

T.C.
BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANA BİLİM DALI
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

SAĞLIKLI BİREYLERDE FARKLI ÇÖMELME EGZERSİZ
PATERNLERİNİN ETKİNLİĞİ: RANDOMİZE KONTROLLÜ ÇALIŞMA

YÜKSEK LİSANS TEZİ

AMİRKİYA MOVAHHEDI

İSTANBUL 2025

T.C.
BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANA BİLİM DALI
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

SAĞLIKLI BİREYLERDE FARKLI ÇÖMELME EGZERSİZ
PATERNLERİNİN ETKİNLİĞİ: RANDOMİZE KONTROLLÜ ÇALIŞMA

YÜKSEK LİSANS TEZİ

AMİRKİYA MOVAHHEDI

TEZ DANIŞMANLARI

DR. ÖĞR.ÜYESİ ADEM ÇALI
DR. ÖĞR.ÜYESİ ÖMER ŞEVGİN

İSTANBUL 2025



BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

28/05/2025

YÜKSEK LİSANS TEZ ONAY FORMU

Program Adı:	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon
Öğrencinin Adı Soyadı:	Amirkiya Movahhedi
Tezin Adı:	Sağlıklı Bireylerde Farklı Çömelleme Egzersiz Paternlerinin Etkinliği: Randomize Kontrollü Çalışma
Tez Savunma Tarihi:	28.05.2025

Bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak gerekli şartları yerine getirmiş olduğu Lisansüstü Eğitim Enstitüsü tarafından onaylanmıştır.

Doç. Dr. Yücel Batu SALMAN
Enstitü Müdürü

Bu Tez tarafımızca okunmuş, nitelik ve içerik açısından bir Yüksek Lisans tezi olarak yeterli görülmüş ve kabul edilmiştir.

	Ünvanı, Adı Soyadı	Kurumu	İmza
Tez Danışmanı:	Dr. Öğr.Üyesi Adem Çalı	TC. Üsküdar Üniversitesi	
	Dr. Öğr.Üyesi Ömer Şevgin	Topkapı Üniversitesi	
2. Üye (Kurum İçi):	Prof. Dr. Hasan Kerem Alptekin	Bahçeşehir Üniversitesi	
3. Üye (Kurum İçi):	Dr. Öğr.Üyesi Berkay Eren Pehlivanoğlu	Bahçeşehir Üniversitesi	
4. Üye (Kurum Dışı):	Dr. Öğr.Üyesi Buket Kılıç	Kocaeli Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi	

Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.

Ad, Soyad: **Amirkiya MOVAHHEDİ**

İmza:

ÖZET

SAĞLIKLI BİREYLERDE FARKLI ÇÖMELME EGZERSİZ PATERNLERİNİN ETKİNLİĞİ: RANDOMİZE KONTROLLÜ ÇALIŞMA

Movahhedi, Amirkiya

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yüksek Lisans Programı

Tez Danışmanları

Dr. Öğr. Üyesi Adem ÇALI

Dr. Öğr. Üyesi Ömer ŞEVGİN

Mayıs 2025, 96 sayfa

Bu çalışma, sağlıklı yetişkinlerde iki farklı çömelme egzersiz eğitiminin kişilerin bel ağrısına, dengesine, kas gücü ve çevikliğine etkilerini karşılaştırmayı amaçlamaktadır. Fiziksel olarak aktif olan ve herhangi bir sağlık sorunu bulunmayan 60 katılımcı (18-30 yaş), randomize olarak üç gruba ayrılmıştır: Dizlerin ayak parmaklarını geçtiği çömelme egzersizi grubu (ApG, n=20), Dizlerin ayak parmaklarını geçmediği çömelme egzersizi grubu (ApGm, n=20) ve günlük yaşam aktivitelerini devam ettiren Kontrol Grubu (KG, n=20). Egzersiz grupları, 4 hafta boyunca haftada 3 gün squat protokolünü telerehabilitasyon ile aldı. Değerlendirmelerde Uluslararası Fiziksel Aktivite Değerlendirme Anketi Kısa Formu (UFFA), algomere, Y denge testi, Modifiye borg skalası, Oswestry bel ağrısı anketi, 2000 Uluslararası Diz Dokümantasyon Komitesi (IKDC) Subjektif Diz Formu ve My jump 2.0 sürümü kullanıldı. Analizlerde, grup içi analizlerinde hem ayak parmaklarını ApG hem de geçmeyen squat paterni uygulayan gruplarda; bazı kas kuvveti, bel ağrısı ve performans ölçümlerinde anlamlı iyileşmeler gözlemlenmiştir. Özellikle hamstring, iliak ve L1-L3 bölgesi gibi anatomik bölgelerde; ayrıca SJ ve CMJ sıçrama türlerinde pozitif gelişmeler elde edilmiştir. Kontrol grubunda ise zamanla gözlenen değişimler, egzersiz uygulayan gruplara kıyasla sınırlı düzeyde kalmıştır ve sistematik bir gelişim eğilimi sergilememiştir. Gruplar arası karşılaştırmalarda ise genel olarak istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmamıştır ($p > 0.05$). Ancak, Hamstring Sol kasında

gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p = 0.037$). Diğer tüm kas, performans ve ağrı parametrelerinde gruplar arasında anlamlı farklılık oluşmamıştır. Bu bulgular doğrultusunda, egzersizlerin bireysel düzeyde olumlu etkiler yarattığı; ancak grup düzeyinde karşılaştırıldığında bu etkilerin anlamlı farklılık yaratacak düzeye ulaşmadığı sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Çömelme, Denge, Bel Ağrısı, Sıçrama



ABSTRACT

THE EFFECTIVENESS OF DIFFERENT SQUAT EXERCISE PATTERNS IN HEALTHY INDIVIDUALS: A RANDOMIZED CONTROLLED TRIAL

Movahhedi, Amirkiya

Master's Program in Physiotherapy and Rehabilitation

Supervisors:

Asist. Prof. Adem ÇALI

Asist. Prof. Ömer ŞEVGİN

May 2025, 96 pages

This study aimed to compare the effects of two different squat exercise trainings on low back pain, balance, muscle strength, and agility in healthy adults. Sixty physically active participants aged between 18–30 years, without any health conditions, were randomly assigned to three groups: the squat group where the knees pass over the toes (ApG, n=20), the squat group where the knees do not pass over the toes (ApGm, n=20), and the control group (CG, n=20), who continued their daily life activities. The exercise groups followed a telerehabilitation-based squat protocol three times a week for four weeks. Assessments included the Short Form of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ-SF), algometer, Y-balance test, Modified Borg Scale, Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire, 2000 International Knee Documentation Committee (IKDC) Subjective Knee Evaluation Form, and My Jump 2.0 application.

Intra-group analyses revealed significant improvements in certain muscle strength, pain, and performance parameters in both the ApG and ApGm groups. Specifically, improvements were observed in anatomical areas such as the hamstring, iliac, and L1–L3 lumbar regions, as well as in SJ and CMJ jumping performance. In contrast, the control group showed limited changes over time, with no clear trend of systematic improvement. Between-group comparisons showed no statistically significant

differences overall ($p > 0.05$), except for the left hamstring muscle, which presented a significant difference ($p = 0.037$). Based on these findings, it can be concluded that while squat exercises produced positive individual effects, these did not reach a statistically significant level when comparing the groups.

Keywords: Squat, Balance, Back Pain, Jump



TEŞEKKÜR

Hayatım boyunca bana koşulsuz sevgi ve destek veren annem ve babama ve her daim yanımda olan sabırlı, anlayışlı ve sevgiyle bu süreci birlikte yaşayan eşime armağanımdır.



İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
TABLOLAR LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİLLER LİSTESİ	xiv
KISALTMALAR LİSTESİ.....	xv
Bölüm 1	1
Giriş.....	1
1.1 Çalışmanın Hipotezleri.....	2
Bölüm 2	3
Genel Bilgiler	3
2.1 Ağrı	3
2.2. Ağrının Sınıflandırılması	3
2.2.1 Akut ağrı.....	3
2.2.2 Kronik ağrı.	3
2.2.3 Nosisepsif ağrı.....	4
2.2.4 Nöropatik ağrı.	6
2.3 Bel Ağrısı	6
2.3.1 Epidemiyoloji.....	7
2.3.2 Risk faktörleri.....	8
2.3.3 Bel ağrısının değerlendirilmesi.	10
2.3.4 Bel ağrısında tedavi yöntemleri.	11
2.4 Lumbal Omurganın Anatomisi	11

2.4.1 Faset eklemler.	12
2.4.2 Lumbal omurganın kasları.	13
2.5 Denge	15
2.6 Denge çeşitleri.....	15
2.6.1 Statik denge.	15
2.6.2 Dinamik denge.	16
2.7 Denge biyomekaniği	16
2.7.1 Temel destek yüzeyi.....	16
2.7.2 Stabilite limiti.....	16
2.7.3 Salınım limiti.....	17
2.7.4 Postür.....	17
2.9 Dinamik dengenin değerlendirilmesi	18
2.9.1 Y denge testi (YDT).....	18
2.9.2 Fonksiyonel uzanma testi (FRI).....	19
2.10 Statik Dengenin Değerlendirilmesi.....	19
2.10.1 Tek ayak üzerinde durma denge testi.....	19
2.10.2 Flamingo Denge Testi (FDT).....	19
2.10.3 Romberg test.	20
2.11 Dengeyi Etkileyen Faktörler	20
2.11.1 Yaş.....	20
2.11.2 Yüzey Stabilitesi.	21
2.11.3 Yorgunluk.	21
2.12 Squat (çömelme)	21
2.12.1 Çömelme varyasyonları.	21
2.13 Çömelme Biyomekaniği.....	22
2.13.1 Gövde eğimi.	22
2.13.2 Tibia eğimi.	23
2.14 Dikey Sıçrama.....	24
2.14.1 Sıçrama performansı.	24
2.14.2 Sıçrama hareketinin biyomekaniği.....	25

2.14.3 Dikey sıçrama yüksekliği ölçüm yöntemleri.....	25
Bölüm 3	28
Veri ve Yöntem	28
3.1 Olgü Seçimi.....	28
3.1.1 Dahil edilme kriterleri	28
3.1.2 Dışlama kriterleri	29
3.1.3.Çalışmadan çekilme kriterleri	29
3.2 Çalışma Grubu	29
3.2.1 Randomizasyon.	30
3.3 Test ve Değerlendirme Yöntemleri.....	30
3.3.1 Uluslararası fiziksel aktivite değerlendirme anketi kısa formu (UFFA)...	30
3.3.2 Demografik değerlendirme formu.....	32
3.3.3 Algomere.....	32
3.3.4 Y Denge testi.....	33
3.3.5 Modifiye borg skalası.....	35
3.3.6 Oswestry bel ağrısı anketi (OSWT).	35
3.3.7 2000 uluslararası diz dokümantasyon komitesi (IKDC) subjektif diz formu.	36
3.3.8 My jump 2.0.	36
3.4 Uygulama Protokolleri	38
3.4.1 Dizlerin ayak parmaklarını geçtiği squat protokolü (ApG).	39
3.4.1 Dizlerin ayak parmaklarını geçmediği squat protokolü (ApGm).	41
3.5 İstatistiksel Analiz.....	43
Bölüm 4	45
Bulgular.....	45
4.1 Katılımcıların Demografik Bilgileri.....	45
4.2 Grup İçi Karşılaştırmalar.....	47
4.2.1 ApG grubun egzersiz öncesi ve sonrası karşılaştırılması.....	47
4.2.2 ApGm grubun egzersiz öncesi ve sonrası karşılaştırılması.....	51

4.2.3 Kontrol grubunun öncesi ve sonrası karşılaştırılması.	56
4.2.4 Grupların ilk verilerinin karşılaştırılması.	60
4.3 Gruplar arası karşılaştırma	66
Bölüm 5	86
Tartışma.....	86
Bölüm 6	92
Sonuç ve Öneriler.....	92
KAYNAKÇA	93
EKLER	113
A. Bilgilendirilmiş Gönüllü Formu.....	114
B. Demografik Bilgi Formu	117
C. Uluslararası Fiziksel Aktivite Değerlendirme Anketi Kısa Formu	118
D. Oswestry Bel Ağrısı Anketi	120
E. Modifiye Borg Skalası.....	122
F. 2000 Uluslararası Diz Dokümantasyon Komitesi (IKDC) Subjektif Diz Formu	123
G. Etik Kurul Onay İzni	127

TABLÖLAR LİSTESİ

TABLÖLAR

Tablo 1 Dizlerin Ayak Parmaklarını Geçtiği Squat Protokolü (Apg).....	41
Tablo 2 Dizlerin Ayak Parmaklarını Geçmediği Squat Protokolü (Apgm).....	43
Tablo 3 Gruplar Arası Cinsiyet ve Dominant Ayak Dağılımının Karşılaştırılması (Ki-Kare Testi).....	45
Tablo 4 Gruplar Arası Sosyodemografik Değişkenlerin Karşılaştırılması	46
Tablo 5 ApG Ön test ve Son Test Karşılaştırma.....	48
Tablo 6 ApGm Ön test ve Son Test Karşılaştırma.....	52
Tablo 7 Kontrol Grubu Ön test ve Son Test Karşılaştırma.....	57
Tablo 8 Gruplar Arası İlk Verilerin Karşılaştırılması	61
Tablo 9 Gruplar Arası Son Verilerin Karşılaştırılması	67
Tablo 10 L1-L3 Bölgesi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu	71
Tablo 11 İlia Bölgesi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu	73
Tablo 12 GM Bölgesi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu	74
Tablo 13 H Bölgesi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu	75
Tablo 14 Diz Bölgesi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu.....	76
Tablo 15 TM Bölgesi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu	77
Tablo 16 Y Denge Testi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu	78
Tablo 17 BORG Skalası Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu.....	80
Tablo 18 Diz Değerlendirmesi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu	81
Tablo 19 OSWT Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu	81
Tablo 20 SJ Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu.....	82
Tablo 21 CMJ Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu.....	84

ŞEKİLLER LİSTESİ

ŞEKİLLER

Şekil 1 Lumbar omurga.....	12
Şekil 2 Normal ve anormal stabilite limiti. (A) sağlıklı adam vücudunun kütle merkezini (beyaz nokta) stabilitenin sınırlarına doğru eğiyor.	17
Şekil 3 Gövdenin sagital düzlem yönelimi kalça ve dizde ki dış momentleri etkiler.	22
Şekil 4 Tibianın sagital düzlemdeki yönelimi dizde ki dış momenti etkiler.....	23
Şekil 5 (a) aktif sıçrama, (b) squat sıçrama.....	25
Şekil 6 G power analizi.	30
Şekil 7 Baseline algometre.....	33
Şekil 8 Y denge testi.	34
Şekil 9 Karşı hareket sıçraması – CMJ.	37
Şekil 10 Squat sıçraması- SJ.	38
Şekil 11 Apg pozisyonu.	40
Şekil 12 ApGm pozisyonu.	42

KISALTMALAR LİSTESİ

ApG	Dizler ayak parmaklarını geçen squat protokolü
ApGm	Dizler ayak parmaklarını geçmeyen squat protokolü
UFFA	Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi
IKDC	2000 Uluslararası Diz Dokümantasyon Komitesi
OSWT	Oswestry Bel Ağrısı Anketi
SSC	Germe-kısaltma döngüsü
SJ	Squat sıçraması
CMJ	Karşı hareket sıçraması
GM	Gluteus Medius
H	Hamsting
TM	Trokantör Majör

Bölüm 1

Giriş

Çömelme egzersizi, kinematiğinde dizin ayak parmaklarına göre pozisyonu oldukça önemlidir. Dizin ayak parmaklarının gerisinde kaldığı hareket paterninde ağırlık merkezi posteriora yer değiştirir. Egzersiz sırasında kalça eklemindeki fleksiyon torku artarken diz eklemi torkunun azalması alt ekstremité yaralanmaları açısından riski azaltır (Hewett et al., 2010; Sharma et al., 2001; Tanamas et al., 2009). Buna karşın; gövde üzerinde kompensatuar mekanizmalar tetiklenmesi sonucu nötr omurga pozisyonu korunamadığı durumlarda gövde fleksiyonu ve omurga yüklenmesi artar (McLean et al., 2005; Waldén et al., 2015). Kalça eklemine binen yükün artması lumbo-pelvik ritmi etkiler ve lomber omurga ile alt ekstremité eklemleri arasındaki fonksiyonel ilişkinin bozulması sonucu bel ve sırt yaralanmaları meydana gelebilir. Dizin ayak parmaklarının önüne geçtiği hareket paterninde ise; alt lomber omurga ve kalçanın torku minimize edilerek bu risk ortadan kaldırılmış olur. Buna karşın; anterior diz deplasmanı ve diz fleksiyon açısı arttıkça patellofemoral eklem reaksiyon kuvvetleri de artar ve diz eklemine daha yüksek tork oluşur, alt ekstremité için yaralanma riski artış gösterir (Russell et al., 2006). Son yıllarda; her iki hareket paterninin bilinen faydaları ve dezavantajları birbirine üstünlük gösteremediği için konuya olan ilgi artış göstermiştir. Her iki paternde de amaç kasların kuvvetlendirilmesi, dinamik stabilizasyonun kazanılması, lumbopelvik ritim düzenlenmesi olmasına karşın; çeşitli ağrı şikayetleri, kas yaralanmaları, diz eklemi bağ yaralanmaları ve omurga yaralanmaları açısından ciddi riskler içermektedirler (Claiborne et al., 2006; Lima et al., 2018; Powers, 2010; Suzuki et al., 2015).

Çömelme egzersizleri genellikle kuvvet eğitimlerinin bir bileşeni olarak kullanılmakta ve egzersiz planlamasında bireye özgü faktörler göz ardı edilerek kas gelişimine odaklanılmaktadır. Bu hatanın sonucunda, özellikle yaralanmaların habercisi olarak kabul edebileceğimiz ağrı şikayetleri göz ardı edilmekte, zaman zamanda DOMs gibi kas ağrıları ile karıştırılabilmektedir (Myer et al., 2015; Wyndow et al., 2016). Özellikle serbest ağırlık eklenen çömelme egzersizleri sonrası dikkate alınmayan ağrılar; kısa vadede kas rüptürleri (Wilczyński et al., 2020; Willson et al., 2008), disk hernisi (Hewett et al., 2010), kas spazmı, menisküs yaralanması

(Nakagawa et al., 2015), ön çapraz bağ yaralanması ve patellofemoral ağrı (Stickler et al., 2015; Willson et al., 2008) gibi şikayetlere neden olurken uzun vadede özellikle bu yaralanmaların sonucu olarak ortaya çıkan osteoartrite (Sheerin et al., 2012) neden olabilir.

Çalışmamızda dizlerin ayak parmaklarını geçtiği ve dizlerin ayak parmaklarını geçmediği çömelme paternlerinin; kas kuvveti, denge ve performansa olan etkisi araştırılacak ek olarak egzersiz yapılan tercih edilen hareket paterninin bel ve diz ağrıları ile ilişkisi incelenecektir.

1.1 Çalışmanın Hipotezleri

Araştırmamızın amacı dizlerin ayak parmaklarını geçtiği ve geçmediği iki farklı çömelme paterninin bel ağrısına, kas kuvvetine ve dengeye etkisinin karşılaştırılmasıdır.

H0: Dizlerin ayak parmaklarını geçtiği ve geçmediği çömelme egzersizi paternlerinin kullanıldığı iki farklı egzersiz programının kas kuvveti, denge, performans ve ağrı sonuçlarında anlamlı fark vardır.

H1: Dizlerin ayak parmaklarını geçtiği ve geçmediği çömelme egzersizi paternlerinin kullanıldığı iki farklı egzersiz programının kas kuvveti, denge, performans ve ağrı sonuçlarında anlamlı fark yoktur.

Bölüm 2

Genel Bilgiler

2.1 Ağrı

Ağrı; vücudun herhangi bir yerinden kaynaklanan, varolan veya olası doku hasarı ile gelişen, insanın geçmişteki tüm deneyimlerini kapsayan, hoşla gitmeyen duyuşsal, emosyonel ve öznel bir duyudur (Sparks, 2001). Tanımda; ağrının algılanması fiziksel, hoş olmayan duyunun hissedilmesi duyuşsal, ağrıya bağlı korku ve anksiyetenin olması bilişsel olmak üzere ağrının üç bileşenden oluştuğu belirtilmektedir. Ağrının öznel olması, ağrıyı algılama ve ağrıya karşı verilen tepkilerin de kişiden kişiye değişmesine yol açmaktadır. Ancak ağrı, her insanın hayatı boyunca çok fazla karşılaştığı bir algıdır. Doku hasarı sonucu ortaya çıkan ağrı, aynı zamanda vücut için koruyucu bir mekanizmadır (Howard L. Fields, 2005).

2.2. Ağrının Sınıflandırılması

2.2.1 Akut ağrı. Akut ağrı, belirli bir başlangıç olan ve genellikle akut bir hasar sonucu ortaya çıkan ağrı türüdür. Tanısı diğer ağrı tiplerine göre daha hızlı konabilir ve etkin tedavi edilebilir. Uygun şekilde tedavi edilmediği takdirde akut ağrılar kronikleşebilir ve hastalık haline gelebilir. Akut ağrılar genellikle hastaların hekime başvurmaya yol açan ve tedavi literatüründe beşinci hayati bulgu olarak kabul edilenlerden biridir. Hasarın iyileşmesiyle birlikte akut alarm genellikle azalır ve birkaç gün veya hafta içinde meydana gelir. Travmalar, akut ağrıların en yaygın nedenidir (Karakoyun et al., 2024).

2.2.2 Kronik ağrı. Kronik ağrı, genellikle üç ila altı aydan daha uzun süre devam eden, karmaşık patofizyolojik özelliklere bağlı olarak kompleks ve multidisipliner bir tedaviye değerlendirilmesi gereken bir klinik durumdur (Treede et al., 2015). Öznel bir deneyim olarak kabul edilen kronik ağrı; duyuşsal, duyuşsal, bilişsel ve davranışsal bileşenleri içermekte olup bireyin fiziksel ve psikososyal işlevselliği üzerinde önemli etkiler yaratabilmektedir. (Gonzales et al., 2000). Kronik

ağrı, hem bir hastalık hem de bir sendrom olarak değerlendirilmektedir. Otonom sinir sistemi ile ilişkili akut ağrının aksine, kronik ağrıda sempatik aktivasyon gözlenmemektedir. Psikiyatrik bir hastalığın semptomu olabileceği gibi, aynı zamanda fiziksel bir bozukluk olarak bireyde ruhsal problemlerin ortaya çıkmasına da neden olabilmektedir. (Kara H, 2000). Kronik ağrı, bireyin yaşam kalitesi üzerinde de önemli düzeyde olumsuz etkiler yaratmata; günlük yaşam aktivitelerinde kısıtlanmalara, psikososyal işlevsellikte bozulmalara ve değişkenliğe, anksiyete gibi psikiyatrik durumlara neden olabilir. Dolayısıyla kronik ağrının tedavisi disiplinler arası çalışmayı gerektirir (Apkarian et al., 2009).

2.2.3 Nosisepsif ağrı. Nosiseptif ağrı, mekanik, termal veya kimyasal uyarıların neden olduğu doku hasarı sonucu, nosiseptör adı verilen özel duyu reseptörlerinin aktivasyonu ile ortaya çıkan parlak bir ağrı türüdür (Julius et al., 2001). Bu ağrı türü, vücuttaki potansiyel ya da mevcut bir doku hasarına karşı koruyucu bir yanıt olarak gelişir ve genellikle inflamatuvar özelliklerle kullanılabilir (Woolf, 2010).

Nosiseptörler, merkezi sinir sistemi (MSS) dışında kalan hemen her doku ve organda yer almaktadır. Bu reseptörler, zararlı uyarıların algılayarak, periferik sinir sistemi aracılığıyla omurilik üzerinden beyne iletirler. Beyinde bu uyarılar çağrı olarak algılanır ve organizmaya uygun savunma mekanizmalarını devreye sokar (Cohen et al., 2014).

Nosiseptif ağrı, genellikle somatik ve görsel olmak üzere iki ana gruba ayrılır. Somatik ağrı yapılar , genellikle lokalize ve keskin karakterlidir , kas-iskelet sistemi, deri ve bağ dokusu gibi yapılar, genellikle lokalize ve keskin karakterde bir ağrıdır. Visseral ağrı ise iç organise iç organ kaynaklı olup daha yaygın, künt ve yerinin belirlenmesi zor bir ağrı tipidir (Cohen et al., 2021). Bu ayrımlar, tanı ve tedavi süreci önemli bir yer tutmaktadır.

Klinik açıdan nosiseptif ağrı, genellikle iyi bir şekilde çözülebilen bir neden-sonuç ilişkisine sahip olup, antiinflamatuvar sistemler, analjezikler ve fizik tedavi yöntemleri ile etkin tedavi biçimi yapılabilir. Bununla birlikte, nosiseptif ağrının zamanında ve uygun şekilde tedavi edilmemesi, duyuşal sistem duyarlılığının yol açtığı ağrının kronikleşmesine neden olabilir (Møller Johansen et al., 2021).

2.2.3.1 Somatik ağrı. Somatik ağrı, periferik dokularda – özellikle deri, kas, bağ dokusu, kemik ve eklemlerde– meydana gelen bir doku hasarı sonucu ortaya çıkan, iyi lokalize edilebilir ve duyuşal sinir lifleri (A-delta ve C lifleri) taşınan nosiseptif bir ağrı türüdür. Bu ağrı türü genellikle keskin, yoğun, sabit karakterli olup ürünler tarafından "bıçak gibi", "sızılayıcı" veya "zonklayıcı" olarak geliştirilebilir (Cohen et al., 2021).

Somatik ağrının şebekesi hızlı ileten A-delta lifleriyle başlarken, daha yavaş iletilen C lifleri aracılığıyla kalıcı, künt bir ağrı hissi oluşabilir. Bu kısımların hem hızlı hem de geç yanıt vermesini içerir (Lutke Schipholt et al., 2021). Ağrının iyi lokalize edilebilmesi, onu visseral ağrıdan ayıran en önemli özelliklerinden biridir.

Klinik pratikte somatik ağrının yaygın nedenlerinden biri, iskelet sistemi ve yumuşak dokuya ait travmalar, kas zorlanmaları ve romatolojik hastalıklardır. Özellikle kemik metastazlarına bağlı gelişen ağrılar, somatik ağrının tipik ve şiddetli formları arasında yer almaktadır. Bu tür ağrılar genellikle hareketle artar ve analjezik tedaviye yanıt vermekle birlikte, bazı durumlarda opioid tedavisi gerekebilir (Zhao et al., 2020).

Somatik ağrının bildirimi ve yönetimi, ağrının lokalizasyonu, süresi, süresi ve bölümleri olanların değerlendirilmesini gerektirir. Etkili bir tedavi planı; farmakolojik tedavilerin yanı sıra fizik tedavi, egzersiz ve gerekirse sistematik sırasal yöntemler de dahil edilmelidir (Treede et al., 2015)

2.2.3.2 Visseral ağrı. Visseral ağrı, doku travması olmaksızın gelişen, genellikle yaygın ve zor lokalize edilen bir ağrı türüdür. Derin ve bulanık bir his ile tanımlanır ve genellikle sempatik sinir lifleri aracılığıyla iletilir (Chang et al., n.d.; Julius et al., 2001). Bu ağrı türü, iç organlardaki (visseral) hasar veya iritasyon sonucu ortaya çıkar. Visseral ağrı, çoğunlukla yansıyan ağrı şeklinde kendini gösterir, yani bir organın hasarına bağlı olarak ağrı hissi vücudun farklı bölgelerinde de hissedilebilir. Örneğin, kalp krizi sırasında göğüs ağrısının sol kola yayılması, visseral ağrının tipik bir örneğidir. Bu ağrı, somatik ağrılardan farklı olarak, daha az lokalize ve daha genel bir doğaya sahiptir (Grundy et al., 2019).

Visseral ağrının patofizyolojisi karmaşık olup, sempatik ve parasempatik sinir sisteminin etkileşimiyle bağlantılıdır. Ayrıca, bu tür ağrıların algılanmasında merkezi sinir sistemi de rol oynamaktadır, bu nedenle visseral ağrının yönetimi bazen zorlayıcı olabilir. Yansıyan ağrılar, visseral ağrının tipik örnekleri arasında yer almaktadır (Kataria et al., 2024).

2.2.4 Nöropatik ağrı. Uluslararası Ağrı Araştırmaları Derneği (IASP), nöropatik ağrıyı, "somatosensoriyel sistemin lezyonu veya hastalığından kaynaklanan ağrı" olarak tanımlamaktadır (IASP, 2020). Bu tanım, ağrının nedeninin doğrudan sinir sistemi hasarına ya da işlev bozukluğuna bağlı olduğunu vurgular. Nöropatik ağrı, hem merkezi sinir sistemi (MSS) hem de periferik sinir sistemi (PSS) düzeyindeki hasarlardan kaynaklanabilir ve genellikle tek bir etyolojik faktöre indirgenemez. Bunun yerine, altta yatan nöronal disfonksiyonun bir sonucu olarak değerlendirilir (Finnerup et al., 2021).

Merkezi sinir sistemine bağlı nöropatik ağrılar arasında fantom ekstremité ağrısı, spinal kord yaralanmasına bağlı ağrılar ve inme sonrası gelişen ağrılar sayılabilir (Baron et al., 2010). Öte yandan, periferik sinir sistemine bağlı nöropatik ağrılar arasında diyabetik periferik nöropati, postherpetik nevralji ve trigeminal nevralji yer almaktadır (Colloca et al., 2017). Nöropatik ağrılar sıklıkla yanma, batma, elektrik çarpması benzeri duyular ile karakterizedir ve allodini (normalde ağrıya neden olmayan uyarılara karşı ağrı hissi) veya hiperaljezi (ağrılı uyarılara karşı aşırı duyarlılık) gibi duysal değişikliklerle birlikte seyreder.

2.3 Bel Ağrısı

Bel ağrısı (lumbalji), dünya genelinde hem bireysel yaşam kalitesini düşüren hem de sağlık sistemleri üzerinde ciddi ekonomik yük oluşturan en yaygın kas-iskelet sistemi sorunlarından biridir (Maher et al., 2017). Klinik olarak bel ağrısı; nosiseptif, nöropatik ve nosiplastik (veya tanımlanamayan/nonspesifik) ağrı bileşenlerinin farklı oranlarda bir araya gelmesiyle oluşan karmaşık bir tablodur (Knezevic et al., 2021; Nijs et al., 2019).

Lomber omurga; vertebralar, intervertebral diskler, faset eklemleri (zigapofizyal), ligamanlar, kas yapıları, sakroiliak eklemler ve nörovasküler elemanlardan oluşur. Bu yapılardan herhangi biri, mekanik yüklenme, inflamasyon, dejenerasyon ya da travma gibi etkenlerle zedelenerek ağrıya neden olabilir (Knezevic et al., 2021). Örneğin; intervertebral disk dejenerasyonu veya disk herniasyonu, sinir kökü iritasyonuna neden olarak radiküler nöropatik ağrıya yol açabilirken, faset eklem kaynaklı ağrılar daha çok lokalize nosiseptif özellikler taşır (Cohen et al., 2021)

2.3.1 Epidemiyoloji. Bel ağrısı, yaşam boyu karşılaşılma olasılığı en yüksek sağlık sorunlarından biridir. Dünya nüfusunun yaklaşık %70-90'ı yaşamlarının herhangi bir döneminde en az bir kez bel ağrısı atağı geçirmektedir (Rubin, 2007). Bu durum, bel ağrısını hem bireysel düzeyde iş gücü kaybına hem de sağlık hizmetlerinde artışa neden olan önemli bir halk sağlığı problemi haline getirmektedir.

Epidemiyolojik veriler, bel ağrısının prevalansı ve insidansında belirgin heterojenlik göstermektedir. Yapılan bir meta-analiz çalışmasına göre; yaşam boyu prevalans oranı %60 ile %84 arasında değişmektedir. Nokta prevalansı (herhangi bir zamanda mevcut olan bel ağrısı) ise yaklaşık %18.3'tür (Damian Hoy et al., 2014). Yıllık insidans oranları, çalışmalara göre değişmekle birlikte %6,3 ile %15,4 arasında bildirilmiştir (Balagué et al., 2012; D. Hoy et al., 2010). Aktiviteyi kısıtlayan bel ağrısı ise %12 oranında görülmektedir (Walker, 2000).

Bel ağrısı, her yaş grubunda ortaya çıkabilmesine rağmen en sık 30-60 yaş arasında görülür. Prevalans yaşla birlikte artış gösterir ve 60-65 yaş aralığında zirveye ulaşır. Bu yaşlardan sonra ise kademeli bir azalma izlenmektedir (Hartvigsen et al., 2018a). Kadınlarda bel ağrısı oranları erkeklerden bir miktar daha yüksek bulunmuştur, özellikle de kronikleşme riski açısından (Damian Hoy et al., 2014).

İlk atağın ardından hastaların yaklaşık %24'ü üç ay içinde bir tekrar atağı yaşamaktadır. Beş yıl içinde bu oran %60'a kadar çıkmaktadır. Ayrıca, akut bel ağrısı vakalarının %10-20'si kronikleşme eğilimi gösterir. Birçok çevresel ve bireysel faktör, bel ağrısının başlangıcını ve seyrini etkileyebilir. Yapılan çalışmalar, bel ağrısının insidansının yaşamın üçüncü on yılında en yüksek seviyeye ulaştığını ve genel

prevalansın, 60-65 yaş aralığına kadar yaşla birlikte arttığını, ardından ise kademeli olarak azaldığını ortaya koymuştur (Damian Hoy et al., 2014).

2.3.2 Risk faktörleri. Bel ağrısının gelişiminde birçok biyolojik, çevresel, psikososyal ve yaşam tarzına bağlı risk faktörü rol oynamaktadır. Biyolojik risk faktörleri arasında ileri yaş, kadın cinsiyeti, obezite, bel kaslarının zayıflığı ve duruş bozuklukları öne çıkmaktadır (Rubin, 2007; Shiri et al., 2010). Yaşla birlikte disk dejenerasyonu, kas gücünde azalma ve eklem hareketliliğinde kısıtlanma gibi anatomik değişiklikler bel ağrısı riskini artırmaktadır. Ayrıca obezite, hem mekanik yüklenmeyi artırarak hem de inflamatuvar süreçleri tetikleyerek bel ağrısına zemin hazırlayabilir (Shiri et al., 2010).

Psikososyal faktörler, bel ağrısının hem ortaya çıkmasında hem de kronikleşmesinde kritik rol oynar. Yüksek düzeyde stres, anksiyete, depresyon, iş tatminsizliği, katastrofizasyon (ağrıyı felaketleştirme eğilimi) gibi etmenler, ağrı algısını değiştirerek bireyin ağrıya daha yoğun ve uzun süreli hissetmesine yol açabilir (Linton et al., 2011). Özellikle kronik bel ağrısı hastalarında bu faktörlerin varlığı, ağrıya karşı duyarlılığı artırmakta ve tedaviye yanıtı olumsuz yönde etkileyebilmektedir.

İş ortamına bağlı riskler de önemli bir rol oynamaktadır. Fiziksel olarak zorlayıcı işler, özellikle ağır kaldırma, tekrarlayıcı hareketler, uzun süre ayakta kalma ya da titreşimli makinelerle çalışma, bel kas-iskelet sistemine aşırı yük bindirerek ağrının başlamasına neden olabilir (Punnett et al., 2005). Ayrıca, düşük sosyal destek ve işyerinde düşük kontrol algısı da ağrının sürmesinde etkili psikososyal stresörlerdendir (Hoogendoorn et al., 2000).

Eğitim düzeyi de bel ağrısı açısından belirleyici bir faktördür. Düşük eğitim seviyesi, genellikle kötü ergonomik farkındalık, sınırlı sağlık okuryazarlığı ve riskli iş koşullarına daha fazla maruz kalma ile ilişkilendirilir. Ayrıca, sigara kullanımı, disk beslenmesini bozarak dejeneratif süreçleri hızlandırabilir (Shiri et al., 2010).

Çalışmalar, bel ağrısının kemikler, intervertebral diskler, eklemler, bağlar, kaslar, sinir yapıları ve kan damarları gibi çeşitli anatomik yapılardan

kaynaklanabileceğini öne sürmektedir. Bu yapılar arasındaki etkileşimler ve herhangi birinde meydana gelen bozukluklar, bel ağrısının ortaya çıkmasına veya seyrinin değişmesine yol açabilir (Singh et al., 2007). Az sayıda vakada, yaklaşık %5-15'inde, bel ağrısı osteoporotik kırık, neoplazm veya enfeksiyon gibi belirli bir nedene bağlı olarak gelişebilir. Ancak, vakaların geri kalan %85-95'inde, bel ağrısının kesin nedeni genellikle belirsizdir ve genellikle mekanik faktörler veya multifaktöriyel etmenlere dayandırılmaktadır (Ehrlich, 2003).

Tüm bu faktörler birlikte değerlendirildiğinde, bel ağrısının biyopsikososyal bir çerçevede ele alınması gerektiği ortaya çıkmaktadır. Başarılı bir değerlendirme ve tedavi süreci için bu çok boyutlu risk faktörlerinin dikkate alınması önemlidir

2.3.2.1. Kişisel risk faktörleri. Yaş; Bel ağrısının ilk atağı genellikle 20-40 yaş aralığında ortaya çıkmaktadır. Birçok klinik çalışma, bel ağrısının tepe insidansının 40-55 yaş aralığında olduğunu göstermektedir. Ayrıca, yapılan araştırmalar, bel ağrısının ergenlik döneminde de başlayabileceğini ve yaşla birlikte insidansın arttığını ortaya koymaktadır. Çalışma yaşamı boyunca, bel ağrısının prevalansı belirgin şekilde artış göstermektedir (Manchikanti et al., 2014)

Cinsiyet; kadın ve erkeklerde benzer seviyelerde görülebilse de, kadınlarda insidansın biraz daha fazla olduğu gözlemlenmektedir. Kadınların bel ağrısı semptomlarını erkeklerden daha sık bildirmeleri, genel olarak tüm vücut semptomlarına karşı daha duyarlı olmalarıyla ilişkilendirilebilir. 65 yaş ve sonrasında ise, kadınlarda osteoporozun daha yaygın olmasının bel ağrısının kadınlarda daha sık görülmesinin bir nedeni olduğu düşünülmektedir. Bu durum, kadınların yaşla birlikte artan osteoporoz riskine bağlı olarak bel ağrısı gelişme olasılığının arttığını göstermektedir (Widanarko et al., 2012).

2.3.2.2 Mesleki risk faktörleri. Bel ağrısının görülme sıklığı ve şiddeti, bireylerin mesleklerine göre anlamlı farklılıklar göstermektedir. Özellikle ağır bedensel efor gerektiren işler, tekrarlayıcı kaldırma, dönme ve dönerek kaldırma hareketleri, uzun süreli oturma ve araç kullanma gibi faktörler, bel zorlanmaları ile ilişkili olarak önemli riskler oluşturmaktadır. Bu tür fiziksel zorlanmalar, yalnızca iş gücü kaybına yol açmakla kalmayıp, bireylerin yaşam kalitesini de olumsuz yönde

etkileyebilmektedir (Da Costa et al., 2010; Hoogendoorn et al., 2000). Bel ağrısı açısından yüksek risk taşıyan meslek grupları arasında sağlık çalışanları (özellikle hemşireler), ağır vasıta sürücüler, inşaat işçileri ve ağır sanayide çalışan bireyler ön plana çıkmaktadır. Özellikle sağlık personelinde, hastaların pozisyonlandırılması ve taşınması gibi işlevler tekrarlayıcı mekanik yüklenmelere neden olmakta ve bu da bel ağrısı prevalansını artırmaktadır. Nitekim hemşireler üzerinde yapılan çalışmalarda, bel ağrısı prevalansının %40–90 arasında değiştiği bildirilmektedir (Trinkoff et al., 2003).

Tekrarlayıcı kaldırma, dönme, çekme ve itme hareketlerinin, bel ağrısı insidansını anlamlı şekilde artırdığı bilimsel verilerle desteklenmektedir. Örneğin, inşaat sektöründe çalışan bireylerde, fiziksel yüklenmenin çalışma süresiyle paralel olarak artan bel ağrısı prevalansı gözlemlenmiştir (Andersen et al., 2007). Aynı şekilde, uzun süre oturarak çalışanlar, örneğin masa başı çalışanları veya şoförler gibi meslek gruplarında da bel ağrısı riskinin arttığına dair güçlü kanıtlar mevcuttur. Bu artış, omurga üzerine binen statik yüklenmelerin diskin beslenmesini bozması ve intradiskal basıncın artması ile ilişkilendirilmektedir (Lis et al., 2007).

2.3.2.3 Psikososyal risk faktörleri. Çeşitli cross-sectional çalışmalarda bel ağrısı ve psikolojik faktörler arasında birilişki olduğu gösterilmiştir. Bunlar depresyon, anksiyete, somatizasyon, hipokondriyazis, kronik baş ağrısı, histeri, alkolizm, madde kullanımı, boşanma, yalnız yaşama, çocuklarla ilgili problemler, işte monotoni ve işten memnuniyetsizlik gibi faktörlerdir. Bazen stres, anksiyete ve depresyon bel ağrısına sekonder ortaya çıkmaktadır. Daha önce bel ağrısı olmayan kişilerde yapılan birkaç prospektif çalışmada psikolojik stresin bel problemlerine öncü olduğu gösterilmiştir (Hartvigsen et al., 2018b)

2.3.3 Bel ağrısının değerlendirilmesi. Bel ağrısı, kas-iskelet sistemi hastalıklarının yanı sıra nörolojik, visseral ve sistemik birçok farklı patolojiye bağlı olarak ortaya çıkabilen, klinik açıdan heterojen bir semptomdur. Bu nedenle, bel ağrısı şikâyetiyle başvuran bir hastada etkili ve doğru bir değerlendirme, uygun tanı ve tedavi sürecinin temelini oluşturur. İlk adımda ayrıntılı bir anamnez alınmalı; ağrının süresi, başlangıç şekli, lokalizasyonu, yayılımı, şiddeti ve karakteri gibi bilgiler

sorgulanmalıdır. Aynı zamanda, gece ağrısı, istirahatle artma, kilo kaybı, ateş gibi sistemik semptomlar da araştırılarak altta yatan malignite veya enfeksiyon gibi ciddi durumlar dışlanmalıdır (Qaseem et al., 2017).

Fizik muayenede, postüral analiz, lomber mobilite değerlendirmesi, kas gücü testi, refleksler ve duyu muayenesi gibi nörolojik muayene bulguları detaylı şekilde incelenmelidir (Deyo et al., 2001).

Lomber omurga, omuz kuşağı ile pelvis arasında denge sağlayan kompleks bir yapıdır. Aynı zamanda, vücut ağırlığını pelvis ve alt ekstremitelere aktararak hem statik hem de dinamik yük taşıma görevini üstlenir. Bu anatomik ve biyomekanik ilişkiler göz önüne alındığında, yalnızca lomber bölgenin değil, pelvik yapılar ve alt ekstremitelerin de muayene kapsamına dahil edilmesi gereklidir (Bogduk, 2009).

2.3.4 Bel ağrısında tedavi yöntemleri. Bel ağrısının tedavisinde güncel yaklaşımlar, ağrının akut veya kronik olmasına ve altında yatan patolojiye göre çeşitlilik göstermektedir. Sistemik derlemeler, kombine tedavi yaklaşımlarının tek başına uygulanan yöntemlere göre daha etkili olduğunu ortaya koymaktadır (Hayden et al., 2021). Akut bel ağrısında öncelikli olarak farmakolojik olmayan yöntemler önerilmekte; hasta eğitimi, aktivite modifikasyonu ve kısa süreli istirahat ile birlikte nonsteroid antiinflamatuar ilaçlar (NSAİİ) tedavinin temelini oluşturmaktadır (A et al., 2017). Kronik bel ağrısında ise bilişsel-davranışçı terapi, progresif egzersiz programları ve manuel terapi tekniklerinin kombine kullanımı daha etkili sonuçlar vermektedir (Foster et al., 2018). Özellikle stabilizasyon egzersizlerinin, lomber multifidus ve transversus abdominis kaslarının nöromüsküler kontrolünü artırarak ağrı şiddetinde %40-45 oranında azalma sağladığı randomize kontrollü çalışmalarla gösterilmiştir (Saragiotto et al., 2016). Son yıllarda, spinal manipülasyonun mekanik bel ağrısında ağrı eşiğini yükselterek fonksiyonel iyileşmeyi hızlandırdığı ve kombine tedavi protokollerinde yer alması gerektiği vurgulanmaktadır (Coulter et al., 2018).

2.4 Lumbal Omurganın Anatomisi

Lumbar omurga, beş adet vertebradan (L1-L5) oluşur ve insan vücudunda en büyük ve en fazla yük taşıyan vertebralardır. Lumbar vertebra gövdeleri, diğer

bölgelere kıyasla daha geniş ve kalındır, bu da mekanik yüklenmeye dayanıklılık sağlar. Her lumbar vertebra'nın spinöz çıkıntısı yatay yönde uzanırken, transvers çıkıntıları belirgindir.

Lumbar bölgede intervertebral diskler, nükleus pulposus ve anulus fibrozus'tan oluşur ve şok emiliminde kritik rol oynar. Ayrıca, lumbar omurga, sakrum ile eklem yaparak pelvis ile bağlantı kurar ve spinal sinirlerin çıkışını sağlayan intervertebral foramenlere sahiptir (Moore et al., 2017; Standring, 2020).



Şekil 1. Lumbar omurga.

2.4.1 Faset eklemler. Lumbal omurgadaki faset eklemler (zygapophyseal eklemler), posterior vertebral arkın bir parçası olarak komşu vertebra'ların üst ve alt artiküler çıkıntıları arasında yer alan sinovyal eklemlerdir. Bu eklemler, lumbal bölgede fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyon hareketlerini sınırlayarak spinal stabiliteye katkıda bulunur. Faset eklemlerin kapsüler yapısı, eklem içi sinir sonlanmaları nedeniyle ağrıya duyarlıdır ve dejeneratif değişiklikler (osteoartrit) lumbal ağrının yaygın bir nedenidir. Eklem yüzeyleri, sagittal planda daha fazla dizilim gösterir, bu da lumbal ekstansiyonu kolaylaştırırken rotasyonel hareketleri kısıtlar (Bogduk, 2012;

Cohen et al., 2007). Faset eklem patolojileri, mekanik bel ağrısı ve radiküler semptomlarla ilişkili olabilir, bu nedenle klinik değerlendirmede önemli bir rol oynar

2.4.2 Lumbal omurganın kasları. Omurga hareketleri sırasında yük transferine aracılık etmek için çok sayıda kas yapısının koordine çalışmasına ihtiyaç duyar. Bu bölgedeki kaslar, genel olarak yüzeysel ve derin kaslar olarak sınıflandırılır. Yüzeysel kaslar arasında *erector spinae* grubu (*iliocostalis*, *longissimus*, *spinalis* kasları) yer alır ve özellikle ekstansiyon hareketlerinde aktif rol oynar (Borghuis et al., 2011). Derin kas grupları ise, *multifidus* ve *transversus abdominis* gibi kasları içerir ve segmental omurga stabilitesinin sağlanmasında kritik öneme sahiptir (Myrtos, 2012). Özellikle *multifidus* kası, her bir vertebrayı stabilize ederek mikrodüzeyde dengenin korunmasına yardımcı olur. Klinik çalışmalarda, lumbal bölgede kas fonksiyon bozukluklarının, bel ağrısının patofizyolojisinde önemli bir rol oynadığı bildirilmiştir (Macedo et al., 2009). Bu kas yapılarının hem kuvvet hem de kontrol düzeyinde optimal performansı, lumbal omurganın sağlığı için temel bir faktör olarak kabul edilmektedir.

2.4.2.1 Fleksör grup kaslar. Lumbal bölgedeki fleksör kas grubu, gövdenin öne doğru hareketini (fleksiyon) sağlayan ve postüral stabiliteye katkıda bulunan kaslardan oluşur. Bu grup başlıca *rektus abdominis*, *eksternal oblik*, *internal oblik* ve *transversus abdominis* kaslarını içerir. *Rektus abdominis*, sternum ile pubik kemik arasında uzanan yüzeysel bir kastır ve gövde fleksiyonunda primer rol oynar. *Eksternal* ve *internal oblik* kaslar, rotasyon ve lateral fleksiyonun yanı sıra gövde fleksiyonuna yardımcı olur. *Transversus abdominis* ise en derin tabakada yer alır ve intra-abdominal basıncın düzenlenmesi yoluyla lumbal stabilizasyonda kritik rol oynar (Neumann, 2010). Fleksör kasların zayıflığı veya dengesizliği, lumbal instabilite ve kronik bel ağrısı riskini artırabilir (McGill, 2015). Bu nedenle, bel sağlığının korunması için fleksör ve ekstansör kas grupları arasında kuvvet dengesinin sağlanması önemlidir.

2.4.2.2 Ekstansör grup kaslar. Lumbal bölgenin ekstansör kas grubu, gövdenin dik duruşunu sağlayan ve posterior hareketlerden (ekstansiyon) sorumlu olan kaslardan oluşur. Bu grup temel olarak *erector spinae* (*iliocostalis*, *longissimus* ve *spinalis*) ve *multifidus* kaslarını içerir. *Erector spinae* kasları, vertebral kolon boyunca uzanan büyük kas demetleridir ve gövde ekstansiyonunda primer rol oynar. *Multifidus*

ise daha derinde yer alan, segmental stabilizasyon sağlayan ve lumbal lordozun korunmasında kritik öneme sahip bir kastır (Bogduk, 2012). Ekstansör kaslar, özellikle ağırlık kaldırma gibi aktivitelerde lumbal omurgaya destek sağlar ve diskler üzerindeki yükü azaltır (Hodges et al., 2004). Bu kasların zayıflığı veya disfonksiyonu, postür bozuklukları ve kronik bel ağrısı ile ilişkilendirilmiştir. Bu nedenle, lumbal ekstansör kasların kuvvetlendirilmesi, bel ağrısının önlenmesi ve tedavisinde önemli bir yer tutar.

2.4.2.3 Lateral fleksör grup kaslar. Lumbal bölgenin lateral fleksiyonundan sorumlu kaslar, gövdenin yana doğru eğilmesini sağlayan ve postüral kontrolü destekleyen kas gruplarından oluşur. Bu kasların başlıcaları quadratus lumborum, internal oblik, eksternal oblik ve erector spinae'nin lateral bölümleridir. Quadratus lumborum, pelvis ile 12. kaburga arasında uzanan derin bir kas olup primer lateral fleksör görevi görür (Standring, 2020). İnternal ve eksternal oblik kaslar ise bilateral kasılma ile fleksiyon, unilateral kasılma ile lateral fleksiyon ve kontralateral rotasyon sağlar (Neumann, 2010). Erector spinae kaslarının lateral komponentleri de lateral fleksiyona yardımcı olurken aynı zamanda vertebral kolonun stabilizasyonuna katkıda bulunur. Lateral fleksör kasların asimetrik zayıflığı veya gerginliği, skolyoz gibi postüral bozukluklara ve lumbal ağrıya yol açabilir (McGill, 2015). Bu nedenle, lateral fleksör kasların kuvvet ve esneklik dengesinin korunması, lumbal bölge sağlığı için büyük önem taşımaktadır.

2.4.2.4 Rotator grup kaslar. Lumbal bölgede rotasyon hareketinden sorumlu kaslar, gövdenin dönme hareketlerini kontrol eden ve spinal stabiliteye katkı sağlayan kas gruplarından oluşur. Bu kasların başlıcaları internal oblik, eksternal oblik, multifidus ve rotatores kaslarıdır. Eksternal oblik kası ipsilateral (aynı taraf), internal oblik ise kontralateral (karşı taraf) rotasyondan sorumludur (Neumann, 2010). Multifidus ve rotatores kasları derin spinal stabilizatörler olarak segmental rotasyon kontrolünde önemli rol oynar (Bogduk, 2012). Özellikle rotatores kasları, vertebralar arası küçük rotasyon hareketlerini sağlamada ve propriosepsiyonu desteklemede kritik öneme sahiptir . Bu kasların koordineli çalışması, lumbal bölgede aşırı rotasyonu engelleyerek disk ve faset eklemler üzerindeki stresi azaltır. Rotator kaslardaki dengesizlikler veya zayıflıklar, lumbal instabilite ve rotasyonel stres kaynaklı bel ağrılarına yol açabilmektedir (Vleeming et al., 2012). Bu nedenle, lumbal

rehabilitasyon programlarında rotator kasların kuvvetlendirilmesi ve nöromüsküler kontrolünün geliştirilmesi önemli bir yer tutar.

2.5 Denge

Dik pozisyonda ayakta durmak, günlük yaşamın en temel motor aktivitelerinden biri olarak görünse de, bu postürün korunması oldukça karmaşık bir nöromüsküler kontrol sistemi tarafından düzenlenmektedir (Forbes et al., 2018). İnsan vücudu, dik duruş esnasında statik bir yapı gibi görünse de, dengeyi sağlamak için sürekli düşük seviyede postüral kas aktivitesi gereklidir. Vücut yalnızca pasif yapılar (kemikler, ligamentler) aracılığıyla stabilize edilmez; bunun yerine aktif kas kasılmaları ile denge sağlanır (Horak, 2006).

Vücut ağırlık merkezi (Center of Mass - CoM), ayakların oluşturduğu destek yüzeyi (Base of Support - BoS) içinde tutulmalıdır. Bu destek yüzeyi ayakların anterior, posterior ve lateral sınırlarıyla tanımlanır. Kas-iskelet sistemi, proprioseptif, vestibüler ve görsel sistemlerden gelen duyuşsal geri bildirimleri entegre ederek, vücut dengesini koruyacak düzeltici motor yanıtları üretir (Cheval et al., 2025)

Dik duruşun korunmasında en önemli rolü, ayak bileği çevresindeki stabilizatör kaslar (gastroknemius, soleus, tibialis anterior) ile birlikte paraspinal ve kalça çevresi kaslar üstlenir. Bu kaslar, minimal ancak sürekli bir tonik aktivite ile dengeyi korur. Özellikle ayak bileği stratejisi, vücut ağırlık merkezinin küçük salınımlarını kontrol etmede temel stratejidir (Mochizuki et al., 2006)

2.6 Denge çeşitleri

2.6.1 Statik denge. Statik ayakta duruş dengesi, sağlıklı yetişkinler ana referans koordinatlarını oluşturmak için normal olarak alt ekstremitelerden (ayak basıncı reseptörleri, ayak bileği eklemi reseptörleri, kas propriyoseptörleri) gelen somatosensoriyel bilgileri kullanarak (Smania et al., 2008), bir süre dahilinde ve yerleşik bir destek tabanı (BoS) içinde kütle merkezini (CoM) veya basınç merkezini (CoP) sınırlama ve mevcut pozisyonunu sürdürülebilme (postural salınının kontrol

edilebilmesi) yeteneğini temsil eden bir denge performansıdır (Richmond et al., 2021; Tarih et al., n.d.).

CoM (ağırlık merkezi), vücudun tüm kütesinin ağırlık merkezini temsil eden bir noktadır. Tersine, CoP, CoM'nin dikey izdüşümünü ve ayaklardan zemine uygulanan torku yansıtan yer reaksiyon kuvvetlerinden tahmin edilir (Richmond et al., 2021).

2.6.2 Dinamik denge. Dinamik Denge, bir kişinin kütle merkezini destek tabanı içinde bir dizi değişken ile tek taraflı duruş içinde stabilize etme yeteneği olarak tanımlanır (Siragy et al., 2018). Diğer bir deyişle hareket esnasında stabiliteyi koruyarak hareketi gerçekleştirebilme yeteneğidir (Yaprak et al., 2021).

Dinamik denge hareket sırasında oluşan postural değişikliklerin önceden tahmin edilebilmesi ve denge değişikliklerine uygun yanıtların verilebilmesi olarak da tanımlanır (Cumhur et al., 2016a).

2.7 Denge biyomekaniği

2.7.1 Temel destek yüzeyi. Denge üzerindeki en önemli biyomekanik kısıtlama, destek tabanının boyutu ve kalitesidir. Ayakların büyüklüğü, gücü, menzili, ağırlığı veya kontrolündeki herhangi bir sınırlama dengeyi etkileyecektir (Horak, 2006b). İnsan postürünün sürdürülmesinde kritik öneme sahip olan destek yüzeyi, ayak tabanlarının yerle temas ettiği bölgenin sınırları içinde kalan hayali alan olarak tanımlanabilir. Bu kavram, vücudun dengesinin sağlanmasında merkezi bir role sahiptir çünkü ağırlık merkezinin bu sınırlı alan içinde kalması postürel stabilite için zorunludur (Hsu et al., 2007). Nörofizyolojik çalışmalar, sağlıklı bireylerde bile ağırlık merkezinin sürekli küçük salınımlar yaptığını ve bu salınımların destek yüzeyi sınırlarını aşması durumunda denge kaybının meydana geldiğini ortaya koymaktadır (Winter, 2009).

2.7.2 Stabilite limiti. Denge kontrolü üzerindeki önemli biyomekanik kısıtlamalardan biri de destek tabanına göre vücut kütle merkezini kontrol etmektir. Stabilite sınırları bir bireyin vücut kütle merkezini hareket ettirebileceği ve desteğin tabanını değiştirmeden dengeyi koruyabileceği alandır (Şekil3). Bu nedenle, denge belirli bir pozisyon değil, destek tabanının boyutu ve eklem aralığı üzerindeki

sınırlamalar, kas gücü ve sınırları tespit etmek için mevcut duyusal bilgiler tarafından belirlenen bir boşluktur (Horak, 2006b).



Şekil 2. Normal ve anormal stabilite limiti. (A) sağlıklı adam vücudunun kütle merkezini (beyaz nokta) stabilitenin sınırlarına doğru eğiyor.

2.7.3 Salınım limiti. Postüral salınım, dengenin devamlılığı için bir gösterge olarak aktive olur. Normal denge, hem postürü sürdürmek için yerçekimi güçlerinin hem de denge devamlılığı için ivmelenme güçlerinin kontrolünü gerektirir (Cumhur et al., 2016).

2.7.4 Postür. Postür, vücut segmentlerinin birbirine göre dizilimini ve yerçekimine karşı konumlanmasını ifade eden dinamik bir kavramdır. Modern literatürde postür, statik bir duruştan ziyade, sürekli mikro-ayarlamalarla korunan aktif bir denge süreci olarak tanımlanmaktadır (Horak, 2006a). Normal duruşta, tercih edilen doğal duruş genişliğinde (17 cm) ayaklar kalça hizasındadır. Daha geniş bir duruş genişliği, desteğin tabanını artırır ve vücut kütle merkezinde daha büyük hareket alanına izin verir. Aynı zamanda geniş duruş genişliği lateral salınım sırasında ayak bileği ve kalça eklemleri arasındaki bağlantıyı artırarak pasif stabilizasyonu artırır ve kalça ekleminde ki düzeltici torkların pelvisi lateral olarak kontrol etmede daha etkili hale getirir (Forbes et al., 2018b)

2.9 Dinamik dengenin değeriendirilmesi

2.9.1 Y denge testi (YDT). Y dinamik denge testi, kuvvet, esneklik ve propriosepsiyonun aktif olarak kullanıldığı dinamik bir denge testidir. Y dinamik denge testi ekonomik, uygulaması kolaydır ve denge asimetrisini hakkında veriler sunar (ÖZTÜRK, 2020). Test deneklerin dominant ve non-dominant olacak şekilde her iki bacağıyla uygulanır. Denekler hareketlerini kısıtlamayacak spor giysiler giyinir ve çıplak ayak ile teste tabii tutulur (ÖZTÜRK, 2020). Test platformu öne (Anterior), arka dış yana (Posterolateral) ve arka iç yana (posteromedial) olacak şekilde üç erişim yönünde bulunan PVC borudan ve nu boruları merkezde birleştiren bir platformdan oluşur. Her üç erişim yönünde bulunan borunun üzerine de üç adet PVC blok yerleştirilmiştir. Arkada bulunan posteriomedial ve posteriolateral borular kendi arasında 45°, anterior boru ile 135° açı olacak şekilde konumlanmıştır. Her bir boru 1 milimetrelik aralık olacak şekilde ölçeklenmiştir (ÖZTÜRK, 2020; Plisky et al., 2009).

Y dinamik denge testi uygulanışında denekler platformunun üzerinde ellerini belinde sabit tutarak ve bir ayağı merkez noktada sabit bir şekilde dengede durur. Daha sonra bir ayağını merkezde topuk teması tam olacak şekilde zemin üzerinde tutmaları uzanma ayağının parmak ucuyla anterior (0°), ayak topuğu ile de posteromedial (45°) ve posterolateral (45°) yönlerle doğru erişebildikleri en uzak noktaya kadar PVC blokları (her seferinde sabit duruş noktasına ayağı yere değdirmeden geri getirerek) iterler ve boru üzerinde bloğun geldiği son nokta kaydedilir (ATEŞ, 2019; ÖZTÜRK, 2020; Plisky et al., 2009). Spesifik test sırası sağ ön, sol ön, sağ posteromedial, sol posteromedial, sağ posterolateral ve sol posterolateral olarak kabul edilmiştir (Plisky et al., 2009). Denemeler arasında her katılımcıya 2 dakikalık bir dinlenme süresi verilecek şekilde her üç yönde (anterior, posteromedial, posterolateral) 3 kez tekrar yapılır. Her yön için “En İyi Uzanma Mesafesi/Bacak Uzunluğu) x100 = % en çok uzanma mesafesi” formülü kullanılarak elde edilen puanlar normalize edilir. Normalize edilmiş anterior, posterolateral ve Posteromedial puanlarının ortalaması alınarak toplam puan (TOP) değeri hesaplanır (ATEŞ, 2019).

Denekler test sırasında uzanma ayağını zemine temas ettirirse veya uzanma ayağının PVC boruyla olan temasını keserse, merkez platformda bulunan ayağının

topuğu zeminden kaldırılırsa, denek düşerse test iptal edilir ve tekrarlanır (Plisky et al., 2009).

2.9.2 Fonksiyonel uzanma testi (FRI). Fonksiyonel uzanma testi, ayakta durma pozisyonunda sabit bir destek tabanını korurken, bir kişinin kol uzunluğunun ötesinde ulaşabileceği maksimum mesafe olarak tanımlanabilir. Kullanılan araçlar arasında bir kuvvet platformu, fonksiyonel erişimi ölçmek için bir elektronik sistem veya "ölçü çubuğu" yer alır (Duncan et al., 1990a).

Fonksiyonel uzanma ölçümü için sağ akromiyon yüksekliğinde duvara sabitlenmiş bir "ölçekten" oluşan basit klinik aparat kullanılır. Kişilerden, bir adım atmadan veya dengelerini kaybetmeden ellerini yumruk yaparak kollarını öne doğru uzatmaları istenir ve üçüncü metakarpalın ucunun ölçek boyunca eriştiği yerleşim noktası kaydedilir daha sonra kişilerden dengelerini kaybetmeden veya adım almadan olabildiğince ileriye uzanmaları istenir ve üçüncü metakarpalın ucunun yerleşimi tekrar kaydedilir. Her deneğe iki uygulama denemesi ve üç test denemesi verilir ve fonksiyonel erişim, üç denemede 1. ve 2. konumlar arasındaki ortalama fark olarak tanımlanır. Denekler test sırasında duvara dokunursa veya bir adım atarsa, denemeler tekrarlanır (Duncan et al., 1990a).

2.10 Statik Dengenin Değerlendirilmesi.

2.10.1 Tek ayak üzerinde durma denge testi. Uygulama sırasında kişi ayakta dururken tek ayağını yukarı kaldırır. Bu andan itibaren kronometre yardımıyla süre tutulur. Kişinin ayağının tekrar yere temas ettiği anda süre durdurulur. Kişi otuz saniye tek ayak üzerinde durabilmişse test biter. Süre on saniye ile beş saniye arasında bir değerdeseyse denge bozukluğu vardır. 5 saniyeden azsa da düşme riski vardır (Staples et al., 2020).

2.10.2 Flamingo Denge Testi (FDT). Bireyler literatür de belirtilen ölçülerde hazırlanan, 15 cm uzunluğundaki, 4 cm genişliğindeki tahta plaka üzerine dominant ayağı ile çıkar ve diğer ayağını dizinden büküp, kalçasına doğru çekerek test başlar (SERTEL MEYVACI et al., 2020). 1 dakika boyunca bu şekilde dengede kalmaya çalışılır. Denge bozulduğunda (ayağını tutarken bırakırsa, tahtadan yere düşerse,

vücudunun herhangi bir bölgesiyle yere dokunursa ve benzeri) süre/zaman durdurulur ve denge aletine çıkarak denge tekrar sağlandığında süre kaldığı yerden devam eder. Süre tamamlandığında, araştırma grubunun her denge sağlama girişimi (düşükten sonra) sayılır ve bu sayı test bitiminde bir dakika süre tamamlandığında, puanı olarak kaydedilir (Hazar et al., 2008).

2.10.3 Romberg test. Romberg testi, postural bir problemin olup olmadığını ve varsa somatosensoriyel, görsel veya her iki sistemin dengenin korunmasında yer alıp almadığını belirlemek için kullanılan yaygın bir testtir (Hong et al., 2015). Test, gözler açık ve kapalı olmak üzere iki farklı koşulda postural kontrolün değerlendirilmesine dayanır. Gözler kapalı pozisyonda postural sallanma ile gözler açık pozisyonda postural sallanma bölünerek Romberg oran parametresi hesaplanır (Kalron, 2017).

1. Gözler açık: Kişi çıplak ayakla koşu bandında (topuklar arasında 10 cm'lik bir boşluk, 5° ayak eversiyon pozisyonunda), kolları yanlarında duracak şekilde dik statik bir pozisyonda durur. Kişiden doğrudan önlerinde bulunan 1m ile işaretlenmiş bir noktaya görsel olarak odaklanırken, duruşunu mümkün olduğunca sabit tutması talimatı verilir.

2. Gözler kapalı: Gözler açık yapılan uygulama ile aynı koşullar sağlanır. Kişiden duruşunu mümkün olduğunca sabit tutması istenir (Kalron, 2017).

2.11 Dengeyi Etkileyen Faktörler

2.11.1 Yaş. Dinamik dengenin altında yatan sensorimotor mekanizmaların yaşa bağlı değişikliklerini değerlendirmek için dinamik bir platform üzerinde denge sırasında vücut segmenti koordinasyonunu test edildiğinde artan gecikmeler muhtemelen sinir lifi iletim hızındaki yaşa bağlı azalma nedeniyle ortaya çıkmaktadır (Pizzigalli et al., 2016a).

Yaş ile birlikte postural kontrol mekanizmaları bozulduğundan, denge giderek daha zayıf hale gelir ve bu da düşmelere karşı artan bir duyarlılıkla sonuçlanır ayrıca artan yaş ile hareket etkinliğinin azaldığı, hareket için beklenen hazırlığın geciktiği ve üst ekstremiteler hareketi için postural ayarlamaların koordinasyonunun bozulduğu görülmüştür (Duncan et al., 1990b).

2.11.2 Yüzey Stabilitesi. Kişi hareketli bir platformdayken, ağırlık merkezini eski haline getirmek için duruş ayarlamaları etkinleştirilir; bu teknik sayesinde postural dengeyi yeniden sağlamak için “kalça stratejisini” benimseyen yetişkinlerin daha fazla antagonist kas aktivasyonuna sahip olduğu görülmüştür. Hareketli bir destek yüzeyi kullanarak, denge bozukluklarına bireysel tepki sırasında görsel duyu, somatosensoriyel duyu ve vestibüler duyu katkısını değerlendirmek mümkündür (Pizzigalli et al., 2016b).

2.11.3 Yorgunluk. Yorgunluk, eklemlerin proprioseptif ve kinestetik özelliklerini zayıflatırken, kas içiği deşarj eşiğini arttırır. Bu durum eklem duyarlılığının değiştirerek afferent geri bildirim sistemini bozar (Cumhur et al., 2016b).

2.12 Squat (çömelme)

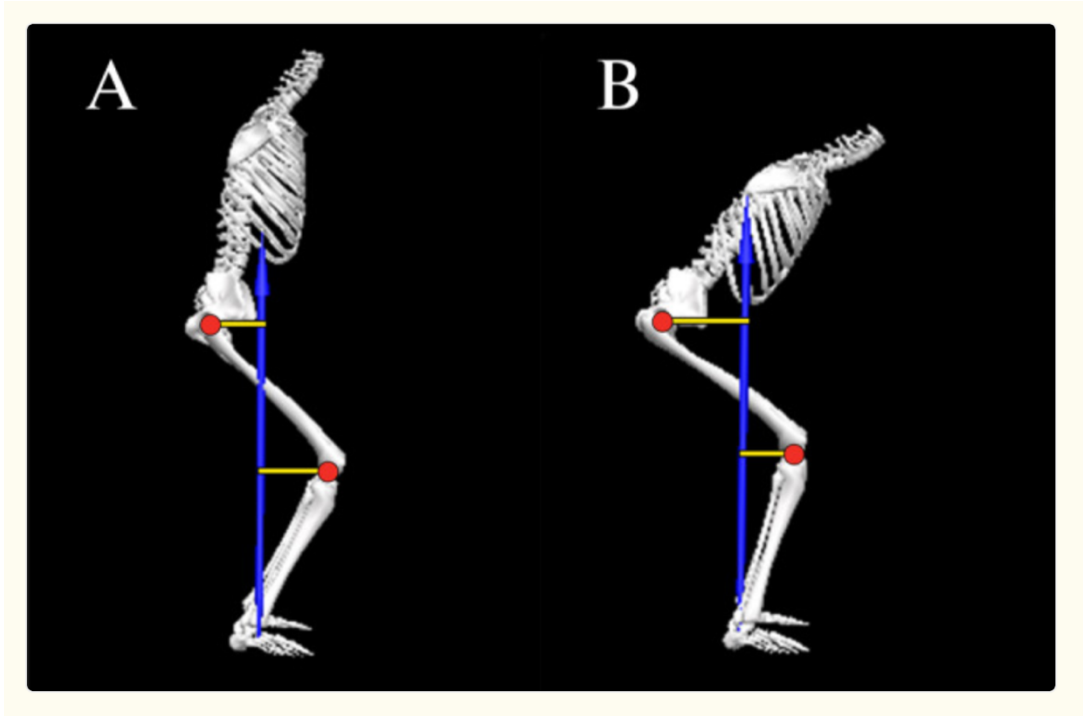
Çömelme, hem günlük yaşam aktivitelerinde (örneğin, sandalyeye oturma ve kalkma, tuvalete gitme) hem de çeşitli atletik görevlerde temel bir hareket modeli olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle, çömelme egzersizi, rehabilitasyon ve spor performansı alanlarında alt ekstremité kas gruplarının, özellikle kalça ve diz ekstansörlerinin, güçlendirilmesi amacıyla yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Ayrıca, çömelme egzersizi sırasında omurga stabilitesinin korunması için gövde kasları yüksek düzeyde aktif rol oynamaktadır. (Caterisano et al., n.d.; Contreras et al., 2016; Escamilla, 2001).

2.12.1 Çömelme varyasyonları. Çömelme egzersizinin kinematik ve kinetik parametreleri, bireylerin anatomik özellikleri, fonksiyonel kapasiteleri ve egzersiz hedeflerine bağlı olarak önemli farklılıklar gösterebilmektedir. Yapılan araştırmalar, çömelme tekniğinin belirlenmesinde; gövde fleksiyon açısı, tibial eğim, alt ekstremité rotasyonel pozisyonu, ayaklar arası mesafe ve hareket romı gibi değişkenlerin kritik rol oynadığını ortaya koymaktadır (Schoenfeld et al., 2021). Bu parametrelerde yapılacak modifikasyonlar hem kas aktivasyon paternlerini hem de eklemler üzerindeki kuvvet dağılımını anlamlı düzeyde değiştirebilmektedir (Contreras et al., 2015).

2.13 Çömelme Biyomekaniği

2.13.1 Gövde eğimi. Çömelme sırasında kalça ve diz eklemlerindeki momentler, gövdenin yönelimi ile doğrudan ilişkilidir ve bu durum vücudun kütle merkezi üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Tipik bir çömelme hareketi sırasında, oluşan zemin reaksiyon kuvveti vektörü kalçanın anteriorundan ve dizin posteriorundan geçerek her iki eklemdede fleksiyon momentleri meydana getirmektedir (Şekil 1) (Biscarini et al., 2011; Straub et al., 2021). Bu dış momentleri dengeleyebilmek için kalça ve diz ekstansör kaslarının yeterli düzeyde ekstansör moment üretmesi gerekmektedir.

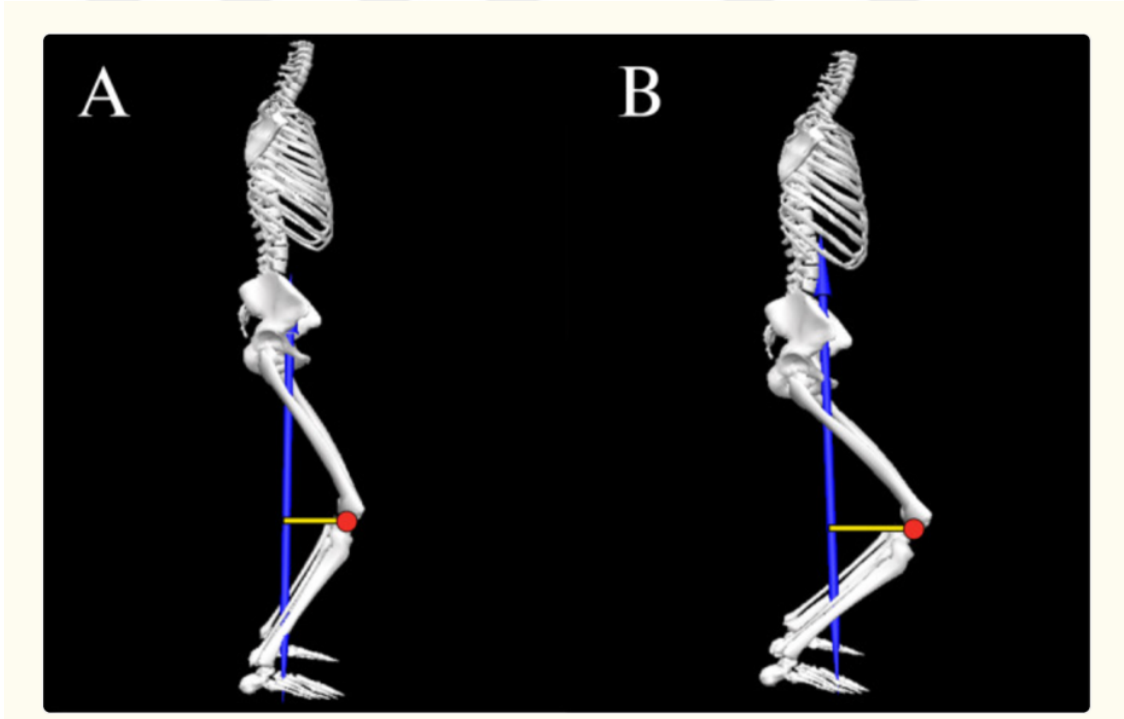
Gövdenin daha dik bir pozisyondan (Şekil 3A) öne eğik bir pozisyona (Şekil 3B) geçmesi, zemin reaksiyon kuvveti vektörünü anteriora kaydırarak kalça fleksiyon momentinde artışa, diz fleksiyon momentinde ise azalmaya neden olmaktadır. Tersine, gövdenin öne eğik bir pozisyondan (Şekil 1B) daha dik bir pozisyona (Şekil 1A) hareket ettirilmesi, zemin reaksiyon kuvveti vektörünün posteriora kaymasına yol açarak kalça fleksiyon momentinde azalma, diz fleksiyon momentinde ise artış meydana getirmektedir (Straub et al., 2021).



Şekil 3. Gövdenin sagittal düzlem yönelimi kalça ve dizdeki dış momentleri etkiler.

2.13.2 Tibia eğimi. Gövde eğimine kıyasla, çömelme sırasında tibianın eğimi diz fleksiyon momenti üzerinde zıt bir etkiye sahiptir (Lorenzetti, GüLay, et al., 2012). Tibianın daha dik bir pozisyondan (Şekil 3A) daha ileri bir pozisyona (Şekil 3B) hareket ettirilmesi, diz eklemi merkezinin, ortaya çıkan zemin reaksiyon kuvveti vektöründen daha uzak bir konuma kaymasına neden olarak diz fleksiyon momentinde artışa yol açmaktadır. Buna karşılık, tibianın daha öne eğik bir pozisyondan (Şekil 4B) daha dik bir pozisyona (Şekil 4A) hareket ettirilmesi, diz eklemi merkezinin zemin reaksiyon kuvveti vektörüne daha yakın bir konuma gelmesini sağlayarak diz fleksiyon momentinin azalmasına neden olmaktadır (Donnelly et al., 2012).

Tibianın ileri düzeyde eğilmesi, ayak bileği dorsifleksiyonunun artırılması (ayak tabanının zemine paralel olacak şekilde yerleştirilmesi) veya topukların yerden kaldırılması yoluyla sağlanabilir. Bu durum, arka ayağın altına harici bir destek yerleştirilmesi ya da yüksek topuklu halter ayakkabılarının kullanılması gibi yöntemlerle gerçekleştirilebilir (Farrokhi et al., 2008).



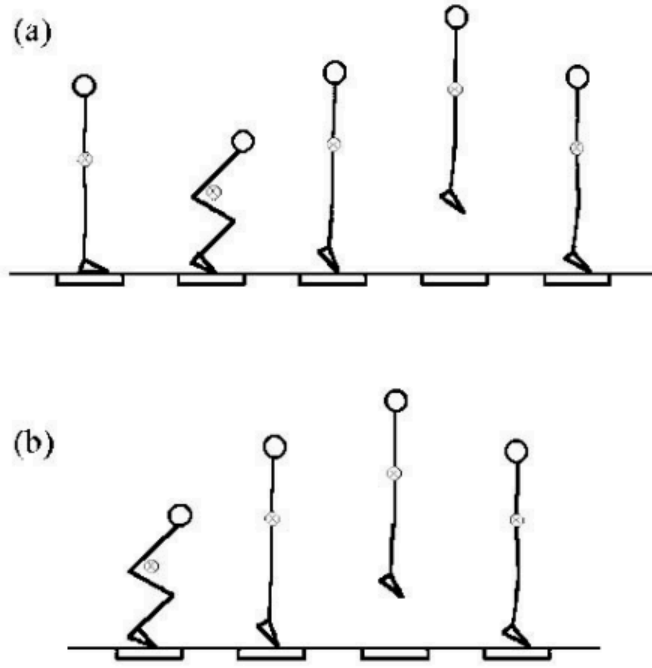
Şekil 4. Tibianın sagittal düzlemdeki yönelimi dizde ki dış momenti etkiler.

2.14 Dikey Sıçrama

Sıçrama eylemi, alt ve üst vücut segmentleri arasında karmaşık motor koordinasyonu gerektiren, balistik bir harekettir. Sıçrama sırasında alt ekstremitelerde gerçekleşen dikey yönlü ani itme eylemi patlayıcı kuvvet özelliğinin bir göstergesidir (Markovic vd 2004).

Dikey sıçrama testi, sporcuların ve aktif bireylerin anaerobik güç kapasitelerinin değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan geçerli ve güvenilir bir ölçüm yöntemidir. Bu test protokolü, özellikle antrenman programlarının etkinliğinin izlenmesi amacıyla ön ve son test uygulamalarında spor bilimciler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir (Markovic et al., 2004). Testin temel kinematik parametresi olan sıçrama yüksekliği, bireyin alt ekstremitelerdeki patlayıcı kuvvet üretme kapasitesinin objektif bir göstergesi olarak kabul edilmektedir (Loturco et al., 2015). Sıçrama performansının değerlendirilmesinde, yükseklik verileri ile vücut ağırlığının matematiksel modeller kullanılarak entegre edilmesi sonucunda, bireyin anaerobik güç çıktısı daha doğru bir şekilde tahmin edilebilmektedir (Jiménez-Reyes et al., 2017).

2.14.1 Sıçrama performansı. Sıçrama performansı, alt ekstremitelerdeki kaslarının eksenrik-konsantrik kasılma geçiş yeteneği (SSC) ve nöromüsküler koordinasyonun bir sonucu olarak ortaya çıkan kompleks bir motor beceridir. Güncel araştırmalar, sıçrama yüksekliğinin %60-70'inin kas-tendon birimlerinin elastik enerji depolama ve serbest bırakma kapasitesinden kaynaklandığını göstermektedir (Ettema et al., 1990). Countermovement sıçramada (CMJ) gözlenen performans farklılıkları, büyük ölçüde amortizasyon fazındaki eklem açılma hızları (özellikle kalça ve diz) ile ilişkilidir (Van Hooren et al., 2017a). Atletlerde yapılan 3D kinematik analizler, optimal sıçrama performansı için kalça fleksiyonunun 110-120°, diz fleksiyonunun ise 80-90° aralığında olması gerektiğini ortaya koymuştur. Ayrıca, ayak bileği dorsifleksiyonunun 25-30°'ye ulaşması, gastrocnemius-soleus kompleksinin mekanik avantajını artırarak sıçrama yüksekliğini %8-12 oranında iyileştirebilmektedir (Fukunaga et al., 2002).



Şekil 5. (a) aktif sıçrama, (b) squat sıçrama.

2.14.2 Sıçrama hareketinin biyomekaniği. Dikey sıçrama, vücut hareketlerinin sagittal düzlemde ve dikey ekseninde gerçekleştiği bir fiziksel aktivitedir. Bu sıçramalar sırasında, kuadriseps femoris gibi ekstansör kaslar ile biceps femoris, semitendinosus ve semimembranosus gibi fleksör kaslar aktif olarak çalışarak elastik enerji depolarlar. Bu depolanan enerji, zeminle temas anında açığa çıkarılarak sıçrama esnasında yüksekliğin artmasını sağlar. Sıçrama performansının değerlendirilmesinde kullanılan temel kinematik parametre, bireyin hareketsiz ayakta duruşundaki vücut ağırlık merkezi ile sıçrama sırasında ulaşılan en yüksek konumu arasındaki fark olan sıçrama yüksekliğidir (Watkins et al., 2017).

2.14.3 Dikey sıçrama yüksekliği ölçüm yöntemleri. Dikey sıçrama performansının değerlendirilmesinde kullanılan temel protokollerden biri olan countermovement jump (CMJ), üç farklı fazdan oluşan kompleks bir motor eylemdir. Bu sıçrama varyasyonunda, bireyin statik dik duruş pozisyonunu takiben gerçekleştirdiği eksantrik faz (çömelme), amortizasyon dönemi ve konsantrik itiş evreleri sırasıyla gözlemlenir (Van Hooren et al., 2017a). CMJ'nin performans

belirleyicileri arasında, eksantrik-konsantrik geçiş süresinin kısalığı (150-200 ms) ve zemine uygulanan dikey kuvvetin hızı ($RFD > 3000 \text{ N/s}$) öne çıkmaktadır. Squat jump (SJ) ise CMJ'den temel olarak amortizasyon fazının bulunmaması ve 90° diz fleksiyonunda 3 saniyelik izometrik stabilizasyon gerektirmesiyle ayrışır (P. Samozino et al., 2014). Yapılan kinetik analizler, SJ'de üretilen tepe kuvvetinin CMJ'ye kıyasla %15-20 daha düşük olduğunu, ancak kuvvet üretim süresinin %30-35 daha uzun sürdüğünü göstermektedir (Brady et al., 2024). Bu farklılıklar, kas-tendon kompleksinin elastik enerji depolama ve kullanma kapasitesinin CMJ performansı üzerindeki belirleyici rolünü ortaya koymaktadır.

Hareket analizinin doğru şekilde yapılması, spor bilimciler ve antrenörler için fiziksel performansın objektif olarak değerlendirilmesi ve antrenman programlarının bilimsel temellere dayandırılması açısından kritik öneme sahiptir (Lally et al., 2022). Bu amaçla geliştirilen dikey sıçrama testleri, çocuklardan yaşlı bireylere ve elit sporculardan rekreasyonel aktiflere kadar geniş bir popülasyon yelpazesinde güvenilir şekilde uygulanabilmektedir (Kobal et al., 2017). Özellikle squat jump (SJ) ve countermovement jump (CMJ) protokolleri, uçuş süresinin hesaplanması prensibine dayanan ve kalkış-iniş fazlarının hassas şekilde belirlenmesini gerektiren standart testler olarak yaygın kabul görmektedir (Pierre Samozino et al., 2008).

Son yıllarda mobil teknolojideki gelişmeler, performans ölçümlerinin sahada daha pratik şekilde yapılabilmesine olanak tanımıştır. Yüksek hızlı video kaydı yapabilen akıllı cihazların yaygınlaşmasıyla birlikte, My Jump gibi uygulamalar düşük maliyetli ve taşınabilir çözümler sunarak sıçrama analizlerini kolaylaştırmaktadır (Balsalobre-Fernández et al., 2015). Bu uygulamalar, özellikle kısıtlı bütçeli spor kulüpleri ve okul takımları için laboratuvar ortamındaki gelişmiş sistemlere alternatif oluşturmaktadır.

Spor bilimleri alanında sıçrama performansının değerlendirilmesi için geliştirilen mobil uygulamalar arasında My Jump, yaygın kabul gören öncü bir teknoloji olarak öne çıkmaktadır (Gençoğlu et al., 2023). Bu uygulamanın bilimsel çevrelerdeki popülaritesi; kullanıcı dostu arayüzü, taşınabilirliği, ekonomik olması ve yüksek hızlı video analiz teknolojisine dayanan güvenilir ölçüm kapasitesi gibi çoklu avantajlarından kaynaklanmaktadır. Uygulamanın temel çalışma prensibi, vücut kütle

merkezinin (COM) kalkış anından sıçrama tepe noktasına kadar olan dikey yer değiştirmesinin hassas şekilde hesaplanmasına dayanmaktadır (Soares et al., 2023). Özellikle genç sporcuların izlenmesi ve büyük ölçekli tarama çalışmalarında, My Jump'ın sağladığı zaman ve maliyet tasarrufu dikkate değer avantajlar oluşturmaktadır.



Bölüm 3

Veri ve Yöntem

3.1 Olgı Seçimi

Çalışmaya Uluslararası Fiziksel Aktivite Değerlendirme Anketi Kısa Formu (UFFA) anketinde aktif katagorisinde yer alan 18-30 yaş arası toplam 60 gönüllü katılımcı dahil edilmiştir. Araştırmanın amacı, iki farklı çömelme egzersizinin dengeye, kas gücüne ve bel ağrısına etkilerinin karşılaştırılmasıdır. Çalışmanın yürütülebilmesi için Üsküdar Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurulu'ndan etik kurul onayı alınmıştır. Araştırmanın amacı, kapsamı, değerlendirme yöntemleri ve uygulanan tedavi protokolleri gönüllü katılımcılara “Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu” ile detaylı bir şekilde açıklanmış; her bir katılımcıdan yazılı ve sözlü onay alınarak çalışmaya dahil edilmiştir.

3.1.1 Dahil edilme kriterleri.

- 18-30 yaş aralığında olmak,
- UFFA anketine göre fiziksel olarak aktif olmak
- Herhangi bir psikolojik, nörolojik, ortopedik ve romatizmal rahatsızlığı bulunmamak,
- Son 1 yıl içinde alt ekstremiteleri etkileyen kırık veya cerrahi öyküsü bulunmamak,
- En az bir tane geleneksel squat egzersizini yapabilmek
- Türkçe iletişim (yazılı-sözlü) kurabiliyor olmak

3.1.2 Dışlama kriterleri.

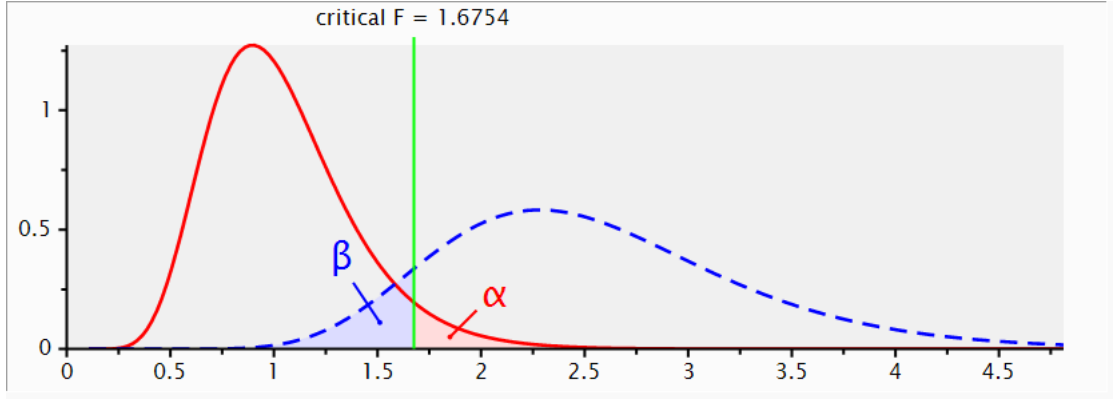
- Gebelik ve gebelik şüphesi olması
- Dizde valgus tanısı
- Ayakta pes planus veya pes cavus tanısı
- Kalça rotasyonu tanısı
- İki ekstremitte arası kuvvet defisiti
- Dizde akut osteoartrit öyküsü
- Düzenli olarak ilaç kullanımı ya da son bir ay içinde NSAİİ ve benzeri hastalık modifiye edici ilaç kullanımı
- Son 6 ay içerisinde intraartiküler enjeksiyon (hyaluronik asit/steroid) uygulaması
- Egzersizin kontrendike olduğu komorbid hastalığa sahip olma (ileri osteoporoz, vertigo, nörolojik hastalıklar vs.)

3.1.3.Çalışmadan çekilme kriterleri.

- Gönüllünün çalışmayı bırakmak istemesi
- Egzersizler sırasında veya sonrasında ağrı şikayetinin (VAS>5) varlığı
- Egzersiz yapılmasını veya performansı etkileyecek travmatik yaralanma olması,
- Üst üste 3 egzersiz seansını kaçırmış olması

3.2 Çalışma Grubu

Çalışmaya katılacak minimum kişi sayısını belirlemek amacı ile güç analizi yapılmıştır. Testin gücü G*Power (v3.1.9.7) programı ile hesaplanmıştır. Hesaplamada tek yönlü ANOVA test için örneklem hesaplaması yapıldı. Yapılan hesaplamada 0.799 etki büyüklüğü ($d = 0.799$), %5 hata payı ($\alpha = 0.05$) ve %90 güç ($1-\beta = 0.90$) alınarak Alfa düzeyi $P = .05$ olarak belirlenmiştir ve güç %90 olarak ayarlanmıştır. Etki büyüklüğü, önceki fonksiyonel performans literatürüne dayanarak 0,799 hesaplanmıştır. Her üç grup için 20 kişi ve toplamda 60 kişi hesaplandı (H. H. Kim et al., 2022). Çalışma; ApG'da 20, ApGm'da 20, KG'nda 20 katılımcı olacak şekilde tasarlanmıştır. Gruplarda çalışmayı yarım bırakan katılımcı bulunmamaktadır.



Şekil 6. G power analizi.

3.2.1 Randomizasyon. Katılımcıların her birine 1 ile 45 arasında rastgele bir sayı atanmıştır. Rastgele örneklem yöntemi, Microsoft Excel programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu süreçte, Excel'in rastgele sayı üreten fonksiyonlarından faydalanılarak bir sayı dizisi oluşturulmuştur. Oluşturulan sayı dizisi temel alınarak, katılımcılar gruplara ayrılmıştır. Bu yöntem, örnekleme sürecinde tarafsızlığı ve eşit dağılımı sağlamak amacıyla tercih edilmiştir.

3.3 Test ve Değerlendirme Yöntemleri

3.3.1 Uluslararası fiziksel aktivite değerlendirme anketi kısa formu (UFFA).

Uluslararası Fiziksel Aktivite Anketi (UFFA), popülasyonlarda sağlıkla ilişkili fiziksel aktiviteyi (FA) ölçmek için geliştirilmiştir (Hagströmer et al., 2006). Hem kısa formu hem de uzun formu için Türkçe dilinde geçerlik ve güvenilirlik çalışması 18-32 yaş arası erkek ve kadın gönüllüler üzerinde Melda Sağlam ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. Yapılan geçerlik ve güvenilirlik çalışması sonucunda her iki formunda Türkçe dilinde kullanımının uygun olduğu bildirilmiştir (Melda et al., 2005). UFFA-Kısa Form; son yedi günde yapılan en az 10 dakikalık fiziksel aktivitelerin frekans, süre (dakika) ve şiddeti yönünden değerlendirilerek harcanan MET (metabolik eşdeğer) değerinin hesaplanmasına dayanmaktadır. 1 MET, kişinin oturur durumda, istirahat halindeyken kullandığı oksijen miktarını belirtir. Anket dört bölümden oluşmaktadır. Bunlar şiddetli fiziksel aktiviteler, orta şiddette fiziksel aktiviteler ve yürüyüş bölümleridir. Ankete göre birey "şiddetli fiziksel aktivitelerde" 8.0 MET, "orta

şiddetteki fiziksel aktivitelerde" 4.0 MET ve "yürüyüş"te ise 3.3 MET harcar. Hesaplama ilgili aktivite grubundan MET değerleri dakika ve sıklık (gün) ile çarpılarak toplam MET değeri elde edilir. Çarpılan değerler son olarak toplanarak toplam fiziksel aktivite değeri elde edilir (Melda et al., 2005).

Populasyonları kategorisel olarak sınıflarken belirlenen üç fiziksel aktivite seviyesi vardır; 'inaktif', 'minimal aktif' ve 'çok aktif (sağlıklı olmayı artıran fiziksel aktivite)'. Bu seviyeler için kriterler yukarıda elde edilen sürekli skorlama değerleri hesaplanarak kurulmuştur.

İnaktif (Kategori 1): Fiziksel aktivitenin en alt seviyesidir. Kategori 2 veya 3 için olan kriterleri karşılamayan durumlar 'inaktif' olarak düşünülmektedir.

Minimal Aktif (Kategori 2): Aşağıdaki 3 kriterden herhangi birine girenler 'minimal aktif' olarak sınıflandırılabilir.

- a) Şiddetli aktivitenin, 3 veya daha fazla gün, günde en az 20 dakika yapılması veya,
- b) 5 veya daha fazla gün orta şiddetli aktivite veya yürümenin günde en az 30 dakika yapılması veya,
- c) Minimum en az 600 MET-dk/haftayı sağlayan 5 veya daha fazla gün yürüme, orta şiddetli veya şiddetli aktivitenin birleşimi.

Çok Aktif (Kategori 3): Minimum halk sağlığı fiziksel aktivite önerilerini alan insanlar için 'çok aktif' ayrı bir kategori olarak hesaplanmıştır. Bu ölçüm yaklaşık olarak en az günde bir saat veya daha fazla olan orta şiddetli bir aktiviteye eşittir. Bu kategori, sağlıkla ilgili yararların sağlanmasında gereken aktivite düzeyidir. Kategori 3 aktivitenin daha yüksek eşiğinde yer alır ve alt populasyon grubundaki farklılığın ayırt edilmesi için yararlıdır.

'Çok aktif' olarak sınıflandırmak için iki kriter vardır:

- a) Minimum en az 1500 MET-dk/haftayı sağlayan en az 3 gün şiddetli aktivite veya,
- b) Minimum en az 3000 MET-dk/haftayı sağlayan 7 veya daha fazla gün yürüme, orta şiddetli veya şiddetli aktivitenin kombinasyonu (Craig et al., 2003).

Çalışmamızda UFFA-Kısa Form kullanıldı (Ek-3). Katılımcılara verilen form yüz yüze olacak şekilde çalışmanın başında ve sonunda dolduruldu. Form doldurulurken yaklaşık 10 dakika sürmektedir.

3.3.2 Demografik değerlendirme formu. Çalışmaya katılım sağlayacak kişilere uygulanan Demografik Değerlendirme Formu katılımcının adı- soyadı, doğum tarihi, cinsiyet, boy, vücut ağırlığı, beden kitle indeksi, ayakkabı numarası, dominant ekstremit, hastalık özgeçmişini içerir. Bu form eklerde verilmiştir (Ek-2). Dahil edilme kriterlerini karşılayan olguların değerlendirmesine devam edildi, dahil edilme kriterlerini karşılayamayan olgular çalışma dışı bırakıldı.

Katılımcılarla yüz yüze görüşülerek bilgilerini doldurması istendi ve çalışmanın başında uygulandı. Form doldurulurken yaklaşık 10 dakika sürmektedir.

3.3.3 Algomere. Basınç algometrisi bazı kas-iskelet sistemi problemlerini değerlendirmek için kullanılan bir teşhis yardımcısıdır. Basınç ağrısı eşiği, doku hassasiyetinin niceliksel bir kuvvet değerini sağlayarak ağrının teşhisine yardımcı olmak için kullanılmıştır ve uygulanan basıncın ağrı olarak algılandığı minimum geçiş noktasında ortaya çıkar. Bu ekipman, 1 cm²'lik basınç uygulama yüzeyine uygulanan kuvveti Newton (N/cm²) veya kilogram kuvvete (kgf/cm²) dönüştüren bir sistem ve bir gösterge içerir. Birimler kolaylıkla uluslararası basınç ölçüsü olan kilopaskal'a (kPa) dönüştürülebilir (1 kg/cm² = 98,066 kPa). Basınç algometresi, değerlendiricinin ağrı düzeyine yönelik mekanik duyarlılığı ve altta yatan sorunların veya ağrı düzeylerinin iyileşmesini yarı nesnel olarak ölçmesine olanak tanır (Kinser et al., 2009).



Şekil 7. Baseline algometre.

Tüm basınç uyarıları eğitimli bir araştırmacı tarafından alt sırtta L3 pivot noktasının 5 cm sağına ve soluna uygulandı. Deri üzerine yerleştirilen 1 cm²'lik kauçuk uçlu dijital algometre (FDX 50; Wagner Instruments) kullanıldı. Basınç kilopaskal (kPa) cinsinden ve 1,96 kPa'lık dereceleri kaydedildi. Cihazın çözünürlüğü 250 N kapasiteyle 0,2 N olacaktır ve maksimum okuma tutma işleviyle 1000 Hz örnekleme hızına ayarlandı (Kinser et al., 2009; Stubhaug, 2012).

3.3.4 Y Denge testi. YDT, katılımcının anterior, posteromedial ve posterolateral erişim yönlerindeki dinamik dengesini ölçmek için kullanılır. Her katılımcının puanları bağımsız olarak iki değerlendirici tarafından en yakın santimetreye kadar kaydedilir. Test edilen alt ekstremit, duruş ekstremitesi olarak tanımlanır ve uzanma yönü, duruş ekstremitesinin oryantasyonuna göre tanımlanır. Herhangi bir bel ağrısı olmayan katılımcılar için baskın bacak, katılımcının topa vurmak için tercih ettiği bacak olarak belirlenir. Tek taraflı bel ağrısı olan katılımcılar için ağırlı tarafın olduğu bacak, ilgili taraf olarak belirlenir. Bilateral bel ağrısı olan katılımcılar için en ağırlı

taraf ilgili taraf olarak belirlenir. Her iki taraf da eşit derecede ağrılysa, baskın olan bacak ilgili taraf olarak belirlendi. Katılımcılar, değişen ayakkabıların potansiyel etkilerini ortadan kaldırmak için YDT'yi çıplak ayakla gerçekleştirdi. Ek olarak her katılımcı, YDT performansının altı pratik denemesinden sonra bir platoya ulaştığı görüldüğünden erişim mesafelerini ölçmeden önce her bacakta her yönde altı alıştırma denemesi yaptı. Bu denemeler öğrenme etkisini en aza indirmek için yapılır. Uygulama denemelerinin ardından her katılımcı, veri analizi için kullanılan üç deneme gerçekleştirdi. Yorgunluğu azaltmak için katılımcılara her deneme arasında en az 10 saniye, her ulaşma yönü arasında en az 30 saniye dinlenme verildi.

Katılımcı test esnasında aşağıdakilerden herhangi birini yapılırsa deneme iptal edildi ve yeniden denendi: duruş bacağının ayağını platformdan hareket ettirilirse veya işaretli çizgiyi geçilirse, erişim göstergesini ittirirse, tekmelerse veya üzerine basarsa, serbest bacağın ayağıyla yere dokunursa veya serbest bacağın ayağını başlangıç pozisyonuna döndürmeden önce dengesini kayberse (Kwon et al., 2017).



Şekil 8. Y denge testi.

YDT sırasında katılımcılara, ayakları işaretli başlangıç çizgisinin arkasında olacak şekilde orta ayak plakası üzerinde tek bacak duruşunu korumaları talimatı verildi. Daha sonra katılımcılar, serbest bacaklarının ayağı ile erişim göstergesini belirlenen tüp boyunca mümkün olduğunca uzağa kaydırırlar ve ardından dengelerini koruyarak ayaklarını başlangıç pozisyonuna geri getirdiler. Katılımcılar gerekirse denge veya güvenlik amacıyla kollarını kullanmalarına izin verildi. Başarılı erişim mesafesi, katılımcıya en yakın olan erişim göstergesinin proksimal kenarındaki çizilen çizginin en yakın cm'ye okunmasıyla ölçüldü. Her yön için, üç denemeden toplanan erişim mesafelerinin ortalaması alınır ve ardından (erişim mesafesi/LL) x %100 formülü kullanılarak bacak uzunluğuna göre normalleştirilir (Alshehre et al., 2021). Değerlendiriciler arası güvenilirliği belirlemek için, talimatları sağlayan araştırmacı da dahil olmak üzere iki araştırmacı sırayla katılımcının erişim mesafelerini bağımsız olarak kaydedildi.

3.3.5 Modifiye borg skalası. Bacak yorgunluğu algısı, algılanan eforun değerlendirilmesinde modifiye edilmiş borg ölçeği kullanılır. Ölçek 0-10 arasında dereceli olarak artan yorgunluğu ifade eden şekilde tasarlanmıştır. Olgulara sözlü olarak yaptıkları fiziksel aktivite karşısında algıladıkları yorgunluğu 0 ila 10 arasında derecelendirmeleri söylenir ve sözlü yanıt not alınır (Borg, 1982). Modifiye borg skalası program boyunca yürütülen çömelme egzersizleri esnasında telerehabilitasyon teknolojileri aracılığıyla olguların egzersiz eğitiminden önce ve sonraki yorgunluk yanıtı kaydedildi. Anketin türkçe versiyonu kullanıldı (ek-5). Anket planlanan egzersiz seanlarının tamamının başında ve sonunda sorgulanarak kaydedildi.

3.3.6 Oswestry bel ağrısı anketi (OSWT). İlk olarak 1980'de yayınlanan Oswestry Engellilik Endeksi, onaylanmış, 10 maddelik, hasta tarafından bildirilen bir sonuç anketidir. Bel ağrısı (LBP) olan yetişkinlerde engellilik ve yaşam kalitesi (QoL) bozukluğunu ölçmek için 'altın standart' olarak kabul edilir. Hastaların fonksiyonel bozukluklarının değerlendirilmesinde ağrı şiddeti, kişisel bakım kolaylığı, ağırlık kaldırma, çalışma, oturma, ayakta durma, uyku, cinsel yaşam, sosyal yaşam ve seyahat yer alıyor. 10 sorunun her biri 0'dan 5'e kadar puanlanır ve maksimum 50 puan verilir.

Daha sonra toplam puan 2 ile çarpılarak yüzdeye dönüştürülür. Puanlar şiddet derecesine göre sınıflandırılır: 0-20, minimum sakatlık; 21-40, orta derecede sakatlık; 41-60, ciddi sakatlık; 61-80, felç edici sırt ağrısı; 81-100, bu hastalar ya yatağa bağımlıdır ya da semptomları abartılmıştır. Sonuçların klinik olarak anlamlı sayılması için hastanın skorunda %10 veya daha fazla değişiklik olması gerekir (Fairbank JC, 1980). Testin kültürel olarak uyarlandığı ve doğrulandığı Türkçe versiyonu kullanıldı (Yakut et al., 2004).

Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire (Ek 4) ve algometre ile program öncesi ve sonunda olguların bel ağrılarını günlük yaşam aktivitelerini etkileme derecesi değerlendirildi.

3.3.7 2000 uluslararası diz dokümantasyon komitesi (IKDC) subjektif diz formu. Uluslararası Diz Dokümantasyon Komitesi (IKDC) Subjektif Diz Formu, semptomları, işlevi ve spor aktivitesini ölçmek için tasarlanmış 10 maddelik, bölgeye özgü öznel bir araçtır. Ankette üç (3) kategori incelenmektedir: semptomlar, atletik aktivite ve diz fonksiyonu. Semptomlar alt ölçeği, ağrı, sertlik, ödem ve diz çökmesi gibi sorunların değerlendirilmesine yardımcı olur. Merdiven çıkma, sandalyeden ayağa kalkma, çömelme ve zıplama işlevleri spor aktivitesi alt ölçeğinin vurgusudur. Diz fonksiyonu alt ölçeği ise hastalara basit bir soru sorar: Yaralanma öncesine kıyasla dizleri şimdi nasıl? Yanıt türleri arasında 5'li Likert ölçekleri, 11'li Likert ölçekleri ve dikotom “evet-hayır” yanıtları bulunmaktadır. IKDC, her bir maddenin puanlarının toplanması ve ardından sonucun 0'dan 100'e kadar bir ölçeğe dönüştürülmesiyle derecelendirilir. Daha yüksek puanlar daha yüksek işlev düzeylerine ve daha düşük semptom düzeylerine işaret eder ve dönüştürülmüş puan işlevin bir ölçüsü olarak kabul edilir (Higgins et al., 2007). Yapılacak çalışmada anketin türkçe geçerlilik ve güvenilirliğinin yapıldığı türkçe versiyonu kullanıldı (Ek-6) (Çelik et al., 2014).

3.3.8 My jump 2.0. My Jump 2.0, mobil cihazlarla dikey sıçrama yüksekliğini ölçmeye yarayan bilimsel geçerliliği kanıtlanmış bir uygulamadır. Kamera ile sıçrama ve iniş anları manuel olarak işaretlenerek uçuş süresi hesaplanır ve sıçrama yüksekliği

belirlenir. Spor bilimlerinde ve klinik alanlarda yaygın olarak kullanılır (Gençoğlu et al., 2023b). Değerlendirici, oyuncudan 1,5 m uzakta durdu ve ölçümleri kaydetmek için bir akıllı telefon yer seviyesine yerleştirildi. Test, eller kalçalarda iki ayaklı duruştan başlayarak karşı hareket sıçramasından oluşuyordu. Ardından, sporcu squat jump (SJ) için başlangıç pozisyonunda 90° diz fleksiyon pozisyonunda iken ölçüm başlaması ile bir sıçrama gerçekleştirdi (gövdeyi bükmekten kaçınarak). Uçuş aşaması sırasında bacakların uzatılması komutu verildi. Platformla temas ettiğinde, ayaklar önce metatarsal ve ardından sırt bölgesine dayandı. Sonrasında karşı hareket atlaması (CMJ) için katılımcı ayakkabısız veya standart spor ayakkabısı ile düz ve kaymaz bir zemine ayakta dururken, ayaklar omuz hizasında açık eller belde durur. Ölçüm başlaması ile 90° çömelerek maksimum performans ile sıçradı. Değerlendirme egzersiz eğitimi öncesi ve sonunda olacak şekilde iki kez yapıldı.



Şekil 9. Karşı hareket sıçraması – CMJ.



Şekil 10. Squat sıçraması- SJ.

3.4 Uygulama Protokolleri

Her gruba çalışma öncesi, çalışma hakkında bilgi verilecek ve ‘Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu’ imzalatılacaktır (Ek-1).

Araştırmamızda öncelikle katılımcıların aktivite düzeyini belirlemek için Uluslararası Fiziksel Aktivite Değerlendirme Anketi Kısa Formu uygulanır. Katılımcıların demografik bilgileri toplanır ve onam formu imzalatılır. Çalışma öncesi ve sonrasında elde edilmesi beklenen verilere yönelik ise ağrı için algometre ve Oswestry Bel Ağrısı Anketi, yorgunluk düzeyi takibi için Modifiye borg skalası, denge için Y denge testi, diz fonksiyonlarına yönelik IKDC 2000 ve fonksiyon düzeyi içinde My jump 2.0 uygulaması ile dikey sıçrama testi yapıldı.

Eğitim öncesinde anketlerin uygulanmasının ardından katılımcılar randomize edilerek 3 gruba ayrıldı. Egzersiz gruplarına 6 haftalık egzersiz programları uygulandı ve ardından tekrar anket ve değerlendirmeler gerçekleştirildi.

3.4.1 Dizlerin ayak parmaklarını geçtiği squat protokolü (ApG).

Katılımcılara ayaklar pelvis genişliğinde açık ve yana doğru yaklaşık 15-30° açıyla yerleştirilmesi ve kollarını önlerinde uzatarak rahat bir şekilde ayakta durmaları talimatı verilir. Katılımcılar, düz ileriye bakarak topuklar zeminden ayrılmadan en rahat noktalarına kadar çömelmeleri ve pozisyonu 2 saniye boyunca korumaları ardından orijinal ayakta durma pozisyonuna dönmeleri istenir (Fry et al., 2003; List et al., 2013). Çömelme derinliği için kalça ile zemin arasındaki mesafe bir cetvel aracılığıyla dikey olarak ölçülür. Üç deneme gerçekleştirilir ve üç denemenin ortalaması daha ileri analiz için kullanılır (S. H. Kim et al., 2015). İniş ve çıkış temposu, istenmeyen hızlanmaları önlemek için dakikada 60 vuruşa ayarlanmış bir metronom kullanılarak kontrol edilir, çıkış ve iniş her faz için 2 saniyede gerçekleştirilir (24). Olgular ilk değerlendirme için geldiklerinde 6 hafta boyunca uygulanması planlanan çömelme eğitimi bir fizyoterapist tarafından öğretilir. Daha sonrasında hastalar haftada 3 gün olacak şekilde gün aşırı çömelme eğitimini tamamlar. Eğitim gününde olgular 1 set; 20 tekrar; 30 saniye aktif kontraksiyon/30 saniye dinleme şeklinde aktiviteyi gerçekleştirirken telerehabilitasyon aracılığıyla bir fizyoterapist tarafından takip edilir ve yanlış pozisyon oluşması durumunda sözlü düzeltmeler verilir. Eğitimin başında ve sonunda modifiye borg skalası üzerinden yorgunluk seviyeleri sözlü olarak sorulur ve kaydedilir.



Şekil 11. Apg pozisyonu.

Tablo 1

Dizlerin Ayak Parmaklarını Geçtiği Squat Protokolü (Apg)

	Frekans	Set sayısı	Tekrar sayısı	Kontraksiyon süresi	Dinlenme süresi
1-3 seanslar	2 günde 1	1	20	30 sn	30 sn
4-6 seanslar	2 günde 1	1	30	30 sn	30 sn
7-9 seanslar	2 günde 1	1	30	30 sn	30 sn
10-12 seanslar	2 günde 1	2	20	30 sn	30 sn
13-15 seanslar	2 günde 1	2	30	30 sn	30 sn

3.4.1 Dizlerin ayak parmaklarını geçmediği squat protokolü (ApGm). Sınırlı çömelme eğitiminde dizin en ön kısmının pozisyonunun ayak parmaklarının ötesine geçmesine izin verilmez. Kısıtlı çömelme egzersizinde her iki ayağın ilk parmağının hemen distaline ahşap bir tahta yerleştirilir ve 60 cm genişliğindeki ahşap tahta diz hareketini kısıtlar. Katılımcılara ayaklar pelvis genişliğinde açık ve yana doğru yaklaşık 15-30° açıyla yerleştirilmesi ve kollarını önlerinde uzatarak rahat bir şekilde ayakta durmaları talimatı verilir. Katılımcılar, düz ileriye bakarak topuklar zeminden ayrılmadan 90° diz fleksiyonuna kadar çömelmeleri ve pozisyonu 2 saniye boyunca korumaları ardından orijinal ayakta durma pozisyonuna dönmeleri istenir. Çömelme derinliği, dize yerleştirilen bir gonyometre kullanılarak 90° diz fleksiyonunun ölçülmesiyle belirlenir ve kalça ile zemin arasında bir cetvel aracılığıyla dikey olarak ölçülür. Üç deneme gerçekleştirilir ve üç denemenin ortalaması daha ileri analiz için kullanılır (Fry et al., 2003; S. H. Kim et al., 2015). İniş ve çıkış temposu, istenmeyen hızlanmaları önlemek için dakikada 60 vuruşa ayarlanmış bir metronom kullanılarak kontrol edilir, çıkış ve iniş her faz için 2 saniyede gerçekleştirilir (Crowe et al., 2020). Olgular ilk değerlendirme için geldiklerinde 6 hafta boyunca uygulanması planlanan çömelme eğitimi bir fizyoterapist tarafından öğretilir. Daha sonrasında hastalar haftada 3 gün olacak şekilde çömelme eğitimini tamamlar. Eğitim gününde olgular 1 set; 20 tekrar; 30 saniye aktif kontraksiyon/30 saniye dinleme şeklinde aktiviteyi gerçekleştirirken telerehabilitasyon aracılığıyla bir fizyoterapist tarafından takip edilir ve yanlış

pozisyon oluşması durumunda sözlü düzeltmeler verilir. Eēitimin başında ve sonunda modifiye borg skalası üzerinden yorgunluk seviyeleri sözlü olarak sorulur ve kaydedilir.



şekil 12. ApGm pozisyonu.

Tablo 2

Dizlerin Ayak Parmaklarını Geçmediği Squat Protokolü (Apgm)

	Frekans	Set sayısı	Tekrar sayısı	Kontraksiyon süresi	Dinlenme süresi
1-3 seanslar	2 günde 1	1	20	30 sn	30 sn
4-6 seanslar	2 günde 1	1	30	30 sn	30 sn
7-9 seanslar	2 günde 1	1	30	30 sn	30 sn
10-12 seanslar	2 günde 1	2	20	30 sn	30 sn
13-15 seanslar	2 günde 1	2	30	30 sn	30 sn

3.5 İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen verilerin analizinde, IBM SPSS Statistics 26.0 yazılımı kullanılmıştır. İlk olarak, katılımcıların tanımlayıcı özellikleri ortalama ($\bar{X}$), standart sapma (SS), minimum ve maksimum değerler ile özetlenmiştir. Gruplar arası sosyodemografik özelliklerin homojenliğini değerlendirmek amacıyla shapiro-wilk testi yapıldı. Cinsiyet ve dominant ayak gibi kategorik değişkenler ki-kare testi (χ^2) yöntemle karşılaştırılmıştır.

Gruplar arası sürekli değişkenlerin karşılaştırılmasında parametrik varsayımlar (normallik, varyans homojenliği) göz önünde bulundurularak tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmıştır. ANOVA sonucunda anlamlı fark saptanan değişkenler için post-hoc analiz olarak Tukey HSD veya varyans homojenliğinin sağlanmadığı durumlarda Games-Howell testi tercih edilmiştir. Etki büyüklüğü olarak η^2 (eta-kare) değerleri raporlanmış; 0.01 küçük, 0.06 orta ve 0.14 üzeri büyük etki büyüklüğü olarak değerlendirilmiştir.

Grupların ön test ve son test değerleri arasındaki değişimi değerlendirmek amacıyla bağımlı örneklem t-testi (paired sample t-test) uygulanmış; normal dağılım varsayımının sağlanmadığı durumlarda Wilcoxon işaretli sıra testi tercih

edilmiştir. Her bir karşılaştırmada anlamlılık düzeyi $p < .05$ olarak kabul edilmiştir. Ayrıca, gruplar içi değişimlerin anlam düzeyine ek olarak etki büyüklükleri Cohen's d katsayısı ile hesaplanmış ve 0.2 küçük, 0.5 orta ve 0.8 büyük etki olarak yorumlanmıştır.



Bölüm 4

Bulgular

4.1 Katılımcıların Demografik Bilgileri

Katılımcıların cinsiyet ve dominant ayak dağılımı gruplar arasında incelenmiş ve elde edilen veriler Tablo 1’de sunulmuştur. Ki-Kare testi sonucuna göre, cinsiyet dağılımı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır, $\chi^2(2) = 0.293$, $p = .864$. Benzer şekilde, dominant ayağa ilişkin dağılımda da gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir, $\chi^2(2) = 0.563$, $p = .755$. Bu sonuçlar, çalışmaya katılan bireylerin cinsiyet ve dominant ayak özelliklerinin gruplar arasında homojen olarak dağıldığını göstermektedir.

Tablo 3

Gruplar Arası Cinsiyet ve Dominant Ayak Dağılımının Karşılaştırılması (Ki-Kare Testi)

Değişken	Kategori	ApG (N)	ApGm (N)	Kontrol (N)	Toplam (N)	χ^2	df	p
Cinsiyet	Erkek	12	11	11	34	0.293	2	.864
	Kadın	7	7	9	23			
Dominant Ayak	Sağ	16	16	16	48	0.563	2	.755
	Sol	3	2	4	9			

χ^2 = Ki-Kare değeri; df = serbestlik derecesi. $p < .05$

Araştırmaya katılan bireylerin kilo, boy, yaş ve bacak boyu değişkenlerine ilişkin ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri gruplar bazında incelenmiş ve tek yönlü ANOVA ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir (Tablo 4).

Tablo 4

Gruplar Arası Sosyodemografik Değişkenlerin Karşılaştırılması

Değişken	Grup	Ort. $\pm$ SS	Min	Maks	F	p
Kilo (kg)	ApG	73.32 $\pm$ 14.38	52	95	.021	.979
	ApGm	73.06 $\pm$ 13.87	52	92		
	Kontrol	72.35 $\pm$ 16.82	50	95		
Boy (cm)	ApG	175.89 $\pm$ 10.17	155	190	.336	.716
	ApGm	174.11 $\pm$ 9.48	158	191		
	Kontrol	173.40 $\pm$ 9.54	160	192		
Yaş (yıl)	ApG	26.21 $\pm$ 2.55	22	30	1.185	.313
	ApGm	26.72 $\pm$ 2.37	22	30		
	Kontrol	25.55 $\pm$ 2.14	22	29		
Bacak Boyu (cm)	ApG	85.47 $\pm$ 5.08	76	92	.449	.640
	ApGm	85.17 $\pm$ 5.96	77	100		
	Kontrol	83.90 $\pm$ 5.46	75	100		

Ort. = Ortalama; SS = Standart Sapma p<.05

ApG grubun ortalama kilosu 73.32 kg (SS = 14.38), ApGm grubun ortalama kilosu 73.06 kg (SS = 13.87) ve Kontrol grubunun ortalama kilosu 72.35 kg (SS = 16.82) olarak hesaplanmıştır. Elde edilen $F(2, 54) = 0.021$, $p = .979$ değeri, gruplar arasında kilo açısından anlamlı bir farklılık olmadığını göstermektedir ($p > 0.05$). ApG grubun ortalama boyu 175.89 cm (SS = 10.17), ApGm grubun ortalama boyu 174.11 cm (SS = 9.48) ve Kontrol grubunun ortalama boyu 173.40 cm (SS = 9.54) bulunmuştur. ANOVA analizi sonucunda $F(2, 54) = 0.336$, $p = .716$ olup, gruplar arasında boy uzunluğu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı belirlenmiştir ($p > 0.05$). Yaş (yıl) bakımından, ApG grubun ortalaması 26.21 yıl (SS = 2.55), ApGm grubun 26.72 yıl (SS = 2.37) ve Kontrol grubunun 25.55 yıl (SS = 2.14) olarak saptanmıştır. $F(2, 54) = 1.185$, $p = .313$ değeri, yaş dağılımının gruplar arasında anlamlı bir farklılık göstermediği bulunmuştur ($p > 0.05$). Bacak boyu uzunluğu (cm)

değişkenine ilişkin olarak ApG grubun ortalama bacak boyu 85.47 cm (SS = 5.08), ApGm grubun 85.17 cm (SS = 5.96) ve Kontrol grubunun 83.90 cm (SS = 5.46) olarak belirlenmiştir. ANOVA sonucu $F(2, 54) = 0.449$, $p = .640$ olup, bu değişkenin de gruplar arasında anlamlı düzeyde fark olmadığı bulunmuştur ($p > 0.05$).

4.2 Grup İçi Karşılaştırmalar

4.2.1 ApG grubun egzersiz öncesi ve sonrası karşılaştırılması. ApG grubuna uygulanan egzersiz protokolü sonrasında elde edilen bulgular, birçok değişkende anlamlı düzeyde iyileşmeler olduğunu ortaya koymuştur (Tablo 5). Özellikle ağrı parametreleri arasında L1-L3 sol bölge ($p = .037$, $d = 0.435$), iliak sağ ($p = .027$, $d = 0.253$), hamstring sol ($p = .004$, $d = 0.585$), diz sağ ($p = .011$, $d = 0.338$), diz sol ($p = .002$, $d = 0.465$) ve torakantör majör (TM) sağ ($p = .018$, $d = 0.206$) kaslarında anlamlı artışlar tespit edilmiştir. Bununla birlikte gluteus medius, hamstring sağ, iliak sol ve TM sol bölgelerinde pozitif yönde artışlar gözlemlenmesine rağmen bu farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > .05$).

Denge performansına yönelik yapılan analizlerde, Y Denge Testi'nin sağ ön ($p = .005$), sol ön ($p = .006$), sağ dış ($p = .003$), sağ iç ($p < .001$) ve sol iç ($p = .008$) yönlerinde anlamlı düzeyde iyileşmeler kaydedilmiştir. Bu bulgular, uygulanan egzersizlerin dinamik dengeyi geliştirme potansiyeline sahip olduğunu ortaya koymaktadır. Ancak sol dış yönünde gözlenen değişiklik anlamlı bulunmamıştır ($p = .174$).

Fonksiyonel performans ölçümleri incelendiğinde, squat sıçraması (SJ) ve karşı hareket sıçraması (CMJ) sıçrama sürelerinde anlamlı artışlar elde edilmiştir (sırasıyla $p < .001$, $d = 0.558$; $p < .001$, $d = 0.574$). Bununla birlikte, CMJ sıçrama yüksekliği ($p < .001$, $d = 0.42$) ve CMJ sırasında üretilen güçteki artışlar ($p < .001$, $d = 0.455$) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. SJ yüksekliği ve güç çıktısında gözlenen gelişmeler ise anlamlılık sınırında kalmıştır ($p = .074$ ve $p = .070$).

Katılımcıların BORG Skalası'nda ise egzersiz sonrası anlamlı bir değişiklik gözlenmemiştir ($p = .913$). Ayrıca diz değerlendirme testi ve OSWT sonuçlarında da

pozitif eğilim olmasına karşın bu değişiklikler istatistiksel anlamlı bulunmamıştır ($p > .05$).

Tablo 5

ApG Ön test ve Son Test Karşılaştırma

		<i>Ort. ± SS.</i>	<i>t / z</i>	Min-Maks	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
L1-L3 Sağ (W) ^w	Ön Test	8,84 ± 1,854	-1,625	6-11	,104	0,272
	Son Test	9,30 ± 1,505		7-11		
,L1-L3 Sol (W) ^w	Ön Test	8,94 ± 1,757	-2,083	5,5-11	,037*	0,435
	Son Test	9,60 ± 1,234		7,75-11		
İliak Sağ (W) ^t	Ön Test	8,71 ± 1,728	-2,410	5-11	,027*	0,253
	Son Test	9,14 ± 1,677		6-11		
İliak Sol (W) ^w	Ön Test	8,76 ± 1,944	-1,496	5,50-11	,135	0,134
	Son Test	9,01 ± 1,774		6-11		
GM Sağ (W) ^w	Ön Test	10,39 ± 1,048	-,341	7,50-11	,733	0,134
	Son Test	10,25 ± 1,034		8-11		
GM Sol (W) ^w	Ön Test	10,21 ± 1,387	-,299	6-11	,765	0,024
	Son Test	10,18 ± 1,120		7,50-11		
H Sağ (W) ^w	Ön Test	8,97 ± 1,819	-1,324	5-11	,186	0,206
	Son Test	9,30 ± 1,350		6-11		

Tablo 5 (devam)

		<i>Ort. ± SS.</i>	<i>t / z</i>	Min- Maks	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
H Sol (W) ^w	Ön Test	8,63 ± 2,082	-2,872	5-11	,004*	0,585
	Son Test	9,68 ± 1,452		6,50-11		
Diz Sağ (W) ^t	Ön Test	7,40 ± 1,882	-2,817	4,50-11	,011*	0,338
	Son Test	8,01 ± 1,729		5,50-11		
Diz Sol (W) ^t	Ön Test	7,66 ± 1,849	-3,525	5,25-11	,002*	0,465
	Son Test	8,45 ± 1,531		6-11		
TM Sağ (W) ^w	Ön Test	9,92 ± 1,611	-2,375	7-11	,018*	0,206
	Son Test	10,22 ± 1,277		7,50-11		
TM Sol(W) ^w	Ön Test	9,86 ± 1,451	-1,530	6,50-11	,126	0,188
	Son Test	10,12 ± 1,305		7-11		
Y Denge Testi Sağ Ön ^t	Ön Test	62,95 ± 10,96	-3,174	43-83	,005*	0,261
	Son Test	65,89 ± 11,60		41-85		
Y Denge Testi Sol Ön ^t	Ön Test	62,89 ± 10,46	-3,121	45-87	,006*	0,274
	Son Test	65,89 ± 11,42		45-86		
Y Denge Testi Sağ Sağ ^t	Ön Test	65,42 ± 13,79	-3,456	43-92	,003*	0,333
	Son Test	69,79 ± 12,45		48-90		
Y Denge Testi Sağ Sol ^t	Ön Test	68,95 ± 13,07	-4,434	47-91	,000*	0,279
	Son Test	72,63 ± 13,35		51-94		

Tablo 5 (devam)

			<i>Ort. ± SS.</i>	<i>t / z</i>	Min- Maks	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
Y Denge Testi Sol Sol ^t		Ön Test	67,11 ± 15,38	-3,002	42-88	.008*	0,294
		Son Test	71,37 ± 13,59		47-95		
Y Denge Testi Sol Sağ ^t		Ön Test	72,79 ± 14,97	-1,416	45-94	.174	0,071
		Son Test	73,84 ± 14,66		45-96		
M. BORG (%) ^w		Ön Test	2,05 ± 1,03	-,109	1-4	,913	0,0
		Son Test	2,05 ± 0,71		1-3		
Diz Değerlendirmesi Testi ^w		Ön Test	71,53 ± 1,26	-1,702	69-73	,089	0,5
		Son Test	72,11 ± 1,05		70-73		
OSWT ^w		Ön Test	5,26 ± 2,68	-,733	2-12	,464	0,161
		Son Test	4,84 ± 2,52		2-10		
SJ Süre (Milisaniye) ^t		Ön Test	464,79 ± 63,68	-5,243	366-588	.000*	0,558
		Son Test	505,01 ± 79,59		344,04-681,28		
SJ Yükseklik (cm) ^t		Ön Test	27,31 ± 6,74	-1,886	16,70-42	.074	0,371
		Son Test	30,10 ± 8,22		17,86-48,72		
SJ Uygulanan Güç (W) ^t		Ön Test	1125,27 ± 358,91	-1,896	557-1626	.070	0,203
		Son Test	1203,45 ± 410,41		585,62-1859,41		

Tablo 5 (devam)

		Ort. $\pm$ SS.	t / z	Min-Maks	p	Cohen's d
CMJ Süre (Milisaniye) ^t	Ön Test	493,68 $\pm$ 65,72	-5,517	351-599	.000*	0,574
	Son Test	535,19 $\pm$ 78,40		347,49-676,87		
CMJ Yükseklik (cm) ^t	Ön Test	30,97 $\pm$ 7,08	-5,593	18,70-45	.000*	0,42
	Son Test	34,11 $\pm$ 7,86		18,51-50,85		
CMJ Uygulanan Güç (W) ^w	Ön Test	1234,06 $\pm$ 395,02	-3,783	598-1698	.000*	0,455
	Son Test	1670,69 $\pm$		592,02-2026,69		

t: Paired t-testi, w: Wilcoxon testi, Ort.: Ortalama, SS.: Standard Sapma, OSWT: Açılımı, W: Watt, L1-L3: Omurga L1-L3 arası ağrı değerlendirilmesi, İlia: İliak bölge, GM: Gluteus Medius, H: Hamstring bölgesi, TM: Torakantör Major $p < .05^*$

4.2.2 ApGm grubun egzersiz öncesi ve sonrası karşılaştırılması. ApGm grubuna uygulanan egzersiz protokolü sonrası elde edilen veriler, bazı değişkenlerde anlamlı iyileşmelere gözlemlenmektedir (Tablo 6). Özellikle ağrı parametreleri açısından değerlendirildiğinde; L1-L3 sağ ağrı anlamlı bir fark gözlenmiştir ($p = .041$, $d = 0.385$). Benzer şekilde, L1-L3 sol ağrı da istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır ($p = .025$, $d = 0.468$). İliak sağ ve iliak sol kas gruplarında sırasıyla $p = .005$ ve $p = .005$ değerleri ile anlamlı artışlar belirlenmiş olup, bu artışların etki büyüklükleri sırasıyla $d = 0.595$ ve $d = 0.702$ olarak bulunmuştur. Ayrıca, hamstring (H) sağ kasında da anlamlı bir gelişme kaydedilmiştir ($p = .045$, $d = 0.265$). Bu bulgular, uygulanan egzersiz protokolünün özellikle merkez bölge ve kalça çevresi kas grupları üzerinde güç artışına neden olduğunu göstermektedir. Ancak GM (Gluteus Medius), TM, diz ve bazı hamstring parametrelerinde anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p > .05$), bu durum bölgesel yanıt farklılıklarını düşündürmektedir.

Denge performansı açısından değerlendirildiğinde, Y Denge Testi'nin sağ ön ($p < .001$, $d = 0.460$), sol ön ($p = .040$, $d = 0.437$), sağ dış ($p = .024$, $d = 0.241$), sağ iç ($p = .001$, $d = 0.221$) ve sol iç yönlerinde ($p = .001$, $d = 0.318$) istatistiksel olarak anlamlı gelişmeler gözlenmiştir. Bu sonuçlar, dengeyi hedefleyen egzersizlerin proprioseptif kazanımlar sağlayabileceğini göstermektedir. Öte yandan, sol dış yönlerdeki artış anlamlı bulunmamıştır ($p = .305$), bu da yönler göre denge gelişiminde farklılık olabileceğini düşündürmektedir.

OSWT değerlerinde anlamlı azalma gözlenmiştir ($p = .037$, $d = 0.438$), bu durum katılımcıların egzersiz sonrası daha kısa sürede testi tamamladığını göstermektedir. Ayrıca, SJ ve CMJ sıçrama süreleri egzersiz sonrası anlamlı şekilde uzamış olup (sırasıyla $p < .001$, $d = 0.385$ ve $p < .001$, $d = 0.629$), bu değişiklikler sıçrama hareketinin uygulama süresindeki değişimi yansıtmaktadır. SJ yüksekliği ve uygulanan güç değişkenlerinde anlamlı artışlar kaydedilmiştir ($p < .001$), bu sonuçlar patlayıcı kuvvet gelişimini işaret etmektedir. CMJ yüksekliği değişkeni her ne kadar artmış olsa da bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p = .270$), buna karşın CMJ uygulanan güç değişkeninde anlamlı bir artış gözlenmiştir ($p = .028$, $d = 0.213$).

BORG Skalası'nda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamakla birlikte, skorların azaldığı gözlemlenmiştir ($p = .146$), bu da katılımcıların egzersiz sonrası daha az yorgunluk hissettiğini düşündürmektedir. Diz değerlendirme testi ise anlamlı bir gelişim bulunmamıştır ($p = .218$).

Tablo 6

ApGm Ön test ve Son Test Karşılaştırma

		<i>Ort. $\pm$ SS.</i>	<i>t / z</i>	<i>Min- Maks</i>	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
L1-L3 Sağ (W) ^t	Ön Test	8.54 $\pm$ 1.65	-2.217	5,50-11	.041	0.385
	Son Test	9.18 $\pm$ 1.65		6-11		
L1-L3 Sol (W) ^w	Ön Test	8.53 $\pm$ 1.84	-1.593	5,50-11	.025*	0.468
	Son Test	9.36 $\pm$ 1.68		5,25-11		

Tablo 6 (devam)

		<i>Ort. ± SS.</i>	<i>t / z</i>	<i>Min- Maks</i>	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
İliak Sağ (W) ^w	Ön Test	7.80 ± 1.88	-2.816	5,50-11	.005*	0.595
	Son Test	8.86 ± 1.62		6,50-11		
İliak Sol (W) ^w	Ön Test	8.01 ± 2.05	-2.835	5-11	.005*	0.702
	Son Test	9.31 ± 1.36		5-11		
GM Sağ (W) ^w	Ön Test	10.39 ± 1.24	-.413	7-11	.679	0.097
	Son Test	10.51 ± 1.24		7,25-11		
GM Sol (W) ^w	Ön Test	10.21 ± 1.34	-.818	7-11	.413	0.170
	Son Test	10.43 ± 1.23		6,50-11		
H Sağ (W) ^w	Ön Test	9.06 ± 1.78	-2.009	6-11	.045*	0.265
	Son Test	9.49 ± 1.40		6-11		
H Sol (W) ^w	Ön Test	9.17 ± 1.66	-1.200	6-11	.230	0.270
	Son Test	9.60 ± 1.53		6,25-11		
Diz Sağ (W) ^t	Ön Test	8.06 ± 2.09	-1.350	4,50-11	.195	0.247
	Son Test	8.54 ± 1.57		5,50-11		
Diz Sol (W) ^w	Ön Test	8.32 ± 1.96	-.571	5,50-11	.568	0.076
	Son Test	8.46 ± 1.79		5,75-11		
TM Sağ (W) ^w	Ön Test	9.64 ± 1.73	-1.832	5,50-11	.067	0.275
	Son Test	10.09 ± 1.53		6-11		

Tablo 6 (devam)

			<i>Ort. ± SS.</i>	<i>t / z</i>	<i>Min-Maks</i>	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
TM Sol (W) ^w		Ön Test	9.99 ± 1.62	-.905	6-11	.365	0.259
		Son Test	10.39 ± 1.39		7-11		
Y Denge Testi Sağ Ön ^t		Ön Test	62.44 ± 10.13	-5.034	38-79	.000*	0.460
		Son Test	66.94 ± 9.53		49-84		
Y Denge Testi Sol Ön ^w		Ön Test	61.67 ± 9.31	-2.053	39-80	.040*	0.437
		Son Test	65.72 ± 9.25		51-84		
Y Denge Testi Sağ Sağ ^t		Ön Test	67.89 ± 16.98	-2.479	42-115	.024*	0.241
		Son Test	71.72 ± 14.62		52-113		
Y Denge Testi Sağ Sol ^t		Ön Test	74.00 ± 15.12	-3.841	49-109	.001*	0.221
		Son Test	77.22 ± 13.59		55-110		
Y Denge Testi Sol Sol ^t		Ön Test	68.83 ± 15.07	-3.841	43-96	.001*	0.318
		Son Test	73.39 ± 13.07		48-99		
Y Denge Testi Sol Sağ ^t		Ön Test	70.33 ± 14.63	-1.053	47-94	.305	0.070
		Son Test	71.33 ± 14.26		47-96		

Tablo 6 (devam)

		<i>Ort. ± SS.</i>	<i>t / z</i>	<i>Min- Maks</i>	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
M. BORG (%) ^w	Ön Test	2.50 ± 1.30	-1.453	1-5	.146	0.441
	Son Test	2.00 ± 0.84		1-4		
Diz Değerlendirmesi Testi ^w	Ön Test	71.28 ± 1.57	-1.231	68-73	.218	0.218
	Son Test	71.61 ± 1.34		69-73		
OSWT ^t	Ön Test	6.56 ± 2.81	2.263	2-12	.037*	0.438
	Son Test	5.44 ± 2.36		2-10		
SJ Süre (Milisaniye) ^t	Ön Test	479.28 ± 87.08	-5.586	362- 667	.000*	0.385
	Son Test	514.84 ± 95.44		354,76- 704		
SJ Yükseklik (cm) ^t	Ön Test	29.22 ± 10.52	-4.630	18- 44,40	.000*	0.388
	Son Test	32.25 ± 11.65		15,78- 60,80		
SJ Uygulanan Güç (W) ^w	Ön Test	1207.89 ± 553.55	-3.201	547- 2725	.001*	0.331
	Son Test	1312.09 ± 607.98		583,11- 2997		
CMJ Süre (Milisaniye) ^t	Ön Test	497.22 ± 68.17	-5.864	383- 662,80	.000*	0.629
	Son Test	544.28 ± 81.71		385,66- 707		
CMJ Yükseklik (cm) ^t	Ön Test	30.68 ± 8.32	-1.164	18- 44,40	.270	0.261
	Son Test	58.91 ± 104.85		18,13- 47,70		

Tablo 6 (devam)

		<i>Ort. ± SS</i>	<i>t / z</i>	<i>Min- Maks</i>	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
CMJ	Ön	1246.89 ± 470.39		608-		
Uygulanan	Test		-2.403	2273	.028*	0.213
Güç (W) ^t	Son	1372.07 ± 596.17		596,01-		
	Test			3015		

t: Paired t-testi, w: Wilcoxon testi, Ort.: Ortalama, SS.: Standard Sapma, OSWT: Açılımı, W: Watt, L1-L3: Omurga L1-L3 arası ağrı değerlendirilmesi, İlia: İliak bölge, GM: Gluteus Medius, H: Hamstring bölgesi, TM: Torakantör Major p<.05*

4.2.3 Kontrol grubunun öncesi ve sonrası karşılaştırılması. Kontrol grubunun ön test ve son test ölçümleri karşılaştırıldığında bazı motorik parametrelerde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur (Tablo 7). Özellikle L1-L3 sağ bölgesindeki ağrıda anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < .001$, $d = 0.533$). Benzer şekilde iliak sağ ($p = .008$, $d = 0.274$), hamstring sağ ($p < .001$, $d = 0.641$), diz sağ ($p < .001$, $d = 0.334$) ve torakantör majör sağ ($p = .004$, $d = 0.267$) bölgelerinde de anlamlı artışlar görülmüştür. Buna karşın, L1-L3 sol, iliak sol, hamstring sol, diz sol, GM sol, TM sol ve diğer kas bölgelerinde kaydedilen değişimler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > .05$). Bu bulgular, bazı kas gruplarında zamana bağlı olarak sınırlı da olsa bir gelişim meydana geldiğini, ancak bu gelişimin büyük oranda sistematik bir egzersiz etkisinden ziyade doğal varyasyon kaynaklı olabileceğini düşündürmektedir.

Y Denge Testi sağ ön yönü anlamlı düzeyde gelişim göstermiştir ($p < .001$, $d = 0.531$). Diğer yönlerdeki değişimler ya istatistiksel olarak anlamlılığa ulaşmamış ($p > .05$) ya da küçük etki büyüklükleriyle sınırlı kalmıştır. Bu durum, kontrol grubunda dengeye yönelik anlamlı bir gelişimin meydana gelmediğini ve genel denge kapasitesinde stabilitenin korunduğunu göstermektedir.

BORG skalasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlemlenmiştir ($p < .001$, $d = 0.181$). Bu sonuç, yorgunluk düzeyinde belirgin bir gerileme olduğunu göstermektedir. Ayrıca, diz değerlendirme testinde elde edilen skorlar anlamlı şekilde artmıştır ($p = .014$, $d = 0.539$), bu da katılımcıların öznel diz fonksiyonlarında iyileşme algıladıklarını göstermektedir.

Sıçrama performansı parametreleri değerlendirildiğinde; CMJ sıçrama süresi ($p = .019$, $d = 0.196$), CMJ yüksekliği ($p = .031$, $d = 0.107$) ve CMJ uygulanan güç ($p < .001$, $d = 0.066$) değişkenlerinde istatistiksel olarak anlamlı artışlar saptanmıştır. Ancak bu değişimlerin etki büyüklüklerinin düşük olması, fiziksel gelişimin çok sınırlı düzeyde kaldığını göstermektedir. Benzer şekilde, SJ uygulanan güç parametresinde de anlamlı bir artış tespit edilmiştir ($p < .001$, $d = 0.041$). Diğer sıçrama parametrelerinde (süre ve yükseklik) gözlenen değişiklikler ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p > .05$).

Tablo 7

Kontrol Grubu Ön test ve Son Test Karşılaştırma

		<i>Ort. $\pm$ SS.</i>	<i>t / z</i>	<i>Min-Maks</i>	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
L1-L3 Sağ (W) ^t	Ön Test	8.86 $\pm$ 1.55	-6.892	6,50-11	.000*	0.533
	Son Test	9.61 $\pm$ 1.30		7-11		
L1-L3 Sol (W) ^t	Ön Test	9.03 $\pm$ 1.44	1.494	6-11	.152	0.134
	Son Test	8.84 $\pm$ 1.38		6,75-11		
İliak Sağ (W) ^t	Ön Test	8.69 $\pm$ 1.00	-2.981	7-10,50	.008*	0.274
	Son Test	8.97 $\pm$ 1.04		7,25-11		
İliak Sol (W) ^t	Ön Test	8.53 $\pm$ 1.47	-0.052	5,50-10,50	.959	0.007
	Son Test	8.54 $\pm$ 1.47		5-11		
GM Sağ (W) ^w	Ön Test	10.16 $\pm$ 1.05	3.426	8-11	.001*	0.114
	Son Test	10.28 $\pm$ 1.07		8-11		
GM Sol (W) ^w	Ön Test	10.06 $\pm$ 1.16	-.904	7,50-11	.366	0.088
	Son Test	9.96 $\pm$ 1.17		7,75-11		

Tablo 7 (devam)

		<i>Ort. ± SS.</i>	<i>T / z</i>	<i>Min- Maks</i>	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
H Sağ (W) ^t	Ön Test	8.41 ± 1.43	-4.294	6-11	.000*	0.641
	Son Test	9.35 ± 1.56		6-11		
H Sol (W) ^t	Ön Test	8.73 ± 1.54	0.517	6-11	.611	0.090
	Son Test	8.60 ± 1.29		6,25-11		
Diz Sağ (W) ^t	Ön Test	8.01 ± 1.48	-4.254	5,50-11	.000*	0.334
	Son Test	8.48 ± 1.45		5,50-11		
Diz Sol (W) ^t	Ön Test	8.31 ± 1.20	-0.202	5,50-11	.842	0.038
	Son Test	8.36 ± 1.36		6-11		
TM Sağ (W) ^w	Ön Test	9.59 ± 1.39	2.876	7-11	.004*	0.267
	Son Test	9.95 ± 1.25		7,50-11		
TM Sol (W) ^t	Ön Test	9.49 ± 1.32	-0.975	6,60-11	.342	0.083
	Son Test	9.60 ± 1.37		7-11		
Y Denge Testi Sağ Ön ^t	Ön Test	67.35 ± 6.66	-6.820	54-79	.000*	0.531
	Son Test	70.90 ± 6.53		58-81		
Y Denge Testi Sol Ön ^t	Ön Test	69.20 ± 7.08	0.928	54-80	.365	0.086
	Son Test	68.60 ± 6.70		56-82		
Y Denge Testi Sağ Sağ ^t	Ön Test	71.00 ± 7.43	-1.978	59-85	.063	0.180
	Son Test	72.30 ± 6.59		62-85		
Y Denge Testi Sağ Sol ^t	Ön Test	71.95 ± 8.23	1.362	61-87	.189	0.133
	Son Test	70.85 ± 8.31		57-85		

Tablo 7 (devam)

		<i>Ort. ± SS.</i>	<i>t / z</i>	<i>Min-Maks</i>	<i>p</i>	<i>Cohen's d</i>
Y Denge Testi Sol Sol ^t	Ön Test	73.30 ± 8.07	-2.053	60-86	.054	0.142
	Son Test	74.45 ± 7.05		64-83		
Y Denge Testi Sol Sağ ^t	Ön Test	72.30 ± 7.29	0.066	59-86	.948	0.007
	Son Test	72.25 ± 5.45		64-82		
M. BORG (%) ^w	Ön Test	2.25 ± 0.91	-3.926	1-4	.000*	0.181
	Son Test	2.10 ± 0.79		1-3		
Diz Değerlendirmesi Testi ^t	Ön Test	71.40 ± 1.19	-2.698	69-73	.014*	0.539
	Son Test	72.00 ± 0.92		70-73		
OSWT ^t	Ön Test	6.40 ± 2.21	0.213	2-10	.834	0.047
	Son Test	6.30 ± 1.98		2-10		
SJ Süre (Milisaniye) ^t	Ön Test	482.53 ± 56.48	-1.330	404,80- 589,65	.199	0.172
	Son Test	492.55 ± 60.29		402,29- 579,88		
SJ Yükseklik (cm) ^t	Ön Test	28.44 ± 7.05	-1.221	17,44- 39,70	.237	0.078
	Son Test	28.99 ± 7.05		17,96- 38,90		
SJ Uygulanan Güç (W) ^w	Ön Test	1166.24 ± 443.91	-3.920	613,80- 1843	.000*	0.041
	Son Test	1184.21 ± 434.02		583,11- 1769,28		

Tablo 7 (devam)

			Ort. $\pm$ SS.	t / z	Min- Maks	p	Cohen's d
CMJ (Milisaniye) ^t	Süre	Ön Test	519.77 $\pm$ 72.36	-2.474	413- 662,80	.019*	0.196
		Son Test	534.34 $\pm$ 74.84		421,26- 682,68		
CMJ Yükseklik (cm) ^t	Yükseklik	Ön Test	31.20 $\pm$ 7.80	-2.337	19,50- 44,40	.031*	0.107
		Son Test	32.04 $\pm$ 7.88		19,89- 45,29		
CMJ Uygulanan Güç (W) ^w	Uygulanan	Ön Test	1279.14 $\pm$ 483.03	-3.920	611- 1907,30	.000*	0.066
		Son Test	1310.92 $\pm$ 485.29		623,22- 1958,03		

t: Paired t-testi, w: Wilcoxon testi, Ort.: Ortalama, SS.: Standard Sapma, OSWT: Açılımı, W: Watt, L1-L3: Omurga L1-L3 arası ağrı değerlendirme, İlia: İliak bölge, GM: Glutius Medius, H: Hamstring bölgesi, TM: Torakantör Major p<.05*

4.2.4 Grupların ilk verilerinin karşılaştırılması. Araştırmada yer alan üç grubun (ApG, ApGm ve Kontrol) egzersiz öncesi (ön test) ilk ölçümleri arasında anlamlı farklılık olup olmadığını belirlemek amacıyla yapılan tek yönlü ANOVA sonuçları Tablo 8’de sunulmuştur. Ağrı, denge ve performans parametrelerine ilişkin ilk değerler karşılaştırıldığında, gruplar arasında genel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > .05$).

Ağrı değişkenleri incelendiğinde; L1-L3 sağ, L1-L3 sol, iliak sağ, iliak sol, GM sağ, GM sol, hamstring sağ ve sol, diz sağ ve sol ile TM sağ ve sol ölçümlerinde gruplar arasında anlamlı bir fark saptanamamıştır. En yüksek etki büyüklüğü $\eta^2 = 0.070$ ile iliak sağ bölgesinde görülmüş, ancak bu fark istatistiksel anlamlılık düzeyine ulaşmamıştır ($p = .137$). Diğer değişkenlerde η^2 değerlerinin .01’in altında kalması, etki büyüklüklerinin oldukça düşük olduğunu göstermektedir.

Y denge testi parametrelerinde ise yalnızca sol ön yön için gruplar arasında anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p = .027$, $\eta^2 = 0.125$). Bu sonuç, başlangıçta sol ön

denge yönünde gruplar arasında küçük-orta düzeyde bir fark bulunduğuna işaret etmektedir. Diğer denge yönlerinde anlamlı fark bulunmazken ($p > .05$), etki büyüklükleri de oldukça düşük seviyelerde kalmıştır ($\eta^2 < 0.06$).

BORG testi, diz değerlendirme testi, OSWT, SJ ve CMJ sıçrama süreleri, yükseklikleri ve uygulanan güç değişkenlerinde de gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Özellikle CMJ yüksekliği ($p = .978$, $\eta^2 = 0.0008$) ve CMJ uygulanan güç ($p = .950$, $\eta^2 = 0.001$) gibi patlayıcı kuvvet parametrelerinde gruplar arası başlangıç seviyelerinin birbirine oldukça yakın olduğu dikkat çekmektedir.

Tablo 8

Gruplar Arası İlk Verilerin Karşılaştırılması

Değişken	Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p	η^2
L1-L3 Sağ (W)	Gruplar Arası	1,194	2	0,597	0,210	0,811	0,007
	Hata (İç Grup)	153,492	54	2,842			
	Toplam	154,686	56				
L1-L3 Sol (W)	Gruplar Arası	2,658	2	1,329	0,469	0,628	0,017
	Hata (İç Grup)	152,921	54	2,832			
	Toplam	155,579	56				
İliak Sağ (W)	Gruplar Arası	10,138	2	5,069	2,059	0,137	0,070
	Hata (İç Grup)	132,924	54	2,462			
	Toplam	143,061	56				
İliak Sol (W)	Gruplar Arası	5,396	2	2,698	0,808	0,451	0,029
	Hata (İç Grup)	180,231	54	3,338			
	Toplam	185,627	56				

Tablo 8 (devam)

Değişken	Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p	η^2
GM Sağ (W)	Gruplar Arası	0,683	2	0,342	0,276	0,760	0,010
	Hata (İç Grup)	66,852	54	1,238			
	Toplam	67,535	56				
GM Sol (W)	Gruplar Arası	0,214	2	0,107	0,064	0,938	0,002
	Hata (İç Grup)	90,545	54	1,677			
	Toplam	90,759	56				
H Sağ (W)	Gruplar Arası	4,751	2	2,376	0,842	0,436	0,030
	Hata (İç Grup)	152,341	54	2,821			
	Toplam	157,092	56				
H Sol (W)	Gruplar Arası	3,008	2	1,504	0,477	0,623	0,017
	Hata (İç Grup)	170,284	54	3,153			
	Toplam	173,292	56				
Diz Sağ (W)	Gruplar Arası	4,965	2	2,483	0,747	0,479	0,026
	Hata (İç Grup)	179,530	54	3,325			
	Toplam	184,496	56				
Diz Sol (W)	Gruplar Arası	5,483	2	2,741	0,962	0,389	0,034
	Hata (İç Grup)	153,861	54	2,849			
	Toplam	159,344	56				

Tablo 8 (devam)

Değişken	Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p	η^2
TM Sağ (W)	Gruplar Arası	1,236	2	0,618	0,248	0,781	0,009
	Hata (İç Grup)	134,569	54	2,492			
	Toplam	135,805	56				
TM Sol (W)	Gruplar Arası	2,519	2	1,259	0,589	0,558	0,021
	Hata (İç Grup)	115,445	54	2,138			
	Toplam	117,964	56				
Y Denge Testi Sağ Ön	Gruplar Arası	282,725	2	141,362	1,608	0,210	0,056
	Hata (İç Grup)	4747,942	54	87,925			
	Toplam	5030,667	56				
Y Denge Testi Sol Ön	Gruplar Arası	632,519	2	316,260	3,886	0,027	0,125
	Hata (İç Grup)	4394,989	54	81,389			
	Toplam	5027,509	56				
Y Denge Testi Sağ Sağ	Gruplar Arası	305,170	2	152,585	0,879	0,421	0,031
	Hata (İç Grup)	9374,409	54	173,600			
	Toplam	9679,579	56				
Y Denge Testi Sağ Sol	Gruplar Arası	239,822	2	119,911	0,785	0,461	0,028
	Hata (İç Grup)	8243,897	54	152,665			
	Toplam	8483,719	56				

Tablo 8 (devam)

Değişken	Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p	η^2
Y Denge Testi Sol Sol	Gruplar Arası	399,756	2	199,878	1,154	0,323	0,040
	Hata (İç Grup)	9352,489	54	173,194			
	Toplam	9752,246	56				
Y Denge Testi Sol Sağ	Gruplar Arası	62,221	2	31,111	0,194	0,825	0,007
	Hata (İç Grup)	8681,358	54	160,766			
	Toplam	8743,579	56				
M. BORG (%)	Gruplar Arası	1,855	2	0,928	0,793	0,458	0,028
	Hata (İç Grup)	63,197	54	1,170			
	Toplam	65,053	56				
Diz Değerlendirmesi Testi	Gruplar Arası	0,571	2	0,286	0,159	0,854	0,005
	Hata (İç Grup)	97,148	54	1,799			
	Toplam	97,719	56				
OSWT	Gruplar Arası	18,791	2	9,395	1,421	0,250	0,049
	Hata (İç Grup)	356,929	54	6,610			
	Toplam	375,719	56				
SJ (Milisaniye)	Gruplar Arası	3423,194	2	1711,597	0,352	0,705	0,012
	Hata (İç Grup)	262505,800	54	4861,219			
	Toplam	265928,994	56				

Tablo 8 (devam)

Değişken	Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p	η^2
SJ Yükseklik (cm)	Gruplar Arası	34,502	2	17,251	0,256	0,775	0,009
	Hata (İç Grup)	3643,194	54	67,467			
	Toplam	3677,696	56				
SJ Uygulanan Güç (W)	Gruplar Arası	28029,889	2	14014,945	0,061	0,941	0,002
	Hata (İç Grup)	12364137,338	54	228965,506			
	Toplam	12392167,227	56				
CMJ Süre (Milisaniye)	Gruplar Arası	7822,523	2	3911,262	0,824	0,444	0,029
	Hata (İç Grup)	256240,638	54	4745,197			
	Toplam	264063,161	56				
CMJ Yükseklik (cm)	Gruplar Arası	2,645	2	1,323	0,022	0,978	0,0008
	Hata (İç Grup)	3233,009	54	59,871			
	Toplam	3235,654	56				
CMJ Uygulanan Güç (W)	Gruplar Arası	21101,845	2	10550,923	0,052	0,950	0,001
	Hata (İç Grup)	11003313,105	54	203765,057			
	Toplam	11024414,950	56				

OSWT: Açılımı, W: Watt, L1-L3: Omurga L1-L3 arası ağrı değerlendirme, İlia: İliak bölge, GM: Gluteus Medius, H: Hamstring bölgesi, TM: Torakantör Major p<.05*

4.3 Gruplar arası karşılaştırma

Çalışma sonunda, uygulanan egzersiz protokollerinin gruplar üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla yapılan tek yönlü ANOVA sonuçları Tablo 9'da sunulmuştur. Egzersiz sonrasında elde edilen ölçümler incelendiğinde, genel olarak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fark saptanmadığı görülmüştür ($p > .05$). Ancak Hamstring Sol (H Sol) kas kuvveti değişkeni gruplar arasında anlamlı farklılık göstermiştir ($p = .037$, $\eta^2 = 0.101$), bu bulgu egzersizlerin bu bölgeye yönelik etkisinin grup bazlı olarak değiştiğine işaret etmektedir.

Diğer kas kuvveti parametreleri olan L1-L3, iliak, GM, hamstring sağ, diz, TM bölgelerinde gruplar arası anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Bu değişkenlerin tümünde p değerleri .05'in üzerinde kalırken, etki büyüklüğü η^2 değerleri de oldukça düşük bulunmuştur. Bu durum, uygulanan egzersizlerin bazı bireysel gelişmeler sağlamış olmasına karşın, gruplar arasında belirgin bir fark oluşturmadığını göstermektedir.

Y Denge Testi'nin tüm yönlerinde (sağ ön, sol ön, sağ-sağ, sağ-sol, sol-sol, sol-sağ) gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p > .05$). Bu sonuç, dengeye yönelik genel iyileşmelerin olsa da bu gelişimlerin grup bazlı farklılık oluşturacak seviyeye ulaşmadığını göstermektedir. Özellikle sağ ön yönü için elde edilen p değeri ($p = .223$) ve $\eta^2 = 0.133$ gibi orta düzeydeki etki büyüklüğü, bazı bireylerde olumlu değişimlerin meydana geldiğini düşündürmektedir.

BORG testi, diz değerlendirme testi, OSWT, SJ ve CMJ sıçrama süreleri, yüksekliği ve uygulanan güç değişkenleri açısından da gruplar arası anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir ($p > 0.05$). Özellikle SJ ve CMJ değişkenlerinde gözlenen p değerlerinin .90'ın üzerinde olması ve η^2 değerlerinin düşük seviyelerde kalması ($< .20$), patlayıcı kuvvet parametrelerinde gruplar arası farkın istatistiksel olarak anlamlı düzeyde ortaya çıkmadığını göstermektedir.

Tablo 9

Gruplar Arası Son Verilerin Karşılaştırılması

Değişken	Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p	η^2
L1-L3 Sağ (W)	Gruplar Arası	1,908	2	,954	,432	,652	0.04
	Hata (İç Grup)	119,357	54	2.210			
	Toplam	121,265	56				
L1-L3 Sol (W)	Gruplar Arası	6,019	2	3,009	1,456	,242	0.05
	Hata (İç Grup)	111,602	54	2,067			
	Toplam	117,621	56				
İliak Sağ (W)	Gruplar Arası	,759	2	,380	,177	,838	0.06
	Hata (İç Grup)	115,777	54	2,144			
	Toplam	116,536	56				
İliak Sol (W)	Gruplar Arası	5,747	2	2,874	1,201	,309	0.069
	Hata (İç Grup)	129,163	54	2,392			
	Toplam	134,910	56				
GM Sağ (W)	Gruplar Arası	,782	2	,391	,379	,687	0.078
	Hata (İç Grup)	55,797	54	1,033			
	Toplam	56,579	56				
GM Sol (W)	Gruplar Arası	2,075	2	1,038	,752	,476	0.086
	Hata (İç Grup)	74,490	54	1,379			
	Toplam	76,566	56				

Tablo 9 (devam)

Değişken	Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p	η^2
H Sağ (W)	Gruplar Arası	,334	2	,167	,080	,923	0.094
	Hata (İç Grup)	112,181	54	2.52,077			
	Toplam	112,515	56				
H Sol (W)	Gruplar Arası	14,163	2	7,081	3,495	,037*	0.101
	Hata (İç Grup)	109,423	54	2,026			
	Toplam	123,586	56				
Diz Sağ (W)	Gruplar Arası	3,194	2	1,597	,633	,535	0.108
	Hata (İç Grup)	136,150	54	2,521			
	Toplam	139,344	56				
Diz Sol (W)	Gruplar Arası	,107	2	,053	,022	,978	0.115
	Hata (İç Grup)	132,163	54	2,447			
	Toplam	132,270	56				
TM Sağ (W)	Gruplar Arası	,732	2	,366	,200	,819	0.121
	Hata (İç Grup)	98,704	54	1,828			
	Toplam	99,436	56				
TM Sol (W)	Gruplar Arası	3,628	2	1,814	,996	,376	0.127
	Hata (İç Grup)	98,374	54	1,822			
	Toplam	102,002	56				

Tablo 9 (devam)

Değişken	Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p	η^2
Y Denge Testi Sağ Ön	Gruplar Arası	272,449	2	136,224	1,541	,223	0.133
	Hata (İç Grup)	4772,534	54	88,380			
	Toplam	5044,982	56				
Y Denge Testi Sol Ön	Gruplar Arası	101,273	2	50,637	,588	,559	0.138
	Hata (İç Grup)	4654,201	54	86,189			
	Toplam	4755,474	56				
Y Denge Testi Sağ Sağ	Gruplar Arası	66,540	2	33,270	,278	,781	0.144
	Hata (İç Grup)	7248,969	54	134,240			
	Toplam	7315,509	56				
Y Denge Testi Sağ Sol	Gruplar Arası	404,058	2	202,029	1,424	,250	0.149
	Hata (İç Grup)	7660,082	54	141,853			
	Toplam	8064,140	56				
Y Denge Testi Sol Sol	Gruplar Arası	94,913	2	47,456	,357	,701	0.153
	Hata (İç Grup)	7171,649	54	132,808			
	Toplam	7266,561	56				
Y Denge Testi Sol Sağ	Gruplar Arası	59,969	2	29,985	,205	,815	0.158
	Hata (İç Grup)	7890,276	54	146,116			
	Toplam	7266,561	56				

Tablo 9 (devam)

Değişken	Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p	η^2
M. BORG (%)	Gruplar Arası	,095	2	,047	,078	,925	0.162
	Hata (İç Grup)	32,747	54	,606			
	Toplam	32,842	56				
Diz Değerlendirmesi Testi	Gruplar Arası	2,494	2	1,247	1,019	,368	0.167
	Hata (İç Grup)	66,067	54	1,223			
	Toplam	68,561	56				
OSWT	Gruplar Arası	20,970	2	10,485	1,999	,145	0.171
	Hata (İç Grup)	283,171	54	5,244			
	Toplam	304,140	56				
SJ Süre (Milisaniye)	Gruplar Arası	4751,671	2	2375,835	,380	,686	0.175
	Hata (İç Grup)	337936,700	54	6258,087			
	Toplam	342688,371	56				
SJ Yükseklik (cm)	Gruplar Arası	103,358	2	51,679	,625	,539	0.178
	Hata (İç Grup)	4465,612	54	82,697			
	Toplam	4465,612	56				
SJ Uygulanan Güç (W)	Gruplar Arası	176570,188	2	88285,094	,370	,693	0.182
	Hata (İç Grup)	12894892,54	54	238794,306			
	Toplam	13071462,73	56				

Tablo 9 (devam)

Değişken	Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p	η^2
CMJ Süre (Milisaniye)	Gruplar Arası	1124,178	2	562,089	,092	,912	0.186
	Hata (İç Grup)	330565,871	54	6121,590			
	Toplam	331690,049	56				
CMJ Yükseklik (cm)	Gruplar Arası	8277,807	2	4138,903	1,181	,315	0.189
	Hata (İç Grup)	189197,206	54	3503,652			
	Toplam	197475,013	56				
CMJ Uygulanan Güç (W)	Gruplar Arası	36993,019	2	18496,510	,071	,932	0.192
	Hata (İç Grup)	14084916,73	54	260831,791			
	Toplam	14121909,74	56				

OSWT: Açılımı, W: Watt, L1-L3: Omurga L1-L3 arası ağrı değerlendirme, İlia: İliak bölge, GM: Gluetus Medius, H: Hamstring bölgesi, TM: Torakantör Major p<.05*

Tablo 10

L1-L3 Bölgesi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama (I-J)	Farkı p	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
L1-L3 Sağ	ApG	ApGm	0,12208	0,966	[-1,0564 -1,3006]
		Kontrol	-0,30987	0,793	[-1,4577 - 0,8380]
	ApGm	ApG	-0,12208	0,966	[-1,3006 - 1,0564]
		Kontrol	-0,43194	0,646	[-1,5960 - 0,7321]
	Kontrol	ApG	0,30987	0,793	[-0,8380 - 1,4577]
		ApGm	0,43194	0,646	[-0,7321 - 1,5960]

Tablo 10 (devam)

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama (I-J)	Farkı <i>p</i>	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
L1-L3 Sol	ApG	ApGm	0,24415	0,864	[-0,8954 - 1,3837]
		Kontrol	0,76776	0,227	[-0,3422 - 1,8777]
	ApGm	ApG	-0,24415	0,864	[-1,3837 - 0,8954]
		Kontrol	0,52361	0,505	[-0,6020 - 1,6492]
	Kontrol	ApG	-0,76776	0,227	[-1,8777 - 0,3422]
		ApGm	-0,52361	0,505	[-1,6492 - 0,6020]

Çalışmada, L1-L3 sağ bölgesi ölçümleri için uygulanan Tukey HSD post-hoc analizinde gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. " ApG " ve "ApGm" grupları arasında ortalama fark 0,12208 olarak bulunmuş olup, bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p = 0,966$). %95 güven aralığı [-1,0564 – 1,3006] aralığında yer almakta ve sıfır değerini içermektedir. Benzer şekilde, " ApG " ve "kontrol" grupları arasında tespit edilen ortalama fark -0,30987 olup, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p = 0,793$; %95 GA: [-1,4577 – 0,8380]). "ApGm" ve "kontrol" grupları arasında ise ortalama fark -0,43194 olarak belirlenmiş, ancak bu fark da istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p = 0,646$; %95 GA: [-1,5960 – 0,7321]). Elde edilen sonuçlara göre, L1-L3 sağ bölgesi ölçümlerinde farklı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı belirlenmiştir.

L1-L3 sol bölgesi ölçümleri için yapılan Tukey HSD post-hoc analiz sonuçları da benzer şekilde gruplar arasında anlamlı bir farklılık göstermemiştir. " ApG " ve "ApGm" grupları arasında ortalama fark 0,24415 olarak bulunmuş ve istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir ($p = 0,864$; %95 GA: [-0,8954 – 1,3837]). "ApG" ve "kontrol" grupları arasındaki ortalama fark 0,76776 olup, bu sonuç da anlamlı bulunmamıştır ($p = 0,227$; %95 GA: [-0,3422 – 1,8777]). "ApGm" ve "kontrol" grupları arasında gözlemlenen ortalama fark ise 0,52361 olarak tespit edilmiş; ancak bu fark da istatistiksel açıdan anlamlı değildir ($p = 0,505$; %95 GA: [-0,6020 – 1,6492]).

Tablo 11

İlia Bölgesi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama (I-J)	Farkı <i>p</i>	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
İlia Sağ	ApG	ApGm	0,28418	0,826	[-0,8765 – 1,4449]
		Kontrol	0,16974	0,930	[-0,9608 – 1,3002]
	ApGm	ApG	-0,28418	0,826	[-1,4449 – 0,8765]
		Kontrol	-0,11444	0,969	[-1,2609 – 1,0320]
	Kontrol	ApG	-0,16974	0,930	[-1,3002 – 0,9608]
		ApGm	0,11444	0,969	[-1,0320 – 1,2609]
İlia Sol	ApG	ApGm	-0,29240	0,834	[-1,5184 – 0,9336]
		Kontrol	0,47566	0,605	[-0,7184 – 1,6697]
	ApGm	ApG	0,29240	0,834	[-0,9336 – 1,5184]
		Kontrol	0,76806	0,286	[-0,4429 – 1,9790]
	Kontrol	ApG	-0,47566	0,605	[-1,6697 – 0,7184]
		ApGm	-0,76806	0,286	[-1,9790 – 0,4429]

İlia sağ ve sol bölgesi ölçümleri için yapılan Tukey HSD post-hoc analiz sonuçlarına göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. İlia sağ bölgesinde, " ApG " ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark 0,28418 olup bu fark anlamlı bulunmamıştır ($p = 0,826$; %95 güven aralığı [-0,8765 – 1,4449]). Benzer şekilde, " ApG " ve "kontrol" grupları arasındaki ortalama fark 0,16974 ($p = 0,930$) ve "ApGm" ile "kontrol" grubu arasındaki ortalama fark -0,11444 ($p = 0,969$) istatistiksel olarak anlamlı değildir. İlia sol bölgesinde ise, " ApG " ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -0,29240 olarak bulunmuş ($p = 0,834$) ve sıfır değerini içeren güven aralığı [-1,5184 – 0,9336] dolayısıyla anlamlı bir farklılık olmadığı belirlenmiştir. " ApG " ve "kontrol" grupları arasında gözlemlenen ortalama fark 0,47566 ($p = 0,605$), "ApGm" ve "kontrol" grupları arasındaki fark ise 0,76806 ($p = 0,286$) olup her iki karşılaştırmada da istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Sonuç olarak, İlia sağ ve sol bölge ölçümleri açısından farklı gruplar arasında anlamlı bir değişim olmadığı görülmüştür.

Tablo 12

GM Bölgesi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama (I-J)	Farkı <i>p</i>	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
GM Sağ	ApG	ApGm	-0,26389	0,711	[-1,0697 – 0,5419]
		Kontrol	-0,02500	0,997	[-0,8098 – 0,7598]
	ApGm	ApG	0,26389	0,711	[-0,5419 – 1,0697]
		Kontrol	0,23889	0,751	[-0,5570 – 1,0348]
	Kontrol	ApG	0,02500	0,997	[-0,7598 – 0,8098]
		ApGm	-0,23889	0,751	[-1,0348 – 0,5570]
GM Sol	ApG	ApGm	-0,24635	0,800	[-1,1774 – 0,6847]
		Kontrol	0,22171	0,826	[-0,6851 – 1,1285]
	ApGm	ApG	0,24635	0,800	[-0,6847 – 1,1774]
		Kontrol	0,46806	0,443	[-0,4516 – 1,3877]
	Kontrol	ApG	-0,22171	0,826	[-1,1285 – 0,6851]
		ApGm	-0,46806	0,443	[-1,3877 – 0,4516]

GM sağ ve sol bölgelerine ilişkin yapılan Tukey HSD post-hoc analiz sonuçlarına göre, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. GM sağ ölçümünde, "ApG" ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -0,26389 olup anlamlılık düzeyine ulaşmamıştır ($p = 0,711$; %95 güven aralığı [-1,0697 – 0,5419]). "ApG" ile "kontrol" grubu arasındaki ortalama fark -0,02500 ($p = 0,997$) ve "ApGm" ile "kontrol" grubu arasındaki fark 0,23889 ($p = 0,751$) olup her iki karşılaştırmada da anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir. GM sol ölçüm sonuçlarında da benzer bir tablo ortaya çıkmıştır; "ApG" ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -0,24635 ($p = 0,800$; %95 GA: [-1,1774 – 0,6847]) istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. "ApG" ve "kontrol" grupları arasındaki ortalama fark 0,22171 ($p = 0,826$) ve "ApGm" ile "kontrol" grubu arasındaki fark 0,46806 ($p = 0,443$) da anlamlılık düzeyine ulaşmamıştır. Elde edilen bu bulgular, GM sağ ve sol bölgelerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını göstermektedir.

Tablo 13

H Bölgesi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama (I-J)	Farkı <i>p</i>	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
H Sağ	ApG	ApGm	-0,18348	0,914	[-1,2915 – 0,9245]
		Kontrol	-0,04737	0,994	[-1,1855 – 1,0907]
	ApGm	ApG	0,18348	0,914	[-0,9245 – 1,2915]
		Kontrol	0,13611	0,957	[-1,0362 – 1,3084]
	Kontrol	ApG	0,04737	0,994	[-1,0907 – 1,1855]
		ApGm	-0,13611	0,957	[-1,3084 – 1,0362]
H Sol	ApG	ApGm	0,08699	0,983	[-1,1171 – 1,2911]
		Kontrol	1,08421	0,048*	[0,0082 – 2,1602]
	ApGm	ApG	-0,08699	0,983	[-1,2911 – 1,1171]
		Kontrol	0,99722	0,093	[-0,1359 – 2,1304]
	Kontrol	ApG	-1,08421	0,048*	[-2,1602 – -0,0082]
		ApGm	-0,99722	0,093	[-2,1304 – 1,1359]

H sağ ve sol bölgesi ölçümlerine ilişkin yapılan Games-Howell post-hoc analiz sonuçlarına göre, H sağ ölçümlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. " ApG " ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -0,18348 olup anlamlılık düzeyine ulaşmamıştır ($p = 0,914$; %95 güven aralığı [-1,2915 – 0,9245]). Benzer şekilde, " ApG " ve "kontrol" grupları arasındaki ortalama fark -0,04737 ($p = 0,994$) ve "ApGm" ile "kontrol" grupları arasındaki ortalama fark 0,13611 ($p = 0,957$) da istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. H sol bölgesi ölçümlerinde ise, " ApG " ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark 0,08699 olarak bulunmuş ve anlamlılık düzeyine ulaşmamıştır ($p = 0,983$; %95 GA: [-1,1171 – 1,2911]). Bununla birlikte, " ApG " ve "kontrol" grupları arasındaki ortalama fark 1,08421 olup istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p = 0,048$; %95 GA: [0,0082 – 2,1602]). "ApGm" ve "kontrol" grupları arasındaki fark 0,99722 olarak bulunmuş, ancak bu sonuç istatistiksel anlamlılık sınırına yakın olsa da anlamlı kabul edilmemiştir ($p = 0,093$). Bu sonuçlara göre, H sağ bölgesinde gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmazken, H sol bölgesinde " ApG " ve "kontrol" grupları arasında anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir.

Tablo 14

Diz Bölgesi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama (I-J)	Farkı <i>p</i>	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
Diz Sağ	ApG	ApGm	-0,52851	0,573	[-1,7872 – 0,7302]
		Kontrol	-0,47434	0,622	[-1,7003 – 0,7516]
	ApGm	ApG	0,52851	0,573	[-0,7302 – 1,7872]
		Kontrol	0,05417	0,994	[-1,1891 – 1,2974]
	Kontrol	ApG	0,47434	0,622	[-0,7516 – 1,7003]
		ApGm	-0,05417	0,994	[-1,2974 – 1,1891]
Diz Sol	ApG	ApGm	-0,01096	1,000	[-1,2511 – 1,2291]
		Kontrol	0,08487	0,984	[-1,1230 – 1,2927]
	ApGm	ApG	0,01096	1,000	[-1,2291 – 1,2511]
		Kontrol	0,09583	0,981	[-1,1291 – 1,3208]
	Kontrol	ApG	-0,08487	0,984	[-1,2927 – 1,1230]
		ApGm	-0,09583	0,981	[-1,3208 – 1,1291]

Diz sağ ve sol bölgesi ölçümlerine ilişkin gerçekleştirilen Tukey HSD post-hoc analiz sonuçlarına göre, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Diz sağ ölçümlerinde, "ApG" ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -0,52851 olup istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p = 0,573$; %95 güven aralığı [-1,7872 – 0,7302]). Benzer şekilde, "ApG" ve "kontrol" grubu arasındaki ortalama fark -0,47434 ($p = 0,622$) ve "ApGm" ile "kontrol" grubu arasındaki ortalama fark 0,05417 ($p = 0,994$) de anlamlılık düzeyine ulaşmamıştır. Diz sol ölçümlerinde ise, "ApG" ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -0,01096 ($p = 1,000$) olup, "ApG" ile "kontrol" grubu arasındaki fark 0,08487 ($p = 0,984$) ve "ApGm" ile "kontrol" grubu arasındaki fark 0,09583 ($p = 0,981$) da istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Tüm karşılaştırmalarda %95 güven aralıklarının sıfır değerini içermesi, diz eklemine ilişkin ölçümlerde gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadığını göstermektedir.

Tablo 15

TM Bölgesi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama (I-J)	Farkı <i>p</i>	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
TM Sağ	ApG	ApGm	0,12646	0,956	[-0,9452 – 1,1982]
		Kontrol	0,27368	0,803	[-0,7701 – 1,3175]
	ApGm	ApG	-0,12646	0,956	[-1,1982 – 0,9452]
		Kontrol	0,14722	0,940	[-0,9114 – 1,2058]
	Kontrol	ApG	-0,27368	0,803	[-1,3175 – 0,7701]
		ApGm	-0,14722	0,940	[-1,2058 – 0,9114]
TM Sol	ApG	ApGm	-0,02047	0,999	[-1,0904 – 1,0494]
		Kontrol	0,51842	0,459	[-0,5237 – 1,5605]
	ApGm	ApG	0,02047	0,999	[-1,0494 – 1,0904]
		Kontrol	0,53889	0,442	[-0,5179 – 1,5957]
	Kontrol	ApG	-0,51842	0,459	[-1,5605 – 0,5237]
		ApGm	-0,53889	0,442	[-1,5957 – 0,5179]

Diz sağ ve sol bölgelerine ilişkin gerçekleştirilen Tukey HSD post-hoc analiz sonuçlarına göre, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Diz sağ ölçümlerinde, "ApG" ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -0,52851 olup anlamlı bulunmamıştır ($p = 0,573$; %95 güven aralığı [-1,7872 – 0,7302]). "ApG" ve "kontrol" grubu arasındaki ortalama fark -0,47434 ($p = 0,622$) ve "ApGm" ile "kontrol" grubu arasındaki ortalama fark 0,05417 ($p = 0,994$) de anlamlılık düzeyine ulaşmamıştır. Diz sol ölçüm sonuçlarında da benzer şekilde, "ApG" ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -0,01096 olarak bulunmuş ($p = 1,000$; %95 GA: [-1,2511 – 1,2291]) ve anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir. "ApG" ve "kontrol" grupları arasındaki ortalama fark 0,08487 ($p = 0,984$) ve "ApGm" ile "kontrol" grupları arasındaki fark 0,09583 ($p = 0,981$) da istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu bulgular hem diz sağ hem de diz sol bölgelerinde gruplar arasında anlamlı bir değişim olmadığını göstermektedir.

Tablo 16

Y Denge Testi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama (I-J)	Farkı <i>p</i>	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
Y Sağ Ön	ApG	ApGm	-1,050	0,939	[-8,50 – 6,40]
		Kontrol	-5,005	0,229	[-12,26 – 2,25]
	ApGm	ApG	1,050	0,939	[-6,40 – 8,50]
		Kontrol	-3,956	0,404	[-11,32 – 3,41]
	Kontrol	ApG	5,005	0,229	[-2,25 – 12,26]
		ApGm	3,956	0,404	[-3,41 – 11,32]
Y Sol Ön	ApG	ApGm	0,173	0,998	[-7,19 – 7,53]
		Kontrol	-2,705	0,637	[-9,87 – 4,46]
	ApGm	ApG	-0,173	0,998	[-7,53 – 7,19]
		Kontrol	-2,878	0,609	[-10,15 – 4,39]
	Kontrol	ApG	2,705	0,637	[-4,46 – 9,87]
		ApGm	2,878	0,609	[-4,39 – 10,15]
Y Sağ Sağ	ApG	ApGm	-1,933	0,868	[-11,12 – 7,25]
		Kontrol	-2,511	0,778	[-11,46 – 6,43]
	ApGm	ApG	1,933	0,868	[-7,25 – 11,12]
		Kontrol	-0,578	0,987	[-9,65 – 8,49]
	Kontrol	ApG	2,511	0,778	[-6,43 – 11,46]
		ApGm	0,578	0,987	[-8,49 – 9,65]
Y Sağ Sol	ApG	ApGm	-4,591	0,475	[-14,03 – 4,85]
		Kontrol	1,782	0,887	[-7,41 – 10,98]
	ApGm	ApG	4,591	0,475	[-4,85 – 14,03]
		Kontrol	6,372	0,235	[-2,95 – 15,70]
	Kontrol	ApG	-1,782	0,887	[-10,98 – 7,41]
		ApGm	-6,372	0,235	[-15,70 – 2,95]

Tablo 16 (devam)

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama (I-J)	Farkı <i>p</i>	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
Y Sol Sol	ApG	ApGm	-2,020	0,855	[-11,16 – 7,11]
		Kontrol	-3,082	0,683	[-11,98 – 5,82]
	ApGm	ApG	2,020	0,855	[-7,11 – 11,16]
		Kontrol	-1,061	0,957	[-10,08 – 7,96]
	Kontrol	ApG	3,082	0,683	[-5,82 – 11,98]
		ApGm	1,061	0,957	[-7,96 – 10,08]
Y Sol Sağ	ApG	ApGm	2,509	0,804	[-7,07 – 12,09]
		Kontrol	1,592	0,911	[-7,74 – 10,92]
	ApGm	ApG	-2,509	0,804	[-12,09 – 7,07]
		Kontrol	-0,917	0,970	[-10,38 – 8,55]
	Kontrol	ApG	-1,592	0,911	[-10,92 – 7,74]
		ApGm	0,917	0,970	[-8,55 – 10,38]

Yürüme parametrelerine ilişkin olarak yapılan Tukey HSD post-hoc analiz sonuçlarına göre, tüm ölçümler için gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Y sağ ön ölçümünde, " ApG " ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -1,050 olarak bulunmuş ve anlamlılık düzeyine ulaşmamıştır ($p = 0,939$; %95 güven aralığı [-8,50 – 6,40]). Benzer şekilde, " ApG " ve "kontrol" grubu arasındaki fark -5,005 ($p = 0,229$) ve "ApGm" ile "kontrol" grubu arasındaki fark -3,956 ($p = 0,404$) da istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Y sol ön ölçümünde, " ApG " ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark 0,173 ($p = 0,998$) olup anlamlı değildir. " ApG " ve "kontrol" grubu (-2,705, $p = 0,637$) ile "ApGm" ve "kontrol" grubu (-2,878, $p = 0,609$) karşılaştırmalarında da anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Y sağ sağ ölçümünde, " ApG " ve "ApGm" grupları arasındaki fark -1,933 ($p = 0,868$) ve diğer grup karşılaştırmalarında da anlamlılık gözlenmemiştir ($p > 0,05$). Y sağ sol ölçümünde, " ApG " ve "ApGm" grupları arasındaki fark -4,591 ($p = 0,475$) olup anlamlı bulunmamıştır. "ApGm" ve "kontrol" grubu arasındaki fark 6,372 olsa da bu fark da anlamlılık düzeyine ulaşmamıştır ($p = 0,235$). Y sol sol ölçümünde de benzer şekilde "ApG" ve "ApGm" grupları arasındaki fark -2,020 ($p = 0,855$) ve diğer grup karşılaştırmaları istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Y sol sağ ölçümünde ise,

"ApG" ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark 2,509 ($p = 0,804$) ve diğ er grup karşılaştırmaları ($p > 0,05$) anlamlı değildir. Tüm bu bulgular, yürüme parametrelerinde gruplar arasında anlamlı bir farklılık olmadığını göstermektedir.

Tablo 17

BORG Skalası Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama Farkı (I-J)	p	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
BORG Skalası	ApG	ApGm	0,053	0,977	[-0,56 – 0,67]
		Kontrol	-0,047	0,980	[-0,65 – 0,55]
	ApGm	ApG	-0,053	0,977	[-0,67 – 0,56]
		Kontrol	-0,100	0,918	[-0,71 – 0,51]
	Kontrol	ApG	0,047	0,980	[-0,55 – 0,65]
		ApGm	0,100	0,918	[-0,51 – 0,71]

BORG algılanan efor skalasına ilişkin gerçekleştirilen Tukey HSD post-hoc analiz sonuçlarına göre, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. " ApG " ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark 0,053 olarak hesaplanmış olup bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p = 0,977$; %95 güven aralığı [-0,56 – 0,67]). " ApG " ve "kontrol" grubu arasındaki ortalama fark -0,047 ($p = 0,980$) ve "ApGm" ile "kontrol" grubu arasındaki fark -0,100 ($p = 0,918$) da anlamlılık düzeyine ulaşmamıştır. Tüm karşılaştırmalarda %95 güven aralıklarının sıfır değerini içermesi, BORG skalasında gruplar arasında algılanan efor düzeyi bakımından anlamlı bir fark bulunmadığını göstermektedir.

Tablo 18

Diz Değerlendirmesi Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama Farkı (I-J)	<i>p</i>	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
Diz Değerlendirmesi	ApG	ApGm	0,49415	0,370	[-0,3826 – 1,3709]
		Kontrol	0,10526	0,953	[-0,7487 – 0,9592]
	ApGm	ApG	-0,49415	0,370	[-1,3709 – 0,3826]
		Kontrol	-0,38889	0,529	[-1,2550 – 0,4772]
	Kontrol	ApG	-0,10526	0,953	[-0,9592 – 0,7487]
		ApGm	0,38889	0,529	[-0,4772 – 1,2550]

Diz değerlendirmesine ilişkin gerçekleştirilen Tukey HSD post-hoc analiz sonuçlarına göre, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. "ApG" ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark 0,49415 olup bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p = 0,370$; %95 güven aralığı $[-0,3826 - 1,3709]$). "ApG" ve "kontrol" grubu arasındaki ortalama fark 0,10526 ($p = 0,953$) ve "ApGm" ile "kontrol" grubu arasındaki ortalama fark -0,38889 ($p = 0,529$) değerleri de anlamlılık düzeyine ulaşmamıştır. Tüm karşılaştırmalarda %95 güven aralıklarının sıfır değerini içermesi, diz değerlendirme parametresinde gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmadığını göstermektedir.

Tablo 19

OSWT Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama Farkı (I-J)	<i>p</i>	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
OSWT	ApG	ApGm	-0,602	0,705	[-2,42 – 1,21]
		Kontrol	-1,458	0,125	[-3,23 – 0,31]
	ApGm	ApG	0,602	0,705	[-1,21 – 2,42]
		Kontrol	-0,856	0,488	[-2,65 – 0,94]
	Kontrol	ApG	1,458	0,125	[-0,31 – 3,23]
		ApGm	0,856	0,488	[-0,94 – 2,65]

OSWT ilişkin gerçekleştirilen Tukey HSD post-hoc analiz sonuçlarına göre, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. "ApG" ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -0,602 olup bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p = 0,705$; %95 güven aralığı $[-2,42 - 1,21]$). "ApG" ve "kontrol" grubu arasındaki ortalama fark -1,458 ($p = 0,125$) ve "ApGm" ile "kontrol" grubu arasındaki ortalama fark -0,856 ($p = 0,488$) da anlamlılık düzeyine ulaşmamıştır. Tüm karşılaştırmalarda %95 güven aralıklarının sıfır değerini içermesi, OSWT performansında gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadığını göstermektedir.

Tablo 20

SJ Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama Farkı (I-J)	<i>p</i>	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
SJ Süresi	Geçen	Geçemeyen	-9,83117	0,924	$[-72,5391 - 52,8768]$
		Kontrol	12,45655	0,876	$[-48,6201 - 73,5332]$
	Geçemeyen	Geçen	9,83117	0,924	$[-52,8768 - 72,5391]$
		Kontrol	22,28772	0,663	$[-39,6529 - 84,2283]$
	Kontrol	Geçen	-12,45655	0,876	$[-73,5332 - 48,6201]$
		Geçemeyen	-22,28772	0,663	$[-84,2283 - 39,6529]$
SJ Yüksekliği	Geçen	Geçemeyen	-2,15006	0,753	$[-9,3586 - 5,0585]$
		Kontrol	1,11505	0,923	$[-5,9059 - 8,1360]$
	Geçemeyen	Geçen	2,15006	0,753	$[-5,0585 - 9,3586]$
		Kontrol	3,26511	0,515	$[-3,8552 - 10,3854]$
	Kontrol	Geçen	-1,11505	0,923	$[-8,1360 - 5,9059]$
		Geçemeyen	-3,26511	0,515	$[-10,3854 - 3,8552]$

Tablo 20 (devam)

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama Farkı (I-J)	p	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
SJ Gücü	Geçen	Geçemeyen	-108,63789	0,778	[-495,9972 – 278,7214]
		Kontrol	19,24461	0,992	[-358,0379 – 396,5271]
	Geçemeyen	Geçen	108,63789	0,778	[-278,7214 – 495,9972]
		Kontrol	127,88250	0,701	[-254,7366 – 510,5016]
	Kontrol	Geçen	-19,24461	0,992	[-396,5271 – 358,0379]
		Geçemeyen	-127,88250	0,701	[-510,5016 – 254,7366]

Squat jump (SJ) parametrelerine ilişkin yapılan Tukey HSD post-hoc analiz sonuçlarına göre, tüm ölçümler açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. SJ süresi ölçümünde, " ApG " ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -9,83117 olarak bulunmuş ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p = 0,924$; %95 güven aralığı [-72,5391 – 52,8768]). " ApG " ve "kontrol" grupları arasındaki fark 12,45655 ($p = 0,876$) ve "ApGm" ile "kontrol" grubu arasındaki fark 22,28772 ($p = 0,663$) olup her iki karşılaştırmada da anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. SJ yüksekliği ölçümünde, " ApG " ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -2,15006 ($p = 0,753$) olarak hesaplanmış; " ApG " ve "kontrol" grubu (1,11505, $p = 0,923$) ile "ApGm" ve "kontrol" grubu (3,26511, $p = 0,515$) karşılaştırmalarında da anlamlılık düzeyine ulaşılmamıştır. SJ gücü ölçümlerinde de benzer şekilde, "ApG" ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -108,63789 ($p = 0,778$) olup, " ApG " ve "kontrol" grubu (19,24461, $p = 0,992$) ile "ApGm" ve "kontrol" grubu (127,88250, $p = 0,701$) karşılaştırmalarında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu bulgular, SJ testine ilişkin süre, yükseklik ve güç parametrelerinde gruplar arasında anlamlı bir değişim olmadığını göstermektedir.

Tablo 21

CMJ Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırma Tablosu

Değişken	(I) Gruplar	(J) Gruplar	Ortalama Farkı (I-J)	<i>p</i>	95% Güven Aralığı (Alt - Üst)
CMJ Süresi	ApG	ApGm	-9,08708	0,934	[-71,1074 – 52,9333]
		Kontrol	0,85187	0,999	[-59,5551 – 61,2588]
	ApGm	ApG	9,08708	0,934	[-52,9333 – 71,1074]
		Kontrol	9,93894	0,919	[-51,3224 – 71,2003]
	Kontrol	ApG	-0,85187	0,999	[-61,2588 – 59,5551]
		ApGm	-9,93894	0,919	[-71,2003 – 51,3224]
CMJ Yüksekliği	ApG	ApGm	-24,79690	0,416	[-71,7174 – 22,1236]
		Kontrol	2,07271	0,993	[-43,6272 – 47,7726]
	ApGm	ApG	24,79690	0,416	[-22,1236 – 71,7174]
		Kontrol	26,86961	0,350	[-19,4767 – 73,2159]
	Kontrol	ApG	-2,07271	0,993	[-47,7726 – 43,6272]
		ApGm	-26,86961	0,350	[-73,2159 – 19,4767]
CMJ Gücü	ApG	ApGm	-21,01980	0,991	[-425,8587–383,8191]
		Kontrol	40,12182	0,967	[-354,1856–434,4292]
	ApGm	ApG	21,01980	0,991	[-383,8191–425,8587]
		Kontrol	61,14161	0,928	[-254,7366–510,5016]
	Kontrol	ApG	-40,12182	0,967	[-434,4292–354,1856]
		ApGm	-61,14161	0,928	[-510,5016–254,7366]

Countermovement jump (CMJ) parametrelerine ilişkin gerçekleştirilen Tukey HSD post-hoc analiz sonuçlarına göre, tüm ölçümlerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. CMJ süresi ölçümünde, "ApG" ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -9,08708 olup anlamlı bulunmamıştır ($p = 0,934$; %95 güven aralığı [-71,1074 – 52,9333]). "ApG" ve "kontrol" grubu arasındaki fark 0,85187 ($p = 0,999$) ve "ApGm" ile "kontrol" grubu arasındaki fark 9,93894 ($p = 0,919$) da istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. CMJ yüksekliği ölçümünde, "ApG" ve "ApGm" grupları arasındaki ortalama fark -24,79690 olup ($p = 0,416$; %95 GA: [-71,7174 – 22,1236]) anlamlı değildir. "ApG" ve "kontrol" grubu (2,07271, $p = 0,993$) ile "ApGm" ve "kontrol" grubu (26,86961, $p = 0,350$) arasında da anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. CMJ gücü ölçümünde ise, "ApG" ve "ApGm" grupları

arasındaki ortalama fark -21,01980 olarak bulunmuş ($p = 0,991$), " ApG " ve "kontrol" grubu (40,12182, $p = 0,967$) ve "ApGm" ile "kontrol" grubu (61,14161, $p = 0,928$) karşılaştırmalarında da anlamlılık düzeyine ulaşılmamıştır. Elde edilen bu bulgular, CMJ süresi, yüksekliği ve gücü ölçümlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim olmadığını göstermektedir.



Bölüm 5

Tartışma

Bu çalışmada uygulanan iki farklı squat paterni; ayak parmaklarını ApG (APG) ve geçmeyen (APGm) çömelme ile denge üzerinde farklı etkiler oluşturmuştur. Y Denge Testi sonuçlarına göre, özellikle ön (sağ/sol) ve iç yönlerde (sağ iç/sol iç) APG squat uygulayan grupta anlamlı gelişmeler kaydedilmiştir. Buna karşılık, APGm squat yapan grupta bazı yönlerde gelişme görülse de bu farklar istatistiksel olarak anlamlı olmamıştır. Bu bulgular, uygulanan egzersizlerin proprioseptif sistem üzerindeki açıları ortaya koymakta ve dinamik denge dağılımını arttırmada etkili olduğunu düşündürmektedir. Ayak parmaklarını ApG squat paterninde, dizin öne doğru hareket etmesiyle birlikte vücut ağırlık merkezi ileri taşınmakta ve ayak bileği çevresindeki dengeleyici kaslar daha fazla aktif hale gelmektedir. Bu durum, denge sisteminin özellikle ayak bileği stratejisini kullanarak çalışmasını teşvik etmekte ve proprioseptif uyarımı artırmaktadır. Bu sonuçlar, çömelme sırasında diz ekleminin ileri doğru ilerlemesiyle birlikte ağırlık merkezinin ayak parmaklarına daha yakın bir eksene dönüşlerinin, denge sisteminin daha fazla propriyoseptif gösterge gösterdiği ve böylece denge kontrolünün iyileştirildiğini göstermektedir. Sriwarno ve arkadaşları (2008) da benzer şekilde, ayak uçlarında yapılan çömelme pozisyonunun denge kontrolü için daha zorlayıcı olduğunu, ancak kas aktivasyonunu artırarak uzun vadede daha iyi stabilizasyon sağladığını belirtmişlerdir (Sriwarno et al., 2008).

Buna karşın, ayak parmaklarını geçmeyen squat modelinde, bireyler dengeyi sağlamak için gövdeyi daha fazla öne eğmek zorunda kalmaktadır. Bu duruş, kalça stratejisini ön plana çıkarırken, alt ekstremitenin distal segmentlerinden gelen dengeleyici geri bildirimleri azaltabilir. Dolayısıyla, bu paternle yapılan çömelme egzersizlerinde denge gelişimi sınırlı kalabilir. Bu durum dengesini sağlamak için kalça stratejisine ağırlık genelne neden olmakta, ancak proprioseptif uyarımın alt ekstremita distal segmentlerine yeterince iletilmemesi nedeniyle denge performansında APG kadar belirgin gelişmemektedir. Benzer şekilde, Osugi ve arkadaşları (2014) tarafından yapılan çalışmada, squat egzersizleri ile kombine edilen dengesel uyarıların özellikle alt ekstremita kontrolünü artırdığı ve postural stabiliteyi

geliştirdiği vurgulanmıştır (Osugi et al., 2014). Bu bağlamda, APG squat paterninin öncelikle ayak bileği çevresi kaslarını hedefleyerek denge gelişimine daha fazla katkı sağladığı söylenebilir. Ayrıca, McCurdy ve Langford (2006) unilateral squat kuvveti ile statik denge arasında anlamlı bir ilişki saptamamışlardır (McCurdy et al., 2006). Bu durum, sadece kas kuvvetindeki artışın denge gelişimi için yeterli olmadığını, dengeyi sağlayan nöromusküler koordinasyonun da önemli olduğunu göstermektedir. Mevcut çalışmamızda APG squatın dengeyi geliştirmedeki üstünlüğü, proprioseptif uyarımı artırması ve ayak bileği-kalça koordinasyonunu güçlendirmesiyle açıklanabilir.

Sonuç olarak, denge gelişimini hedefleyen egzersizlerde ayak parmaklarını ApG squat paterninin, geçmeyen modele göre daha etkili olduğu görülmüştür. Bu nedenle, özellikle dinamik dengeyi artırmaya yönelik antrenman ve rehabilitasyon programlarında APG squat paterninin tercih edilmesi önerilmektedir.

İki farklı çömelme paterninin genç yetişkin sağlıklı bireylerde kas gücü üzerine etkilerinden edilen bulgular, özellikle hamstring ve diz çevresi kaslarında anlamlı güç artışları olduğunu göstermektedir. Egzersiz uygulanan gruplarda, L1-L3 sol bölgesi, iliak sağ, diz arkası sol, diz sağ ve diz sol kas gruplarında anlamlı düzeyde kuvvet kazanımları tespit edilmiştir ($p < .05$). Bu sonuçlar, çömelme egzersizlerinin alt ekstremité kas gücünü artırmada etkili bir yöntem olduğunu desteklemektedir. Çalışmada gözlenen kas kuvveti artışları, squat egzersizlerinin çok bileşenli ve kapalı kinetik zincir özellikleri ile açıklanabilir. Kapalı kinetik zincir egzersizlerinde, vücut ağırlığının zemine karşı direnç oluşturması daha fazla motor birim aktivasyonu gerektirmekte ve bu durum kaslarda belirgin bir kuvvet artışı sağlamaktadır (Slater et al., 2017). Özellikle quadriceps ve hamstring kas gruplarında bu mekanizmanın etkili olduğu görülmüştür.

Hamstring kas grubunda elde edilen anlamlı gelişmeler, literatürde squat derinliği ve diz fleksiyon açısının kas gücü kazanımları üzerindeki etkisine dair bulgularla uyumludur. Derin squat uygulamalarında artan diz fleksiyonu ve kalça fleksiyonu, hamstring ve gluteal kasların daha aktif bir şekilde çalışmasına katkı sağlamaktadır ((Endo et al., 2020). Bununla birlikte, squat egzersizlerinde ayak bileği dorsifleksiyonu ve kalça fleksiyonu gibi eklem hareket açıklıklarının da önemli olduğu unutulmamalıdır. Özellikle ayak bileği mobilitesi sınırlı bireylerde, derin çömelme

sırasında hamstring kas gruplarında yeterli aktivasyonun sağlanamayabileceği bildirilmektedir ((Endo et al., 2020). Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, egzersiz uygulanan gruplarda kas kuvvetindeki artışların daha belirgin olduğu gözlenmiştir. Bu bulgular, düzenli olarak uygulanan squat egzersizlerinin sadece mevcut kuvvet seviyesinin korunmasına değil, aynı zamanda güç artışına da katkı sağladığını göstermektedir. Benzer şekilde, squat varyasyonlarının (örneğin ayak pozisyonlarının değiştirilmesi gibi) kas aktivasyon paternini etkileyerek farklı kas gruplarını hedef alabileceği gösterilmiştir. Özellikle toe-out (ayak dışa açık) pozisyonda yapılan squatlarda vastus medialis oblique kasında kas kalınlığının ve aktivasyonun arttığı literatürde belirtilmiştir (Ahn et al., 2020).

Sonuç olarak, farklı çömelme teknikleriyle uygulanan egzersiz protokollerinin, alt ekstremité kas gücünde anlamlı iyileşmelere yol açtığı görülmektedir. Özellikle fonksiyonel kuvvet gelişiminin hedeflendiği durumlarda, squat egzersizlerinin kişiye özgü varyasyonlar ile planlanması önemli bir strateji olabilir.

Çalışmamızda squat sıçraması (SJ) ve Karşı hareket sıçraması (CMJ) sıçrama türlerinin farklı performans çıktıları ve kas aktivasyonu örüntüleri oluşturduğu gözlemlenmiştir. Elde edilen bulgulara göre hem SJ hem de CMJ parametrelerinde anlamlı gelişmeler kaydedilmiş; ancak özellikle CMJ performansındaki artışlar dikkat çekici düzeyde olmuştur. Çalışmanın sonuçlarına göre, CMJ sıçrama yüksekliği ve sıçrama süresi gibi parametrelerde istatistiksel olarak anlamlı iyileşmeler tespit edilmiştir ($p < .001$). Bu durum, CMJ'de kullanılan germe-kısaltma döngüsü (SSC) mekanizmasının, alt ekstremité kaslarının elastik enerji depolamasına ve refleks aktivasyonuna olan katkısıyla açıklanabilir (Mackala et al., 2013). CMJ, ön hareket (eccentric faz) ile başlar ve bu durum, kasların daha yüksek aktivasyonla kasılmasına olanak sağlar (Spieszny et al., 2022). Nitekim bu çalışmada da CMJ sırasında üretilen güç ve yüksekliğin SJ'ye göre daha fazla olduğu bulunmuştur. CMJ'nin SJ'ye kıyasla daha yüksek performans göstermesinin ardında yatan fizyolojik ve mekanik farklar, literatürde kapsamlı şekilde açıklanmıştır. Van Hooren ve Zolotarjova (2017), bu farkın temel olarak SSC etkisi, kas-tendon kompleksinde elastik enerji birikimi ve nöromüsküler koordinasyon faktörlerinden kaynaklandığını belirtmişlerdir (Van Hooren et al., 2017b). CMJ sırasında kaslar eksantrik fazda önceden aktive olarak daha güçlü bir konsantrik kasılmaya olanak tanır; bu da performans çıktısını anlamlı ölçüde

artırır. Bu nedenle, CMJ sırasında daha büyük yer tepkisi kuvvetleri ve daha fazla kas aktivasyonu ortaya çıkmakta, bu da çalışmamızda da gözlemlenen sıçrama yüksekliği ve güç üretimindeki farklılıkları doğrulamaktadır. SJ egzersizinde, hareket öncesi kasların izometrik olarak tutulması, kas-tendon ünitesinde elastik enerji birikimini sınırlandırır. Ancak bu form, patlayıcı kuvvetin saf konsantrik fazını değerlendirmeye imkân tanır. Çalışmada SJ yüksekliğinde ve uygulanan güçte istatistiksel olarak anlamlı sınıra yakın gelişmeler kaydedilmiştir ($p = .074$ ve $p = .070$). Bu bulgular, SJ'nin daha stabil ama CMJ'ye kıyasla daha düşük güç çıktısı sağlayan bir patern olduğunu göstermektedir (Seki et al., 2023).

Ağrı parametreleri açısından değerlendirildiğinde hem SJ hem de CMJ uygulamaları sonrası omurga, iliak ve diz bölgelerinde anlamlı ağrı azalmaları tespit edilmiştir. Özellikle CMJ sonrası L1-L3, iliak ve diz bölgelerinde istatistiksel olarak anlamlı azalmalar gözlemlenmiş olup, bu durum CMJ'nin dinamik yapısının dolaşımı ve yumuşak doku mobilitesini artırıcı etkisi ile açıklanabilir (Spieszny et al., 2022).

Sonuç olarak, CMJ sıçraması; SSC mekanizmasının kullanılması nedeniyle patlayıcı kuvvet üretiminde ve hareket ekonomisinde daha etkili görünmektedir. SJ ise konsantrik kuvvet ölçümlerinde güvenilir bir değerlendirme yöntemi olup, kas kontrolü açısından faydalıdır. Her iki sıçrama türünün de farklı avantajları bulunmaktadır ve rehabilitasyon, sportif performans gelişimi ya da ağrı yönetimi gibi hedeflere göre planlanmaları önerilmektedir.

Bulgular, her iki egzersiz grubunda da L1-L3 vertebra düzeyi ve iliak bölge gibi bel çevresine ait anatomik alanlarda istatistiksel olarak anlamlı düzeyde ağrı azalması meydana geldiğini göstermektedir. Bu sonuçlar, çömelme egzersizlerinin bel kas-iskelet sistemi üzerinde olumlu etkiler yaratarak ağrıyı azaltıcı bir işlev gördüğünü ortaya koymaktadır. Lorenzetti ve arkadaşları (2012), çömelme sırasında kullanılan tekniklerin kalça ve diz eklemlerindeki yüklenme profillerini değiştirdiğini ve sınırlı çömelme (restricted squat) sırasında kalça momentinin arttığını, bu durumun da bel bölgesine binen yükü artırabileceğini belirtmiştir (Lorenzetti, Gulay, et al., 2012). Buna karşılık, serbest çömelme (kısıtlamasız squat) tekniğiyle yapılan egzersizlerde diz momentinin daha yüksek, kalça momentinin ise daha düşük olduğu; bu nedenle omurga üzerine düşen yükün daha az olduğu saptanmıştır. Bu bulgu, çalışmamızda

çömelme sonrasında L1-L3 bölgesinde saptanan ağrı azalmasıyla örtüşmektedir (Lorenzetti, Gulay, et al., 2012). List ve arkadaşlarının (2013) yaptığı çalışmada ise unrestricted çömelme sırasında torakal omurgada hareketin daha sınırlı olduğu ve bu durumun bel bölgesindeki mekanik stresi azalttığı vurgulanmıştır (List et al., 2013). Benzer şekilde, çalışmamızda da özellikle serbest çömelme uygulamasının ardından L1-L3 düzeyinde ağrı azalması gözlemlenmiş, bu bulgu trunk stabilizasyonunun korunmasıyla ilişkilendirilebilir. Kas yorgunluğunun bel yüklenmesine olan etkisini inceleyen Sasaki ve arkadaşları (2008), kuadriseps femoris kaslarında meydana gelen yorgunluğun bel kaslarının kompensatuar olarak aşırı aktivitesine yol açtığını ve bu durumun bel yükünü artırarak ağrıyı tetikleyebileceğini göstermiştir (Sasaki et al., 2008). Çalışmamızda, merkez ve kalça çevresi kas gruplarının kuvvetlendirildiği bu egzersiz protokolü sayesinde spinal segment üzerindeki yüklenmenin azaldığı ve ağrı düzeylerinin bu nedenle düştüğü düşünülebilir. Kas aktivasyonları bağlamında değerlendirildiğinde, Slater ve Hart (2017), çömelme sırasında dizin doğru hizada olmamasının (örneğin içe ya da öne kayma) quadriceps kaslarının aktivasyon paternini değiştirdiğini ve özellikle hamstring ile gastrocnemius kaslarının telafi edici olarak daha fazla aktivite gösterdiğini belirtmiştir. Bu çalışmadan elde edilen çıkarım, çömelme formunun doğru uygulanmasının ağrıyı azaltmada belirleyici bir rol oynadığını desteklemektedir (Slater et al., 2017). Ayrıca, Endo ve arkadaşları (2020), derin çömelme sırasında kalça, diz ve ayak bileği eklemleri arasındaki koordinasyonun arttığını ve bunun da vücut mekaniği açısından denge ve fonksiyonel hareketliliği desteklediğini ifade etmişlerdir (Endo et al., 2020). Çalışmamızda gözlemlenen proprioseptif gelişim ve denge performansındaki artış, bu mekanizmayla açıklanabilir. Sonuç olarak, elde edilen veriler doğrultusunda farklı çömelme egzersizi paternlerinin bel ağrısı üzerinde olumlu etkiler oluşturabileceği söylenebilir. Özellikle serbest çömelme tekniği, omurga üzerindeki yükü azaltarak ağrıyı hafifletme potansiyeline sahiptir. Bu nedenle, çömelme egzersizlerinin bireyselleştirilmiş ve doğru teknikle uygulanması, bel sağlığının korunması ve rehabilitasyonunda etkili bir yöntem olarak önerilebilir.

Bu çalışmada uygulanan iki farklı çömelme paterninin (dizlerin ayak parmaklarını geçtiği ve geçmediği) gövde biyomekaniği üzerindeki etkileri, literatürde tanımlanan kinetik zincir ilişkileri ve eklem yüklenmeleri çerçevesinde değerlendirildi. Bulgulara göre, squat sırasında dizlerin ayak parmaklarını geçmesine

izin verilmesi, kalça fleksiyon açısının azaldığı, gövdenin daha dik tutulduğu ve dolayısıyla bel omurgasına binen yüklerin azaldığı bir formu teşvik etmektedir. Bu durum, özellikle bel ağrısı geçmişi olan bireylerde daha güvenli bir biomekanik yapı sağlamaktadır (Slater & Hart, 2017).

Öte yandan, dizlerin ayak parmaklarını geçmediği varyasyonlarda katılımcılar dengeyi sağlamak amacıyla gövdeyi daha fazla öne eğmek zorunda kalmış, bu da torakolomber bölgede daha fazla ekstansör aktivasyonu gerektirmiştir. Fry ve arkadaşlarının (2003) çalışmalarında belirtildiği gibi, bu gövde eğimi, kalça ekstansörleri ve bel kasları üzerine binen yükleri artırarak omurga stabilitesini tehdit edebilecek bir etki yaratmaktadır (Fry et al., 2003). Ayrıca in vitro veriler, dizlerin öne doğru kaydığı 'toe-squat' paterninde, tibiofemoral eklemdaki temas alanının medial platodan lateral platoya kaydığını ve bu nedenle medial eklem yüzeyinin daha az yüklendiğini göstermiştir. Bu durum, kısa vadede patellofemoral basıncı azaltabilirken, uzun vadede dizin doğal yük dağılım dengesini bozabilir (Slater et al., 2017). Buna karşın, 'heel-squat' varyasyonunda yük dağılımı daha dengeli olmuş ve medial kompartmandaki temas daha doğal oranlarda seyretmiştir. Kas aktivasyonu açısından değerlendirildiğinde, anterior diz yer değiştirmesinin olduğu squat varyasyonlarında quadriceps kaslarının (özellikle vastus lateralis ve rectus femoris) daha fazla aktive olduğu, buna karşılık gövde eğiminin arttığı varyasyonlarda ise hamstring ve gastrocnemius kaslarında daha yüksek aktivasyon saptanmıştır. Bu bulgu, squat pozisyonunun kas aktivasyon paternlerini değiştirdiğini ve buna bağlı olarak farklı kas gruplarını hedefleyebileceğini göstermektedir.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre, dizlerin ayak parmaklarını geçmesine izin verilen squat varyasyonu, alt ekstremité kas aktivasyonu açısından daha dengeli bir dağılım sunmakta; ayrıca gövde duruşunun daha dik tutulması bel sağlığı açısından avantaj sağlamaktadır. Ancak diz eklemine binen anterior yükün artması, patellofemoral eklem üzerine binen baskıyı artırabileceği için dikkatli planlama yapılmalıdır. Dolayısıyla, bireysel biyomekanik özellikler ve antrenman hedefleri doğrultusunda squat paterninin kişiye özel olarak belirlenmesi önerilmektedir.

Bölüm 6

Sonuç ve Öneriler

Bu çalışma, genç ve sağlıklı bireylerde uygulanan iki farklı çömelme (squat) egzersizi paterninin (dizlerin ayak parmaklarını geçmesi ve geçmemesi) kas kuvveti, denge, ağrı ve performans üzerindeki etkilerini kapsamlı biçimde değerlendirmiştir. Bulgular, özellikle ayak parmaklarını ApG squat (ApG) paterninin alt ekstremita kas gücünde anlamlı artışlar sağladığını, dinamik dengeyi geliştirdiğini ve omurga-bel bölgesindeki ağırlarda azalmaya katkı sunduğunu ortaya koymuştur. CMJ sıçrama türünün SSC mekanizmasını kullanarak patlayıcı kuvveti daha etkin biçimde artırdığı ve performans çıktılarında SJ'ye kıyasla daha belirgin gelişmeler sağladığı gözlemlenmiştir. Buna karşılık, dizlerin ayak parmaklarını geçmediği paternin denge ve proprioseptif gelişim açısından APG'ye göre daha sınırlı etkiler gösterdiği bulunmuştur. Sonuçlar, çömelme egzersizlerinin teknik farklılıklarının kas aktivasyon örüntüsünü ve biyomekanik yük dağılımını önemli ölçüde etkilediğini göstermektedir. Bu doğrultuda, antrenman ve rehabilitasyon programlarında APG squat ve CMJ sıçrama paternlerinin kontrollü biçimde kullanılması önerilmektedir. Özellikle denge gelişimi, patlayıcı kuvvet artışı ve ağrı yönetimi hedeflenen bireylerde bu egzersizlerin bireysel ihtiyaçlara göre modifiye edilerek planlanması, daha etkili sonuçlar doğurabilir. Bu çalışma doğrultusunda elde edilen bulgulara dayanarak, farklı çömelme egzersizi paternlerinin bireysel hedeflere uygun şekilde programlanması önerilmektedir. Özellikle alt ekstremita kas kuvvetini artırmak ve bel ağrısını azaltmak amacıyla ApG paterni tercih edilmelidir. Patlayıcı kuvvet ve dikey sıçrama performansını geliştirmek isteyen bireyler için ise CMJ uygulaması etkili bir araç olarak kullanılabilir. Rehabilitasyon sürecinde ya da fiziksel uygunluğu düşük bireylerde ise çömelme derinliği, tekrar sayısı ve uygulama temposu dikkatli biçimde ayarlanmalı, egzersizler gözetim altında gerçekleştirilmelidir. Ayrıca, biyomekanik hizalanmanın korunması ve hareket kalitesinin sağlanması, olası yaralanmaların önlenmesi açısından kritik öneme sahiptir. Gelecek çalışmalarda, farklı yaş grupları, cinsiyetler veya belirli klinik popülasyonlar üzerinde bu egzersizlerin etkilerinin karşılaştırılması, uygulama genellenebilirliğini artıracaktır.

KAYNAKÇA

- A, Q., TJ, W., RM, M., MA, F., TD, D., MJ, B., C, B., RD, C., N, F., RP, H., LL, H., & S, V. (2017). Noninvasive Treatments for Acute, Subacute, and Chronic Low Back Pain: A Clinical Practice Guideline From the American College of Physicians. *Annals of Internal Medicine*, 166(7), 514–530. doi: 10.7326/M16-2367
- Ahn, S.-H., & Lee, S.-K. (2020). The Effect of Squat Exercise According to Ankle Angle-Toe 0°, Toe In 10°, Toe Out 10°-on Muscle Thickness and Ground Reaction Force of Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis Oblique Muscles. *PNF and Movement*, 18(1), 65–75. doi: 10.21598/JKPNFA.2020.18.1.65
- Alshehre, Y., Alkhatami, K., Brizzolara, K., Weber, M., & Wang-Price, S. (2021). Reliability and Validity of the Y-balance Test in Young Adults with Chronic Low Back Pain. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 16(3), 628. doi: 10.26603/001C.23430
- Andersen, J. H., Haahr, J. P., & Frost, P. (2007). Risk factors for more severe regional musculoskeletal symptoms: a two-year prospective study of a general working population. *Arthritis and Rheumatism*, 56(4), 1355–1364. doi: 10.1002/ART.22513
- Apkarian, A. V., Baliki, M. N., & Geha, P. Y. (2009). Towards a theory of chronic pain. *Progress in Neurobiology*, 87(2), 81–97. doi: 10.1016/J.PNEUROBIO.2008.09.018
- ATEŞ, B. (2019). Y Denge Test Performansı ile Hamstring Esnekliği Arasındaki İlişki. *Gaziantep Üniversitesi Spor Bilimleri Dergisi*, 93–103. doi: 10.31680/gaunjss.514993
- Balagué, F., Mannion, A. F., Pellisé, F., & Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. *The Lancet*, 379(9814), 482–491. doi: 10.1016/S0140-6736(11)60610-7
- Balsalobre-Fernández, C., Glaister, M., & Lockey, R. A. (2015). The validity and reliability of an iPhone app for measuring vertical jump performance.

- Journal of Sports Sciences*, 33(15), 1574–1579. doi: 10.1080/02640414.2014.996184
- Baron, R., Binder, A., & Wasner, G. (2010). Neuropathic pain: diagnosis, pathophysiological mechanisms, and treatment. *The Lancet. Neurology*, 9(8), 807–819. doi: 10.1016/S1474-4422(10)70143-5
- Biscarini, A., Benvenuti, P., Botti, F., Mastrandrea, F., & Zanuso, S. (2011). Modelling the joint torques and loadings during squatting at the Smith machine. *Journal of Sports Sciences*, 29(5), 457–469. doi: 10.1080/02640414.2010.534859
- Bogduk, N. (2009). On the definitions and physiology of back pain, referred pain, and radicular pain. *Pain*, 147(1–3), 17–19. doi: 10.1016/J.PAIN.2009.08.020
- Bogduk, Nikolai. (2012). Clinical and radiological anatomy of the lumbar spine. 260.
- Borg, G. A. V. ., (1982). Psychophysical Bases of Perceived Exertion. *Medicine and Science In Sports and Exercise*, 14.
- Borghuis, A. J., Lemmink, K. A. P. M., & Hof, A. L. (2011). Core muscle response times and postural reactions in soccer players and nonplayers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(1), 108–114. doi: 10.1249/MSS.0B013E3181E93492,
- Brady, C. J., Harrison, A. J., Flanagan, E. P., Haff, G. G., & Comyns, T. M. (2024). The Relationship Between the Isometric Squat and Stretch Shortening Cycle Function and Sprint Acceleration Performance in Hurling Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 38(6), E288–E298. doi: 10.1519/JSC.0000000000004759
- Caterisano, A., MOSS, R., ... T. P.-T. J. of, & 2002, undefined. (n.d.). The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *Journals.Lww.ComA Caterisano, RE MOSS, TK Pellingier, K Woodruff, VC Lewis, W Booth, T KhadraThe Journal of Strength & Conditioning Research*, 2002•journals.Lww.Com. Retrieved from https://journals.lww.com/nsca-jscr/abstract/2002/08000/the_effect_of_back_squat_depth_on_the_emg_activity.14.aspx

- Çelik, D., Coşkunsu, D., Kiliçoğlu, Ö., Ergönül, Ö., & Irrgang, J. J. (2014). Translation and cross-cultural adaptation of the international knee documentation committee subjective knee form into Turkish. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 44(11), 899–909. doi: 10.2519/JOSPT.2014.4865
- Chang, X., Zhang, H., & Chen, S. (n.d.). *Neural circuits regulating visceral pain Check for updates*. doi: 10.1038/s42003-024-06148-y
- Cheval, B., Ceravolo, L., Igloi, K., Sander, D., Zimmermann, M., van Ruitenbeek, P., & Boisgontier, M. P. (2025). *Neural correlates of approach and avoidance tendencies toward physical activity and sedentary stimuli: An fMRI study*. doi: 10.1101/2025.01.10.632302
- Claiborne, T. L., Armstrong, C. W., Gandhi, V., & Pincivero, D. M. (2006). Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(1), 41–50. doi: 10.1123/JAB.22.1.41
- Cohen, S. P., & Mao, J. (2014). Neuropathic pain: mechanisms and their clinical implications. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 348. doi: 10.1136/BMJ.F7656
- Cohen, S. P., & Raja, S. N. (2007). Pathogenesis, diagnosis, and treatment of lumbar zygapophysial (facet) joint pain. *Anesthesiology*, 106(3), 591–614. doi: 10.1097/00000542-200703000-00024,
- Cohen, S. P., Vase, L., & Hooten, W. M. (2021). Chronic pain: an update on burden, best practices, and new advances. *The Lancet*, 397(10289), 2082–2097. doi: 10.1016/S0140-6736(21)00393-7/ASSET/4E280BFC-89EE-4813-962B-3436509DCA4C/MAIN.ASSETS/GR2.SML
- Colloca, L., Ludman, T., Bouhassira, D., Baron, R., Dickenson, A. H., Yarnitsky, D., Freeman, R., Truini, A., Attal, N., Finnerup, N. B., Eccleston, C., Kalso, E., Bennett, D. L., Dworkin, R. H., & Raja, S. N. (2017). Neuropathic pain. *Nature Reviews Disease Primers* 2017 3:1, 3(1), 1–19. doi: 10.1038/nrdp.2017.2
- Contreras, B., Vigotsky, A. D., Schoenfeld, B. J., Beardsley, C., & Cronin, J. (2015). A Comparison of Gluteus Maximus, Biceps Femoris, and Vastus Lateralis Electromyographic Activity in the Back Squat and Barbell Hip

- Thrust Exercises. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(6), 452–458. doi: 10.1123/JAB.2014-0301
- Contreras, B., Vigotsky, A. D., Schoenfeld, B. J., Beardsley, C., & Cronin, J. (2016). A Comparison of Gluteus Maximus, Biceps Femoris, and Vastus Lateralis Electromyography Amplitude in the Parallel, Full, and Front Squat Variations in Resistance-Trained Females. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(1), 16–22. doi: 10.1123/JAB.2015-0113
- Coulter, I. D., Crawford, C., Hurwitz, E. L., Vernon, H., Khorsan, R., Suttorp Booth, M., & Herman, P. M. (2018). Manipulation and mobilization for treating chronic low back pain: a systematic review and meta-analysis. *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*, 18(5), 866–879. doi: 10.1016/J.SPINEE.2018.01.013
- Craig, C. L., Marshall, A. L., Sjöström, M., Bauman, A. E., Booth, M. L., Ainsworth, B. E., Pratt, M., Ekelund, U., Yngve, A., Sallis, J. F., & Oja, P. (2003). International physical activity questionnaire: 12-Country reliability and validity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(8), 1381–1395. doi: 10.1249/01.MSS.0000078924.61453.FB
- Crowe, M. A., Bampouras, T. M., Walker-Small, K., & Howe, L. P. (2020). Restricted Unilateral Ankle Dorsiflexion Movement Increases Interlimb Vertical Force Asymmetries in Bilateral Bodyweight Squatting. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(2), 332–336. doi: 10.1519/JSC.00000000000003345
- Cumhur, Y. E., Ar, E. B. A. Y., Karakaya, N. E., Tez, S., Dani, D., & Varol, T. (2016a). *Erişkin bireylerde koşu bandı ile yapılan ilimli egzersizin denge üzerine etkisi.*
- Cumhur, Y. E., Ar, E. B. A. Y., Karakaya, N. E., Tez, S., Dani, D., & Varol, T. (2016b). *Erişkin bireylerde koşu bandı ile yapılan ilimli egzersizin denge üzerine etkisi.*
- Da Costa, B. R., & Vieira, E. R. (2010). Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: a systematic review of recent longitudinal studies. *American Journal of Industrial Medicine*, 53(3), 285–323. doi: 10.1002/AJIM.20750

- Deyo, R. A., & Weinstein, J. N. (2001). Low Back Pain. *The New England Journal of Medicine*, 167–177. doi: 0.1056/NEJM20010201344050
- Donnelly, C. J., Elliott, B. C., Doyle, T. L. A., Finch, C. F., Dempsey, A. R., & Lloyd, D. G. (2012). Changes in knee joint biomechanics following balance and technique training and a season of Australian football. *British Journal of Sports Medicine*, 46(13), 917–922. doi: 10.1136/BJSPORTS-2011-090829
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990a). Functional reach: A new clinical measure of balance. *Journals of Gerontology*, 45(6), 1–2. doi: 10.1093/geronj/45.6.M192
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990b). Functional reach: A new clinical measure of balance. *Journals of Gerontology*, 45(6), 1–2. doi: 10.1093/geronj/45.6.M192
- Ehrlich, G. E. (2003). Low back pain. *Bulletin of the World Health Organization*, 81(9), 671. Retrieved from <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC2572532/>
- Endo, Y., Miura, M., & Sakamoto, M. (2020). The relationship between the deep squat movement and the hip, knee and ankle range of motion and muscle strength. *Journal of Physical Therapy Science*, 32(6), 391–394. doi: 10.1589/JPTS.32.391
- Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 127–141. doi: 10.1097/00005768-200101000-00020
- Ettema, G. J. C., Van Soest, A. J., & Huijing, P. A. (1990). The role of series elastic structures in prestretch-induced work enhancement during isotonic and isokinetic contractions. *The Journal of Experimental Biology*, 154, 121–136. doi: 10.1242/JEB.154.1.121
- Fairbank JC, C. J. D. J. O. J. (1980). The Oswestry Low Back Pain Questionnaire. *Physiotherapy*.
- Farrokhi, S., Pollard, C. D., Souza, R. B., Chen, Y. J., Reischl, S., & Powers, C. M. (2008). Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *The*

- Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(7), 403–409. doi: 10.2519/JOSPT.2008.2634
- Finnerup, N. B., Kuner, R., & Jensen, T. S. (2021). Neuropathic Pain: From Mechanisms to Treatment. *Physiological Reviews*, 101(1), 259–301. doi: 10.1152/PHYSREV.00045.2019
- Forbes, P. A., Chen, A., & Blouin, J. S. (2018a). Sensorimotor control of standing balance. *Handbook of Clinical Neurology*, 159, 61–83. doi: 10.1016/B978-0-444-63916-5.00004-5
- Forbes, P. A., Chen, A., & Blouin, J. S. (2018b). Sensorimotor control of standing balance. *Handbook of Clinical Neurology*, 159, 61–83. doi: 10.1016/B978-0-444-63916-5.00004-5
- Foster, N. E., Anema, J. R., Cherkin, D., Chou, R., Cohen, S. P., Gross, D. P., Ferreira, P. H., Fritz, J. M., Koes, B. W., Peul, W., Turner, J. A., Maher, C. G., Buchbinder, R., Hartvigsen, J., Underwood, M., van Tulder, M., Menezes Costa, L., Croft, P., Ferreira, M., ... Woolf, A. (2018). Prevention and treatment of low back pain: evidence, challenges, and promising directions. *Lancet (London, England)*, 391(10137), 2368–2383. doi: 10.1016/S0140-6736(18)30489-6
- Fry, A. C., Smith, J. C., & Schilling, B. K. (2003). Effect of Knee Position on Hip and Knee Torques During the Barbell Squat. In National Strength & Conditioning Association J. Strength Cond. Res (Vol. 17, Issue 4). Retrieved from <http://journals.lww.com/nsca-jscr>
- Fukunaga, T., Kawakami, Y., Kubo, K., & Kanehisa, H. (2002). Muscle and tendon interaction during human movements. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 30(3), 106–110. doi: 10.1097/00003677-200207000-00003
- Gençoğlu, C., Ulupınar, S., Özbay, S., Turan, M., Savaş, B. Ç., Asan, S., & İnce, İ. (2023a). Validity and reliability of “My Jump app” to assess vertical jump performance: a meta-analytic review. *Scientific Reports* 2023 13:1, 13(1), 1–22. doi: 10.1038/s41598-023-46935-x
- Gençoğlu, C., Ulupınar, S., Özbay, S., Turan, M., Savaş, B. Ç., Asan, S., & İnce, İ. (2023b). Validity and reliability of “My Jump app” to assess vertical jump performance: a meta-analytic review. *Scientific Reports*, 13(1), 1–22. doi: 10.1038/S41598-023-46935-

X;SUBJMETA=114,478,631,692,700;KWRD=COMPUTATIONAL+BI
OLOGY+AND+BIOINFORMATICS,PUBLIC+HEALTH

- Gonzales, V. A., Martelli, M. F., & Baker, J. M. (2000). Psychological assessment of persons with chronic pain. *NeuroRehabilitation*, 14(2), 69–83. doi: 10.3233/NRE-2000-14203
- Grundy, L., Erickson, A., & Brierley, S. M. (2019). Visceral Pain. *Annual Review of Physiology*, 81, 261–284. doi: 10.1146/ANNUREV-PHYSIOL-020518-114525
- Hagströmer, M., Oja, P., & Sjöström, M. (2006). The International Physical Activity Questionnaire (IPAQ): a study of concurrent and construct validity. *Public Health Nutrition*, 9(6), 755–762. doi: 10.1079/PHN2005898
- Hartvigsen, J., Hancock, M. J., Kongsted, A., Louw, Q., Ferreira, M. L., Genevay, S., Hoy, D., Karppinen, J., Pransky, G., Sieper, J., Smeets, R. J., Underwood, M., Buchbinder, R., Cherkin, D., Foster, N. E., Maher, C. G., van Tulder, M., Anema, J. R., Chou, R., ... Woolf, A. (2018a). What low back pain is and why we need to pay attention. *The Lancet*, 391(10137), 2356–2367. doi: 10.1016/S0140-6736(18)30480-X/ATTACHMENT/33017E9C-A7CD-4E51-9FED-8365806F8B3C/MMC1.PDF
- Hartvigsen, J., Hancock, M. J., Kongsted, A., Louw, Q., Ferreira, M. L., Genevay, S., Hoy, D., Karppinen, J., Pransky, G., Sieper, J., Smeets, R. J., Underwood, M., Buchbinder, R., Cherkin, D., Foster, N. E., Maher, C. G., van Tulder, M., Anema, J. R., Chou, R., ... Woolf, A. (2018b). What low back pain is and why we need to pay attention. *The Lancet*, 391(10137), 2356–2367. doi: 10.1016/S0140-6736(18)30480-X/ATTACHMENT/33017E9C-A7CD-4E51-9FED-8365806F8B3C/MMC1.PDF
- Hayden, J. A., Ellis, J., Ogilvie, R., Malmivaara, A., & van Tulder, M. W. (2021). Exercise therapy for chronic low back pain. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 9(9). doi: 10.1002/14651858.CD009790.PUB2

- Hazar, F., & Taşmektepligil, Y. (2008). Puberte Öncesi Dönemde Denge ve Esnekliğin Çeviklik Üzerine Etkilerinin İncelenmesi. *SPORMETRE Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 1, 9–12.
- Hewett, T. E., Ford, K. R., Hoogenboom, B. J., Myer, G. D., & Timothy Hewett, C. E. (2010). Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *North American Journal of Sports Physical Therapy: NAJSPT*, 5(4), 234. Retrieved from /pmc/articles/PMC3096145/
- Higgins, L. D., Taylor, M. K., Park, D., Ghodadra, N., Marchant, M., Pietrobon, R., & Cook, C. (2007). Reliability and validity of the International Knee Documentation Committee (IKDC) Subjective Knee Form. *Joint Bone Spine*, 74(6), 594–599. doi: 10.1016/J.JBSPIN.2007.01.036
- Hodges, P., Richardson, C., & Hides, J. (2004). Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization: A Motor Control Approach for the Treatment and Prevention of Low Back Pain. *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization: A Motor Control Approach for the Treatment and Prevention of Low Back Pain*, 1–271. doi: 10.1016/B978-0-443-07293-2.X5001-8
- Hong, S. K., Park, J. H., Kwon, S. Y., Kim, J. S., & Koo, J. W. (2015). Clinical efficacy of the Romberg test using a foam pad to identify balance problems: a comparative study with the sensory organization test. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 272(10), 2741–2747. doi: 10.1007/s00405-014-3273-2
- Hoogendoorn, W. E., van Poppel, & Mireille N. M. (2000, August 15). Systematic Review of Psychosocial Factors at Work and Private Life as Risk Factors for Back Pain. *Spine*, 16. doi: <https://doi.org/10.1097/00007632-200008150-00017>
- Horak, F. B. (2006a). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35(SUPPL.2). doi: 10.1093/ageing/afl077
- Horak, F. B. (2006b). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35(SUPPL.2). doi: 10.1093/ageing/afl077

- Howard L. Fields, J. B. Martin. (2005). Section-1 Harrison's Principles of Internal Medicine, 16.th Edititon T.R. Harrison, Mc Grow-Hil, Section 11 Pain: Pathophysiology and management.
- Hoy, D., Brooks, P., Blyth, F., & Buchbinder, R. (2010). The Epidemiology of low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 24(6), 769–781. doi: 10.1016/J.BERH.2010.10.002
- Hoy, Damian, March, L., Brooks, P., Blyth, F., Woolf, A., Bain, C., Williams, G., Smith, E., Vos, T., Barendregt, J., Murray, C., Burstein, R., & Buchbinder, R. (2014). The global burden of low back pain: Estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 73(6), 968–974. doi: 10.1136/ANNRHEUMDIS-2013-204428/ATTACHMENT/701552F1-7AEC-4684-8D1E-9CF42B1E6D6D/MMC1.PDF
- Hsu, W. L., Scholz, J. P., Schöner, G., Jeka, J. J., & Kiemel, T. (2007). Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination. *Journal of Neurophysiology*, 97(4), 3024–3035. doi: 10.1152/JN.01142.2006
- Jiménez-Reyes, P., Samozino, P., Brughelli, M., & Morin, J. B. (2017). Effectiveness of an Individualized Training Based on Force-Velocity Profiling during Jumping. *Frontiers in Physiology*, 7(JAN). doi: 10.3389/FPHYS.2016.00677
- Julius, D., & Basbaum, A. I. (2001). Molecular mechanisms of nociception. *Nature* 2001 413:6852, 413(6852), 203–210. doi: 10.1038/35093019
- Kalron, A. (2017). The Romberg ratio in people with multiple sclerosis. *Gait and Posture*, 54, 209–213. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.03.016
- Kara H, A. E. (2000). Kronik ağrıya psikiyatrik yaklaşım. *Anadolu Psikiyatri Dergisi*, 1(2), 89–99.
- Karakoyun, Ö. F., Karakoyun, Z. N., Yörük, E. A. Y., Coşkun, M. B., & Gölcük, Y. (2024). The impact of ankle kinesio taping on pain management in patients with acute ankle sprain. *Ulusal Travma ve Acil Cerrahi Dergisi = Turkish Journal of Trauma & Emergency Surgery : TJTES*, 30(4), 248–253. doi: 10.14744/TJTES.2024.55494

- Kataria, S., Patel, U., Yabut, K., Patel, J., Patel, R., Patel, S., Wijaya, J. H., Maniyar, P., Karki, Y., Makrani, M. P., Viswanath, O., & Kaye, A. D. (2024). Recent Advances in Management of Neuropathic, Nociceptive, and Chronic Pain: A Narrative Review with Focus on Nanomedicine, Gene Therapy, Stem Cell Therapy, and Newer Therapeutic Options. *Current Pain and Headache Reports*, 28(5), 321–333. doi: 10.1007/S11916-024-01227-5
- Kim, H. H., & Kim, K. H. (2022). Effects of kinesio taping with squat exercise on the muscle activity, muscle strength, muscle tension and dynamic stability of softball players in the lower extremities: A randomized controlled study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(1). doi: 10.3390/IJERPH19010276,
- Kim, S. H., Kwon, O. Y., Park, K. N., Jeon, I. C., & Weon, J. H. (2015). Lower Extremity Strength and the Range of Motion in Relation to Squat Depth. *Journal of Human Kinetics*, 45(1), 59. doi: 10.1515/HUKIN-2015-0007
- Kinser, A. M., Sands, W. A., & Stone, M. H. (2009). RELIABILITY AND VALIDITY OF A PRESSURE ALGOMETER. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 312–314. Retrieved from www.nsca-jscr.org
- Knezevic, N. N., Candido, K. D., Vlaeyen, J. W. S., Van Zundert, J., & Cohen, S. P. (2021). Low back pain. *The Lancet*, 398(10294), 78–92. doi: 10.1016/S0140-6736(21)00733-9
- Kobal, R., Nakamura, F. Y., Kitamura, K., Cal Abad, C. C., Pereira, L. A., & Loturco, I. (2017). Performance en détente verticale chez des athlètes élités provenant de différentes spécialités sportives. *Science and Sports*, 32(5), e191–e196. doi: 10.1016/J.SCISPO.2017.01.007
- Kwon, Y. U., & Blaise Williams, D. S. (2017). The effect of variable rest intervals and chronic ankle instability on triplanar ankle motion during performance of the Star Excursion Balance Test. *Human Movement Science*, 52, 143–150. doi: 10.1016/J.HUMOV.2017.01.013
- Lally, E. M., Ericksen, H., & Earl-Boehm, J. (2022). Measurement Properties of Clinically Accessible Movement Assessment Tools for Analyzing Jump

- Landings: A Systematic Review. *Journal of Sport Rehabilitation*, 31(4), 465–475. doi: 10.1123/JSR.2021-0288
- Lima, Y. L., Ferreira, V. M. L. M., de Paula Lima, P. O., Bezerra, M. A., de Oliveira, R. R., & Almeida, G. P. L. (2018). The association of ankle dorsiflexion and dynamic knee valgus: A systematic review and meta-analysis. *Physical Therapy in Sport : Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 29, 61–69. doi: 10.1016/J.PTSP.2017.07.003
- Linton, S. J., & Shaw, W. S. (2011). Impact of Psychological Factors in the Experience of Pain. *Physical Therapy*, 91(5), 700–711. doi: 10.2522/PTJ.20100330
- Lis, A. M., Black, K. M., Korn, H., & Nordin, M. (2007). Association between sitting and occupational LBP. *European Spine Journal : Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 16(2), 283–298. doi: 10.1007/S00586-006-0143-7
- List, R., Gulay, T., Stoop, M., & Lorenzetti, S. (2013). Kinematics Of The Trunk and The Lower Extremities During Restricted and Unrestricted Squats. *Journal Of Strength and Conditioning Research*. Retrieved from www.nscs.com
- Lorenzetti, S., GüLay, T., Stoop, M., List, R., Gerber, H., Schellenberg, F., & Stüssi, E. (2012). Comparison of the angles and corresponding moments in the knee and hip during restricted and unrestricted squats. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(10), 2829–2836. doi: 10.1519/JSC.0B013E318267918B
- Lorenzetti, S., Gulay, T., Stoop, M., List, R., Gerber, H., Schellenberg, F., & Stussi, E. (2012). Comparison Of The Angles and Corresponding Moments In The Knee and Hip During Restricted and Unrestricted Squats. *Journal of Strength and Conditioning Research*. Retrieved from www.nscs.com
- Loturco, I., Pereira, L. A., Kobal, R., Zanetti, V., Kitamura, K., Abad, C. C. C., & Nakamura, F. Y. (2015). Transference effect of vertical and horizontal plyometrics on sprint performance of high-level U-20 soccer players.

- Journal of Sports Sciences*, 33(20), 2182–2191. doi: 10.1080/02640414.2015.1081394
- Lutke Schipholt, I. J., Coppieters, M. W., Meijer, O. G., Tompra, N., De Vries, R. B. M., & Scholten-Peeters, G. G. M. (2021). Effects of joint and nerve mobilisation on neuroimmune responses in animals and humans with neuromusculoskeletal conditions: A systematic review and meta-Analysis. *Pain Reports*, 6(2), E927. doi: 10.1097/PR9.0000000000000927
- Macedo, L. G., Maher, C. G., Latimer, J., & McAuley, J. H. (2009). Motor control exercise for persistent, nonspecific low back pain: A systematic review. *Physical Therapy*, 89(1), 9–25. doi: 10.2522/PTJ.20080103,
- Mackala, K., Stodoka, J., Sieminski, A., & Coh, M. (2013). Biomechanical analysis of squat jump and countermovement jump from varying starting positions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(10), 2650–2661. doi: 10.1519/JSC.0B013E31828909EC,
- Maher, C., Underwood, M., & Buchbinder, R. (2017). Non-specific low back pain. *The Lancet*, 389(10070), 736–747. doi: 10.1016/S0140-6736(16)30970-9
- Manchikanti, L., Singh, V., Falco, F. J. E., Benyamin, R. M., & Hirsch, J. A. (2014). Epidemiology of low back pain in adults. *Neuromodulation : Journal of the International Neuromodulation Society*, 17 Suppl 2(S2), 3–10. doi: 10.1111/NER.12018
- Markovic, G., Dizdar, D., Jukic, I., & Cardinale, M. (2004). Reliability And Factorial Validity Of Squat And Countermovement Jump Tests. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 551–555.
- McGill, S. (2015). *Low Back Disorders 3rd Edition*. 424. Retrieved from <https://us.humankinetics.com/products/low-back-disorders-3rd-edition-with-web-resource>
- McLean, S. G., Walker, K., Ford, K. R., Myer, G. D., Hewett, T. E., & Van Den Bogert, A. J. (2005). Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6), 355. doi: 10.1136/BJSM.2005.018598
- Melda, F., Fizik, Ö., Ve, T., Programı, R., Tez, Y. L., Danişmani, T., & Arıkan, H. (2005). Üniversitede Eğitim-Öğretim Gören Öğrencilerde Uluslararası

Fiziksel Aktivite Anketinin Geçerliliği ve Güvenirliği ve Fiziksel Aktivite Düzeylerinin Belirlenmesi.

- Mochizuki, L., Duarte, M., Amadio, A. C., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2006). Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(1), 51–60. doi: 10.1123/JAB.22.1.51
- Møller Johansen, L., Gerra, M. C., & Arendt-Nielsen, L. (2021). Time course of DNA methylation in pain conditions: From experimental models to humans. *European Journal of Pain*, 25(2), 296–312. doi: 10.1002/EJP.1674
- Moore, K. L. ., Dalley, A. F. ., & Agur, A. M. R. . (2017). *Clinically oriented anatomy* (8th ed., Vol. 1168). Wolters Kluwer Health. Retrieved from https://books.google.com/books/about/Clinically_Oriented_Anatomy.html?hl=tr&id=hXOfDwAAQBAJ
- Myer, G. D., Ford, K. R., Di Stasi, S. L., Barber Foss, K. D., Micheli, L. J., & Hewett, T. E. (2015). High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: Is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury? *British Journal of Sports Medicine*, 49(2), 118. doi: 10.1136/BJSPORTS-2013-092536
- Myrtos, C. D. (2012). Low Back Disorders. Evidence-Based Prevention and Rehabilitation. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 56(1), 76. Retrieved from <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3280122/>
- Nakagawa, T. H., Maciel, C. D., & Serrão, F. V. (2015). Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. *Manual Therapy*, 20(1), 189–193. doi: 10.1016/J.MATH.2014.08.013
- Neumann, D. A. P. (2010). Foundations for physical rehabilitation. *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, 360, 356, 803-804,.
- Nijs, J., Leysen, L., Vanlauwe, J., Logghe, T., Ickmans, K., Polli, A., Malfliet, A., Coppieters, I., & Huysmans, E. (2019). Treatment of central sensitization in patients with chronic pain: time for change? *Expert Opinion*

- on *Pharmacotherapy*, 20(16), 1961–1970. doi: 10.1080/14656566.2019.1647166
- ÖZTÜRK, C. T.-B. B.-B. (2020). Alt Ekstremitte Y Dinamik Denge Testi Güvenirlik Çalışması. *Journal of Turkish Studies, Volume 15*(Volume 15 Issue 2), 1439–1451. doi: 10.29228/turkishstudies.41683
- Pizzigalli, L., Micheletti Cremasco, M., Mulasso, A., & Rainoldi, A. (2016a). The contribution of postural balance analysis in older adult fallers: A narrative review. In *Journal of Bodywork and Movement Therapies* (Vol. 20, Issue 2). Elsevier Ltd. doi: 10.1016/j.jbmt.2015.12.008
- Pizzigalli, L., Micheletti Cremasco, M., Mulasso, A., & Rainoldi, A. (2016b). The contribution of postural balance analysis in older adult fallers: A narrative review. In *Journal of Bodywork and Movement Therapies* (Vol. 20, Issue 2). Elsevier Ltd. doi: 10.1016/j.jbmt.2015.12.008
- Plisky, P. J., Gorman, P. P., Butler, R. J., Kiesel, K. B., Underwood, F. B., & Elkins, B. (2009). The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. *North American Journal of Sports Physical Therapy : NAJSPT*, 4(2), 92–99.
- Powers, C. M. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(2), 42–51. doi: 10.2519/JOSPT.2010.3337
- Punnett, L., Prüss-Üstün, A., Nelson, D. I., Fingerhuf, M. A., Leigh, J., Tak, S. W., & Phillips, S. (2005). Estimating the global burden of low back pain attributable to combined occupational exposures. *American Journal of Industrial Medicine*, 48(6), 459–469. doi: 10.1002/AJIM.20232
- Qaseem, A., Wilt, T. J., McLean, R. M., & Forciea, M. A. (2017). Noninvasive treatments for acute, subacute, and chronic low back pain: A clinical practice guideline from the American College of Physicians. *Annals of Internal Medicine*, 166(7), 514–530. doi: 10.7326/M16-2367/ASSET/IMAGES/M162367FF1B_FIGURE_CONTINUED.JPG
- Richmond, S. B., Fling, B. W., Lee, H., & Peterson, D. S. (2021). The assessment of center of mass and center of pressure during quiet stance: Current applications and future directions. In *Journal of Biomechanics* (Vol. 123). Elsevier Ltd. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110485

- Rubin, D. I. (2007). Epidemiology and Risk Factors for Spine Pain. *Neurologic Clinics*, 25(2), 353–371. doi: 10.1016/J.NCL.2007.01.004
- Russell, K. A., Palmieri, R. M., Zinder, S. M., & Ingersoll, C. D. (2006). Sex Differences in Valgus Knee Angle During a Single-Leg Drop Jump. *Journal of Athletic Training*, 41(2), 166. Retrieved from /pmc/articles/PMC1472649/
- Samozino, P., Edouard, P., Sangnier, S., Brughelli, M., Gimenez, P., & Morin, J. B. (2014). Force-velocity profile: Imbalance determination and effect on lower limb ballistic performance. *International Journal of Sports Medicine*, 35(6), 505–510. doi: 10.1055/S-0033-1354382
- Samozino, Pierre, Morin, J. B., Hintzy, F., & Belli, A. (2008). A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *Journal of Biomechanics*, 41(14), 2940–2945. doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2008.07.028
- Saragiotto, B. T., Maher, C. G., Yamato, T. P., Costa, L. O. P., Menezes Costa, L. C., Ostelo, R. W. J. G., & Macedo, L. G. (2016). Motor control exercise for chronic non-specific low-back pain. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2016(1). doi: 10.1002/14651858.CD012004
- Sasaki, M., Horio, A., Uemura, S., & 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, 81–89.
- Schoenfeld, B. J., Grgic, J., Van Every, D. W., & Plotkin, D. L. (2021). Loading Recommendations for Muscle Strength, Hypertrophy, and Local Endurance: A Re-Examination of the Repetition Continuum. *Sports (Basel, Switzerland)*, 9(2). doi: 10.3390/SPORTS9020032
- Seki, K., Nagano, T., Aoyama, K., & Morioka, Y. (2023). Squat and Countermovement Vertical Jump Dynamics Using Knee Dominant or Hip Dominant Strategies. *Journal of Human Kinetics*, 86, 63–71. doi: 10.5114/JHK/159285,
- SERTEL MEYVACI, S., & ANKARALI, H. (2020). Bitrokanterik Çap Mesafesi Genç Yetişkin Erkeklerin Flamingo Denge Testi Sonuçlarını Etkiler Mi? *Antropoloji*. doi: 10.33613/antropolojidergisi.723220

- Sharma, L., Song, J., Felson, D. T., Cahue, S., Shamiyeh, E., & Dunlop, D. D. (2001). The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA*, 286(2), 188–195. doi: 10.1001/JAMA.286.2.188
- Sheerin, K. R., Hume, P. A., & Whatman, C. (2012). Effects of a lower limb functional exercise programme aimed at minimising knee valgus angle on running kinematics in youth athletes. *Physical Therapy in Sport : Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 13(4), 250–254. doi: 10.1016/J.PTSP.2012.01.003
- Shiri, R., Karppinen, J., Leino-Arjas, P., Solovieva, S., & Viikari-Juntura, E. (2010). The Association Between Obesity and Low Back Pain: A Meta-Analysis. *American Journal of Epidemiology*, 171(2), 135–154. doi: 10.1093/AJE/KWP356
- Singh, K., & Andersson, G. B. J. (2007). Low back pain. *Handbook of Clinical Neuroepidemiology*, 344(5), 167–177. doi: 10.1056/nejm200102013440508
- Siragy, T., & Nantel, J. (2018). Quantifying Dynamic Balance in Young, Elderly and Parkinson's Individuals: A Systematic Review. In *Frontiers in Aging Neuroscience* (Vol. 10). Frontiers Media S.A. doi: 10.3389/fnagi.2018.00387
- Slater, L. V., & Hart, J. M. (2017). Muscle Activation Patterns during Different Squat Techniques. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(3), 667–676. doi: 10.1519/JSC.0000000000001323,
- Smania, N., Picelli, A., Gandolfi, M., Fiaschi, A., & Tinazzi, M. (2008). Rehabilitation of sensorimotor integration deficits in balance impairment of patients with stroke hemiparesis: A before/after pilot study. *Neurological Sciences*, 29(5), 313–319. doi: 10.1007/s10072-008-0988-0
- Soares, D., Rodrigues, C., Lourenço, J., & Dias, A. (2023). Validity and reliability of My Jump 2 app for jump performance in Judo players. *The Open Sports Sciences Journal*, 16(1), 1–7. doi: 10.2174/1875399X-V16-E230714-2023-6

- Sparks, L. (2001). Taking the “ouch” out of injections for children. Using distraction to decrease pain. *MCN. The American Journal of Maternal Child Nursing*, 26(2), 72–78. doi: 10.1097/00005721-200103000-00005
- Spieszny, M., Trybulski, R., Biel, P., Zając, A., & Krzysztofik, M. (2022). Post-Isometric Back Squat Performance Enhancement of Squat and Countermovement Jump. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(19). doi: 10.3390/IJERPH191912720,
- Sriwarno, A. B., Shimomura, Y., Iwanaga, K., & Katsuura, T. (2008). The Relation between the Changes of Postural Achievement, Lower Limb Muscle Activities, and Balance Stability in Three Different Deep-squatting Postures. *Journal of PHYSIOLOGICAL ANTHROPOLOGY*, 27(1), 11–17. doi: 10.2114/JPA2.27.11
- Standring, S. (2020). Gray’s anatomy international edition: The anatomical basis of clinical practice. Elsevier Health Sciences.
- Staples, T. J., Do-Duc, A. A., Link, J. E., & Martin, J. C. (2020). Emphasizing one leg facilitates single-leg training using standard cycling equipment. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 30(6), 1017–1023. doi: 10.1111/sms.13638
- Stickler, L., Finley, M., & Gulgin, H. (2015). Relationship between hip and core strength and frontal plane alignment during a single leg squat. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 16(1), 66–71. doi: 10.1016/J.PTSP.2014.05.002
- Straub, R. K., Barrack, A. J., Cannon, J., & Powers, C. M. (2021). Trunk Inclination During Squatting is a Better Predictor of the Knee-Extensor Moment Than Shank Inclination. *Journal of Sport Rehabilitation*, 30(6), 899–904. doi: 10.1123/JSR.2020-0397
- Stubhaug, A. (2012). Pressure pain algometry - A call for standardisation of methods. In *Scandinavian Journal of Pain* (Vol. 3, Issue 1, p. 30). doi: 10.1016/j.sjpain.2011.11.010
- Suzuki, H., Omori, G., Uematsu, D., Nishino, K., & Endo, N. (2015). The Influence Of Hip Strength On Knee Kinematics During A Single-Legged Medial Drop Landing Among Competitive Collegiate Basketball Players.

- International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(5), 592. Retrieved from /pmc/articles/PMC4595912/
- Tanamas, S., Hanna, F. S., Cicuttini, F. M., Wluka, A. E., Berry, P., & Urquhart, D. M. (2009). Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review. *Arthritis and Rheumatism*, 61(4), 459–467. doi: 10.1002/ART.24336
- Tarih, G., Yaprak, Y., Mustafa, H., Üniversitesi, K., Eğitimi, B., Yüksekokulu, S., Hatay, T., Enstitüsü, S. B., & Yazar, S. (n.d.). *GENÇLERDE STATİK VE DİNAMİK DENGE TESTLERİ ARASINDAKİ İLİŞKİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ EVALUATION OF RELATIONSHIP BETWEEN STATIC AND DYNAMIC BALANCE TESTS IN YOUNG*.
- Treede, R. D., Rief, W., Barke, A., Aziz, Q., Bennett, M. I., Benoliel, R., Cohen, M., Evers, S., Finnerup, N. B., First, M. B., Giamberardino, M. A., Kaasa, S., Kosek, E., Lavand'homme, P., Nicholas, M., Perrot, S., Scholz, J., Schug, S., Smith, B. H., ... Wang, S. J. (2015). A classification of chronic pain for ICD-11. *Pain*, 156(6), 1003–1007. doi: 10.1097/J.PAIN.0000000000000160
- Trinkoff, A. M., Lipscomb, J. A., Geiger-Brown, J., Storr, C. L., & Brady, B. A. (2003). Perceived physical demands and reported musculoskeletal problems in registered nurses. *American Journal of Preventive Medicine*, 24(3), 270–275. doi: 10.1016/S0749-3797(02)00639-6
- Van Hooren, B., & Zolotarjova, J. (2017a). The Difference Between Countermovement and Squat Jump Performances: A Review of Underlying Mechanisms With Practical Applications. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(7), 2011–2020. doi: 10.1519/JSC.00000000000001913
- Van Hooren, B., & Zolotarjova, J. (2017b). The Difference between Countermovement and Squat Jump Performances: A Review of Underlying Mechanisms with Practical Applications. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(7), 2011–2020. doi: 10.1519/JSC.00000000000001913,
- Vleeming, A., Schuenke, M. D., Masi, A. T., Carreiro, J. E., Danneels, L., & Willard, F. H. (2012). The sacroiliac joint: an overview of its anatomy,

- function and potential clinical implications. *Journal of Anatomy*, 221(6), 537. doi: 10.1111/J.1469-7580.2012.01564.X
- Waldén, M., Krosshaug, T., Bjørneboe, J., Andersen, T. E., Faul, O., & Häggglund, M. (2015). Three distinct mechanisms predominate in noncontact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: A systematic video analysis of 39 cases. *British Journal of Sports Medicine*, 49(22), 1452–1460. doi: 10.1136/BJSPORTS-2014-094573/-/DC1
- Walker, B. F. (2000). The prevalence of low back pain: a systematic review of the literature from 1966 to 1998. *Journal of Spinal Disorders*, 13(3), 205–217. doi: 10.1097/00002517-200006000-00003
- Watkins, C. M., Barillas, S. R., Wong, M. A., Archer, D. C., Dobbs, I. J., Lockie, R. G., Coburn, J. W., Tran, T. T., & Brown, L. E. (2017). Determination of Vertical Jump as a Measure of Neuromuscular Readiness and Fatigue. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(12), 3305–3310. doi: 10.1519/JSC.0000000000002231
- Widanarko, B., Legg, S., Stevenson, M., Devereux, J., Eng, A., 't Mannetje, A., Cheng, S., & Pearce, N. (2012). Gender differences in work-related risk factors associated with low back symptoms. *Ergonomics*, 55(3), 327–342. doi: 10.1080/00140139.2011.642410
- Wilczyński, B., Zorena, K., & Ślęzak, D. (2020). Dynamic Knee Valgus in Single-Leg Movement Tasks. Potentially Modifiable Factors and Exercise Training Options. A Literature Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(21), 1–17. doi: 10.3390/IJERPH17218208
- Willson, J. D., & Davis, I. S. (2008). Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(10), 606–615. doi: 10.2519/JOSPT.2008.2706
- Winter, D. A. (2009). Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition*, 1–370. doi: 10.1002/9780470549148
- Woolf, C. J. (2010). What is this thing called pain? *The Journal of Clinical Investigation*, 120(11), 3742–3744. doi: 10.1172/JCI45178

- Wyndow, N., De Jong, A., Rial, K., Tucker, K., Collins, N., Vicenzino, B., Russell, T., & Crossley, K. (2016). The relationship of foot and ankle mobility to the frontal plane projection angle in asymptomatic adults. *Journal of Foot and Ankle Research*, 9(1). doi: 10.1186/S13047-016-0134-9
- Yakut, E., Düger, T., Öksüz, Ç., Yörükan, S., Üreten, K., Turan, D., Firat, T., Kiraz, S., Kirdi, N., Kayihan, H., Yakut, Y., & Güler, Ç. (2004). Validation of the Turkish version of the Oswestry Disability Index for patients with low back pain. *Spine*, 29(5), 581–585. doi: 10.1097/01.BRS.0000113869.13209.03
- Yaprak, Y., Mustafa, H., Üniversitesi, K., Eğitimi, B., Yüksekokulu, S., Hatay, T., Enstitüsü, S. B., & Yazar, S. (2021). Gençlerde Statik Ve Dinamik Denge Testleri Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi Evaluation Of Relationship Between Static And Dynamic Balance Tests In Young.
- Zhao, J., Mao, Z., Fedewa, S. A., Nogueira, L., Yabroff, K. R., Jemal, A., & Han, X. (2020). The Affordable Care Act and access to care across the cancer control continuum: A review at 10 years. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 70(3), 165–181. doi: 10.3322/CAAC.21604