., Zehr, E. P., and Docherty, D. (2006). Increased spinal reflex excitability is not associated with neural plasticity underlying the cross-education effect. *Journal of Applied Physiology*, 100(1), 83-90.

66. Fimland, M. S., Helgerud, J., Solstad, G. M., Iversen, V. M., Leivseth, G., and Hoff, J. (2009). Neural adaptations underlying cross-education after unilateral strength training. *European Journal of Applied Physiology*, 107, 723-730.
67. Dragert, K., and Zehr, E. P. (2011). Bilateral neuromuscular plasticity from unilateral training of the ankle dorsiflexors. *Experimental Brain Research*, 208, 217-227.
68. Tøien, T., Unhjem, R., Øren, T. S., Kvellestad, A. C. G., Hoff, J., and Wang, E. (2018). Neural plasticity with age: unilateral maximal strength training augments efferent neural drive to the contralateral limb in older adults. *The Journals of Gerontology: Series A*, 73(5), 596-602.
69. Colomer-Poveda, D., Romero-Arenas, S., Vera-Ibáñez, A., Vinuela-Garcia, M., and Márquez, G. (2017). Effects of 4 weeks of low-load unilateral resistance training, with and without blood flow restriction, on strength, thickness, V wave, and H reflex of the soleus muscle in men. *European Journal of Applied Physiology*, 117, 1339-1347.
70. Lapole, T., Canon, F., and Pérot, C. (2013). Ipsi-and contralateral H-reflexes and V-waves after unilateral chronic Achilles tendon vibration. *European Journal of Applied Physiology*, 113, 2223-2231.
71. Carson, R. (2005). Neural pathways mediating bilateral interactions between the upper limbs. *Brain Research Reviews*, 49(3), 641-662.
72. Lee, M., and Carroll, T. J. (2007). Cross education: possible mechanisms for the contralateral effects of unilateral resistance training. *Sports Medicine*, 37, 1-14.
73. Hortobágyi, T. (2005). Cross education and the human central nervous system. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 24(1), 22-28.
74. Hortobágyi, T., Taylor, J. L., Petersen, N. T., Russell, G., and Gandevia, S. C. (2003). Changes in segmental and motor cortical output with contralateral muscle contractions and altered sensory inputs in humans. *Journal of Neurophysiology*, 90(4), 2451-2459.
75. Cramer, S. C., Finklestein, S. P., Schaechter, J. D., Bush, G., and Rosen, B. R. (1999). Activation of distinct motor cortex regions during ipsilateral and contralateral finger movements. *Journal of Neurophysiology*, 81(1), 383-387.
76. Taylor, H. G., and Heilman, K. M. (1980). Left-hemisphere motor dominance in righthanders. *Cortex*, 16(4), 587-603.
77. Hellebrandt, F. A. (1951). Cross education: ipsilateral and contralateral effects of unimanual training. *Journal of Applied Physiology*, 4(2), 136-144.
78. Lee, M., Hinder, M. R., Gandevia, S. C., and Carroll, T. J. (2010). The ipsilateral motor cortex contributes to cross-limb transfer of performance gains after ballistic motor practice. *The Journal of Physiology*, 588(1), 201-212.
79. Ruddy, K. L., and Carson, R. G. (2013). Neural pathways mediating cross education of motor function. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7, 397.

80. Ruddy, K. L., Leemans, A., Woolley, D. G., Wenderoth, N., and Carson, R. G. (2017). Structural and functional cortical connectivity mediating cross education of motor function. *Journal of Neuroscience*, 37(10), 2555-2564.
81. Koeneke, S., Lutz, K., Wüstenberg, T., and Jäncke, L. (2004). Bimanual versus unimanual coordination: what makes the difference? *Neuroimage*, 22(3), 1336-1350.
82. Ikai, M., and Fukunaga, T. (1970). A study on training effect on strength per unit cross-sectional area of muscle by means of ultrasonic measurement. *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschliesslich Arbeitsphysiologie*, 28, 173-180.
83. Housh, D., Housh, T., Johnson, G., and Chu, W. (1992). Hypertrophic response to unilateral concentric isokinetic resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 73(1), 65-70.
84. Krotkiewski, M., Aniansson, A., Grimby, G., Björntorp, P., and Sjöström, L. (1979). The effect of unilateral isokinetic strength training on local adipose and muscle tissue morphology, thickness, and enzymes. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 42, 271-281.
85. Hortobágyi, T., Scott, K., Lambert, J., Hamilton, G., and Tracy, J. (1999). Cross-education of muscle strength is greater with stimulated than voluntary contractions. *Motor Control*, 3(2), 205-219.
86. Kidgell, D. J., Stokes, M. A., and Pearce, A. J. (2011). Strength training of one limb increases corticomotor excitability projecting to the contralateral homologous limb. *Motor Control*, 15(2), 247-266.
87. Nyberg-Hansen, R., and Rinvik, E. (1963). Some comments on the pyramidal tract, with special reference to its individual variations in man. *Acta Neurologica Scandinavica*, 39(1), 1-30.
88. Saladin, K. S. (2009). *Anatomy and physiology: The unity of form and function*. 4th Edition. New York: McGraw-Hill, 256-258.
89. Eccles, J. C. (1982). The initiation of voluntary movements by the supplementary motor area. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 231, 423-441.
90. Toma, K., Honda, M., Hanakawa, T., Okada, T., Fukuyama, H., Ikeda, A., Nishizawa, S., Konishi, J., and Shibasaki, H. (1999). Activities of the primary and supplementary motor areas increase in preparation and execution of voluntary muscle relaxation: an event-related fMRI study. *Journal of Neuroscience*, 19(9), 3527-3534.
91. Doyon, J., Bellec, P., Amsel, R., Penhune, V., Monchi, O., Carrier, J., Lehericy, S., and Benali, H. (2009). Contributions of the basal ganglia and functionally related brain structures to motor learning. *Behavioural Brain Research*, 199(1), 61-75.
92. Doyon, J., Penhune, V., and Ungerleider, L. G. (2003). Distinct contribution of the corticostriatal and cortico-cerebellar systems to motor skill learning. *Neuropsychologia*, 41(3), 252-262.

93. Doyon, J., and Benali, H. (2005). Reorganization and plasticity in the adult brain during learning of motor skills. *Current Opinion in Neurobiology*, 15(2), 161-167.
94. Ungerleider, L. G., Doyon, J., and Karni, A. (2002). Imaging brain plasticity during motor skill learning. *Neurobiol Learn Mem*, 78(3), 553-564.
95. Farthing, J. P., and Zehr, E. P. (2014). Restoring symmetry: clinical applications of cross-education. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 42(2), 70-75.
96. Magnus, C. R., Arnold, C. M., Johnston, G., Haas, V. D.-B., Basran, J., Krentz, J. R., and Farthing, J. P. (2013). Cross-education for improving strength and mobility after distal radius fractures: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(7), 1247-1255.
97. Zult, T., Gokeler, A., Van Raay, J. J., Brouwer, R. W., Zijdwind, I., and Hortobágyi, T. (2017). An anterior cruciate ligament injury does not affect the neuromuscular function of the non-injured leg except for dynamic balance and voluntary quadriceps activation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25, 172-183.
98. Dragert, K., and Zehr, E. P. (2013). High-intensity unilateral dorsiflexor resistance training results in bilateral neuromuscular plasticity after stroke. *Experimental Brain Research*, 225, 93-104.
99. Şener, G. ve Erbahçeci, F. (2016). *Kinezyoloji ve biyomekanik*. Ankara: Hipokrat Kitabevi, 507-526.
100. Oliveira, I., Gonçalves, C., Reis, R. L., and Oliveira, J. M. (2017). Synovial knee joint. In J. M. Oliveira and R. L. Reis (Eds.), *Regenerative strategies for the treatment of knee joint disabilities*. Champaign: Springer International Publishing, 21-28.
101. Neumann, D. A. (2003). *Kinesiology of the musculoskeletal system – E-book: Foundations for rehabilitation*. Philadelphia: Elsevier Health Sciences, 434-477.
102. Dalmau-Pastor, M., Fargues-Polo, B., Jr., Casanova-Martínez, D., Jr., Vega, J., and Golanó, P. (2014). Anatomy of the triceps surae: a pictorial essay. *Foot and Ankle Clinics*, 19(4), 603-635.
103. Abulhasan, J. F., and Grey, M. J. (2017). Anatomy and physiology of knee stability. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 2(4), 34.
104. Moore, K. L., Dalley, A. F., and Agur, A. M. (2013). *Clinically oriented anatomy*. 6th Edition. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 636.
105. Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Lander, J. E., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., Bergamann, B. W., and Moorman III, C. T. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(9), 1552-1566.
106. Senter, C., and Hame, S. L. (2006). Biomechanical analysis of tibial torque and knee flexion angle: implications for understanding knee injury. *Sports Medicine*, 36, 635-641.

107. Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 127-141.
108. Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Lowry, T. M., Barrentine, S. W., and Andrews, J. R. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6), 984-998.
109. Fry, A. C., Smith, J. C., and Schilling, B. K. (2003). Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(4), 629-633.
110. Dahlkvist, N., Mayo, P., and Seedhom, B. (1982). Forces during squatting and rising from a deep squat. *Engineering in Medicine*, 11(2), 69-76.
111. Nisell, R., and Ekholm, J. (1986). Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*, 8(2), 63-70.
112. Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B., Shoji, H., Bose, W., Beck, C., and D'ambrosia, R. (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *The American Journal of Sports Medicine*, 15(3), 207-213.
113. Signorile, J. F., Kwiatkowski, K., Caruso, J. F., and Robertson, B. (1995). Effect of foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps muscles during the parallel squat and knee extension. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 9(3), 182-187.
114. Van Eijden, T., Weijs, W., Kouwenhoven, E., and Verburg, J. (1987). Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension angles. *Cells Tissues Organs*, 129(4), 310-314.
115. Clarkson, H. M. (2000). *Musculoskeletal assessment: Joint range of motion and manual muscle strength*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 374.
116. Potvin, J., McGill, S., and Norman, R. (1991). Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine*, 16(9), 1099-1107.
117. Bell, D. R., Padua, D. A., and Clark, M. A. (2008). Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(7), 1323-1328.
118. Li, G., Most, E., DeFrate, L., Suggs, J., Gill, T., and Rubash, H. (2004). Effect of the posterior cruciate ligament on posterior stability of the knee in high flexion. *Journal of Biomechanics*, 37(5), 779-783.
119. Klein, K. K. (1961). The deep squat exercise as utilized in weight training for athletes and its effects on the ligaments of the knee. *Journal of the Association for Physical and Mental Rehabilitation*, 15(1), 6-11.

120. Sasaki, M., Horio, A., Wakasa, M., Uemura, S., and Osawa, Y. (2008). Influence of quadriceps femoris fatigue on low back load during lifting of loads at different distances from the toes. *Journal of Physical Therapy Science*, 20(2), 81-89.
121. Donnelly, D. V., Berg, W. P., and Fiske, D. M. (2006). The effect of the direction of gaze on the kinematics of the squat exercise. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(1), 145-150.
122. Gullett, J. C., Tillman, M. D., Gutierrez, G. M., and Chow, J. W. (2009). A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 284-292.
123. Nagura, T., Dyrby, C. O., Alexander, E. J., and Andriacchi, T. P. (2002). Mechanical loads at the knee joint during deep flexion. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(4), 881-886.
124. Hay, J. G., Andrews, J. G., Vaughan, C. L., and Ueya, K. (1983). Load, speed and equipment effects in strength-training exercises. *Biomechanics VIII-B*, 4, 939-950.
125. Wretenberg, P., Feng, Y., Lindberg, F., and Arborelius, U. P. (1993). Joint moments of force and quadriceps muscle activity during squatting exercise. *Scandinavian journal of Medicine and Science in Sports*, 3(4), 244-250.
126. Kellis, E., Arambatzi, F., and Papadopoulos, C. (2005). Effects of load on ground reaction force and lower limb kinematics during concentric squats. *Journal of Sports Sciences*, 23(10), 1045-1055.
127. Li, G., DeFrate, L. E., Rubash, H. E., and Gill, T. J. (2005). In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion. *Journal of Orthopaedic Research*, 23(2), 340-344.
128. Lattanzio, P.-J., Petrella, R. J., Sproule, J. R., and Fowler, P. J. (1997). Effects of fatigue on knee proprioception. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 7(1), 22-27.
129. Hemmerich, A., Brown, H., Smith, S., Marthandam, S., and Wyss, U. (2006). Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(4), 770-781.
130. Neumann D. A. (2010). Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(2), 82-94.
131. Wright, G. A., DeLong, T. H., and Gehlsen, G. (1999). Electromyographic activity of the hamstrings during performance of the leg curl, stiff-leg deadlift, and back squat movements. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 13(2), 168-174.
132. Markolf, K. L., Gorek, J. F., Kabo, J. M., and Shapiro, M. S. (1990). Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 72(4), 557-567.
133. Walsh, J. C., Quinlan, J. F., Stapleton, R., FitzPatrick, D. P., and McCormack, D. (2007). Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during "free squat" weight lift training. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(6), 927-932.

134. Wilk, K. E., Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., and Boyd, M. L. (1996). A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(4), 518-527.
135. Baltzopoulos, V., and Brodie, D. A. (1989). Isokinetic dynamometry: Applications and limitations. *Sports Med*, 8(2), 101-116.
136. Dale, R. B. (2012). *Principles of rehabilitation: Physical rehabilitation of the injured athlete*. Philadelphia: Saunders, 41-66.
137. Osternig, L. R. (1986). Isokinetic dynamometry: Implications for muscle testing and rehabilitation. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 14(1), 45-80.
138. El Mhandi, L., and Bethoux, F. (2013). Isokinetic testing in patients with neuromuscular diseases: a focused review. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(2), 163-178.
139. Kannus, P. (1994). Isokinetic evaluation of muscular performance. *International Journal of Sports Medicine*, 15(S1), 11-18.
140. Ellenbecker, T. S., and Davies, G. J. (2000). The application of isokinetics in testing and rehabilitation of the shoulder complex. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 338.
141. Gleeson, N. P., and Mercer, T. H. (1996). The utility of isokinetic dynamometry in the assessment of human muscle function. *Sports Medicine*, 21, 18-34.
142. Craig, C. L., Marshall, A. L., Sjöström, M., Bauman, A. E., Booth, M. L., Ainsworth, B. E., Pratt, M., Ekelund, U., Yngve, A., and Sallis, J. (2003). And the IPAQ consensus group and the IPAQ reliability and validity study group. international physical activity questionnaire (IPAQ): 12-country reliability and validity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(13), 81-95.
143. Habets, B., Staal, J. B., Tjissen, M., and van Cingel, R. (2018). Intrarater reliability of the Humac NORM isokinetic dynamometer for strength measurements of the knee and shoulder muscles. *BMC Research Notes*, 11(1), 1-5.
144. Arikan, H., Maras, G., Akaras, E., Citaker, S., and Kafa, N. (2022). Development, reliability and validity of the Closed Kinetic Chain Lower Extremity Stability Test: a new clinical performance test. *Research in Sports Medicine*, 30(5), 475-490.
145. Ghasemi, G., Zolaktaf, V., Ibrahim, K., and Minasian, V. (2013). Evaluation of joint position sense after ACL reconstruction with hamstring tendon auto graft. *The American Journal of Sports Medicine*, 1, 52-55.
146. Ribeiro, F., and Oliveira, J. (2010). Effect of physical exercise and age on knee joint position sense. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 51(1), 64-67.
147. Ross, M. D., Langford, B., and Whelan, P. J. (2002). Test-retest reliability of 4 single-leg horizontal hop tests. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 16(4), 617-622.

148. Cachupe, W. J., Shifflett, B., Kahanov, L., and Wughalter, E. H. (2001). Reliability of biodex balance system measures. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 5(2), 97-108.
149. Park, G., and Woo, Y. (2015). Comparison between a center of mass and a foot pressure sensor system for measuring gait parameters in healthy adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(10), 3199-3202.
150. Yazici, G., Volkan, M., Çobanoğlu, G., Küpeli, B., Ozkul, C., Oskay, D., And Güzel, N. A. (2020). The reliability of a wearable movement analysis system (G-walk) on gait and jump assessment in healthy adults. *Journal of Exercise Therapy and Rehabilitation*, 7(2), 159-167.
151. Cheon, S., Lee, J.-H., Jun, H.-P., An, Y. W., and Chang, E. (2020). Acute effects of open kinetic chain exercise versus those of closed kinetic chain exercise on quadriceps muscle thickness in healthy adults. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(13), 4669.
152. Kositsky, A., Gonçalves, B. A., Stenroth, L., Barrett, R. S., Diamond, L. E., and Saxby, D. J. (2020). Reliability and validity of ultrasonography for measurement of hamstring muscle and tendon cross-sectional area. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 46(1), 55-63.
153. Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G., and Buchner, A. (2007). G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), 175-191.
154. Minshull, C., Gallacher, P., Roberts, S., Barnett, A., Kuiper, J. H., and Bailey, A. (2021). Contralateral strength training attenuates muscle performance loss following anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction: a randomised-controlled trial. *European Journal of Applied Physiology*, 121, 3551-3559.
155. Manca, A., Peruzzi, A., Aiello, E., Cereatti, A., Martinez, G., Deriu, F., and Della Croce, U. (2020). Gait changes following direct versus contralateral strength training: A randomized controlled pilot study in individuals with multiple sclerosis. *Gait and Posture*, 78, 13-18.
156. Andrushko, J. W., Lanovaz, J. L., Björkman, K. M., Kontulainen, S. A., and Farthing, J. P. (2018). Unilateral strength training leads to muscle-specific sparing effects during opposite homologous limb immobilization. *Journal of Applied Physiology*, 124(4), 866-876.
157. Pearce, A., Hendy, A., Bowen, W., and Kidgell, D. (2013). Corticospinal adaptations and strength maintenance in the immobilized arm following 3 weeks unilateral strength training. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 23(6), 740-748.
158. Papandreou, M., Billis, E., Papathanasiou, G., Spyropoulos, P., and Papaioannou, N. (2013). Cross-exercise on quadriceps deficit after ACL reconstruction. *The Journal of Knee Surgery*, 26(1), 051-058.

159. Zult, T., Gokeler, A., van Raay, J. J., Brouwer, R. W., Zijdwind, I., Farthing, J. P., and Hortobágyi, T. (2018). Cross-education does not accelerate the rehabilitation of neuromuscular functions after ACL reconstruction: a randomized controlled clinical trial. *European Journal of Applied Physiology*, 118, 1609-1623.
160. Zult, T., Gokeler, A., van Raay, J. J., Brouwer, R. W., Zijdwind, I., Farthing, J. P., and Hortobágyi, T. (2019). Cross-education does not improve early and late-phase rehabilitation outcomes after ACL reconstruction: a randomized controlled clinical trial. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27, 478-490.
161. Coratella, G., Milanese, C., and Schena, F. (2015). Cross-education effect after unilateral eccentric-only isokinetic vs dynamic constant external resistance training. *Sport Sciences for Health*, 11, 329-335.
162. Abazović, E., Kovačević, E., Kovač, S., and Bradić, J. (2015). The effect of training of the non-dominant knee muscles on ipsi-and contralateral strength gains. *Isokinetics and Exercise Science*, 23(3), 177-182.
163. Tseng, W. C., Nosaka, K., Tseng, K. W., Chou, T. Y., and Chen, T. C. (2020). Contralateral effects by unilateral eccentric versus concentric resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 52(2), 474-483.
164. Nickols-Richardson, S., Miller, L., Wootten, D., Ramp, W., and Herbert, W. (2007). Concentric and eccentric isokinetic resistance training similarly increases muscular strength, fat-free soft tissue mass, and specific bone mineral measurements in young women. *Osteoporosis International*, 18, 789-796.
165. Clark, D. J., and Patten, C. (2013). Eccentric versus concentric resistance training to enhance neuromuscular activation and walking speed following stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 27(4), 335-344.
166. Manca, A., Pisanu, F., Ortu, E., De Natale, E. R., Ginatempo, F., Dragone, D., Tolu, E., and Deriu, F. (2015). A comprehensive assessment of the cross-training effect in ankle dorsiflexors of healthy subjects: a randomized controlled study. *Gait and Posture*, 42(1), 1-6.
167. Latella, C., Goodwill, A. M., Muthalib, M., Hendy, A. M., Major, B., Nosaka, K., and Teo, W. P. (2019). Effects of eccentric versus concentric contractions of the biceps brachii on intracortical inhibition and facilitation. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 29(3), 369-379.
168. Beyer, K. S., Fukuda, D. H., Boone, C. H., Wells, A. J., Townsend, J. R., Jajtner, A. R., Gonzalez, A. M., Fragala, M. S., Hoffman, J. R., and Stout, J. R. (2016). Short-term unilateral resistance training results in cross education of strength without changes in muscle size, activation, or endocrine response. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(5), 1213-1223.
169. Farinas, J., Mayo, X., Giraldez-García, M. A., Carballeira, E., Fernandez-Del-Olmo, M., Rial-Vazquez, J., Kingsley, J. D., and Iglesias-Soler, E. (2021). Set configuration in strength training programs modulates the cross education phenomenon. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(9), 2414-2420.

170. Fagan, V., and Delahunt, E. (2008). Patellofemoral pain syndrome: a review on the associated neuromuscular deficits and current treatment options. *British Journal of Sports Medicine*, 42(10), 789-795.

EKLER

EK-1. Etik Komisyon İzni

Evrak Tarih ve Sayısı: 13.11.2023-E.795767



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Etik Komisyonu



Sayı : E-77082166-302.08.01-795767
Konu : Bilimsel ve Eğitim Amaçlı

13.11.2023

Dağıtım Yerlerine

Daha önce 24.10.2023 tarihli ve E.782850 sayılı yazımız ile onay alan araştırmacı grubu Çağatay Müslüm GÖKDOĞAN ve Nevin Aysel GÜZEL'den oluşan 2021-1225 kod numaralı, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Ana Bilim Dalı **Doktora Öğrencisi Çağatay Müslüm GÖKDOĞAN'ın, Prof.Dr.Nevin Aysel GÜZEL'in** danışmanlığında yürüttüğü **"Alt Ekstremitelerde Tek Taraflı Uygulanan Farklı Kuvvetlendirme Programlarının Kontralateral Ekstremitelerde Kuvvet, Propriocepsiyon, Yürüyüş ve Fonksiyona Etkisi"** adlı tez çalışması hakkında Komisyonumuza verilen 02.11.2023 tarihli dilekçe Komisyonumuzun **07.11.2023** tarih ve **19** sayılı toplantısında görüşülmüştür.

Dilekçede; çalışmanın yönteminde sonuçları objektif destekleyeceği düşünülerek ultrasonografi ölçümüne ihtiyaç duyulduğu, uyluk kas kalınlıklarının ölçümü Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Ana Bilim Dalı'nda kas iskelet sistemi ultrasonografisi konusunda deneyimli bir fizyatrast tarafından yapılacağı, değerlendirmede klinikte bulunan radyasyon içermeyen ve son derece güvenilir ultrason cihazı (Hibe) kullanılacak olup, çalışmaya katılan kişilerden ücret talep edilmeyeceği ve SGK faturalandırılması yapılmayacağından, ultrason cihazı ile kasların kalınlığı değerlendirilmesinde gerekli olan desteğinden dolayı araştırmacı grubuna Öğr.Gör.Dr.Levent KARATAŞ'ın dahil edilmesi ile ilgili talebin uygun olduğuna oybirliği ile karar verilmiş ve karara ilişkin imza listesi ekte gönderilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim .

Prof. Dr. İsmail KARAKAYA
Komisyon Başkanı

Ek:1 Liste

DAĞITIM

Gereği:

Sayın Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL

Bilgi:

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne

EK-1. (devam) Etik Komisyon İzni

Evrak Tarih ve Sayısı: 13.11.2023-E.795/67	GAZİ ÜNİVERSİTESİ
ETİK KOMİSYONU KATILIM LİSTESİ	

TOPLANTI TARİHİ : 07.11.2023		TOPLANTI SAYISI : 19	
ADI – SOYADI		İMZA	
Prof. Dr. İsmail KARAKAYA BAŞKAN			
Prof. Dr. Zehra GÖÇMEN BAYKARA BAŞKAN YRD.			
Prof. Dr. C. Haluk BODUR			
Prof. Dr. Seçil ÖZKAN			
Prof. Dr. Cevriye TEMEL GENCER			
Prof. Dr. İlkay ULUTAŞ			
Prof. Dr. Kemalettin DENİZ			
Prof. Dr. Makbule GEZMEN KARADAĞ			
Prof. Dr. İlyas OKUR			
Prof. Dr. Nihan KAFA		KATILAMADI	
Doç. Dr. Melek Gülşah ŞAHİN			
Doç. Dr. Gökhan DELİCEOĞLU			
Doç. Dr. Elvan İNCE AKA			

EK-2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

GAZİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KOMİSYONU FORM-2

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

KATILIMCILAR İÇİN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Sizi, Gazi Üniversitesi Etik Komisyonu'ndantarih /sayı ile izin alınan* ve Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL tarafından yürütülen "Alt Ekstremitelerde Tek Taraflı Uygulanan Farklı Kuvvetlendirme Programlarının Kontralateral Ekstremitelerde Kuvvet, Propriocepsiyon, Yürüyüş ve Fonksiyona Etkisi" başlıklı araştırmaya davet ediyoruz. Bu çalışmaya katılmak tamamen gönüllülük esasına dayanmaktadır. Çalışmaya katılmama veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmadan çıkma hakkına sahipsiniz. Bu çalışmaya katılmanız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Çalışmaya katıldığınız için size bir ödeme yapılmayacaktır. Çalışmadan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacak olup kişisel bilgileriniz gizli tutulacaktır.

*Gazi Üniversitesi Etik Komisyon izni alındıktan sonra doldurularak kullanılacaktır.

Araştırmanın Amacı	Alt ekstremitelerde tek taraflı uygulanan farklı kuvvetlendirme programlarının kontralateral ekstremitelerde kuvvet, propriocepsiyon, yürüyüş ve fonksiyona etkisini araştırmak.
Araştırmanın Yöntemi	Kişisel bilgileriniz, özgeçmişiniz, topa hangi taraf ile vurduğunuz sorularak, boyunuz ve kilonuz ölçülerek alınacaktır. Bu çalışmaya katılırsanız bilgisayar tarafından belirlenen 2 farklı tedavi grubundan birinde yer alacaksınız. Çalışmaya katıldığınızda 6 hafta arayla toplam 2 kez değerlendirmeye alınacaksınız. Tedavi olarak 6 hafta boyunca haftada 3 gün topa vurduğunuz bacağınızda uyuk kasınıza yönelik bu kuvvetlendirme programlarından biri uygulanacaktır. Birinci tedavi grubunda yer alırsanız uyuk kasınıza yönelik aşağıda bahsedilen izokinetik dinamometre ile itme ve çekme hareketlerinden oluşan bir kuvvetlendirme programı uygulanacaktır. İkinci tedavi grubunda yer alırsanız topa vurduğunuz ayağınızın üstünde çömelip kalkmanız istenecektir. Bu 2 farklı tedavi grubundan herhangi birinde yer almanız halinde hem tedavi uygulanan hem de tedavi uygulanmayan uyuk kaslarınızda bir kuvvet artışı beklenmektedir. 6 haftalık eğitimden 2 gün sonra tekrar aynı değerlendirmeler yapılacaktır. Yapılacak değerlendirmeler aşağıda yer almaktadır. Sağınıza zarar verebilecek herhangi bir değerlendirme bulunmamaktadır. İzokinetik dinamometre ile dizinizin itme ve çekme kuvveti değerlendirilecektir. Genel ısınma hareketleri yaptıktan sonra uygun pozisyonda diziniz cihaza yerleştirilecektir. Hareketin güvenli ve verimli yapılabilmesi için hareket dışı kısımlar sabitlenecektir. Hareket eksenini ayarlanacak ve diziniz cihaza bağlı iken size ısınma hareketleri yaptırılacaktır. Cihazda önceden hazır bulunan uygun test protokolü seçilip ardından tek tek iki bacağınızda değerlendirilecektir. Test sırasında her harekette sizi yönlendirici veya motive edici aynı tonda sözel komutlar verilecektir. 2 farklı açısal hız değerinde itme ve çekme yönünde dizinizin kuvveti (60°/sn) ve dayanıklılığı (180°/sn) değerlendirilecektir ve pik tork değerleri kaydedilecektir. Diz kuvveti için 5 tekrar ve dayanıklılığı için sizden 15 kez tekrar etmeniz istenilecektir. Gerçek test performansından önce hareket paternini ve cihazın kendisine uyguladığı direnci öğrenebilmeniz için 3 kez denemeniz istenerek alışmanız sağlanacaktır. Diz ekleminizin eklem pozisyon hissi aynı cihazda ve aynı pozisyonda (30° ve 60°)' de ölçülecektir. Gözleriniz kapalı olarak izokinetik dinamometrede sizden hedef olarak gösterilen dereceyi bulmanız istenecektir.

EK-2. (devam) Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

GAZİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KOMİSYONU FORM-2

Rev-3

19.12.2017

	Fonksiyonu ölçmek için ayakta durma pozisyonunda yere yerleştirilen bir işaretin üzerine ayağınızın ucunu getirmeniz istenecektir. Tek ayak üzerinde durarak 3 defa sıçrayabildiğiniz kadar ileriye sıçramanız istenecektir. Her bir sıçrama mesafeniz mezura ile ölçülerek kaydedilecektir. Dengeniz Biodex denge cihazı kullanılarak yapılan testler ile değerlendirilecektir. Biodex denge cihazı, bilgisayar yazılımı ile bağlantılı bir denge platformundan oluşmaktadır. Denge testinde sizden 20 saniye boyunca mümkün olduğunca hareketsiz durarak ağırlık merkezini gösteren siyah noktayı sabit bir şekilde tutmaya çalışmanız istenecektir. Yürüme analiziniz için belinize kalçanın tüm yönlerde hareketini algılayan bir sensör yerleştirilip 7 metre yürümeniz istenecektir. Çalışma kapsamında sağ ve sol uyluk (bacağın kasık ve diz arasında kalan bölümü) kaslarınızın kalınlıkları ultrason görüntüleme yöntemi ile deneyimli bir hekim tarafından ölçülecektir. Uyluk ön taraftaki kaslar sırt üstü yatar pozisyonda, arka grup kaslar ise yüzü koyun yatarken değerlendirilecektir. Her seferinde aynı noktadan ölçüm yapabilmek için ölçüm sırasında silinebilen cilt kalemi ile vücudunuzdaki bazı anatomik bölgeler işaretlenecektir. Ultrason görüntüleme yöntemi radyasyon içermez ve son derece güvenilirdir. Bu işleme bağlı herhangi bir istenmeyen etki beklenmemektedir. Ölçümün yaklaşık 15 dakika sürmesi planlanmaktadır. İlk değerlendirmemizden 2 gün sonra 6 hafta devam edecek kuvvetlendirme programı uygulanmaya başlayacaktır.
Araştırmanın Öngörülen Süresi (Başlama ve Bitiş Tarihi)	Başlama: 26/12/2023 2 ay Bitiş: 26/02/2024
Araştırmaya Katılması Beklenen Katılımcı/Gönüllü Sayısı	30
Araştırmanın Yapılacağı Yerler	Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Sporcu Sağlığı Ünitesi
Görüntü ve/veya ses kaydı alınacak mı?	Evet ☐ Hayır ☒

Tablo katılımcıların anlayabileceği biçimde, akademik dil kullanılmadan yazılacaktır.

KATILIMCI BEYANI

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

Araştırma yürütücüsü(Tez çalışmalarında Danışman tarafından imzalanacaktır.)

Adı ve Soyadı	Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL	Tarih ve İmza
Adres ve telefonu	Emek mah. Bişkek Cad. 6. Cad. (eski 81. sokak) No:2 06490 Çankaya/ANKARA	26.10.2023

Katılımcı

Adı ve Soyadı		Tarih ve İmza
Adres ve telefonu		

Velayet veya Vesayet Altındaki Katılımcılar için Veli/Vasi

Adı ve Soyadı		Tarih ve İmza
Adres ve telefonu		

EK-3. Değerlendirme Formu

Tarih:

VERİ TOPLAMA FORMU

Ad- Soyad-:

BKİ (kg/m²):

Yaş:

Boy:

Kilo:

Dominant taraf:

Eğitim düzeyi:

Kuvvet Değerlendirmesi:

	1. Ölçüm		2. Ölçüm	
60 derece konsantrik	Sağ	Sol	Sağ	Sol
60 derece eksantrik	Sağ	Sol	Sağ	Sol
180 derece konsantrik	Sağ	Sol	Sağ	Sol

Propriocepsiyon Değerlendirmesi:

	1. Ölçüm		2. Ölçüm	
30 derece	Sağ	Sol	Sağ	Sol
	/....../....	/....../....	/....../....	/....../....
60 derece	Sağ	Sol	Sağ	Sol
	/....../....	/....../....	/....../....	/....../....

Yürüyüşün Değerlendirmesi

	1. Ölçüm	2. Ölçüm
Kadans:		
Yürüme hızı:		
Sağ adım uzunluğu:		
Sol adım uzunluğu:		
Sağ stance faz:		
Sol stance faz:		
Sağ swing faz:		
Sol swing faz:		
Sağ çift destek:		
Sol çift destek:		
Sağ tek destek		
Sol tek destek:		
Sağ pelvik tilt	min/max:/.....	min/max:/.....
Sol pelvik tilt	min/max:/.....	min/max:/.....
Sağ pelvik tilt range		
Sol pelvik tilt range		
Sağ oblik pelvik	min/max:/.....	min/max:/.....
Sol oblik pelvik	min/max:/.....	min/max:/.....
Sağ pelvik rotasyon	min/max:/.....	min/max:/.....
	1. Ölçüm	2. Ölçüm
Sol pelvik rotasyon	min/max:/.....	min/max:/.....
Sağ pelvik rotasyon range		
Sol pelvik rotasyon range		

Dengenin Değerlendirilmesi:

	1. Ölçüm	2. Ölçüm
Sway index Anterior- posterior:		
Sway index Medio- lateral:		
Sway index overall:		

FONKSİYONELLİĞİN DEĞERLENDİRİLMESİ:

Tek Bacak Zıplama Testi

1. Ölçüm			2. Ölçüm		
cm	cm	cm	cm	cm	cm

EK-3. (devam) Değerlendirme Formu

Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi (Kısa)

International Physical Activity Questionnaire (Short)

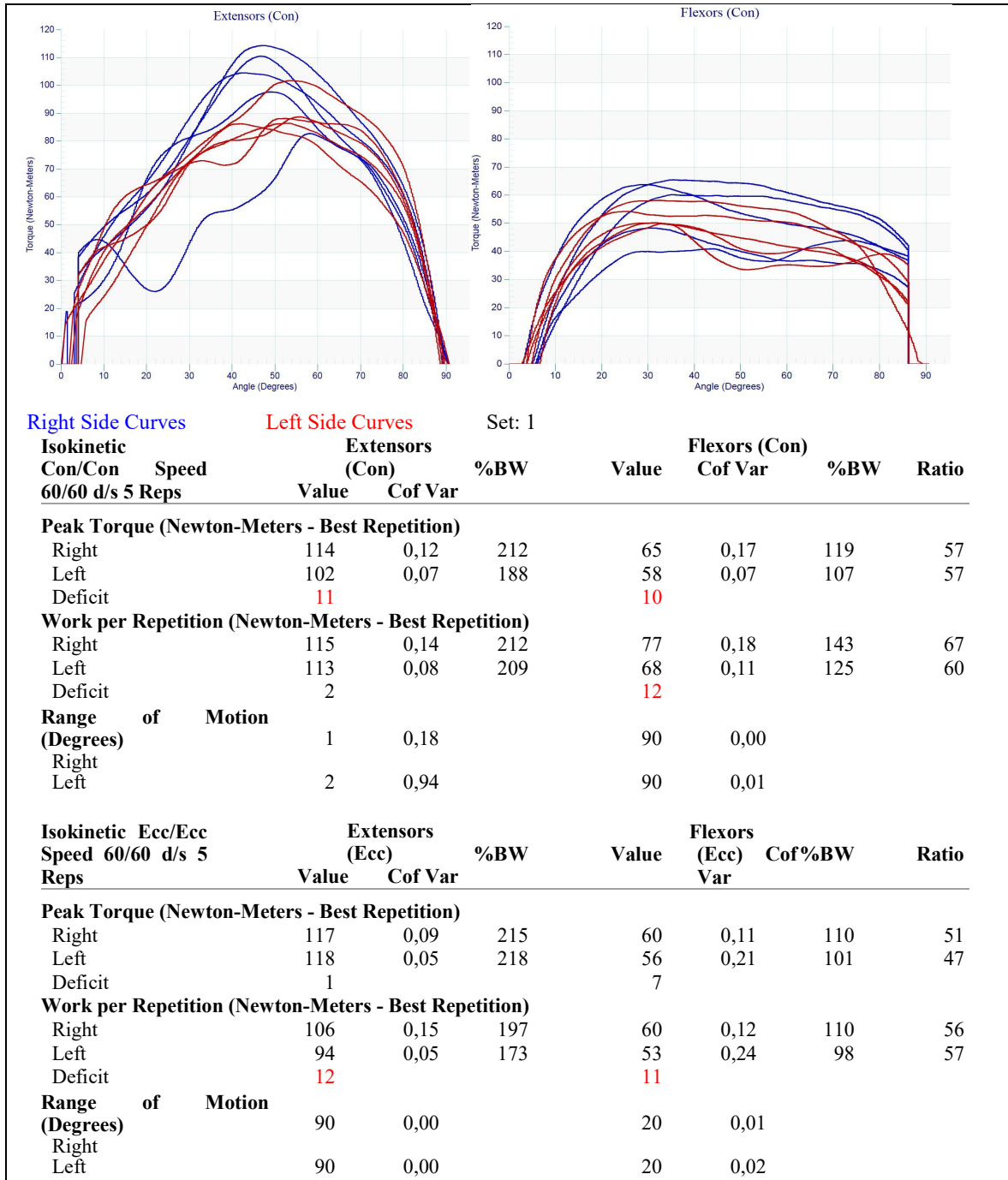
Tarih: ____/____/____

İnsanların günlük yaşayış içinde yaptıkları fiziksel aktiviteler hakkında bilgi edinmek istiyoruz. Aşağıda son 7 gün içinde fiziksel olarak harcanan zaman hakkında sorular bulunmaktadır. Lütfen, kendinizi çok hareketli bir kişi olarak görmesiniz bile her soruyu cevaplayın. Ev ve bahçe işlerinizi, işyerinde yaptığınız aktiviteleri, bir yerden bir yere gitmek için yaptıklarınızı, boş zamanlarınızda yaptığınız egzersiz veya spor gibi aktiviteleri düşünün.

Son 7 gün içinde 10 dakika veya üstünde süren, nefesinizi hızlandıran, kuvvet gerektiren tüm yoğun faaliyetleri göz önünde bulundurun.

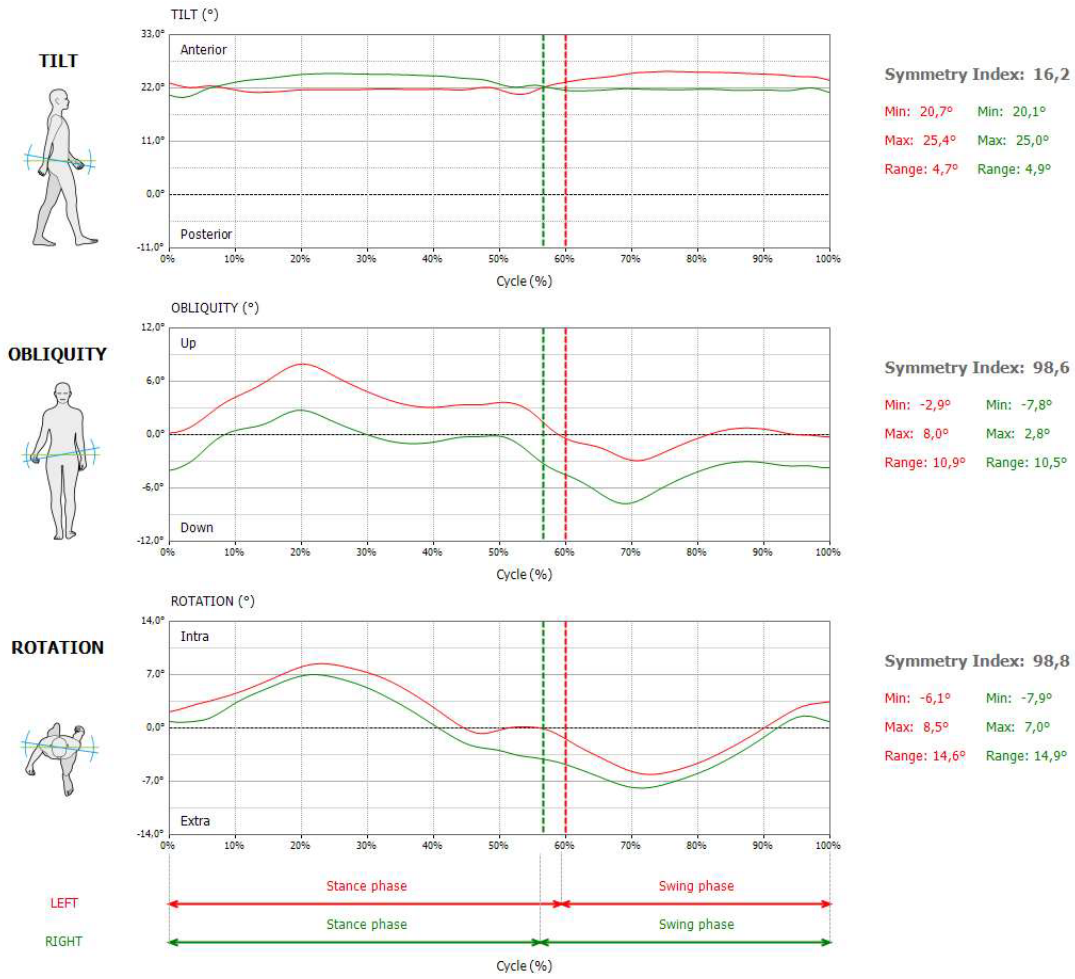
1	Son bir hafta içinde kaç gün ağır kaldırma, kazma, aerobik, basketbol, futbol veya hızlı bisiklet çevirme gibi şiddetli bedensel güç gerektiren faaliyetlerden yaptınız?	☐ Şiddetli fiziksel aktivite yapmadım. (3. Soruya Geçiniz )	Haftada gün
2	Bu günlerin birinde şiddetli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?	☐ Bilmiyorum/Emin değilim	Günde dakika Günde saat
Geçen bir hafta içinde yaptığınız orta dereceli fiziksel aktiviteleri düşünün. Bunlar 10 dakika veya daha uzun süren, orta derece fiziksel güç gerektiren ve normalden biraz sık nefes almaya neden olan aktivitelerdir.			
3	Son bir hafta içinde kaç gün hafif yük taşıma, normal hızda bisiklet çevirme, halk oyunları, dans, bowling veya tenis gibi orta dereceli bedensel güç gerektiren faaliyetlerden yaptınız? (Yürüme hariç.)	☐ Orta dereceli fiziksel aktivite yapmadım. (5. Soruya Geçiniz )	Haftada gün
4	Bu günlerin birinde orta dereceli fiziksel aktivite yaparak genellikle ne kadar zaman harcadınız?	☐ Bilmiyorum/Emin değilim	Günde dakika Günde saat
Geçen bir hafta içinde yürüyerek geçirdiğiniz zamanı düşünün. Bu; işyerinde, evde, bir yerden bir yere ulaşım amacıyla veya sadece dinlenme, spor, egzersiz veya hobi amacıyla yaptığınız yürüyüş olabilir.			
5	Geçen 7 gün içerisinde, bir seferde en az 10 dakika yürüdüğünüz gün sayısı kaçtır?	☐ Yürümedim. (7. Soruya Geçiniz )	Haftada gün
6	Bu günlerden birinde yürüyerek genellikle ne kadar zaman geçirdiniz?	☐ Bilmiyorum/Emin değilim	Günde dakika Günde saat
Son soru, son bir hafta içinde oturarak geçirdiğiniz zamanlarla ilgilidir. İşte, evde, çalışırken ya da dinlenirken geçirdiğiniz zamanlar dahildir. Bu masanızda, arkadaşınızı ziyaret ederken, okurken, otururken veya yatarak televizyon seyrettiğinizde oturarak geçirdiğiniz zamanları kapsamaktadır.			
7	Son bir hafta içinde günde oturarak ne kadar zaman harcadınız?	☐ Bilmiyorum/Emin değilim	Günde dakika Günde saat

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



EK-5. G-walk Yürüyüş Testleri

Spatio-Temporal parameters	Mean Value		Normal Value	Units
Analysis duration	20,7			s
Cadence	117,2		101,8 - 109,4	steps/min
Speed	1,31		1,13 - 1,45	m/s
Spatio-Temporal parameters	Left Mean Value	Right Mean Value	Normal Value	Units
Gait cycle duration	1,03	1,02	1,06 - 1,22	s
Stride length	1,34	1,34	1,33 - 1,59	m
% Stride length	84,0	83,6	78,6 - 90,8	% height
Step length	49,6	50,4	49,3 - 50,7	% str length
Stance phase	59,4	56,1	58,6 - 62,0	% cycle
Swing phase	40,6	43,9	37,7 - 41,5	% cycle
First double support phase	7,1	8,3	7,1 - 11,7	% cycle
Single support phase	44,0	40,6	39,0 - 43,0	% cycle
Elaborated steps	7	7		



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : GÖKDOĞAN, Çağatay Müslüm
Uyruğu : T.C.

e-mail

Eğitim Derecesi	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi/ Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı	Devam ediyor
Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi/ Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı	2017
Lisans	Başkent Üniversitesi / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü	2012
Lise	Osmaniye Fen Lisesi	2006

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2014- Devam ediyor	Gazi Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

- Gökdoğan, Ç. M., and Güzel, N. A. (2024). Effect of Contralateral Training on Muscle Strength: A Narrative Review. *Adnan Menderes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Dergisi*, 8(2), 209-216.
- Gökdoğan, Ç. M., Güzel, N. A., Kafa, N., Eler, S., and Özdemir, Y. (2020). The Relationship between Postural Stability, Performance and Trunk Muscle Endurance in Female Athletes. *International Journal of Sport Culture and Science*, 8(2), 102-111.
- Aksen-Cengizhan, P., Cobanoglu, G., Gokdogan, C. M., Zorlular, A., Akaras, E., Erikoglu Orer, G., and Guzel, N. A. (2019). The relationship between postural stability, core muscle endurance and agility in professional basketball players. *Annals of Medical Research*, 26(10), 2181-21861.

4. Cobanoğlu, G., Suner-Keklik, S., Gokdogan, C., Kafa, N., Savas, S., and Guzel, N. A. (2021). Static balance and proprioception evaluation in deaf national basketball players. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*, 13(1), 2.
5. Kafa, N., Aksen-Cengizhan, P., Erikoğlu-Örer, G., Çobanoğlu, G., Gökdoğan, Ç. M., Zorlular, A., and Atalay Güzel, N. (2020). Adölesan Basketbolcularda" Core" Antrenman Programının" Core" Kas Endüransı, Denge, Çeviklik ve Anaerobik Güç Üzerine Etkisi. *Türkiye Klinikleri Journal of Sports Sciences*, 12(3).
6. Çobanoğlu, G., Suner Keklik, S., Zorlular, A., Aygün Polat, E., Akaras, E., Gökdoğan, Ç. M., and Kafa, N. (2019). The Relationship Between Scapular and Core Muscle Endurance In Professional Athletes. *Annals of Medical Research* 26(7), 1295-1300
7. Suner Keklik, S., Çobanoğlu, G., Zorlular, A., Akaras, E., Gökdoğan, Ç. M., Kafa, N., and Güzel, N. A. (2017). Physiotherapy programme after Peroneal Tendon Instability Surgery in a Hentball Player: A Case Report.. *Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 1(3), 1-7



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...

