



**T.C
ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**EGZERSİZE BAĞLI KAS HASARININ DENGE
PERFORMANSINA ETKİSİ**

Tuğba KOCAAĞA

**ANTRENÖRLÜK EĞİTİMİ ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

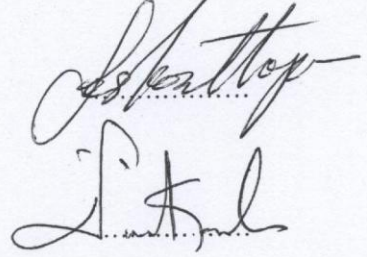
**TEZ DANIŞMANI
Doç.Dr. Ümid KARLI**

**Haziran 2014
BOLU**

Abant İzzet Baysal Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne

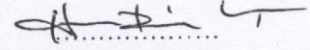
Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Antrenörlük Eğitimi Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Doç.Dr.Serkan HAZAR *
Beden Eğitimi ve Spor ABD, Niğde Üniversitesi

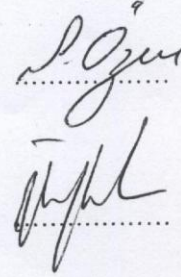


Doç.Dr.Ümid KARLI**
Antrenörlük Eğitimi ABD, Abant İzzet Baysal Üniversitesi

Doç.Dr.Hasan Birol YALÇIN
Antrenörlük Eğitimi ABD, Abant İzzet Baysal Üniversitesi



Doç.Dr.Şerife ÖZEN
Antrenörlük Eğitimi ABD, Abant İzzet Baysal Üniversitesi

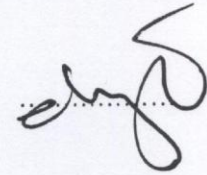


Yrd.Doç.Dr.Ünal KARLI
Beden Eğitimi ve Spor ABD, Abant İzzet Baysal Üniversitesi

26.06.2014

Bu tez ile AİBÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Tuğba KOCAĞA'nın Yüksek Lisans tezini onaylamıştır.

Doç.Dr.Esra KOÇOĞLU
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü



*Jüri Başkanı

**Tez Danışmanı

ÖZET

EGZERSİZE BAĞLI KAS HASARININ DENGİ PERFORMANSINA ETKİSİ

Bu çalışmanın amacı egzersize bağlı kas hasarının denge performansına etkisini incelemektir. Çalışmaya onbir sağlıklı erkek birey gönüllü olarak katılmıştır. Çalışma rastgele çapraz deney desenine göre tasarlanmıştır.

Kas hasarı egzersiz protokolü öncesi (bazal), egzersizden hemen sonrası, egzersiz sonrası 24, 48, 72 ve 96'ncı saatlerde, kas ağrı seviyeleri, kreatin kinaz (CK) aktivite düzeyleri, uyluk çevresi, tek bacak ve skuat pozisyonunda denge performansları belirlenmiştir. Kas hasarı egzersiz protokolü olarak 5 set 20 tekrarlı derinlik sıçraması uygulanmıştır. Verilerin analizi için tekrarlı ölçümlerde varyans analiz testi kullanılmıştır.

Tekrarlı ölçümlerde varyans analizine göre; CK aktivite düzeylerinin zaman etkisinde ($F_{(5-50)} = 11,200$; $P = 0,000$), algılanan kas ağrısı değerlerinin zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 38,441$; $P = 0,000$), zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 33,710$; $P = 0,000$) ve deneme etkisinde ($F_{(1-20)} = 62,272$; $P = 0,000$), uyluk çevresi değerlerinin ise zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 3,255$; $P = 0,009$) ve zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 4,526$; $P = 0,001$) anlamlı fark bulunmuştur. Ayrıca skuat pozisyonunda statik dengenin genel stabilite ($F_{(5-100)} = 2,959$; $P = 0,016$) ve anterior-posterior ($F_{(5-100)} = 3,030$; $P = 0,014$) indekslerinin zaman etkisinde anlamlı fark bulunmuştur. Bunun dışında skuat pozisyonunda statik dengenin medial-lateral indeksinde, skuat pozisyonunda hareketli platform dengede ve statik ve hareketli platform tek bacak dengede istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p > 0,05$).

Sonuç olarak; uygulanan egzersiz protokolü alt ekstremité kaslarında hasar oluşturmuştur. Egzersize bağlı kas hasarından skuat pozisyonu denge performansları bazı yönleri ile etkilenirken tek bacak denge performansları büyük oranda etkilenmemiştir.

Anahtar Kelimeler: Kreatin kinaz, Derinlik sıçraması, Kas ağrısı, Denge

ABSTRACT

THE EFFECTS OF EXERCISE-INDUCED MUSCLE DAMAGE ON BALANCE PERFORMANCE

The purpose of this study was to investigate the effects of exercise induced muscle damage on balance performance. Eleven healthy male subjects have volunteered to participate to this study. Randomized cross-over experimental design was used in the study.

Muscle soreness level, creatine kinase (CK) serum activity level, mid-thigh girth, single leg and squat position balance performances were determined before (baseline), immediately after, 24th, 48th, 72nd and 96th hours after muscle damaging exercise protocol. Five sets of 20 repetitions drop jumps were performed as a muscle damaging exercise protocol. ANOVA for repeated measures were used for statistical analysis.

According to ANOVA for repeated measures, there were significant main effect for time ($F_{(5-50)} = 11,200$; $P = 0,000$) with respect to creatine kinase, significant main effect for time ($F_{(5-100)} = 38,441$; $P = 0,000$), time x trial ($F_{(5-100)} = 33,710$; $P = 0,000$) and trial ($F_{(1-20)} = 62,272$; $P = 0,000$) with respect to perceived muscle soreness, significant main effect for time ($F_{(5-100)} = 3,255$; $P = 0,009$) and time x trial ($F_{(5-100)} = 4,526$; $P = 0,001$) with respect to mid-thigh girth. Also there were significant main effect for time regarding to squat position static balance overall ($F_{(5-100)} = 2,959$; $P = 0,016$) and anterior-posterior ($F_{(5-100)} = 3,030$; $P = 0,014$) scores. No significant changes were indicated in squat position static balance medial-lateral index, squat position dynamic platform balance and single leg balance index ($p > 0,05$).

As a conclusion; muscle damage occurred following the drop jump exercise protocol. Squat position balance performance was seen partly-affected by the exercise-induced muscle damage. Yet, single leg balance performance was not affected.

Key Words: Creatin kinase, Drop jumps, Muscle soreness, Balance

TEŞEKKÜR

Tez hazırlık sürecimde, bana her zaman anlayışla yaklaşarak değerli bilgilerini benimle paylaşan ve bakış açımı genişleten danışman hocam Doç.Dr.Ümid KARLI'ya bana her türlü desteği verdiği için çok teşekkür ederim.

Tezimin biyokimya analizleri için bize yardımcı olan Doç.Dr.Güler BUĞDAYCI'ya güleryüzlü ve samimi yaklaşımından dolayı çok teşekkür ederim.

Ölçümler sırasında yardımını esirgemeyen Yrd.Doç.Dr.Kerim SÖZBİR'e katkılarından dolayı çok teşekkür ederim.

Tezime gönüllü olarak katılan ve ölçümler sırasında uygulamaları gereken kurallara titizlikle riayet eden sporculara içtenlikle teşekkür ederim.

Bu zamana kadar her zaman arkamda olan ve sevgilerini yüreğimde hissettiğim babam Kadir DAŞDEMİR'e annem Arzu DAŞDEMİR' ağabeyim Serdar DAŞDEMİR'e yengem Çiğdem DAŞDEMİR'e ve hayatımıza varlığıyla neşe katan yeğenim Zeynep Duru'ya teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak, tez yazım sürecinde de ilgisini ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen eşim Ercan KOCAAĞA'ya her zaman yanımda olduğu için çok teşekkür ederim.

Tuğba KOCAAĞA

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar	ix
ŞEKİLLER	xi
FOTOĞRAFLAR	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1. Problem	3
1.2. Alt Problemler	3
1.3. Çalışmanın Amacı	4
1.4. Çalışmanın Önemi	4
1.5. Araştırmanın Varsayımları	5
1.6. Araştırmanın Sınırlılıkları	5
1.7. Tanımlar	5
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. Kas Sistemi ve Egzersiz	6
2.1.1. Kaslar	6
2.1.2. İskelet kası ve yapısı	6
2.1.3. Kas kasılması	9
2.1.4. Kas kuvveti ve kasılma çeşitleri	9
2.1.5. Egzersizde kas hasarı olgusu	10
2.1.5.1. Kas hasarı mekanizması	11
2.1.5.2. Kas hasarı semptomları ve değerlendirme yöntemleri	13
2.1.5.2.1. Doğrudan ölçüm yöntemleri	13
2.1.5.2.2. Dolaylı ölçüm yöntemleri	14

2.2. Denge	14
2.2.1. Duyu sistemleri	15
2.2.1.1. Vizüel sistem	16
2.2.1.2. Vestibüler sistem	17
2.2.1.3. Propriyosepsiyon sistem	18
2.2.2. Denge ve egzersiz	19
2.2.3. Denge ölçüm testleri ve cihazları	19
2.3. Literatür	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM	28
3.1. Araştırma Modeli	28
3.2. Araştırma Grubu	28
3.3. Verilerin Toplanması	28
3.3.1. Vücut kompozisyonu ölçümleri	30
3.3.2. Kas hasarı egzersiz protokolü	30
3.3.3. Algılanan kas ağrısı	31
3.3.4. Uyluk çevre ölçümü	31
3.3.5. Kan numuneleri	31
3.3.6. Denge ölçümleri	32
3.4. İstatiksel Analiz	35
4. BULGULAR	36
4.1. Egzersize Bağlı Kas Hasarı Ölçüm Sonuçları	36
4.1.1. Kreatin kinaz aktivite düzeyleri	37
4.1.2. Algılanan kas ağrısı değerleri	38
4.1.3. Uyluk çevre ölçüm değerleri	39
4.2. Denge Testi Ölçüm Sonuçları	41
4.2.1. Statik platform tek bacak denge testi	42
4.2.2. Hareketli platform tek bacak denge testi	45
4.2.3. Statik platform skuat pozisyonunda denge testi	48
4.2.4. Hareketli platform skuat pozisyonunda denge testi	52
5. TARTIŞMA	55
6. SONUÇLAR	64
7. ÖNERİLER	65

8. KAYNAKLAR	66
9. EKLER	74
10. ÖZGEÇMİŞ	79

TABLÖLAR

Tablo	Sayfa
2.1. Eksantrik egzersizler sonucu oluşan hasar süreci	12
3.1. Deneysel uygulamanın çizelgesi	29
4.1. Katılımcıların tanımlayıcı özellikleri	36
4.2. CK, VAS ve uyluk çevre ölçümleri aritmetik ortalamaları ve standart sapmaları	37
4.3. Kreatin kinaz aktivite düzeylerinin karşılaştırılması	37
4.4. Algılanan kas ağrısı değerlerinin karşılaştırılması	38
4.5. Uyluk çevre ölçüm değerlerinin karşılaştırılması	39
4.6. Tek bacak denge skorlarının aritmetik ortalamaları ve standart sapmaları	41
4.7. Statik platform tek bacak dengenin genel stabilite indekslerinin karşılaştırılması	42
4.8. Statik platform tek bacak dengenin <i>anteriyor-posteriyor</i> indekslerinin karşılaştırılması	43
4.9. Statik platform tek bacak dengenin <i>medial-lateral</i> indekslerinin karşılaştırılması	44
4.10. Hareketli platform tek bacak dengenin genel stabilite indekslerinin karşılaştırılması	45
4.11. Hareketli platform tek bacak dengenin <i>anteriyor-posteriyor</i> indekslerinin karşılaştırılması	46
4.12. Hareketli platform tek bacak dengenin <i>medial-lateral</i> indekslerinin karşılaştırılması	47
4.13. Skuat pozisyonu denge skorlarının aritmetik ortalamaları ve standart sapmaları	48
4.14. Statik platform skuat pozisyonunda dengenin genel stabilite indekslerinin karşılaştırılması	49
4.15. Statik platform skuat pozisyonunda dengenin <i>anteriyor-posteriyor</i> indekslerinin karşılaştırılması	50

4.16. Statik platform skuat pozisyonunda dengenin <i>medial-lateral</i> indekslerinin karşılaştırılması	51
4.17. Hareketli platform skuat pozisyonunda dengenin genel stabilite indekslerinin karşılaştırılması	52
4.18. Hareketli platform skuat pozisyonunda dengenin <i>anteriyor-posteriyor</i> indekslerinin karşılaştırılması	53
4.19. Hareketli platform skuat pozisyonunda dengenin <i>medial-lateral</i> indekslerinin karşılaştırılması	54

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Kas yapısı	7
2.2. Vestibüler aygıtın mekanizması	17
4.1. CK aktivite düzeyleri grafiği	38
4.2. Algılanan kas ağrısı değerleri grafiği	39
4.3. Uyluk çevre ölçüm değerleri grafiği	40
4.4. SPTD-G denge skorları grafiği	42
4.5. SPTD-AP denge skorları grafiği	43
4.6. SPTD-ML denge skorları grafiği	44
4.7. HPTD-G denge skorları grafiği	45
4.8. HPTD-AP denge skorları grafiği	46
4.9. HPTD-ML denge skorları grafiği	47
4.10. SPSD-G denge skorları grafiği	49
4.11. SPSD-AP denge skorları grafiği	50
4.12. SPSD-ML denge skorları grafiği	51
4.13. HPSD-G denge skorları grafiği	52
4.14. HPSD-AP denge skorları grafiği	53
4.15. HPSD-ML denge skorları grafiği	54

FOTOĞRAFLAR

Fotoğraf	Sayfa
3.1. Tek ayak denge duruş pozisyonu	33
3.2. Skuat pozisyonunda denge duruş pozisyonu	34

SİMGELER ve KISALTMALAR

%	: Yüzde
ADP	: Adenozin Difosfat
AP	: Anteriyor-posteriyor
Ark.	: Arkadaşları
ATP	: Adenozin Trifosfat
C	: Santigrat
Ca	: Kalsiyum
CK	: Kreatin Kinaz
Cm	: Santimetre
Ç.Ö	: Çevre Ölçümü
Dk	: Dakika
E-K	: Eksitasyon-Kasılma
G	: Genel
Gr	: Gram
HPSD	: Hareketli Platform Skuat Pozisyonunda Denge
HPTD	: Hareketli Platform Tek Bacak Denge
Kan N.	: Kan Numuneleri
Kg	: Kilogram
KO	: Kareler Ortalaması
KT	: Kareler Toplamı
LSD	: Least Significant Difference
M	: Metre
MaxVO ₂	: Maksimum Oksijen Tüketimi
ML	: Medial-Lateral
Mm	: Milimetre
N	: Number
SD	: Serbestlik Derecesi
Sn	: Saniye
SPSD	: Statik Platform Skuat Pozisyonunda Denge

SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences
SPTD	: Statik Platform Tek Bacak Denge
SS	: Standart Sapma
U/L	: Unite /Litre
VAS	: Vizüel Analog Skala
W	: Watt
$\bar{x}$	: Aritmetik ortalama

1.GİRİŞ

Günümüzde spora olan ilgi giderek artmaktadır. İnsanlar daha sağlıklı bir yaşama sahip olmak ve daha iyi bir fiziki görünüm elde etmek için değişik sporlara yönelmektedirler. Bireylerin spor bilincinin artması ile birlikte performans sporuna gösterdikleri ilgi de artmaktadır.

Son yıllarda gelişen teknoloji ve antrenman bilimlerindeki çalışmaların çoğalması ile birlikte performans sporunun gelişimi kolaylaşmaktadır. Antrenör ve sporcular daha iyi bir performansa sahip olmak ve daha iyi dereceler elde edebilmek için kuvvet, dayanıklılık, sürat, denge gibi temel motorik özellikleri geliştirmeye yönelik antrenman programlarıyla sistemli ve düzenli çalışarak müsabakalara hazırlanmaktadır. Performansı geliştirmek ve gelişen performansı koruyabilmek için performansı olumsuz etkileyebilecek faktörlerden uzak kalınması gerekir. Bu faktörlerden birkaçı yetersiz dinlenme, düzensiz beslenme, sürantrenman durumu ve kaslarda egzersiz sonrası oluşabilecek hasardır.

Mikro travma, mikro yaralanma veya kas hasarı terimleriyle de ifade edilen egzersize bağlı kas hasarı olgusu, egzersiz sonrası iskelet kaslarında meydana gelen hücresel düzeyde geçici hasar olarak tanımlanmaktadır (1).

Egzersiz şiddeti ve tipine bağlı olarak farklı seviyelerde kaslarda hasar oluşumu gerçekleşmektedir. Kas hasarı oluşumu ağırlıklı olarak eksantrik kasılmalarından sonra görülen yaygın bir durumdur. Eksantrik kasılmalar kas boyunda uzamanın gerçekleştiği kasılma şeklidir. Yüksek şiddetli eksantrik kasılmalar içeren ve alışık olunmayan egzersizlerin kaslarda daha fazla hasar oluşturduğu bilinmektedir (2, 3, 4). Hasar oluşumu ile birlikte kaslarda kuvvet kaybı, ağrı, ödem ve hareket kısıtlılığı gibi olumsuz durumların ortaya çıktığı birçok çalışmada gösterilmiştir (3, 4, 5).

Son yıllarda egzersize bağlı olarak oluşan kas hasarının sportif performansa olan etkisi araştırmacılar arasında merak konusu olmuştur. Bu çalışmalarda genellikle eksantrik egzersizler veya yoğun olarak eksantrik kasılmalar içeren plyometrik alıştırmalar uygulanıp sonrasında zamana bağlı olarak ortaya çıkan etki çeşitli sportif performans öğeleri üzerinden takip edilerek incelenmeye çalışılmıştır. Bu bağlamda yapılan çalışmalarda eksantrik egzersiz protokollerini takiben

izokinetik kuvvette önemli azalmanın olduğu ve bu azalmanın özellikle 24 ve 48'inci saatlerde en üst düzeye ulaştığı belirtilmiştir (3, 4, 5). Buna ek olarak dayanıklılığın değerlendirildiği araştırmalarda da eksantrik egzersiz sonrası sporcuların koşu mesafelerinde düşüşün olduğu, bu düşüşün özellikle 48'inci saatte anlamlı düzeye ulaştığı rapor edilmiştir (5, 6, 7). Ayrıca çeşitli çalışmalarda dikey sıçrama performansının (8, 9), bisiklet ergometresi ile kaydedilen zirve güç çıktı değerlerinin (9, 10, 11), 30m sürat ve çeviklik performanslarının (12) eksantrik egzersizlerden olumsuz bir biçimde etkilendiği rapor edilmiştir. Son yıllarda araştırmacılar egzersize bağlı kas hasarının beceri performansına etkisini de araştırmaya başlamışlardır. Bu çalışmaların birinde, Karlı (13), eksantrik egzersizin hedefe atış becerisini incelemiş ve hedefe atış beceri performansının kas hasarı egzersiz protokolünden sonra olumsuz etkilendiğini belirtmiştir. Diğer bir çalışmada elit futbolcuların düşük ve yüksek şiddetli direnç egzersiz uygulamasının ardından futbol becerileri test edilmiştir ve alt ekstremitelerde kaslarında oluşan hasar sonucu futbolcuların egzersiz hemen sonrası futbol becerilerinde bozulma olduğu rapor edilmiştir (14).

Literatür incelendiğinde egzersize bağlı kas hasarının atletik performansı olumsuz etkilediği görülmüştür. Atletik performans için önemli bir motor özellik olan denge, iyi bir performans için temel oluşturmakta ve kas sinir sistemi içinde iletici olarak tanımlanmaktadır. İnsanın denge sağlamadaki yeteneği, diğer motor sistemlerin gelişmesinde belirleyici bir faktör olarak tanımlanabilir. Herhangi bir hareket sırasında postür ve dengenin kontrol edilmesi fiziksel aktiviteler için temel oluşturmaktadır. Denge, bir çok duyuşsal, motor ve biyomekaniksel bileşenlerin koordine edildiği karmaşık bir süreçtir. Denge üzerindeki çevresel bileşenler somatosensoriyel, vizüel ve vestibüler sistemleri içerir. Merkezi sinir sistemi ise bu sistemlerden gelen çevresel girdileri birleştirir, vücut pozisyonu ve destek tabanı üzerinde postürü kontrol etmek için bir çok uygun kassal cevapları seçer (15).

Denge; statik denge ve dinamik denge olmak üzere ikiye ayrılarak da değerlendirilebilir. Statik denge; vücudun dengesini belli bir yerde ya da sabit bir pozisyonda minimum hareketle sabit tutma yeteneği iken, dinamik denge; hareket ederken veya hareketli bir yüzeyde vücudun dengesini minimum hareketle sabit tutma yeteneğidir.

Egzersize bağlı kas hasarının denge performansına etkisi ile ilgili yapılan literatür taramasında, bilindiği kadarıyla sadece bir çalışma vardır. Twist ve ark. (16)'ın yapmış oldukları bu çalışmada katılımcıların dominant bacakları ile ölçülen denge performanslarının kas hasarı egzersiz protokolü sonrası 24.saatte olumsuz etkilendiği rapor edilmiştir. Literatürde bu konu ile ilgili sınırlı sayıda çalışma olması ve denge nin atletik performansta önemli bir yere sahip olması düşüncesinden yola çıkılarak bu çalışmada egzersize bağlı kas hasarının denge performansına etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

1.1. Problem

Egzersize bağlı kas hasarının denge performansına etkisi bu çalışmanın problemini oluşturmaktadır.

1.2. Alt Problemler

- 1.2.1 Egzersize bağlı kas hasarının CK aktivite düzeylerine etkisi var mıdır?
- 1.2.2 Egzersize bağlı kas hasarının algılanan kas ağrısı düzeyine etkisi var mıdır?
- 1.2.3 Egzersize bağlı kas hasarının uyluk çevresi büyüklüğüne etkisi var mıdır?
- 1.2.4 Egzersize bağlı kas hasarının statik platform tek bacakla denge performansına etkisi var mıdır?
- 1.2.5 Egzersize bağlı kas hasarının hareketli platform tek bacakla denge performansına etkisi var mıdır?
- 1.2.6 Egzersize bağlı kas hasarının statik platform skuat pozisyonunda denge performansına etkisi var mıdır?
- 1.2.7 Egzersize bağlı kas hasarının hareketli platform skuat pozisyonunda denge performansına etkisi var mıdır?

1.3. Çalışmanın Amacı

Bu araştırmada egzersize bağlı kas hasarının statik ve hareketli platform tek bacakla denge ile alt ekstremite kasları ağrı düzeyinin belirlendiği skuat pozisyonunda statik ve hareketli platformda denge performansına etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

1.4. Çalışmanın Önemi

Egzersize bağlı kas hasarının denge performansını nasıl etkilediği ile ilgili net bilgiler bulunmamaktadır. Yapılan literatür taramasında bilindiği kadarıyla bu konu ile ilgili sadece bir çalışmaya rastlanmıştır ve denge ölçümü sadece statik denge olarak yapılmıştır. Bu çalışmada egzersize bağlı kas hasarının hem statik denge hemde hareketli platform denge performansları ölçülmüştür. Ayrıca kas ağrısının belirlendiği skuat pozisyonunda denge performansının değerlendirildiği bilindiği kadarıyla daha önce hiç bir çalışmada uygulanmamıştır. Bunun yanısıra yapılan performans çalışmalarında oluşan kas hasarının belirlenmesinde ağırlıklı olarak vizüal analog skala (VAS) kullanılmış ve dolayısıyla objektif değerlendirme yapılmamıştır. Bu çalışmada kas hasarını belirten kan işaretlerinden CK göz önünde bulundurulmuştur. Araştırma sonunda elde edilecek bilgilerle egzersize bağlı kas hasarının denge performansı üzerinde etkisinin nasıl olduğu sonucuna varılacak olup bu bilgiler ışığında antrenörlerin antrenman planlama ve programlamasına katkı sağlayacağı düşünülmektedir. Ayrıca konuyla ilgili literatürde yeterli çalışma olmamasından dolayı, araştırmanın sonuçları gelecekteki bilimsel çalışmalara önemli derecede katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

1.5. Araştırmanın Varsayımları

1. Araştırmada yer alan katılımcıların beyanatlari doğrultusunda araştırma süresince düzenli uyudukları ve beslendikleri varsayılmıştır.
2. Katılımcılara çalışma boyunca ağrı kesici kullanmamaları ve alt ekstremitelerine kaslarına masaj yapmamaları söylenerek verdikleri beyanat doğrultusunda ağrı kesici kullanmadıkları ve masaj yapmadıkları varsayılmıştır.
3. Araştırma grubunun verdikleri beyanat doğrultusunda en az son 1 ay içerisinde eksantrik kasılmalar içeren yüksek şiddetli fiziksel aktivite yapmadıkları varsayılmıştır.
4. Testler süresince araştırma grubu motive edildiğinden dolayı testleri en üst düzey performansta gerçekleştirdikleri varsayılmıştır.

1.6. Araştırmanın Sınırlılıkları

1. Araştırmada yer alan katılımcılar erkek bireyler ile sınırlıdır.
2. Kas hasarı egzersiz protokolü 100 derinlik sıçraması ile sınırlıdır.
3. Kas hasarı alt ekstremite kasları ile sınırlıdır.
4. Denge ölçümleri statik platform ve hareketli platformda statik denge ile sınırlıdır.

1.7. Tanımlar

Anteriyor-posteriyor İndeks: Denge platformunda katılımcının vücut pozisyonun öne ve arkaya doğru kaymalarının hesaplanmasıdır (17).

Denge: Denge, yerçekimine karşı vücut merkezinin minimal kaymayla veya maksimal sabitlikte kalabilme yetisi olarak tanımlanmaktadır (18).

Kas Hasarı: Özellikle eksantrik kasılmalar içeren alışık olunmayan egzersizler sonrası kas miyofibrillerinde ortaya çıkan bozulma durumudur (1).

Kreatin Kinaz: İskelet kasında yoğun olarak bulunan ve kas hasarının belirlenmesinde yaygın olarak kullanılan enzimdir (19).

Medial-Lateral İndeks: Denge platformunda katılımcının vücut pozisyonun iç ve dış yanlara doğru kaymalarının hesaplanmasıdır (17).

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Kas Sistemi ve Egzersiz

Adenozin Trifosfat (ATP)'nin içindeki kimyasal enerjinin mekanik enerjiye çevrilmesi sonucu iskelet kaslarının hareketi meydana gelir. Yürümek, koşmak gibi vücudumuzun bütün hareketleri kaslarımızın hareketlerine bağlıdır. Uygulanan egzersizlere vücudun vereceği yanıtı anlayabilmek için iskelet kasının temel yapısı ve fonksiyonunun bilinmesi gereklidir (20).

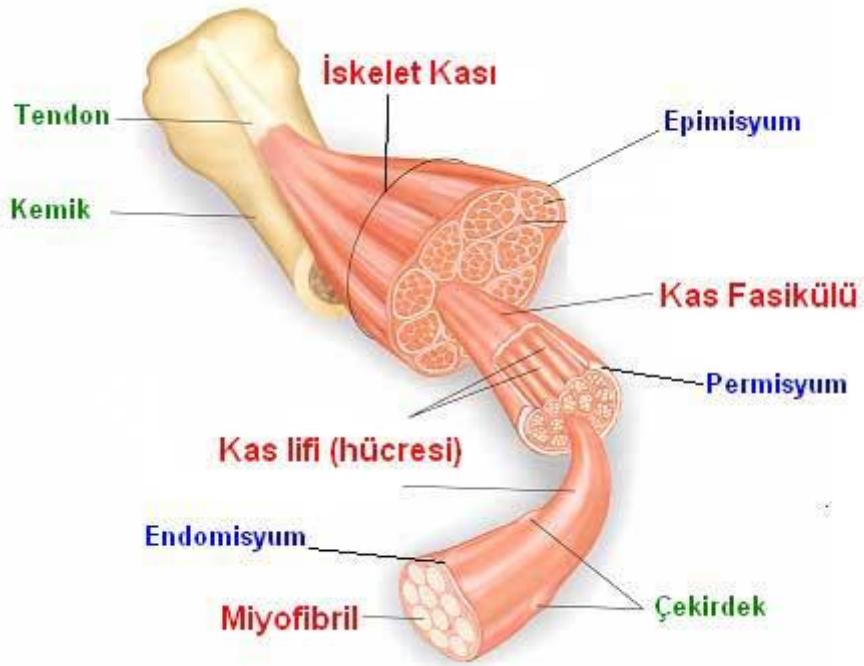
2.1.1. Kaslar

Vücudumuzda 3 çeşit kas dokusu vardır. Bunlar; düz kaslar, kalp kası ve iskelet kasıdır. İç organların ve damarların duvarlarında yer alan düz kaslar, otomatik olarak kasıldıkları için istem dışı çalışan kaslar olarak da adlandırılır. Kalp kası; sadece kalpte bulunur ve iskelet kası gibi karakterlere sahip olup düz kas gibi istem dışı, otomatik olarak kasılırlar. İskelet kası ise istemli kasılan, iskelet sisteminin hareketini sağlayan kaslardır (21). Vücut ağırlığımızın yaklaşık % 40'ını iskelet kası, yaklaşık % 10'unu ise kalp kası ve düz kaslar oluşturur (22, 23).

2.1.2. İskelet kası ve yapısı

İskelet sisteminin hareketini sağlayan iskelet kası, mikroskopla bakıldığında çizgili görünüme sahip olduğu için çizgili kas, aynı zamanda sinir sistemi tarafından kontrol edilerek istemli kasılan bir yapıya sahip olduğundan dolayı ise istemli kaslar olarak da adlandırılmaktadır. İnsan vücudunda 400'den fazla iskelet kası bulunur. Tek bir iskelet kas hücresi fibril olarak adlandırılmaktadır (24, 25). Kaslar da diğer organlar gibi sinir dokularından, damarlardan ve bağ dokulardan meydana gelirler. Bağ dokular, kaslar içindeki fibrillerin organizasyonu için temel dokulardır (23, 26). Her bir kas fasiası adı verilen bağ dokusu ile diğer kaslardan ayrılır. Çizgili bir yapıya sahip olan iskelet kasına mikroskopla bakıldığında, kasın tamamını çevreleyen doku epimisyum olarak adlandırılır. Epimisyumdan içeri doğru hareket edildiğinde, fasikül adı verilen kas fibril demetlerini saran perimisyum adlı bağ dokusu görülür. Fasikül

içerisindeki her kas lifi endomisyum adı verilen bağ dokusu ile çevrelenmiştir (23). Bu bağ dokuları, kasın her iki ucunda tendonlarla devam ederler. Tendonlar, kasların kemiklere bağlandığı kollajen fibril demetleridir. Kasta oluşan kuvveti, kas fibrilleri kemiklerle direkt bağlantı yapmayıp tendonlar aracılığıyla kemiklere iletir (18, 24). Böylece kasın kasılma kuvveti, kasın bağ doku tabakasından doğrudan tendonlara iletilmiş olur ve tendonlar kemiğe tutundukları noktada çekme etkisi oluşturlar (20).



Şekil 2.1: Kas yapısı. Willmore ve Costil'den (21) alınmıştır.

Endomisyumun altında, her bir kas lifini saran sarkolemma adı verilen zar bulunur. Sarkolemmanın üzerinde ve dış tabakanın aşağısında satellit hücreler adı verilen bir grup kas haberci hücreleri yer alır (23). Satellit hücreler kasın büyümesinde ve onarımında önemli rol oynamaktadırlar (27).

Kas lifi sayısı birkaç yüz ile birkaç bin arasında değişen ince ve kalın miyofibrilden meydana gelir. Her miyofibril, kas kasılmasından sorumlu proteinler olan yaklaşık 1500 miyozin filamentleri ve 3000 aktin filamentini içerir. Miyozin

filamenti kalın yapıda iken aktin filamenti ince yapıdadır. İskelet kasının çizgili görünmesini sağlayan aktin ve miyozin filamentleridir. Çapraz bağlı çizgilerin farklı bölümleri I, A ve H bantları gibi çeşitli harfler ile adlandırılmaktadır. Miyofibriller silindir şeklinde kas boyunca uzanan kas fibrilleridir. İskelet kasının çizgili görünmesine neden olan miyofilamentlerin sarkomer adı verilen miyofibril ünitelerin içindeki yerleşimidir. Sarkomerler Z çizgisi veya Z diski adı verilen ince bir bantla ayrılırlar. Mikroskopla bakıldığında kas lifi boyunca açık renkli görünen I bandıdır ve daha çok aktin filamenti içerir. Koyu renkli görünen A bandı ise hem kalın hem de ince filamentler içerir bu yüzden koyu görünüme sahiptir. A bandının ortasında daha açık gözüken ve dar bir H bölgesi bulunur ve H bölgesi sadece miyozin filamenti içermektedir (20, 22, 23, 24, 26, 28, 29). I bandının ortasında bulunan Z çizgisi sarkolemmaya yapışarak bütün yapınının stabilesini sağlar (21, 30). Sarkomerdeki aktin ve miyozin filamentleri kas kasılması sırasında önemli rol oynarlar. Her bir miyozin filamenti ortalama 200 miyozin molekülünün uç uca ve yan yana dizilmesi ile oluşmuştur. Miyozin moleküllerinin baş ve boyun kısımları, aktin ile çapraz köprüleri meydana getirir. Aktin filamentin bir ucu Z çizgisine eklidir, diğer ucu ise sarkomerin ortasına doğru uzanarak miyozin filamentleri arasında yer alır. Her bir aktin filamenti üzerinde miyozin başının bağlanabileceği bir aktif bölge vardır. Aktin filamenti aktin, tropomiyozin ve troponin olmak üzere 3 protein moleküllerinden oluşur.

İki aktin molekülü birbiri üzerine dolanarak aktin filamentinin temelini oluşturur. Tropomiyozin ise, aktin molekülünün iki zinciri arasına yerleşmiş uzun filamentlerdir. Troponin molekülleri, tropomiyozin boyunca belli aralıklarla yerleşmiş küçük globüler yapılardır. Troponin T, troponin molekülün diğer kısımlarını tropomiyozine bağlarken troponin I, miyozinin aktin ile etkileşimini inhibe eder. Troponin C ise kasılmayı başlatan Ca^{2+} için bağlanma noktalarını içerir (20, 21, 22, 28).

2.1.3. Kas kasılması

Kas kasılması, sayısız hücre proteinlerini ve enerji üretim sistemlerini içeren kompleks bir süreçtir. Aktin filamenti, miyozin filamentinin üzerinden kayarak kasın boyunda kısalmaya ve gerimin artmasına neden olur. Bu, kas kasılmasında kayan filamentler teorisi olarak adlandırılır. Filamentlerin kayması enerji gerektiren bir olaydır. Bu enerji ATP'nin, miyozin başında bulunan ATP az enzimi ile parçalanması ile sağlanır (21, 23).

Kayan filamentler teorisine göre dinlenim halinde aktin üzerindeki etkin noktalar troponin tropomiyozin kompleksince kapatıldığından dolayı miyozin ile aktin arasında herhangi bir etkileşim yoktur. Kasa uyarı gelmesiyle birlikte hücre içine kalsiyum girişi artar. Kalsiyum troponin C ile birleşir ve aktin üzerinde troponin tropomiyozin kompleksinin kapattığı etkin noktalar açılır. Miyozin başları aktine bağlanır, aktomiyozin çapraz köprücükleri kurulur. Miyozin başındaki ATPaz enzimi ATP'yi parçalar, açığa çıkan enerji miyozin başlarında bükülmeye yol açar ve ince filamentler ortaya çekilir. ATP yeniden sentezlenir ve miyozin başı yeni bir etkin noktaya bağlanır ve kıvrılır. Gevşeme sürecinde ise, kası uyaran motor sinir üzerindeki sinir uyarıları durduğunda, Ca^{++} iyonları sarkoplazmik retikulumu geri pompalanır. Ca^{++} iyonlarının ortadan kalkması, miyozin çapraz köprü bileşimlerinin, aktinin aktif kısmı ile bağlanmasını engeller. Miyozin ATPaz aktivitesi durur ve artık ATP parçalanmaz. Kas filamentleri normal pozisyonlarına dönerler ve kas gevşer (20, 21, 23, 30).

Her bir kalın filament yaklaşık 500 adet miyozin başı içerir. Hızlı bir kasılmada miyozin başları saniyede yaklaşık beş kez aynı süreci tekrarlamaktadır (28, 29).

2.1.4. Kas kuvveti ve kasılma çeşitleri

Kas kuvveti; kısaca bir dirence karşı koyabilme yetisi ya da bir direnç karşısında belirli bir ölçüde dayanabilme yeteneğidir (30, 31). Kasın elastik özelliğinden dolayı her kasılmada kasın boyunda kılma veya geriminde artış

olmayabilir. Kas boyu ve geriminde meydana gelen değişikliklere göre dört farklı kasılma çeşidinden bahsedilir. Bunlar;

- a) İzometrik Kasılma: İzometrik kelimesinin sözlük anlamı aynı veya sabit boy demektir. Diğer bir deyişle izometrik kasılma kasın boyunda herhangi bir değişiklik olmazken kasın geriminde artış olduğu kasılma çeşididir. Statik kasılma olarak da adlandırılır. Ayakta dik durmamızı veya oturmamızı sağlayan kasların kasılması izometrik kasılmadır (29, 30, 31). Güreş, halter gibi spor branşlarında görülen kas kasılma şeklini izometrik kasılmaya örnek verebiliriz.
- b) İzokinetik Kasılma: İzokinetik aynı hareket anlamını taşır. İzokinetik kasılmada hareket eşit hızda sürdürülür. Kasılma hızı sabittir, fakat oluşan direnç değişkenlik gösterir. Serbest stil yüzmede kulaç atarken kasın kasılması, kürek çekmede kasın kasılmasını örnek olarak verebiliriz (29, 30, 31).
- c) İzotonik Kasılma: İzotonik kelimesinin terminolojideki karşılığı aynı veya sabit gerilimdir. Konsantrik veya dinamik kasılma olarak da adlandırılır. Bu tip kasılma şeklinde kas boyunda kısalma gözlenir (22, 29, 30, 31). Örnek olarak elimize alduğımız bir ağırlıkla dirsek eklemine fleksiyon yaptırırsak biceps brachi kası konsantrik olarak kasılır.
- d) Eksantrik Kasılma: Bu tip kasılmada gerilim sabit kalırken konsantrik kasılmanın aksine kasın boyunda uzama meydana gelir (29, 30, 31). Eksantrik kasılma da negatif bir iş yapılır. Bir ağırlıkla dirsek fleksiyon sonrası ekstansiyon yapılırsa biceps brachii kasının eksantrik olarak kasıldığı görülür.

2.1.5. Egzersizde kas hasarı olgusu

Mikro travma, mikro yaralanma veya kas hasarı terimleriyle de ifade edilen egzersize bağlı kas hasarı olgusu, egzersiz sonrası iskelet kaslarında meydana gelen hücresel düzeyde geçici hasar olarak tanımlanmaktadır (1). Egzersize bağlı olarak oluşan kas hasarı ilk olarak 1900’lü yılların başında parmak fleksör egzersizinden sonra ağrının ve uzun süreli kuvvet kaybının oluşmasından dolayı Dr. Theodore Hough (32) tarafından konuya işaret edilmiştir. 1980’li yılların başında egzersize bağlı kas hasarı üzerine çalışmalara ilgi duyulmuştur (33).

2.1.5.1. Kas hasarı mekanizması

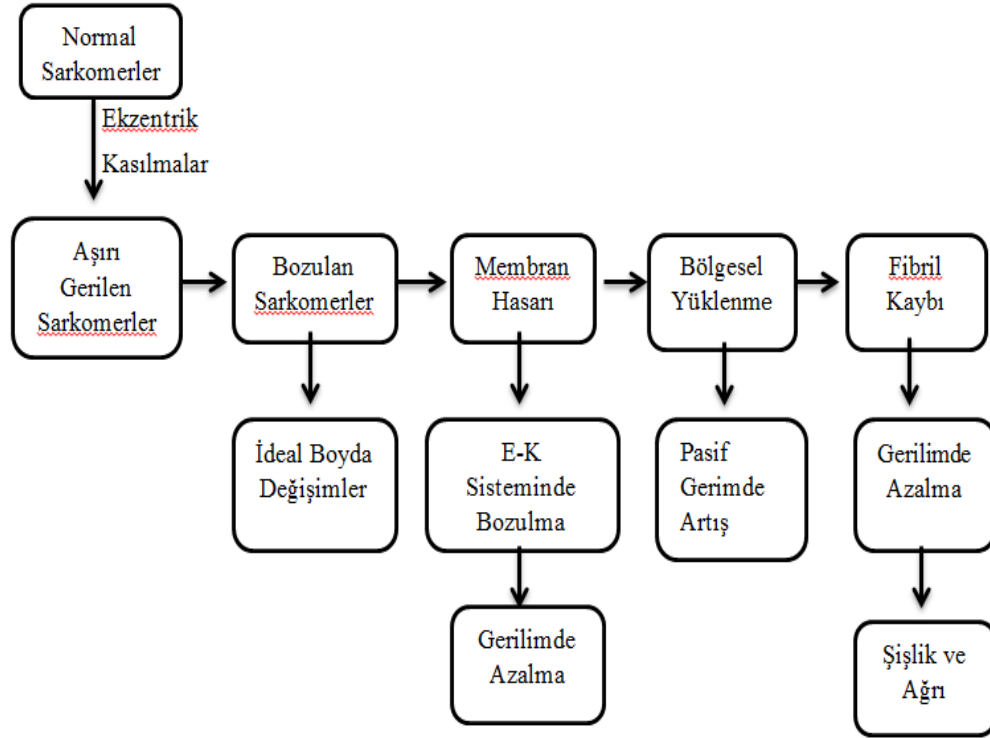
Kas hasarını egzersiz sonrası iskelet kaslarında meydana gelen hücresel düzeyde geçici hasar olarak tanımlanmıştı. Çeşitli egzersizler sonucu kasta hasar oluşabilmektedir. Özellikle hangi tip egzersizin kasta hasar oluşumunu arttırdığının bilinmesi gerekmektedir. Yapılan çeşitli çalışmalar sonucunda kas boyunda uzamanın gerçekleştiği kasılma çeşitlerinde yani eksantrik kasılmalar içeren egzersizler sonucunda kasta önemli ölçüde hasar meydana geldiği gözlemlenmiştir.

Eksantrik egzersizler sonunda kas içerisinde sarkomerde bulunan miyofibrillerin bozulması ve eksitasyon-kasılma sisteminde meydana gelen hasar genel olarak kabul edilen iki önemli belirtidir. Buna bağlı olarak tabloda da gösterildiği gibi hasar süreci sarkomerin aşırı gerilimi ile başlamaktadır (Tablo 2.1). Alternatif bir görüş olarak ise hasar sürecinin başlama noktası eksitasyon-kasılma (E-K) sisteminin bileşenleridir. Ancak, hala hasar sürecinin ilk olarak nerde başladığı net değildir (34).

Kastan örnek alınan biyopsiler ışığında eksantrik egzersizlerin miyofibriller ve hücre iskeletinde hasara neden olduğu ve bunun sonucunda Z bandında bozulmaların ve kaymaların ortaya çıktığı açıkça görülmüştür (35, 36, 37). Diğer yandan E-K sisteminde hasar meydana gelmesi sonucunda ise kuvvet kaybı ortaya çıkmaktadır (33). Yapılan çalışmalar sonunda araştırmacılar E-K sisteminde hasar oluşması sonucu kas boyunda uzama gerçekleşen egzersizler sonrasında erken kuvvet eksikliğinin görülmesi yönünde hemfikirlerdir (38, 39).

Egzersize bağlı kas hasarına neden olan faktörler ve hücre mekanizması tam net olmasa da kas hasarı dizini ikiye bölünerek hipotez edilmiştir. Birincisi; Ca^{2+} homeostaz kaybı ve Ca^{2+} aşırı yüklenme fazının başlamasını takiben hasar sürecinin başlamasıdır. İkincisi; sitozolik Ca^{2+} seviyelerinin hücrede yer alan sayısız Ca^{2+} tamponlama ve yer değiştirme mekanizmaları ile benzer şekilde düzenlenmesidir (40, 41).

Tablo 2.1: Eksantrik egzersizler sonucu oluşan hasar süreci. Proske&Morgan (34)'dan alınmıştır.



Kas boyunda uzamanın gerçekleştiği kasılmalar sonrasında tetanik hücre kalsiyum seviyelerinde düşüş gözlemlenirken hücre içi kalsiyum seviyelerinde artış gözlemlendiği rapor edilmiştir (42). Eksantrik egzersizlerin, Z bandının kayması, A bandının genişlemesi, miyofibrillerde bozulmalar, sarkomerin boyunda uzama ve egzersizden hemen sonra hücre iskeletinde bozulmalar gibi çeşitli hücre içi doku yaralanmalarına neden olduğu bilinmektedir. Bu yaralanmaların derecesi egzersizin süresi, şiddeti, kas boyu, tendon özellikleri, kas yapısı gibi özelliklere bağlı olarak değişkenlik göstermektedir (43). Yapılan bir çalışma sonucunda daha hızlı gerçekleşen eksantrik kasılmaların yavaş kasılmalara göre daha fazla kas hasarı oluşturduğu rapor edilmiştir (44).

2.1.5.2. Kas hasarı semptomları ve değerlendirme yöntemleri

Alışık olunmayan, süresi ve şiddeti artan eksantrik egzersizler sonrası gecikmiş kas ağrısı, kaslarda hassaslık, gerginlik hissi, hareket ederken ağrı ve kuvvet kaybı en yaygın görülen semptomlardır (45). Ayrıca eksantrik kasılmalar kas fibrillerinde hasarın ilk olarak sarkomerdeki yıpranma ve E-K sisteminde hasarın oluşmaya başlaması gibi çeşitli morfolojik değişikliklere sebep olabilmektedir (38, 41, 46). Ortaya çıkan bu semptomlarla birlikte kas hasarını belirlemede genellikle doğrudan ve dolaylı olmak üzere iki yöntem kullanılır. Doğrudan yöntem olarak kabul edilen uygulama kas biyopsisi veya görüntüleme teknikleridir. Fakat bu yöntem hem zor hem de çok pahalı olduğu için uygulaması kolay değildir. Doğrudan yöntemin uygulamadaki zorluklarından dolayı araştırmacılar dolaylı yöntemle değerlendirme yapmayı tercih etmektedirler. Dolaylı yöntem ise kas ağrısı, maksimal istemli kasılma kuvveti ve kas içi enzimlerinin plazmadaki miktarlarının tespit edilmesi vb. içeren yöntemdir. Kas hasarının oluşması ile birlikte plazmada bulunan kasa özel enzim ve protein yapılarının seviyelerinde artış görülür. Genellikle bu mekanizmadan yararlanılarak egzersizde kas hasarının boyutu tespit edilir. Araştırmalarda yaygın olarak bu yöntem kullanılmaktadır (47). Yapılan bir derleme sonucunda Clarkson ve Hubal (19) 'ın belirttiğine göre, Warren ve ark(1999) hesaplaması sonucu, dolaylı yöntemle yapılan çalışmaların %63 ü kas ağrısı, %52 si kan enzimlerinin belirlenmesi ve %50 ise maksimal istemli kasılma kuvvetinin belirlenerek egzersize bağlı kas hasarının değerlendirmesi yapılmıştır.

2.1.5.2.1. Doğrudan ölçüm yöntemleri

Doğrudan ölçüm yöntemleri kas biyopsisi ve manyetik görüntüleme teknikleridir. Kas biyopsisinin değerlendirilmesindeki zorluk tüm kas içinde sadece ufak bir örnekten hasarın tahmin edilebilmesidir. Üstelik hasar kasın her yerinde aynı olmayabilir sadece tek bir bölgede odaklanmış olabilir. Bu yüzden biyopsi tekniğinde gözlemlenen hasar abartılmış veya küçümsemiş olabilir. Görüntüleme tekniklerinde ise kasın tamamında oluşan hasar gözlemlenebilir. Fakat görüntülerde belirtilen değişiklikler hala çok net anlaşılmadığı için bu yöntem çok yaygın değildir (19).

2.1.5.2.2. Dolaylı ölçüm yöntemleri

Kas hasarını belirleme sürecinde uygulamadaki kolaylıklarından dolayı dolaylı ölçüm yöntemleri daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Kas enzim proteinlerinin serum seviyelerine bakarak hasarın gözlemlenmesinde en sıklıkla ölçülen kreatin kinaz, miyoglobin, laktat dehidrogenaz, aspartat aminotransferaz, alanin aminotransferaz ve miyozin serum seviyeleridir (48). Diğer yandan gecikmiş kas ağrısı, kuvvette azalmanın görülmesi, kasta şişlik ve eklem genişliğinde azalmanın gözlemlenmesi de yaygın olarak kullanılan dolaylı ölçüm yöntemleridir. Yapılan çalışmalar sonucunda özellikle eksantrik egzersizler sonrasında kan enzimlerinde artış (49, 50), hasar oluşan kasta şişlik (51, 52), eklem hareket genişliğinde azalma (49, 51) ve kuvvet kaybı (45) gözlemlenmiştir.

2.2. Denge

Denge; iyi bir atletik performans elde etmek ve elde edilen performansı devam ettirebilmek için gerekli olan temel motorik özelliklerden biridir. Son yıllarda yapılan çalışmalar yaşlılarda düşme riskini azaltmaya yönelik denge antrenman programları üzerine olsa da yetenek seçimi ve atletik performansta da dengenin önemi bilinmektedir. Postür ile denge aynı kavramlarmış gibi gözükse de aslında öyle değildirler. Hayatımızın her evresinde önemi büyük olan dengeyi Nashner ve ark. (15) birçok duyuşal, motor ve biyomekaniksel bileşenlerin koordine edildiği karmaşık bir süreç olarak tanımlamışlardır. Başka bir tanımla denge, durağan halde minimum hareket ederek vücut pozisyonunu koruyabilme yetisini ve hareket halinde ise sabit pozisyonda kalabilme yetisini ifade eder (53). Bu tanımdan yola çıkarak dengeyi; statik denge ve dinamik denge olmak üzere iki kısımda inceleyebiliriz.

Statik denge; kişinin vücut pozisyonunu ayakta durma veya oturma hali gibi sabit bir yüzeyde koruyabilme yeteneği olarak tanımlanır (54). Yine Hazar (55); statik dengeyi; sabit bir yerde ya da pozisyonda dengeyi sağlama yeteneği olarak ifade etmiştir.

Dinamik denge ise fiziksel aktiviteler esnasında kişinin vücut pozisyonunu koruyabilme yeteneğidir (54). Başka bir tanımla dinamik denge; hareket halinde

vücudun dengesini sağlama kabiliyetidir (55). Bu tanımlardan yola çıkarak yürüme, koşma gibi günlük yaşam aktiviteleri kişinin dinamik denge kontrolünde olduğu söylenebilir.

Kişinin dik durabilmesi ve yer çekimine karşı vücut pozisyonunu koruyabilmesi vizüel, vestibüler ve propriyosepsiyon sistem olmak üzere 3 duyu sistemine bağlıdır. Denge eklem ve kas mekanoreseptörlerden gelen proprioseptif girdiler, deri afferentleri, görsel bilgiler ve vestibüler aygıttan özel girdiler gibi bir dizi duysal girdilerden gelen bilgileri birleştirir. Görsel bilgiler, tek göz kapalı halde iken dengede durabilmek daha zor olduğu için kısmen önemlidir (25). Bu duyu sistemleri nörolojik olarak bozulmadığı takdirde kişi postür kontrolünü sağlayabilir ve denge bozukluğundan kaynaklı düşmelerden korunabilir (56).

2.2.1. Duyu sistemleri

Duyu reseptörleri uyarıldığı zaman sinir uyarılarını beyine taşırlar. Beyin, her bir duyu organından gelen uyarıları yorumlayan özel bir fonksiyona sahiptir. Uyarılar, beynin belirli duyu merkezlerine gelerek sadece tek bir şekilde yorumlanır. Örneğin; uyarılar burun merkezinden geliyor ise koku duyusu olarak yorumlanır.

Duyu reseptörleri uyarıcılarına göre 5 farklı kategoride sınıflandırılabilir:

Mekanoreseptörler; kaslardaki propriyoseptörler ve derideki baskı reseptörleri gibi baskı ve hareket değişikliklerinde uyarılırlar.

Termoreseptörler; derideki ısı reseptörleri gibi ısı değişikliklerinde uyarılırlar.

Ağrı reseptörleri; derideki gibi doku hasarında uyarılırlar.

Kemoreseptörler; tat ve doku gibi maddelerin kimyasal konsantrasyon değişikliklerinde uyarılırlar.

Fotoreseptörler ise sadece gözde bulunurlar ve ışık enerjisi ile uyarılırlar (26).

Denge mekanizmasını daha iyi anlayabilmek için 3 duyu sisteminin bilinmesi önemlidir. Bunlar vizüel sistem, vestibüler sistem ve propriyosepsiyon sistemidir.

2.2.1.1. Vizüel sistem

Vizüel sistem, görsel uyarıları vücudun uzaydaki konumunu ayarlamakta kullanmayı sağlayan sistemdir (18). Görme, beyinciğe afferent geri bildirim

sağlayarak dik vücut pozisyonunun kontrolüne yardımcı olur. Genel olarak merkezi ve periferik görme şeklinde sınıflandırılır. Vestibüler ve propriyoseptif sistemler dahili bilgileri algılamak vizüel sistem vücuttan bağımsız dış çevre ile ilgili olan bilgileri algılar (57).

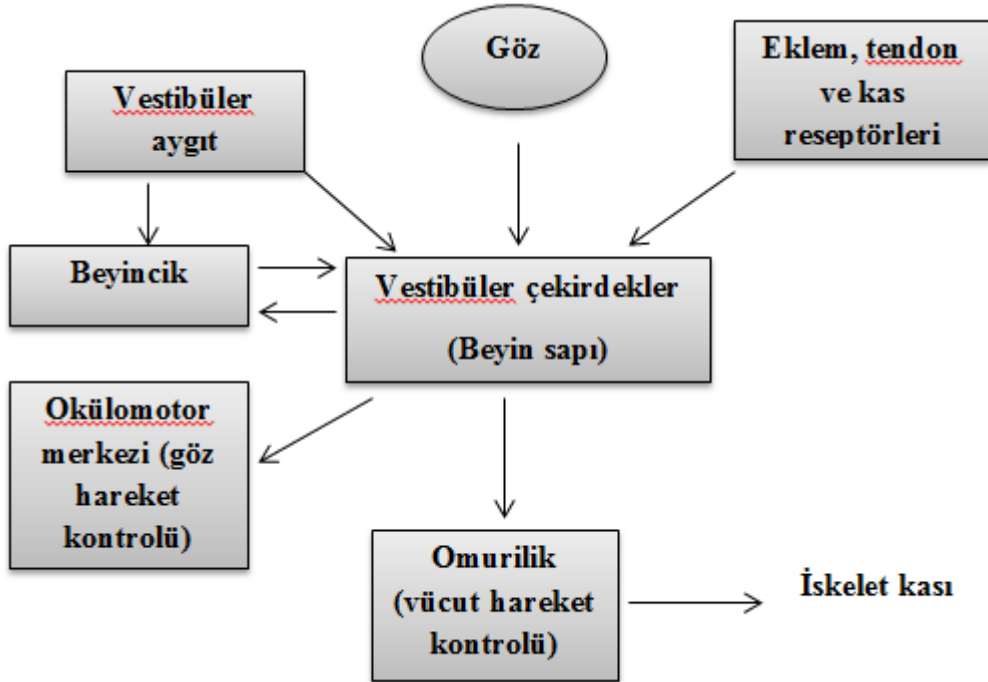
Vizüel sistemin 3 bileşeni vardır. Bunlar; odak, çevre ve retinal kaymadır. Odak sistemi, nesnenin kavramı ve hareket algısı ile özelleşirken çevre yada periferik görme hareket görüntüsüne karşı duyarlıdır ve kendi kendine hareket edebilme ile dengeyi kontrolü altında tutar. Retinal kayma ise, afferent hareket algısının bir parçasıdır ve merkezi sinir sistemi tarafından kişinin yer değiştirmesi ile alakalıdır. Aynı zamanda telafi edici sallanmalar için geri bildirim olarak kullanılır (58).

Vestibüler aygıtta oluşan bir bozulmadan sonra ve hatta vücuttan gelen propriyoseptif bilgilerin kaybından sonra bile kişi vizüel mekanizmayı etkili biçimde kullanarak dengesini koruyabilir. Bazı insanlar vestibüler aygıtta oluşan bir hasar sonucunda gözleri açıkken ve hareketleri yavaşça yaptıklarında normal dengelerini koruyabilirler. Fakat hareketler hızlanınca veya gözler kapalı iken denge hemen bozulur (22).

Tamamen karanlık bir odada sabit ışıklı bir noktaya odaklanarak dengeyi korumaya çalışırken, insanlar kendilerinin hareket ettiklerinin yerine sabit ışıklı noktanın hareket ettiğini algılayabilirler. Dengeyi korurken ve karanlık bir odada sabit görsel bir hedefe odaklanırken, göz hareketleri, görsel alanda en hassas nokta olan merkezi çukurda meydana gelir. Göz hareketleri düzgün takip ve vestibüloküler refleksden oluşabilir. Oküler takip yanıtı görsel alandaki geniş aralıklı hareketlerin refleksif indüklenmesi iken, düzgün takip ise vizüel hedef hareketinin merkezi görme alanındaki yavaşça ilerleyen istemli göz hareketleridir. Vestibüloküler refleks, baş hareket ederken görsel hedef yönünde gözlerin yönünü stabil sürdürmede kullanılan refleksif göz hareketidir. Bu refleks, vestibüler sistemin başın hareketindeki sabit odaklanma bozukluğunu algıladığı zaman uyarılır ve merkezi sinir sistemi gözleri hareket ettirme emri vererek başın hareketini engellemiş olur (57). Vizüel fonksiyonlarda oluşan bir azalma önemli derecede dengeyi etkiler ve günlük yaşam aktivitelerine engel olur (22).

2.2.1.2.Vestibüler sistem

Vestibüler aygıt iç kulakta yer alan, başın pozisyonu ve hareketi ile ilgili bilgileri sağlayan özel bir organdır. Vestibüler aygıtta yer alan reseptörler başın pozisyonu veya hareket yönünde herhangi bir değişikliğe karşı oldukça hassastır. Başın hareketi bu reseptörleri harekete geçirerek sinir uyarılarının merkezi sinir sistemine ulaşmasını sağlar. Özellikle bu reseptörler doğrusal hızlanma ve açısal ivme hakkındaki bilgileri temin ederler. Bu mekanizma bizim koşarken veya araba ile seyahat ederken hızlanma veya yavaşlama hissine sahip olmamıza olanak sağlar. Daha ötesi, açısal ivme hissi başı çevirirken veya döndürürken dengenin sürdürülmesinde bize yardımcı olur. Başın herhangi bir hareketi, beyin sapında yer alan vestibüler çekirdeklerin beyinciğe sinirsel bilgileri ileten vestibüler aygıttaki reseptörlerin uyarılması ile sonuçlanır. Bundan başka vestibüler çekirdekler okulomotor merkeze (göz hareketinin kontrolü) ve baş ve uzuvların hareket kontrolünden sorumlu omurilikteki nöronlara ileti gönderir. Böylelikle, vestibüler aygıt fiziksel aktivite süresince baş ve gözün hareketini kontrol eder (23).



Şekil 2.2: Vestibüler aygıtın mekanizması. Powers(23)'dan alınmıştır.

Özet olarak, vestibüler aygıt boşlukta başın pozisyonunda ve vücut hareketlerinin ani yön değişiminde duyarlıdır. Öncelikli fonksiyonu dengeyi sürdürmek ve baş pozisyonunun sabit düzlemini korumaktır. Vestibüler aygıttaki bozukluk baş hareketine ihtiyaç duyan her türlü atletik performansın doğru yapılmasına engel olur. Hemen hemen bütün branşlar baş hareketine ihtiyaç duyduğu için vestibüler aygıtın önemliliği ortadadır (23).

2.2.1.3. Propriyosepsiyon sistem

Propriyosepsiyon sistem vücut uzuvlarının nerede oldukları ve nasıl hareket ettiklerine dair bilgi veren sistemdir. Vücudumuzda birçok duyu organı bulunmaktadır. Kas ve eklemlerde propriyoseptör olarak adlandırılan duyu organları, kaslar, tendonlar, ligamentler ve eklemlerden gelen duysal bilgileri merkezi sinir sistemine iletirler. Propriyoseptörler düzgün ve koordineli hareketlerin uygulanmasının yanı sıra normal duruş pozisyonun sağlanmasına da yardımcı olurlar (30). Propriyosepsiyon hassas hareketlerin yapılmasında gerekli olan nöromusküler kontrol için motor programlamasına ve aynı zamanda kas reflekslerine katkıda bulunur. Dinamik eklem sabitliğini sağlar (59). Normal duruşu sağlamak ve günlük aktiviteleri güvenli bir şekilde yerine getirebilmek için öncelikli olarak propriyoseptif ve deri girdilerine güvenmek gerekir. Propriyoseptörler hareket ile ilgili bilgileri merkezi sinir sistemine kas içiği, golgi tendon organı ve eklem reseptörleri sayesinde ulaştırırlar (30). Kas içiğinin propriyosepsiyonda önemli bir rolü vardır. Kas içiği, kas boyundaki uzamayı ve kasılma şiddetini merkezi sinir sistemine ileten mekanoreseptörlerdir (23). Hareketin orta değer aralığındaki eklem açısını belirlemesinin yanı sıra kas hareket kontrolüne de yardımcı olur (22). Böylelikle koordineli ve yumuşak hareketlerin yapılması sağlanmış olur. Propriyosepsiyonlara katkıda bulunan diğer bir organ olan golgi tendonu ise, kasta aşırı gerim oluştuğunda kasın gevşemesini sağlayarak hareketlerin zararsız bir şekilde yapılmasına olanak sağlar. Tendonlarda, ligamentlerde, kemikte, kasta ve eklem kapsülünde bulunan eklem reseptörleri ise eklem açısı, ivmelenmesi ve basınç sonucu ortaya çıkan değişiklikleri merkezi sinir sistemine iletiminden sorumludur (20). Bu 3 organın düzenli çalışmasıyla vücut pozisyonunu sağlar. Görme, dengede kullanılan öncelikli duyu sistemi olmasına rağmen kişinin karanlıkta durabildiği ve dengesini

koruyabildiğinin altı çizilmelidir. Özellikle vizüel ve vestibüler sistem tam anlamıyla çalışmadığı zaman propriyosepsiyon, dengeyi sağlamak için baskın hale gelir (56).

2.2.2. Denge ve egzersiz

Denge becerisinin, atletik performansta, yetenek seçimlerinde, sakatlık sonrası rehabilitasyonda ve yaşlılarda düşme riskini azaltmaya yönelik egzersiz programlarında önemi oldukça fazladır.

Araştırmacılar daha çok denge becerisi ile spor sakatlanma riski arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Denge yetisinin spor sakatlığı sonrası rehabilitasyon ile atletik performans arasındaki ilişki ise çok net değildir. Dengenin öne çıktığı jimnastik, buz pateni, buz hokeyi gibi spor branşlarda, denge yetisinin önemi oldukça açıktır. Ancak diğer spor branşları ve motor becerileri ile ilişkisi tam olarak araştırılmamıştır (60).

Kesitsel çalışmalarda, en iyi denge becerisine jimnastikçilerin sahip oldukları, onları futbolcuların, yüzücülerin ve basketbol oyuncularının takip ettiği belirtilmiştir (60). Rekreatif olarak aktif katılımcılarla veya beden eğitimi öğrencileri ile yapılan çalışmalar sonucunda ise denge antrenmanlarının dikey sıçrama (61, 62), çeviklik (62), mekik koşusu (63) ve iniş kayağı (64) performansını geliştirdiği sonucuna varılmıştır.

Denge, antrenman programları ile gelişim gösterirken, dengeyi olumsuz etkileyen birçok faktör de bulunmaktadır. Bahsedildiği gibi duyu sistemlerinde oluşan bir hasar dengeyi olumsuz etkilemesinin yanı sıra yaş (65, 66, 67), cinsiyet (68), boy, kilo (65), yorgunluk (63, 69), kas hasarı (16) ve alt ekstremit (70) sakatlıklarından dengeyi etkileyen faktörler arasındadır.

2.2.3. Denge ölçüm testleri ve cihazları

Denge becerisini belirlemede birçok saha ve laboratuvar testleri uygulanmaktadır. Bu testlere; tek bacak statik denge, flamingo denge, biodex ve tetrax denge ölçüm cihazları ile yapılan statik ve dinamik denge testlerini örnek verilebilir.

Tek bacak denge testinde; kişi güç platformunda 30 saniye boyunca dengede kalır. Diğer ayağı platforma temas etmeyecek şekilde yukarı kaldırılır. Testin sonunda dikey yer reaksiyon zamanı, ayağın öne-arkaya, içe ve dışa hareketleri kayıt altına alınır.

Diğer bir test olan flamingo denge testi ise kişinin 50 cm uzunluğunda, 4 cm yüksekliğinde ve 3 cm genişliğinde ahşap veya metal kiriş üzerinde gözler açık tek bacak dengede dururken boşta kalan dizin geriye bükölüp aynı taraftaki el ile tutularak 60 sn boyunca dengede durması ile yapılan testtir. Test süresince dengenin bozulduğu (düşme, eli bırakma vs.) durumlar kayıt altına alınır (71).

Biodex denge cihaz sisteminde 360 eklem hareket açıklığında, yüzeyi 20 dereceye kadar tilt yapabilen hareketli bir denge platformu mevcuttur. Platform hareketi ayarlanabilme özelliği olduğundan dolayı hem statik hem de dinamik denge ölçümü yapılabilmektedir. Bu platform dengenin objektif olarak değerlendirebilmesini sağlayan bir bilgisayar yazılımı ile bağlantılıdır. Bu sayede genel stabilite (G), *anteriyor-posteriyor* (AP) ve *medial-lateral* (ML) stabilite skorları tespit edilebilir. Genel stabilite skoru kişinin genel olarak denge yeteneğini ifade eder ve yüksek skorlar dengenin kötü olduğunu gösterir (17).

Tetrax İnteraktif denge sistemi, iki topuk ve iki ayak parmak uçlarından kaynaklanan dikey basınç fluktasyonları 4 farklı platformda ölçen bir yöntemdir. Ayak şeklinde olan platformda kişi, belirtilen yere topuklarını ve parmak uçlarını yerleştirerek ayakta durur. Test prosedürü 4 veya 8 farklı pozisyonda 32 saniye boyunca dengede durmayı içeriir. Bu pozisyonlar gözler açık ve kapalı baş düz, gözler açık ve kapalı iken ayak tabanlarında sünger ile baş düz, gözler kapalı olarak baş sağa ve sola rotasyon, gözler kapalı olarak başın tam geri ve öne getirilmesidir. Aynı zamanda tek bacak olarak da uygulanmaktadır. Bu yöntem ile genel stabilite indeksi, ağırlık dağılım ölçümleri ve her bir ayağın topuk ve parmak uçları arasındaki koordinasyonlarının ölçümleri yapılabilmektedir (72, 73).

2.3 Literatür

Marcora ve Bosio (7) egzersize bağlı kas hasarının dayanıklılık koşu performansına etkisini araştırmışlardır. Çalışmaya 24 erkek 6 bayan antrenmanlı yetişkin koşucu katılmıştır. Çalışmada algılanan kas ağrısı, diz ekstensör kuvveti,

bacak çevre ölçümü, CK enzim aktivitesi ve 30 dakika dayanıklılık koşu testi ölçümleri yapılmıştır. İlk olarak katılımcıların MaxVO₂ leri belirlendikten 1 gün sonra ön testlerin ölçümleri yapılmıştır. Ardından katılımcılar deney ve kontrol grubu olarak rastgele ayrıldıktan sonra deney grubuna 10x10 derinlik sıçraması kas hasarı egzersiz protokolü uygulatılmıştır. Katılımcılardan 30 dakika dayanıklılık koşu testinde % 1 eğimli treadmillde koşabildikleri kadar fazla mesafe koşmaları istenmiştir. Egzersiz sonrası 48.saatte ise bütün ölçümler tekrarlanmıştır. Bulgularda egzersiz sonrası 48.saatte algılanan kas ağrısı ve CK enzim seviyesi anlamlı artmış, diz ekstensör kuvveti %12 azalmış fakat bacak çevre ölçümünde anlamlı düzeyde fark bulunamamıştır. 30 dakika dayanıklılık koşu mesafeleri ise egzersiz sonrası 48.saatte bazal değerlere göre anlamlı azalmıştır.

Yine diğer bir dayanıklılık çalışmasında egzersize bağlı kas hasarının bisiklet zaman deneme performansına etkisini inceleyen Burt ve Twist'in (5) çalışmasına 17 (2 bayan 15 erkek) sağlıklı birey katılmıştır. Ölçümler algılanan kas ağrısı, izokinetik kuvvet ve bisiklet zaman denemelerinden oluşmuştur. Kas hasarı egzersiz protokolü olarak ise 10 tekrarlı 10 set dikey sıçrama egzersizi uygulanmıştır. Bazal değerler alındıktan sonra egzersiz sonrası 48.saatte ölçümler tekrarlanmıştır. Bisiklet deneme zaman testi, katılımcıların daha önce belirlenen solunum eşikleri ile 5dakika submaksimal bisiklet sürdükten hemen sonra 15 dakika zaman deneme bisiklet performansı gerçekleştirilmiştir. 15 dakika boyunca katılımcılardan kat edebildikleri kadar mesafe kat etmeleri istenmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda egzersiz sonrası 48.saatte algılanan kas ağrı değerleri anlamlı artmış ve izokinetik zirve kuvveti anlamı derecede azalmıştır. Bisiklet zaman deneme ölçüm sonuçları ise egzersize bağlı kas hasarı protokolünden sonra 48.saatte güç çıktıları 15dakikalık denemenin 3,6 ve 9. Dakikalarında anlamlı azalmıştır. Ayrıca kat edilen mesafe de 48.saatte bazal değerlere göre daha düşüktür.

Dayanıklılık çalışmalarına ek olarak Twist ve Eston (6) fiziksel olarak aktif 7 sağlıklı bireye uyguladıkları 100 dikey sıçrama egzersiz protokolünün öncesinde ve egzersiz sonrası 48. ve 168. saatlerde algılanan kas ağrısı değerlerine, izokinetik kuvvete ve bisiklet zaman denemesine bakılmıştır. Ölçümler sonucunda egzersiz sonrası 48. saatte katılımcıların kas ağrılarında artış, izokinetik kuvvetlerinde azalma

ve bisiklet dayanıklılık performanslarında ise düşüşe rastlamışlardır. Egzersiz sonrası 168. saatte ise ölçüm sonuçlarının bazal değerlerine geri döndüğü gözlemlenmiştir.

Doncaster ve Twist (74) egzersize bağlı kas hasarının kol dayanıklılık çalışmasına etkisini inceleyen bir çalışma yapmışlardır. Çalışmaya fiziksel olarak aktif 9 erkek öğrenci katılmıştır. Çalışma çapraz deney desenine göre dizayn edilmiştir. Kas hasarı egzersiz protokolü olarak maksimalin %70 ağırlığında 10 set 6 tekrar bench press egzersizi uygulanmıştır. Egzersiz öncesi ve egzersiz sonrası 48. saatte 6 dakika kol dayanıklılık testi yapılmıştır. Bunun yanı sıra algılanan kas ağrısı, CK aktivitesi ve izokinetik çekme ve itme kuvveti indirekt ölçüm olarak uygulanmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda ise deney deneme grubunda algılanan kas ağrısı ve izokinetik itme kuvveti egzersiz sonrası 24. ve 48. Saatte, izokinetik çekme kuvveti ise egzersiz sonrası 24. saatte anlamlı artış gösterirken CK aktivitesinde anlamlı artış gözlemlenmemiştir. 6 dakika kol dayanıklılık çalışmasının ise egzersize bağlı kas hasarından olumsuz etkilendiği rapor edilmiştir.

Bir başka çalışmada egzersize bağlı kas hasarının izometrik ve dinamik diz ekstensör kuvveti ve dikey sıçrama performansına bakılmıştır. Çalışmaya 8 sağlıklı birey katılmıştır. Kas hasarı egzersiz protokolü olarak 10 set 10 tekrarlı squat egzersizi uygulanmıştır. Kas kuvveti, dikey sıçrama testi ve CK aktivitesinin egzersiz öncesi bazal değerleri alınmış ve egzersiz sonrası 1. saat, 1., 2., 3., 4., ve 7. günlerde ölçümler tekrarlanarak egzersize bağlı kas hasarının zaman içerisindeki değişimlerine bakılmıştır. Ölçümler sonucunda kas kuvvetinde egzersiz sonrası 1. saatten itibaren 4. güne kadar anlamlı azalma gözlemlenmiştir. Kas hasarı indirekt belirtilerinden olan CK aktivitesi de egzersiz sonrası 1. saatte artmaya başlamış 1. günde zirve yaparak 4. günde bazal değerlere geri dönüş başlamıştır. Dikey sıçrama performansı ise yine egzersiz sonrası 1. saat itibari ile 4. güne kadar bazal değerlerine göre anlamlı fark bulunmuştur (9).

Egzersize bağlı kas hasarının çeviklik ve sürat performansına etkisini inceleyen Highton ve ark. (4) 12 sağlıklı katılımcıya egzersiz protokolü olarak 10 set 10 tekrarlı dikey sıçrama egzersizi uygulatmışlardır. Egzersiz öncesi ve egzersiz sonrası 24., 48. ve 168. saatlerde algılanan kas ağrısı, izokinetik zirve torku, 5 ve 10 m sürat zamanları ve 505 çeviklik performans testi uygulanmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda egzersiz sonrası 24. ve 48. saatlerde bazal değerlere göre algılanan kas

ağrısında artış, izokinetik kuvvette azalma olduğu belirtilmiştir. 5 ve 10m sürat zamanlarının da bazal değerlere göre egzersiz sonrası 24. ve 48. saatlerinde arttığı gözlemlenmiştir. Aynı zamanda çeviklik performansının egzersiz sonrası 24. ve 48. saatlerdeki test zamanlarının bazal değerlere göre daha yavaş olduğu belirtilerek çeviklik performansının egzersize bağlı kas hasarından olumsuz etkilendiği rapor edilmiştir. Egzersiz sonrası 168. saatte ise bütün ölçümler bazal değerlerine dönmüştür.

Yapılan bir başka çalışmada Akdeniz ve ark. (12) egzersize bağlı kas hasarının sürat ve çeviklik performansına etkisini incelemişlerdir. Çalışmaya 11 sağlıklı erkek futbolcu katılmıştır. Kas hasarı egzersiz protokolü öncesi (bazal) ve egzersiz sonrası 1, 24, 48, 72 ve 96'ncı saatlerde, sporcuların vizuel analog skala ile ağrı düzeyleri belirlendikten sonra çeviklik ve sürat koşusu zamanları ölçülmüştür. Kas hasarı egzersiz protokolü olarak 5 set 20 tekrarlı derinlik sıçraması uygulanmıştır. Çeviklik testi olarak illinois çeviklik testi, sürat testi olarak da 30m sürat koşusu testi yapılmıştır. Ölçümler sonucunda kas hasarı indirekt ölçüm yöntemlerinden algılanan kas ağrısı değerleri egzersiz sonrası bütün zamanlarda bazal değerlere göre anlamlı düzeyde farklı bulunmuştur. 30m sürat koşusu zamanları ise egzersiz sonrası 1, 24 ve 48'inci saatlerde bazal değerlere göre anlamlı düzeyde artmıştır. İllinois çeviklik testi değerleri de egzersiz sonrası bütün zamanlarda bazal değerlere göre istatistiksel olarak farklı olduğu kaydedilmiştir.

Semark ve ark. (75) yaptığı diğer bir sürat çalışmasına 25 antrenmanlı erkek rugby oyuncusu katılmıştır. Yetmiş derinlik sıçramasının ardından katılımcıların 5, 10, 20 ve 30 m sürat zamanlarına etkisi araştırılmıştır. Ayrıca egzersize bağlı kas hasar belirteçlerinden kas ağrısı ve CK enzim aktiviteleri de ölçülmüştür. Egzersiz öncesi bazal değerleri alınan ölçümler egzersiz sonrası 12., 24., 48. ve 72.saatlerde de tekrarlanarak egzersize bağlı olarak oluşan kas hasarının zaman içerisindeki etkileşimi incelenmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda egzersiz sonrası 24. ve 48. saatlerde ağrı düzeylerinde anlamlı fark bulunurken CK aktivitesinde herhangi bir anlamlı artış gözlenmemiştir. 30m sürat zamanlarında da yine hiçbir zaman da anlamlı bir fark bulunmamıştır. 30m sürat zamanlarının egzersize bağlı kas hasarından etkilenmemesinin nedenini araştırmaya katılan bireylerin antrenmanlı olmaları yönünde açıklanmıştır.

Twist ve Eston (10) egzersize bağı kas hasarının maksimal şiddetli aralıklı egzersiz performansına etkisini incelemişlerdir. Çalışmaya 10 sağlıklı erkek birey katılmıştır. Familirizasyon prosedürünün ardından katılımcılar kas hasarı egzersiz protokolü öncesi ve sonrasında 30. dakika, 24., 48. ve 72. saatlerde testlere tabii tutulmuşlardır. Ölçümler 10 x 6 sn bisiklet ergometre sürati, 10x 10m sürat koşusu, algılanan kas ağrısı ve CK enzim aktivitesinden oluşmuştur. Kas hasarı egzersiz protokolü olarak ise 10 set 10 tekrarlı dikey sıçrama egzersizi uygulanmıştır. Ölçümler sonucu algılanan kas ağrısı egzersiz sonrası 30. dakikada artmış, 48. saatte zirve düzeyine ulaşmış ve 72saat boyunca devam etmiştir. CK enzim aktivitesi ise egzersiz sonrası 24. ve 48. saatlerde bazal değerlere göre anlamlı düzeyde farklı bulunmuştur. 10 m sürat koşu zamanları da egzersiz sonrası 24. ve 48. saatlerde anlamlı artış göstermiş ve 72. saatte bazal değerlere geri dönmüştür. Bisiklet ergometrisi sürat testi zamanları ise egzersiz sonrası bütün zamanlarda anlamlı düzeyde düşüş göstererek en fazla azalmanın 48. saatte gerçekleştiği gözlemlenmiştir.

Twist ve Eston (3) 19 (12erkek, 7 bayan) sağlıklı katılımcı ile egzersize bağı kas hasarının maksimal şiddetli bisiklet ve derinlik sıçraması performansına etkisini araştırmışlardır. Ayrıca kas hasarı belirteçlerinden algılanan kas ağrısı ve izokinetik kuvvet değerlerine de bakılmıştır. Kas hasarı egzersiz protokolü olarak 10x10 dikey sıçrama egzersizi kullanılmıştır. Ölçümler egzersiz öncesi, egzersiz sonrası 24., 48., 72. ve 168. saatlerde tekrarlanarak zaman içindeki değerlerine bakılmıştır. Maksimal şiddetli bisiklet performansı testinde 100 W hız ile 5 dakika bisiklet sürdükten sonra 3 dakika hızlı bir biçimde pedal çevirerek 5dakika germe ile ısınma yapılmıştır. Isınmanın ardından teste geçilmiş ve 30 saniye 50 W yük ile test öncesi artırma yapılarak, bayanlarda $0.67 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{kg}^{-1}$, erkeklerde $0.70 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{kg}^{-1}$ yüke karşı 10 sn maksimal şiddetli bisiklet performans testi gerçekleştirilmiştir. Derinlik sıçraması test protokolünde ise katılımcılardan 50 cm yükseklikten düşerek minimal yere kontakt ile olabildiğinde yükseğe dikey sıçramaları istenmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda algılanan kas ağrısı egzersiz sonrası 24., 48. ve 72. Saatlerde bazal değerlere göre anlamlı artış göstermiştir. İzokinetik kuvvette de egzersiz sonrası 24. ve 48. Saatlerde anlamlı azalma görülmüştür. 10 saniye bisiklet ergometrisi sürat testi zirve güç çıktılarında ise egzersiz sonrası 24. ve 48. saatlerde anlamlı düşüşün

olduğu rapor edilmiştir. Diğer bir değişken olan derinlik sıçramasında ise sıçrama yüksekliğinde egzersiz sonrası 24, 48 ve 72'inci saatlerde bazal değerlere göre anlamlı fark gözlenmiş, yere kontakt zamanında da 48. ve 72. saatlerde sırasıyla %10.6 ve %12.8 anlamlı artış gözlemlenmiştir.

Nottle ve Nosaka (11) yokuş aşağı koşunun anaerobik güç performansına etkisini araştırmışlardır. Araştırma grubu 13 erkek katılımcıdan oluşmuştur. 8i deney grubunda 5 i kontrol grubunda yer almışlardır. Ölçümler izometrik kuvvet, kas ağrısı, CK enzim aktivitesi ve 30 sn Wingate testinden oluşmuştur. Bazal değerler alındıktan sonra testler, egzersiz sonu 30.dk , 24., 72. ve 120. saatlerde tekrarlanmıştır. Yokuş aşağı koşu prosedürü setler arası 2dk dinlenme olan 8er dakikalık 5 setten eğimi %-7 olan treadmillde toplam 40 dakika koşu olacak şekilde uygulanmıştır. Anaerobik güç testinde 30 sn Wingate Bisiklet Testi kullanılmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda kas hasarı belirteçlerinden CK enzim aktivitesinde egzersiz sonrası bütün zamanlarda bazal değerlere göre anlamlı farklılık gözlemlenmiştir. Diğer bir belirteç olan algılanan kas ağrısı değerleri ise egzersiz sonrası 72.saate kadar anlamlı artarken 120.saatte bazal değerlere geri dönüş olmuştur. İzometrik kuvvet de egzersiz sonrası 30.dakika ve 24. saatte anlamlı azalmış ve 72.saatte bazal değerlere geri dönüş yapmıştır. Anaerobik güç çıktı değerleri ise yokuş aşağı koşu protokolünün ardından sadece 30.dakikada olumsuz etkilenmiştir.

Karlı (13), yapmış olduğu bir çalışmada egzersize bağlı kas hasarının hedefe atış beceri performansına etkisini araştırmıştır. Araştırma grubu 11 sağlıklı, aktif erkek bireylerden oluşmuştur. Ölçümler algılanan kas ağrısı, CK enzim aktivitesi ve dominant ve nondominant kol hedefe atış beceri testinden oluşmuştur. Bazal değerler alındıktan sonra yüksek şiddetli ön kol eksantrik kasılmaları içeren 2 set 25 tekrarlı kas hasarı egzersiz protokolü uygulanmıştır. Egzersiz sonrası 5.dakika, 24, 48, 72, 96 ve 120'inci saatlerde bütün ölçümler tekrarlanarak zaman içerisindeki değişimleri incelenmiştir. Hedefe atış beceri testinde dart tahtası kullanılmıştır. Dart tahtası 1'den 9'a kadar numaralandırılmış halkalardan oluşturulmuştur. 9 en yüksek skor iken 1 en düşük skor olarak belirlenmiştir. Atışlar dart kurallarına göre gerçekleştirilmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda kas hasarı belirteçleri olan CK aktivite düzeyleri egzersiz sonrası artmış, 48.saate zirve yapmış fakat 120. saatte hala

bazal değerlere geri dönüş olmamıştır. Algılanan kas ağrısı değerleri de her iki kol için egzersiz sonrası 72. saate kadar anlamlı artış göstermiştir. Hedefe atış beceri testi skorlarında ise hem dominant hem dominant olmayan kolda egzersiz sonrası 5.dakikada düşüşe geçerek 96. saate kadar devam etmiştir. Bazal değerlere dönüş 120. saatte gerçekleşmiştir.

Egzersize bağlı kas hasarının beceri performansına etkisi ile ilgili yapılan diğer bir çalışmada araştırma grubunu 10 sağlıklı, elit futbolcu oluşturmuştur. Düşük şiddetli direnç egzersiz, yüksek şiddetli direnç egzersiz ve kontrol denemeleri olmak üzere 3 farklı egzersiz denemesi uygulanan katılımcıların 4 aşamadan oluşan futbol becerileri deneme öncesi, deneme sonrası hemen, 24, 48 ve 72'inci saatlerde takip edilmiştir. Kas hasarı belirteçlerinden ise CK, C-reaktif protein ve lökosit sayımı yine beceri testleri ile aynı zamanda izlenmiştir. Analizler sonucu futbol beceri performanslarının uygulanan direnç egzersizleri hemen sonrasında olumsuz etkilendiği belirtilmiştir (14).

Yapılan başka bir performans çalışmasında Twist ve ark. (16) egzersize bağlı kas hasarının tek bacak denge performansına etkisini incelemiştir. Çalışma, sağlıklı 6 erkek ve 3 bayan katılımcı ile gerçekleştirilmiştir. Tek bacak denge testi için katılımcıların dominant bacakları kullanılmıştır. Kas hasarı egzersiz protokolü olarak 20 tekrarlı 10 setten oluşan dikey sıçrama egzersizi uygulanmıştır. Çalışmada zirve izokinetik kuvvet testi, algılanan kas ağrı ölçümü, dinlenim plantor flexion açı ölçümü ve tek bacak denge testi yapılmıştır. Ölçümler, egzersiz öncesi bazal değerler alındıktan sonra, egzersiz sonrası 30.dakika, 24, 48 ve 72'inci saatlerde tekrarlanmıştır. Tek bacak denge testi, Biodex denge cihazında gerçekleştirilmiştir. Katılımcıların, futbol topuna vururken hangi ayaklarını tercih ettikleri sorusuna göre belirlenen dominant bacakları ile tek bacak denge genel stabilite indeksleri 20 saniye süresince ölçülmüştür. Yapılan ölçümler sonucunda algılanan kas ağrısı değerleri egzersiz sonrası 24. saatte zirve düzeyinde artmış ve 72. saat sonunda bile hala anlamlı fark gözlemlenmiştir. İzokinetik plantar fleksiyon zirve torku sonuçları, egzersiz sonrası 30. dakikada bazal değerlere göre anlamlı azalmış ve bu azalma 24 ve 48. saatte de devam etmiştir. Egzersize bağlı kas hasarı egzersiz protokolü sonrası katılımcıların tek bacak denge performansları olumsuz etkilenmiş fakat anlamlı farkın sadece egzersiz sonrası 24. saatte gerçekleştiği kaydedilmiştir.

Yapılan literatür taramasında, egzersize baēlı kas hasarının atletik performansa etkisini inceleyen çeşitli çalışmaların yapıldıēı gözlemlenmiştir. Yapılan çalışmalarda, anlatıldıēı üzere kas hasarından olumsuz etkilenen performansların yanı sıra etkilenmeyen performansların da olduēu belirtilmiştir. Fakat araştırmacılar daha çok kuvvet, sürat ve dayanıklılık performanslarına odaklanırken kas hasarının denge performansıyla ilişkisini inceleyen bilindiēi üzere sadece tek bir çalışma vardır. Bundan dolayı, bu çalışmanın amacı egzersize baēlı kas hasarının denge performansına etkisini incelemektir.

2.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırma Grubu

Bu çalışmaya Bolu ili ve çevresinde, çeşitli spor branşlarında aktif olup boş sezonlarında çalışmaya katılmak için gönüllü olan 12 erkek birey katılmıştır. Fakat bir denek, çalışmanın kontrol şartlarına uymadığı için deneğin verileri istatistiksel analizlere dahil edilmemiştir. Çalışmaya başlamadan önce araştırma grubu ile bir toplantı yapılarak çalışma hakkında bilgi verilmiştir. Çalışmada uygulanacak testleri anlatan bilgi formu katılımcılara sunulmuş ve ardından gönüllü olarak çalışmaya katıldıklarına dair imzalı onayları alınmıştır. Bu araştırma Abant İzzet Baysal Üniversitesi Tıp Fakültesi, Tıbbi Etik Kurulu 2012-128 sayılı kararı ile onaylanmıştır. Çalışmanın standardizasyonunu sağlamak amacıyla katılımcıların son 1 ay içerisinde yüksek şiddette fiziksel aktivite yapmamış oldukları kendilerine sorularak kontrol edilmiştir. Ayrıca çalışma başlangıcından önceki son 1 hafta içinde ve çalışma süresince herhangi bir fiziksel aktivite yapmamaları sağlanmıştır.

3.2. Araştırma Modeli

Egzersize bağlı kas hasarının denge performansına etkisini inceleyen bu çalışmada, deney desenlerinden çapraz deney deseni kullanılmıştır. Katılımcılar rastgele ikiye ayrılarak deney ve kontrol denemelerine alınmışlardır. 1 hafta aradan sonra, çapraz deney desenine göre deney denemesine tabi olanlar kontrol denemesini, kontrol denemesini yapanlar ise deney denemesini gerçekleştirmişlerdir. Böylelikle kontrol ve deney denemeleri arasında bireysel özelliklere bağlı olarak oluşabilecek farklılıklar minimize edilmiştir.

3.3. Verilerin Toplanması

Bu çalışmada ölçümler, birer hafta süren 3 ayrı periyotda gerçekleştirilmiştir. İlk periyotda katılımcıların ön ölçümleri olarak vücut kompozisyonları belirlenmiştir. Daha sonra katılımcılara çalışmada kullanılacak

test cihazlarının tanıtımı yapılmış ve testi öğrenmeleri için üçer deneme uygulanmıştır. İkinci periyotda, birinci gün katılımcıların bazal ölçümlerinin belirlenmesi için toplanılmıştır. İlk olarak katılımcılar rastgele kontrol ve deney denemesi olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Daha sonra deneme gruplarının ağrı düzeyleri (VAS) belirlenerek uyluk çevre ölçümleri (Ç.Ö.) alınmıştır. Ardından tek bacak ve skuat pozisyonunda denge testlerini gerçekleştirilmiştir. Daha sonra sadece egzersiz denemesinde olan katılımcılar kan numunelerini (Kan N.) vermişlerdir.

Tablo 3.1: Deneyel uygulamanın çizelgesi

Bazal	Egzersiz Protokolü	Egzersiz Sonrası				
		Hemen	24.saat	48.saat	72.saat	96.saat
VAS	5 x 20 Derinlik sıçraması	VAS	VAS	VAS	VAS	VAS
Ç.Ö		Ç.Ö	Ç.Ö	Ç.Ö	Ç.Ö	Ç.Ö
Tek Bacak Denge		Tek Bacak Denge	Tek Bacak Denge	Tek Bacak Denge	Tek Bacak Denge	Tek Bacak Denge
Skuat Denge		Skuat Denge	Skuat Denge	Skuat Denge	Skuat Denge	Skuat Denge
Kan n.		Kan n.	Kan n.	Kan n.	Kan n.	Kan n.

Deney denemesinde olan katılımcılara kas hasarı oluşturmak için belirlenen egzersiz protokolü uygulanmış ve egzersizin hemen ardından ağrı düzeyleri, uyluk çevre ölçümleri, tek bacak ve skuat pozisyonunda denge testleri uygulanarak kan numuneleri alınmıştır. Kontrol denemesinde olan katılımcılar ise hiçbir aktivite yapmadan deney denemesinde olan katılımcılarla aynı ölçümleri gerçekleştirmişlerdir. Sadece, kontrol denemesindeki katılımcıların egzersiz yapmadıkları için kan numunelerine ihtiyaç duyulmamıştır. Kontrol denemesinde kan numuneleri hariç diğer bütün ölçümler gerçekleştirilmiştir. Egzersiz sonu 24, 48, 72

ve 96'ıncı saatlerde de bütün katılımcıların ağrı düzeyleri, uyluk çevre ölçümleri, tek bacak ve skuat pozisyonunda denge testleri tekrarlandıktan sonra deney denemesinde olan katılımcıların kan numuneleri alınmıştır. Üçüncü periyotda ise 1 hafta ara verildikten sonra çapraz deney desenine göre; deney denemesinde olan katılımcılar kontrol denemesini, kontrol denemesinde olanlar ise deney denemesini gerçekleştirmişlerdir. Çalışma dizaynı tablo 3.1'de gösterilmiştir.

3.3.1. Vücut kompozisyonu ölçümleri

Araştırmada katılımcıların boyları ± 0.1 cm hassasiyetle ve vücut ağırlıkları ± 100 gr hassasiyetle Seca marka boy ve vücut ağırlığı ölçme cihazı ile vücut kompozisyonu değerleri ise Tanita marka cihaz ile ölçülmüştür. Katılımcıların boy uzunlukları; topuktan başın en üst noktasına doğru olan vücut yüksekliği olarak ölçülmüştür. Ölçüm esnasında katılımcıların; çıplak ayakla, ayakları kapalı, başlarının arkası, sırt ve topuklarının ölçüm aletine bitişik durumda tutulmasına, derin bir nefes aldıktan sonra yüksek boya ulaşma esnasında ölçümün yapılmasına dikkat edilmiştir. Vücut ağırlığı ve vücut kompozisyonu ölçümlerinde ise; katılımcıların üzerinde yalnız şort ve tişört varken çıplak ayakla ölçüm yapılmıştır.

3.3.2. Kas hasarı egzersiz protokolü

Katılımcılara egzersiz protokolü hakkında bilgi verildikten sonra standart ısınma gerçekleştirilmiştir. Egzersiz protokolü 60 cm yükseklikten yapılan derinlik sıçramasından oluşmuştur. Derinlik sıçramasında araştırma grubundan, 60 cm yükseklikteki bir kasadan elleri belinde olacak şekilde atlayarak zemine temas ettikleri anda 90 derece diz fleksiyonundan olabildiğince en yukarı sıçramaları istenmiştir. Bir set 20 sıçramadan oluşmuş olup toplam 5 set uygulanmıştır. Sıçramalar 10 sn ara ile gerçekleştirilmiş, setler arası dinlenme süresi olarak ise 2 dk verilmiştir. Bu protokol daha öce yapılan çalışmalarda başarıyla uygulanmıştır (12, 76, 77).

3.3.3 Algılanan kas ağrısı

Algılanan kas ağrısını belirlemek için 0-10 dereceli vizüal analog skala (VAS) kullanılmıştır. Katılımcılara, eller belde ve diz fleksiyonu 90 derece olacak şekilde skuat pozisyonunda iken ağrı düzeylerini belirtmek için hazırlanan skala gösterilerek 0 (ağrısız) -10 (hareket edemeyecek düzeyde ağrılı) arası numaralardan ağrı düzeylerini belirtmeleri istenmiştir. Bu teknik daha önce yapılan çalışmalarda başarıyla kullanılmıştır (3, 12, 50).

3.3.4. Uyluk çevre ölçümü

Uyluk uzunluğu, katılımcı oturur pozisyonda iken trochanter major ile patella arasındaki mesafe ölçülmüş, tükenmez kalemle orta nokta işaretlenerek belirlenmiş ve diğer ölçümler için işaretin silinmemesine özen gösterilmiştir. Esnek olmayan bir mezura ile işaretli yerden Quadriceps kası gevşek iken ölçüm alınmıştır. Bu yöntem daha önce başka çalışmalarda uygulanmıştır (78, 79).

3.3.5. Kan numuneleri

İçinde pıhtı aktivatör olan 16x100mm Vacuette® (Greiner Bio-one, Solingen, Almanya) vakumlu biyokimya tüplerine her defasında 2ml kan alınmıştır. Kanlar 20 dakika pıhtılaşması beklendikten sonra 1250gr'da 15 dakika santrifüj edilmiştir. Elde edilen serum, -70 derecede deney gününe kadar bekletilmiştir. Örnekler aşamalı olarak eritildikten sonra aynı gün çalışılmıştır.

Serum CK ölçümü, Abbott CK ticari kit kullanılarak (Kat No: 7D63-21, Abbott Laboratories, IL, Amerika Birleşik Devletleri), Abbott C8000 Biyokimya otoanalizöründe ölçülmüştür. Test, örnekte bulunan kreatinin fosfatın ADP (Adenozin Disfosfat)'ye transferi prensibine dayanmaktadır. Testin ölçüm aralığı 5–4267 U/L'dir. Testin tekrarlanabilirliği 137 U/L için % 3.9 ve 388 U/L için % 3.3 olarak bildirilmiştir. Sonuçlar Unite/Litre (U/L) biriminde verilmiştir.

3.3.6. Denge ölçümleri

Denge testlerini ölçmek için BIODEx (Biodex Balance System, Inc, EN) marka denge ölçüm cihazı kullanılmıştır. Biodex denge cihazı; katılımcının sabit durmasının yanı sıra öne-arkaya ve yanlara hareket etmesine olanak sağlayan oynar platformdan oluşmaktadır. Postürel dengenin ölçümleri genel stabilite indeksi, *anteriyor-posteriyor* ve *medial-lateral* denge skorlarını içermektedir. Genel stabilite indeksi test süresi boyunca bütün hareketlerin düz pozisyonundaki derecelerin yerini alan ayak platformun varyansı gösterir. *Anteriyor-posteriyor* ve *medial-lateral* ise sırasıyla sagittal ve frontal düzlemde meydana gelen hareketlerin derecesinin yerini alan ayak platformun varyansını gösterir. Genel stabilite indeksindeki yüksek bir değer kötü dengeyi belirtir. “0 derece” olan denge skorları, olası maksimum dengeyi gösterir. Platform 0-12 arası hareketlilik derecesine sahiptir. 0; en sabit platform iken, 12; en hareketli platformu oluşturur. Bu araştırmada dinamik testler için 5. seviye kullanılmıştır (80). Testler tek ayak ve skuat pozisyonunda duruş olarak uygulanmıştır. Tek ayak statik ve hareketli platform denge, BIODEx marka cihazın “Athlete Single Leg” seçeneğinde, katılımcıların dominant bacakları ile gerçekleştirilmiştir. Tek ayak denge testleri, süresi 20 saniye ve dinlenme araları 10 saniye olacak şekilde 3 tekrar yapılmıştır. Bu testi başarıyla gerçekleştiren çalışmalara literatürde rastlanmıştır (81, 82).



Fotoğraf 3.1: Tek ayak denge duruş pozisyonu

Araştırma grubunun dominant bacakları kendilerine futbol topuna hangi ayakları ile vurdukları sorularak belirlenmiştir. Katılımcılar tek ayak denge testinde platforma çıkarak kolları yanda olacak şekilde doğal pozisyonlarında durarak karşıya bakmaları istenmiştir. Katılımcıların ayak açıları bir sonraki testler için belirlenmiştir. Araştırma grubundan test süresi boyunca dominant olmayan ayaklarını kaldırmaları, hareket etmemeleri ve konuşmamaları istenilmiştir.

Skuat pozisyonunda denge testleri ise araştırma grubunun algılanan kas ağrısı düzeylerinin belirlendiği 90 derece diz fleksiyonunda gerçekleştirilmiştir. Skuat pozisyonunda denge testleri, testler süresince oluşabilecek olası hasardan ve yorgunluktan testi etkilememek için süresi 10 saniye ve dinlenme araları 20 saniye olacak şekilde 3 tekrar uygulanmıştır. Katılımcılardan test süresi boyunca hareket etmemeleri ve konuşmamaları istenilmiştir. Dengesini kaybeden katılımcıların testi yeniden başlatılmıştır.



Fotoğraf 3.2: Skuat pozisyonunda denge duruşu

Tüm denge testleri 22-24 C° sıcaklıkta, kişinin konsantrasyonun etkilenmeyeceği sessiz bir laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir. Katılımcılardan testler süresince şort ve tişört giymeleri istenmiştir. Denge testleri ayakkabısız olarak uygulanmıştır. Ayrıca cihazın ekranı, geri bildirim etkilerini ortadan kaldırabilmek amacıyla kapatılmıştır.

3.4 İstatiksel Analiz

Tanımlayıcı istatistikler için tüm verilerin aritmetik ortalama ($\bar{x}$) ve standart sapmaları (ss) hesaplanmıştır. Egzersiz denemesinin CK aktivite düzeylerindeki değişiminin karşılaştırılması için tekrarlı ölçümlerde tek yönlü varyans analizi kullanılmıştır. Kas ağrısı, uyluk çevre ölçümü ve denge skorlarının değişiminin karşılaştırılması için ise tekrarlı ölçümlerde çift yönlü varyans analizi testi kullanılmıştır (zaman x deneme). Ortaya çıkan fark Bonferonni ve Least Significant Difference (LSD) çoklu karşılaştırma testi ile araştırılmıştır. İkili karşılaştırmalar için ise Eşleştirilmiş Örneklerde T-Testi kullanılmıştır. Verilerin analizi SPSS 17 paket programında yapılmış ve tüm istatistiksel işlemlerde yanılma düzeyi 0,05 olarak kabul edilmiştir.

4.BULGULAR

Bu bölümde katılımcıların, kas hasarı egzersizi sonrası CK aktivite düzeyleri, algılanan kas ağrısı ve uyluk çevresi değerleri ile tek bacakla ve skuat pozisyonunda statik ve hareketli platformdaki dengelerin, genel stabilite, *antrerior-posterior* ve *medial-lateral* indeksleri ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

Tablo 4.1’de çalışmada gönüllü olarak yer alan katılımcıların tanımlayıcı özelliklerinden yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve vücut yağ yüzdelerinin (VYY) aritmetik ortalaması ve standart sapması verilmiştir.

Tablo 4.1 Katılımcıların tanımlayıcı özellikleri (n=11)

Değişken	$\bar{x} \pm ss$	En Düşük	En Yüksek
Yaş (Yıl)	22 $\pm$ 2,60	18	28
Boy Uzunluğu (cm)	173,12 $\pm$ 9,54	150,2	182,6
Vücut Ağırlığı (kg)	65,85 $\pm$ 9,57	47,3	77
VYY (%)	11,65 $\pm$ 4,14	4,5	19,2

4.1. Egzersize Bağlı Kas Hasarı Ölçüm Sonuçları

Bazal, egzersizden hemen sonra, 24, 48, 72 ve 96’ncı saatlerde tespit edilen CK aktivite düzeyi, VAS ve uyluk çevresi ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri tablo 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.2: CK, VAS ve uyluk çevre ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapmaları (n=11)

Değişkenler		Bazal $\bar{X} \pm ss$	Egzersiz sonrası				
			Hemen sonra $\bar{X} \pm ss$	24.saat $\bar{X} \pm ss$	48.saat $\bar{X} \pm ss$	72.saat $\bar{X} \pm ss$	96.saat $\bar{X} \pm ss$
CK (U/L)		146,64± 45,127	217,45± 221,367	484,27± 283,270	340,91± 244,533	221,75± 145,214	197,64± 134,364
VAS	Deney	1,09± 0,944	6,64± 2,541	7,91± 2,212	7,45± 2,734	4,0± 2,366	1,45± 1,635
	Kontrol	0,64± 0,674	0,64± 1,027	0,73± 1,272	0,45± 0,934	0,36± 0,924	0,18± 0,603
UYLUK ÇEVRESİ (cm)	Deney	49,640± 3,672	50,059± 3,825	50,140± 3,825	50,209± 3,728	50,036± 3,796	49,959± 3,814
	Kontrol	50,040± 3,795	50,077± 3,831	50,036± 3,915	49,936± 3,875	50,013± 3,840	49,972± 3,838

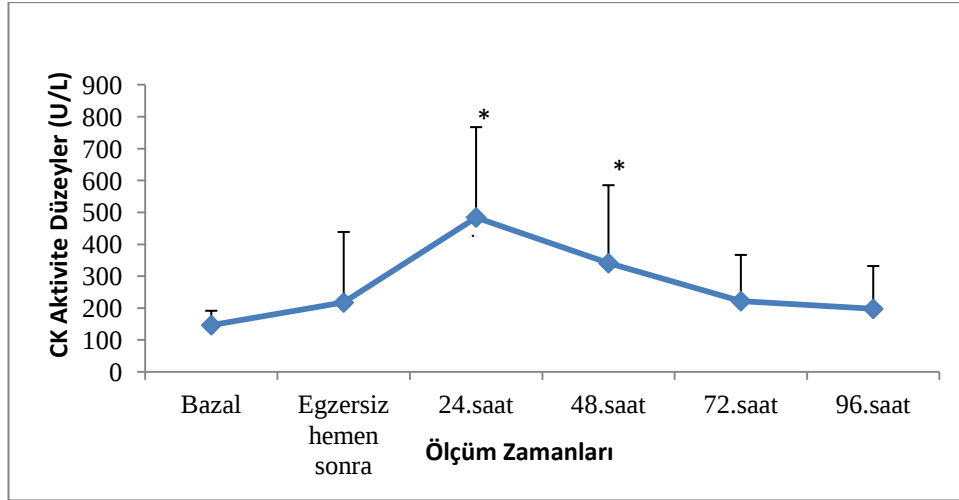
4.1.1 Kreatin kinaz aktivite düzeyleri

Tablo 4.3: Kreatin kinaz aktivite düzeylerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	841123,167	5	168224,633	11,200	0,000
Denekler içi hata	751033,000	50	15020,660		
Denekler arası hata	1551152,091	10	1551152,091		

KT: Kareler toplamı; KO: Kareler ortalaması; SD: Serbestlik derecesi. Bundan sonraki ANOVA tablolarında aynı kısaltmalar kullanılacaktır.

Tekrarlı ölçümlerde tek yönlü varyans analizine göre CK aktivite düzeylerinde zaman etkisinde istatistiksel olarak anlamlı fark ($F_{(5-50)} = 11,200$; $P = 0,000$) bulunmuştur (Tablo 4.3). LSD tanımlaması sonucunda bazal değere göre egzersiz sonrası 24 ve 48'inci saatlerdeki CK aktivite düzeyleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde ($p < 0,05$) yüksek bulunmuştur. Ek olarak şekil 4.1'deki grafik incelendiğinde ise CK aktivite düzeylerinin egzersiz sonrası yükselmeye başladığı ve 24. saatte zirve yaparak 72. saatte bazal değerlere geri dönüşün başladığı gözlemlenmiştir.



Şekil 4.1: CK aktivite düzeyleri grafiği

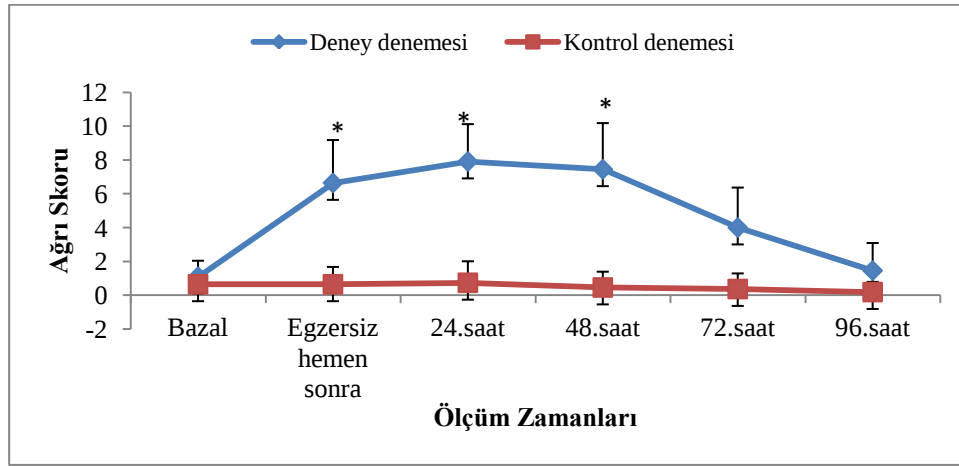
4.1.2. Algılanan kas ağrısı değerleri

Tablo 4.4: Algılanan kas ağrısı değerlerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	268,856	5	53,771	38,441	0,000
Zaman x deneme	235,765	5	47,153	33,710	0,000
Deneme	99,698	1	99,698	62,272	0,000
Grup içi hata	139,879	100	1,399		
Gruplar arası hata	32,020	20	1,601		

Algılanan kas ağrısı değerleri için tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi sonucuna göre zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 38,441$; $P = 0,000$), zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 33,710$; $P = 0,000$) ve deneme etkisinde ($F_{(1-20)} = 62,272$; $P = 0,000$) istatistiksel olarak anlamlı farkın olduğu saptanmıştır (Tablo 4.4). Zaman etkisindeki farkın devamı için yapılan tekrarlı ölçümlerde tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre ise deney denemesinin zaman etkisinde anlamlı fark ($F_{(5-50)} = 41,162$; $P = 0,000$) bulunmuştur. Bonferonni tanımlaması sonucu deney denemesinde, bazal değere göre anlamlı farkın 72.saate kadar devam ettiği bulunmuştur. Kontrol denemesi için yapılan tekrarlı ölçümlerde tek yönlü varyans analizi sonucunda zaman etkisinde istatistiksel olarak anlamlı fark ($F_{(5-50)} = 1,299$; $P = 0,279$) bulunmamıştır. Zaman x

deneme etkisindeki anlamlı farkın devamındaki analiz için bazala göre diğer tüm zamanlar arasındaki farkların, deney ve kontrol denemeleri arası karşılaştırması için Eşleştirilmiş Örneklemelerde T-Testi uygulanmıştır. Ağrı düzeyleri için bazalla egzersizden hemen sonra ($t=7,120$; $P=0,000$), bazalla 24 ($t=7,879$; $P=0,000$), 48 ($t=6,909$; $P=0,000$), ve 72'inci ($t=3,999$; $P=0,003$) saatler arasındaki değişimde deney denemesinin kontrol denemesinden anlamlı düzeyde yüksek olduğu bulunmuştur. Zaman etkisinde ortaya çıkan farkın, bazal değere göre egzersizden hemen sonra, egzersiz sonrası 24. ve 48. saatlerde olduğu Şekil 4.2'deki grafikte görülmektedir. 72. saatte ise bazal değerlere geri dönüşün başladığı görülmektedir.



Şekil 4.2 : Algılanan kas ağrısı değerleri grafiği

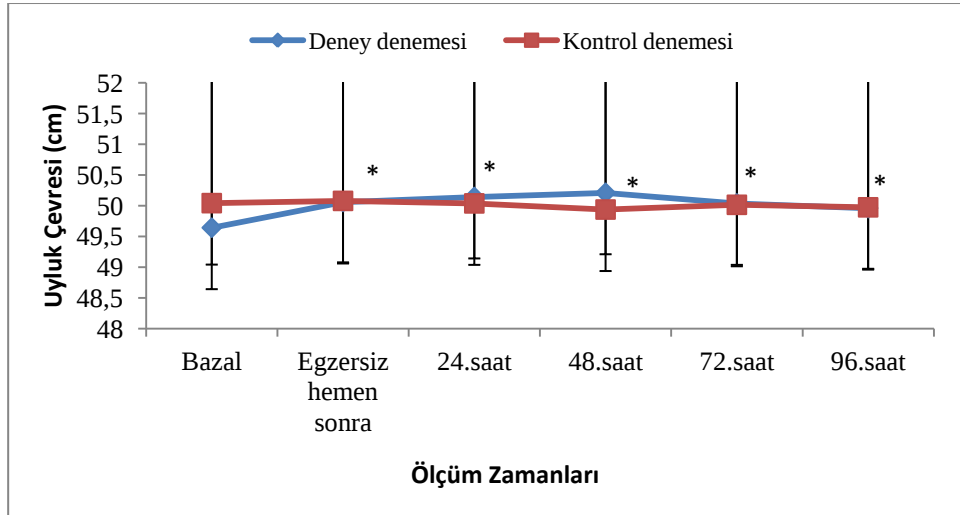
4.1.3. Uyluk çevre ölçüm değerleri

Tablo 4.5: Uyluk çevre ölçüm değerlerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	0,975	5	0,195	3,255	0,009
Zaman x deneme	1,354	5	0,271	4,526	0,001
Deneme	0,000	1	0,000	0,000	0,997
Grup içi hata	5,983	100	0,060		
Gruplar arası hata	290,106	20	14,505		

Uyluk çevre ölçüm değerleri için tablo 4.5'de verilen tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi sonucuna göre zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 3,255$; $P = 0,009$) ve

zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 4,526$; $P = 0,001$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Fakat deneme etkisinde ($F_{(1-20)} = 0,000$; $P = 0,997$) anlamlı fark bulunmamıştır. Zaman etkisinde ortaya çıkan farkın devamı için yapılan tekrarlı ölçümlerde tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre ise deney denemesinin zaman etkisinde anlamlı fark ($F_{(5-50)} = 5,629$; $P = 0,000$) bulunmuştur. Bonferonni tanımlaması sonucu deney denemesinde, bazal değere göre anlamlı farkın tüm zamanlarda olduğu belirtilmiştir. Kontrol denemesi için yapılan tekrarlı ölçümlerde tek yönlü varyans analizi sonucunda ise zaman etkisinde istatistiksel olarak anlamlı fark ($F_{(5-50)} = 0,678$; $P = 0,642$) bulunmamıştır. Zaman x deneme etkisindeki anlamlı farkın devamındaki analiz için bazala göre diğer tüm zamanlar arasındaki farkların, deney ve kontrol denemeleri arası karşılaştırması için Eşleştirilmiş Örneklemelerde T-Testi uygulanmıştır. Uyluk çevre değerleri için bazalla egzersizden hemen sonra ($t = 2,439$; $P = 0,035$), bazalla 24 ($t = 3,193$; $P = 0,010$), 48 ($t = 5,575$; $P = 0,000$), 72 ($t = 3,680$; $P = 0,004$) ve 96'ncı ($t = 3,154$; $P = 0,010$) saatler arasındaki değişimde deney denemesinin kontrol denemesinden farklı olduğu bulunmuştur.



Şekil 4.3: Uyluk çevre ölçüm değerleri grafiği

4.2. Denge Testi Ölçüm Sonuçları

Bazal, egzersizden hemen sonra, 24, 48, 72 ve 96'ncı saatlerde tespit edilen statik ve hareketli platformda tek bacak denge ölçümlerinin aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri tablo 4.6'da verilmiştir.

Tablo 4.6: Tek bacak denge skorlarının aritmetik ortalamaları ve standart sapmaları (n=11)

Değişkenler		Bazal $\bar{x} \pm ss$	Hemen sonra $\bar{x} \pm ss$	24.saat $\bar{x} \pm ss$	48.saat $\bar{x} \pm ss$	72.saat $\bar{x} \pm ss$	96.saat $\bar{x} \pm ss$
SPTD-G (Skor)	Deney	2,245 $\pm$ 0,859	3,136 $\pm$ 1,382	2,245 $\pm$ 1,240	2,155 $\pm$ 1,214	2,273 $\pm$ 0,926	2,227 $\pm$ 0,828
	Kontrol	2,345 $\pm$ 0,924	2,127 $\pm$ 1,224	1,973 $\pm$ 1,013	2,409 $\pm$ 0,890	2,355 $\pm$ 0,789	2,100 $\pm$ 0,787
SPTD-AP (Skor)	Deney	1,664 $\pm$ 0,993	2,573 $\pm$ 1,469	1,845 $\pm$ 1,282	1,773 $\pm$ 1,166	1,800 $\pm$ 1,021	1,709 $\pm$ 0,844
	Kontrol	1,873 $\pm$ 1,054	1,627 $\pm$ 0,700	1,418 $\pm$ 0,941	2,009 $\pm$ 0,897	1,791 $\pm$ 0,838	1,491 $\pm$ 0,906
SPTD-ML (Skor)	Deney	1,136 $\pm$ 0,785	1,427 $\pm$ 0,859	0,964 $\pm$ 0,668	1,064 $\pm$ 0,684	1,064 $\pm$ 0,608	1,109 $\pm$ 0,739
	Kontrol	0,909 $\pm$ 0,585	1,136 $\pm$ 1,168	1,064 $\pm$ 0,816	1,082 $\pm$ 0,699	1,209 $\pm$ 0,724	1,227 $\pm$ 0,531
HPTD-G (Skor)	Deney	2,373 $\pm$ 0,690	2,345 $\pm$ 0,940	2,027 $\pm$ 0,827	1,955 $\pm$ 0,822	1,973 $\pm$ 0,743	2,018 $\pm$ 0,643
	Kontrol	2,218 $\pm$ 0,392	2,145 $\pm$ 1,156	1,791 $\pm$ 0,904	1,855 $\pm$ 0,539	1,918 $\pm$ 0,551	1,936 $\pm$ 0,546
HPTD-AP (Skor)	Deney	1,964 $\pm$ 0,731	1,882 $\pm$ 1,077	1,691 $\pm$ 0,993	1,555 $\pm$ 0,965	1,527 $\pm$ 0,860	1,655 $\pm$ 0,418
	Kontrol	1,836 $\pm$ 0,553	1,736 $\pm$ 1,152	1,345 $\pm$ 0,872	1,473 $\pm$ 0,433	1,500 $\pm$ 0,632	1,191 $\pm$ 0,504
HPTD-ML (Skor)	Deney	1,136 $\pm$ 0,671	1,064 $\pm$ 0,724	0,973 $\pm$ 0,477	0,918 $\pm$ 0,685	0,982 $\pm$ 0,627	1,027 $\pm$ 0,757
	Kontrol	1,009 $\pm$ 0,434	0,973 $\pm$ 0,910	1,009 $\pm$ 0,665	0,982 $\pm$ 0,619	0,973 $\pm$ 0,508	1,345 $\pm$ 0,502

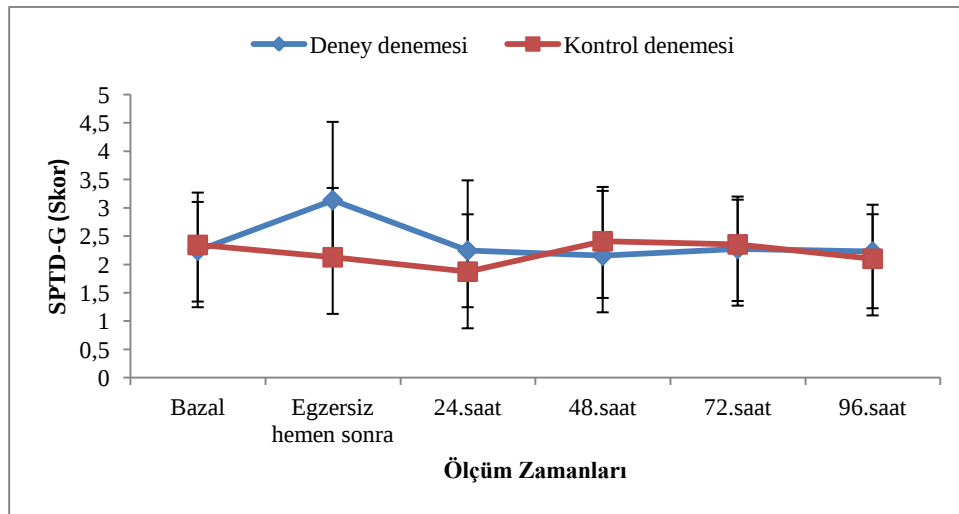
SPTD: Statik platform tek bacak denge, HPTD: Hareketli platform tek bacak denge
G:Genel Stabilité, AP: Anterior-posterior, ML: Medial-Lateral. Bundan sonraki tablo ve grafiklerde bu kısaltmalar kullanılmıştır.

4.2.1. Statik platform tek bacak denge testi

Tablo 4.7: Statik platform tek bacak dengenin genel stabilite indekslerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	3,645	5	0,729	0,969	0,441
Zaman x deneme	5,679	5	1,136	1,510	0,194
Deneme	0,145	1	0,145	0,340	0,566
Grup içi hata	75,241	100	0,752		
Gruplar arası hata	8,500	20	0,425		

Tablo 4.7’de verilen tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi sonucuna göre statik platform tek bacak denge testi genel stabilite indekslerindeki değişimde zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 0,969$; $P = 0,441$), zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 1,510$; $P = 0,194$) ve deneme etkisinde ($F_{(1-20)} = 0,340$; $P = 0,566$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Şekil 4.4’teki grafik incelendiğinde egzersizden hemen sonrasındaki verilerde deney ve kontrol denemelerinde fark olduğu gözlenmektedir. Bunun araştırması için uygulanan Eşleştirilmiş Örneklemelerde T Testi sonucunda egzersizden hemen sonra deney denemesi SPTD-G skoru kontrol denemesine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı ($t = 2,592$; $P = 0,027$) derecede yüksek bulunmuştur.

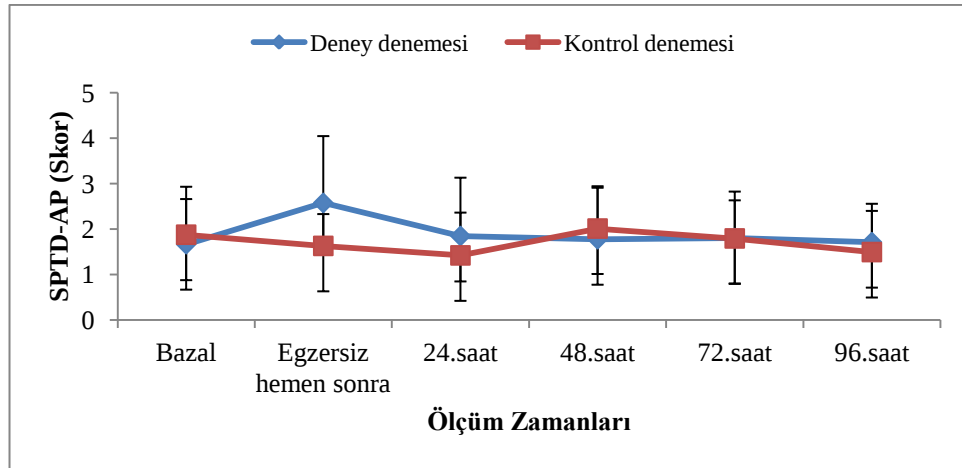


Şekil 4.4: SPTD-G denge skorları grafiği

Tablo 4.8: Statik platform tek bacak dengenin *anteriyor-posteriyor* indekslerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	3,686	5	0,737	0,900	0,484
Zaman x deneme	5,509	5	1,102	1,345	0,252
Deneme	0,204	1	0,204	0,539	0,471
Grup içi hata	81,897	100	0,819		
Gruplar arası hata	7,556	20	0,378		

Tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi sonucuna göre statik platform tek bacak dengenin *anteriyor-posteriyor* skorlarının zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 0,900$; $P = 0,484$), zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 1,345$; $P = 0,252$) ve deneme etkisinde ($F_{(1-20)} = 0,539$; $P = 0,471$) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farkın olmadığı bulunmuştur (Tablo 4.8). Şekil 4.5'teki grafikte egzersizden hemen sonrasındaki ölçüm skorlarında deney ve kontrol denemelerinde fark olduğu gözlenmektedir. Bunun araştırılması için uygulanan Eşleştirilmiş Örneklemelerde T Testi sonucunda egzersizden hemen sonra deney denemesi SPTD-AP skoru kontrol denemesine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı ($t = 2,502$; $P = 0,031$) düzeyde yüksek bulunmuştur.

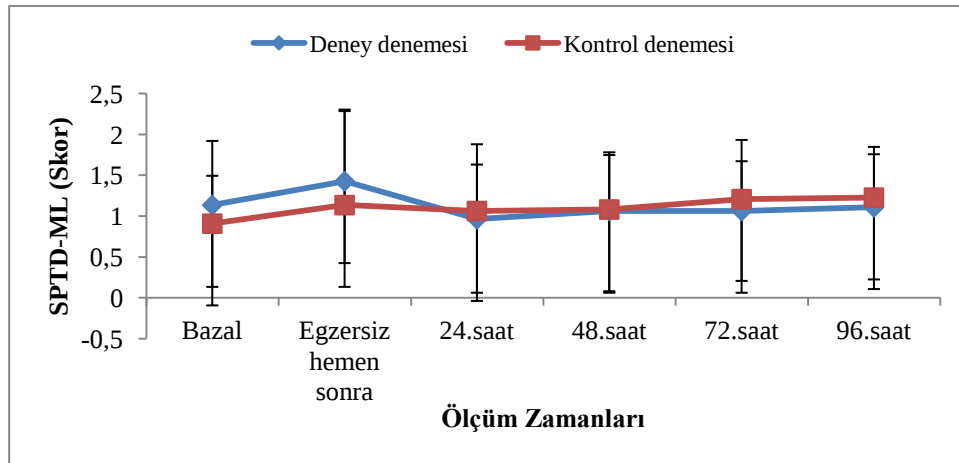


Şekil 4.5: SPTD-AP denge skorları grafiği

Tablo 4.9 : Statik platform tek bacak dengenin *medial-lateral* indekslerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	1,137	5	0,227	0,560	0,734
Zaman x deneme	0,983	5	0,197	0,484	0,787
Deneme	0,003	1	0,003	0,012	0,913
Grup içi hata	40,599	100	0,406		
Gruplar arası hata	4,664	20	0,233		

Statik platform tek bacak dengenin *medial-lateral* skorlarındaki değişim için yapılan tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi sonucuna göre zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 0,560$; $P = 0,734$), zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 0,484$; $P = 0,787$) ve deneme etkisinde ($F_{(1-20)} = 0,012$; $P = 0,913$) istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı saptanmıştır (Tablo 4.9). Bu durum Şekil 4.6'daki grafikte de gözlemlenmektedir.



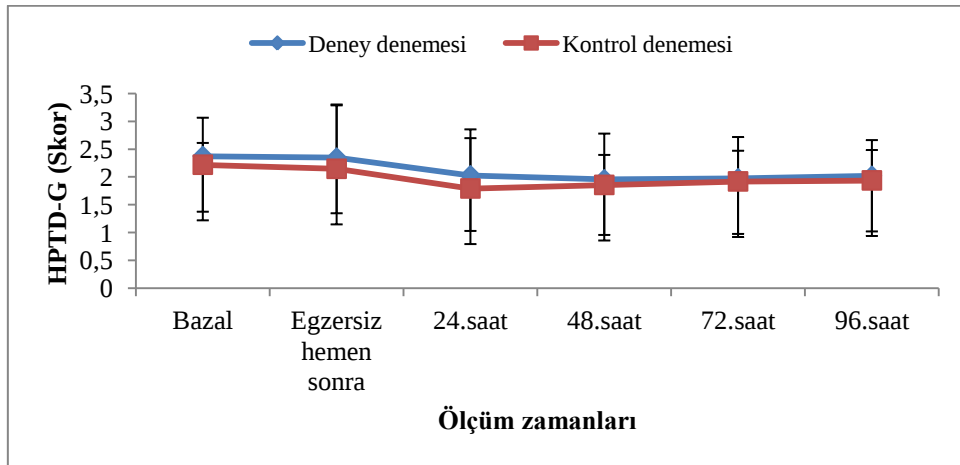
Şekil 4.6: SPTD-ML denge skorları grafiği

4.2.2. Hareketli platform tek bacak denge testi

Tablo 4.10: Hareketli platform tek bacak dengenin genel stabilite indekslerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	3,423	5	0,685	3,306	0,050
Zaman x deneme	0,139	5	0,028	0,094	0,993
Deneme	0,105	1	0,105	0,320	0,578
Grup içi hata	29,689	100	0,297		
Gruplar arası hata	6,535	20	0,327		

Tablo 4.10’da verilen tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre hareketli platform tek bacak dengenin genel stabilite skorları için zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 3,306$; $P = 0,050$) anlamlı fark varken, zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 0,094$; $P = 0,993$) ve deneme etkisinde ($F_{(1-20)} = 0,320$; $P = 0,578$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Zaman etkisinde ortaya çıkan farkın devamındaki analiz için yapılan tekrarlı ölçümlerde tek yönlü varyans analizi sonucuna göre deney denemesinde ($F_{(5-50)} = 1,442$; $P = 0,226$) ve kontrol denemesinde ($F_{(5-50)} = 0,986$; $P = 0,436$) zaman etkisinde ortaya çıkan fark kaybolmuştur. HPTD-G skorlarının ölçüm zamanlarındaki değişimi Şekil 4.7’deki grafikte sunulmuştur.

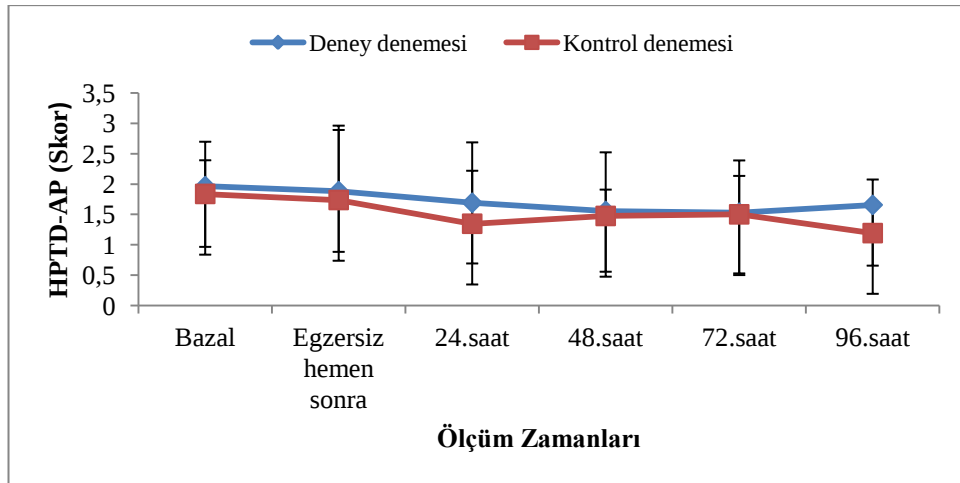


Şekil 4.7: HPTD-G denge skorları grafiği

Tablo 4.11: Hareketli platform tek bacak dengenin *anteriyor-posterior* indekslerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	4,087	5	0,817	1,997	0,088
Zaman x deneme	0,785	5	0,157	0,380	0,862
Deneme	0,217	1	0,217	0,715	0,408
Grup içi hata	41,333	100	0,413		
Gruplar arası hata	6,061	20	0,303		

Hareketli platform tek bacak dengenin *anteriyor-posterior* skorları için uygulanan tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi sonucuna göre zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 1,997$; $P = 0,088$), zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 0,380$; $P = 0,862$) ve deneme etkisinde ($F_{(1-20)} = 0,715$; $P = 0,408$) istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmemiştir (Tablo 4.11). Deneme gruplarının zaman içindeki değişim doğruları Şekil 4.8'deki grafikte de sunulmuştur.

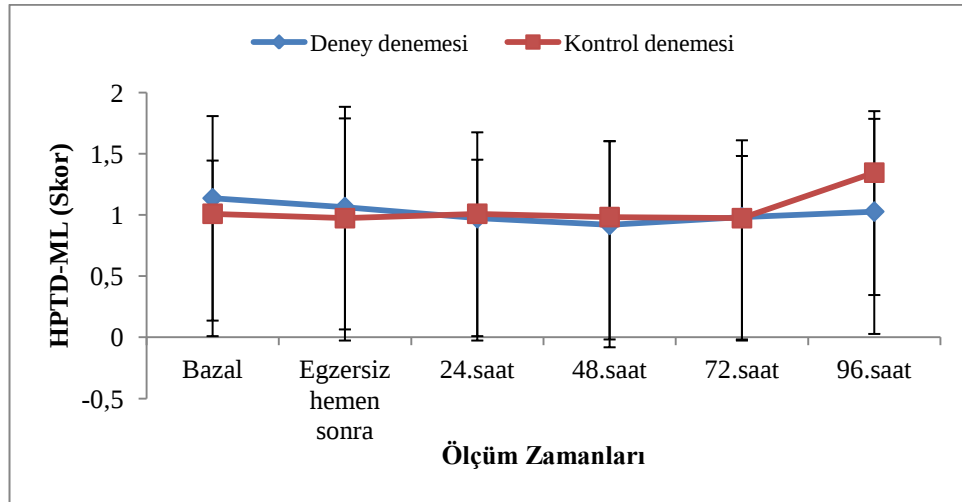


Şekil 4.8: HPTD-AP denge skorları grafiği

Tablo 4.12: Hareketli platform tek bacak dengenin *medial-lateral* indekslerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	0,816	5	0,163	0,577	0,718
Zaman x deneme	0,688	5	0,138	0,486	0,786
Deneme	0,006	1	0,006	0,031	0,862
Grup içi hata	28,291	100	0,283		
Gruplar arası hata	3,610	20	0,181		

Hareketli platform tek bacak dengenin *medial-lateral* skorlarındaki değişim için yapılan tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi sonucuna göre zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 0,577$; $P = 0,718$), zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 0,486$; $P = 0,786$) ve deneme etkisinde ($F_{(1-20)} = 0,031$; $P = 0,862$) istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı Tablo 4.12’de verilmiştir. İlgili durum Şekil 4.9’da grafiksel olarak sunulmuştur.



Şekil 4.9: HPTD-ML denge skorları grafiği

4.2.3. Statik platform skuat pozisyonunda denge testi

Bazal, egzersizden hemen sonra, 24, 48, 72 ve 96'ncı saatlerde tespit edilen statik ve hareketli platformda ölçülen skuat pozisyonunda dengenin aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri tablo 4.13'de verilmiştir.

Tablo 4.13: Skuat pozisyonu denge skorları aritmetik ortalamaları ve standart sapmaları (n=11)

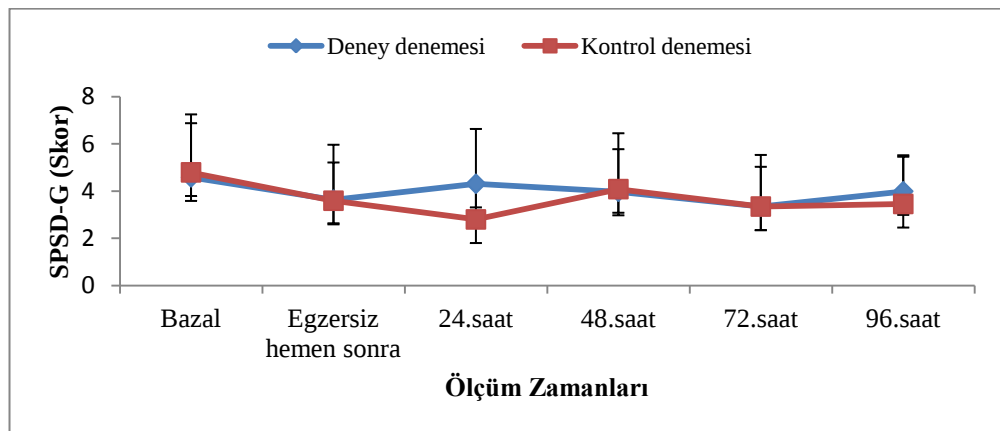
Değişkenler		Bazal $\bar{x} \pm ss$	Hemen sonra $\bar{x} \pm ss$	24.saat $\bar{x} \pm ss$	48.saat $\bar{x} \pm ss$	72.saat $\bar{x} \pm ss$	96.saat $\bar{x} \pm ss$
SPSD-G	Deney	4,582± 2,290	3,636± 2,323	4,309± 2,320	3,973± 1,799	3,345± 1,681	3,991± 1,524
	Kontrol	4,791± 2,454	3,591± 1,618	2,800± 1,581	4,082± 2,365	3,345± 2,183	3,455± 1,998
SPSD-AP	Deney	4,227± 2,564	3,364± 2,484	4,027± 2,475	3,600± 1,965	2,973± 1,875	3,582± 1,726
	Kontrol	4,573± 2,558	3,145± 1,692	2,427± 1,650	3,873± 2,450	3,045± 2,264	3,127± 2,174
SPSD-ML	Deney	0,982± 0,719	0,800± 0,328	0,991± 0,809	1,082± 0,761	1,009± 0,721	1,155± 0,837
	Kontrol	0,918± 0,582	1,273± 0,950	0,955± 0,645	0,918± 0,528	0,773± 0,572	0,927± 0,663
HPSD-G	Deney	2,191± 0,773	1,864± 0,524	2,109± 0,674	1,782± 0,669	1,709± 0,810	1,809± 0,661
	Kontrol	2,536± 1,163	2,418± 1,197	1,845± 0,735	1,927± 0,658	2,027± 0,778	1,773± 0,547
HPSD-AP	Deney	1,682± 0,489	1,564± 0,555	1,855± 0,631	1,391± 0,566	1,409± 0,752	1,464± 0,567
	Kontrol	2,264± 1,085	2,018± 1,160	1,455± 0,590	1,573± 0,745	1,791± 0,772	1,500± 0,708
HPSD-ML	Deney	1,027± 0,847	0,700± 0,384	0,773± 0,440	0,818± 0,479	0,755± 0,425	0,764± 0,537
	Kontrol	0,827± 0,721	1,055± 0,714	0,900± 0,589	0,791± 0,436	0,709± 0,308	0,673± 0,369

SPSD: Statik platform skuat pozisyonunda denge, HPSD: Hareketli platform skuat pozisyonunda denge

Tablo 4.14: Statik platform skuat pozisyonunda dengenin genel stabilite indekslerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	25,104	5	5,021	2,959	0,016
Zaman x deneme	11,544	5	2,309	1,361	0,246
Deneme	0,480	1	0,480	0,175	0,680
Grup içi hata	169,683	100	1,697		
Gruplar arası hata	54,919	20	2,746		

Tablo 4.14’de verilen tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi sonuçlarına göre skuat pozisyonunda ölçülen statik platform dengenin genel stabilite skorlarındaki değişimde, zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 2,959$; $P = 0,016$) anlamlı düzeyde fark görülürken, zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 1,361$; $P = 0,246$) ve deneme etkisinde ($F_{(1-20)} = 0,175$; $P = 0,680$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Zaman etkisinde ortaya çıkan farkın devamı için yapılan tekrarlı ölçümlerde tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre ise deney denemesinin zaman etkisinde anlamlı fark ($F_{(5-50)} = 1,442$; $P = 0,226$) bulunmamıştır. Kontrol denemesi için yapılan tekrarlı ölçümlerde tek yönlü varyans analizi sonucunda ise zaman etkisinde istatistiksel olarak anlamlı fark ($F_{(5-50)} = 2,736$; $P = 0,029$) bulunmuştur. Bonferonni tanımlaması sonucu kontrol denemesinde, egzersiz hemen sonrası değerine göre egzersiz sonrası 24.saatte anlamlı farkın olduğu saptanmıştır. Ayrıca Şekil 4.10’daki grafikten statik platform skuat pozisyonunda dengenin genel stabilite indeks skorlarının deney ve kontrol denemesinde farklılaştığını gözlemleyebiliyoruz.

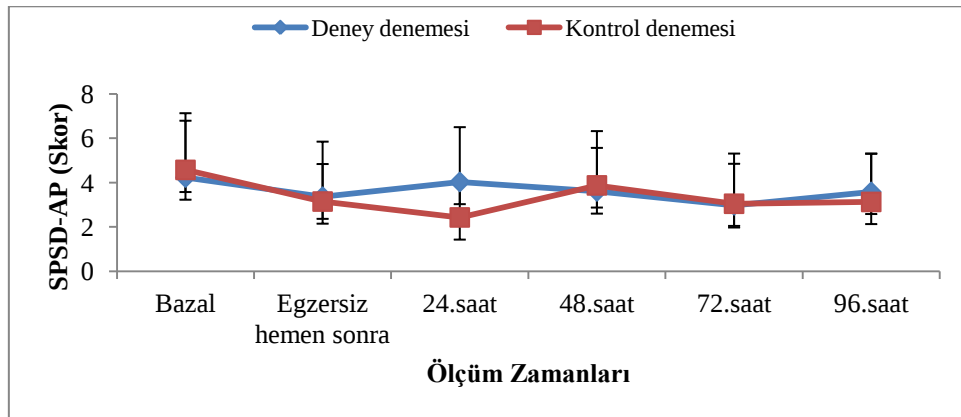


Şekil 4.10: SPSPD-G denge skorları grafiği

Tablo 4.15: Statik platform skuat pozisyonunda dengenin *anteriyor-posteriyor* indekslerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	27,777	5	5,555	3,030	0,014
Zaman x deneme	14,279	5	2,856	1,558	0,179
Deneme	0,382	1	0,382	0,118	0,735
Grup içi hata	183,324	100	1,833		
Gruplar arası hata	64,828	20	3,241		

Tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi sonucunda skuat pozisyonunda ölçülen statik platform dengenin *anteriyor-posteriyor* skorlarında zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 3,030$; $P = 0,014$) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Fakat zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 1,558$; $P = 0,179$) ve deneme etkisinde ($F_{(1-20)} = 0,118$; $P = 0,735$) istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (Tablo 4.15). Zaman etkisinde ortaya çıkan farkın devamı için yapılan tekrarlı ölçümlerde tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre ise deney denemesinin zaman etkisinde anlamlı fark ($F_{(5-50)} = 1,354$; $P = 0,258$) bulunmamıştır. Kontrol denemesi için yapılan tekrarlı ölçümlerde tek yönlü varyans analizi sonucunda ise zaman etkisinde istatistiksel olarak anlamlı fark ($F_{(5-50)} = 3,071$; $P = 0,017$) bulunmuştur. Bonferonni tanımlanması sonucu zaman etkisinde ortaya çıkan farkın, egzersizden hemen sonrası değerine göre 24.saatte olduğu bulunmuştur. Ayrıca Şekil 4.11'deki grafikten statik platform skuat pozisyonunda dengenin *anteriyor-posteriyor* indeks skorlarının deney ve kontrol denemesinde farklılaştığını gözlemleyebiliyoruz.

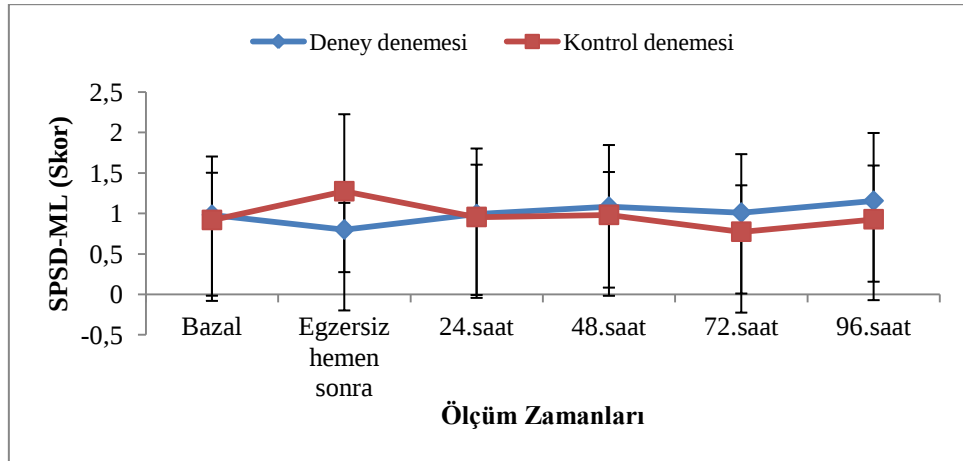


Şekil 4.11: SPSPD-AP denge skorları grafiği

Tablo 4.16: Statik platform skuat pozisyonunda dengenin *medial-lateral* indekslerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	0,355	5	0,071	0,374	0,865
Zaman x deneme	1,938	5	0,388	2,041	0,079
Deneme	0,010	1	0,010	0,031	0,863
Grup içi hata	18,990	100	0,190		
Gruplar arası hata	6,486	20	0,324		

Tablo 4.16’da verilen tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizine göre skuat pozisyonunda ölçülen statik platformlu dengenin *medial-lateral* skorlarının zaman etkisinde ($F_{(5-100)}=0,374$; $P=0,865$), zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)}=2,041$; $P=0,079$) ve deneme etkisinde ($F_{(1-20)}=0,031$; $P=0,863$) istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. İlgili durum Şekil 4.12’deki grafikte gösterilmiştir.



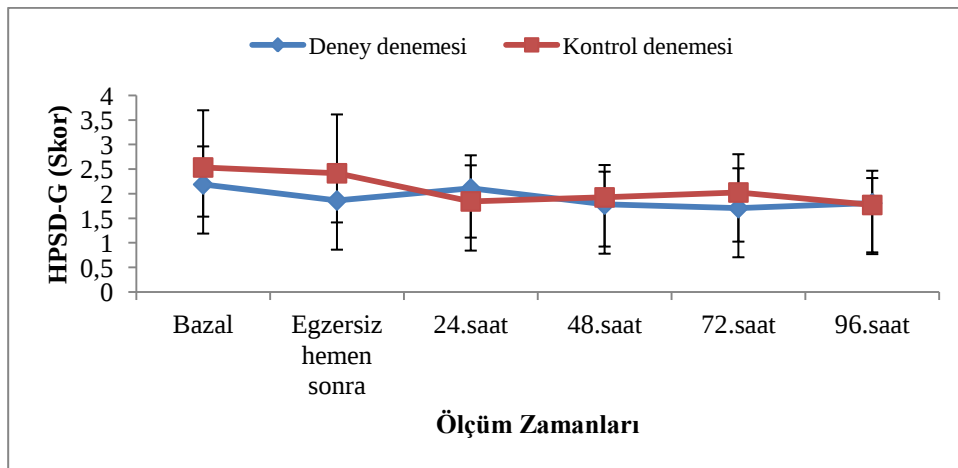
Şekil 4.12: SPSPD-ML denge skorları grafiği

4.2.4. Hareketli platform skuat pozisyonunda denge testi

Tablo 4.17: Hareketli platform skuat pozisyonunda dengenin genel stabilite indekslerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	5,167	5	1,033	2,649	0,027
Zaman x deneme	2,373	5	0,475	1,217	0,307
Deneme	0,173	1	0,173	0,570	0,459
Grup içi hata	39,005	100	0,390		
Gruplar arası hata	6,065	20	0,303		

Skuat pozisyonunda ölçülen hareketli platform dengenin genel stabilite skorlarındaki değişimi için yapılan tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi sonucunda zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 2,649$; $P = 0,027$) anlamlı fark bulunmuştur. Fakat zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 1,217$; $P = 0,307$) ve deneme etkisinde ($F_{(1-20)} = 0,570$; $P = 0,459$) istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır (Tablo 4.16). Zaman etkisinde ortaya çıkan farkın devamı için yapılan tekrarlı ölçümlerde tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre ise deney denemesinin ($F_{(5-50)} = 1,651$; $P = 0,164$) ve kontrol denemesinin ($F_{(5-50)} = 2,066$; $P = 0,085$) zaman etkisinde anlamlı fark bulunmamıştır. Şekil 4.13'deki grafikte de ilgili durum gösterilmiştir.

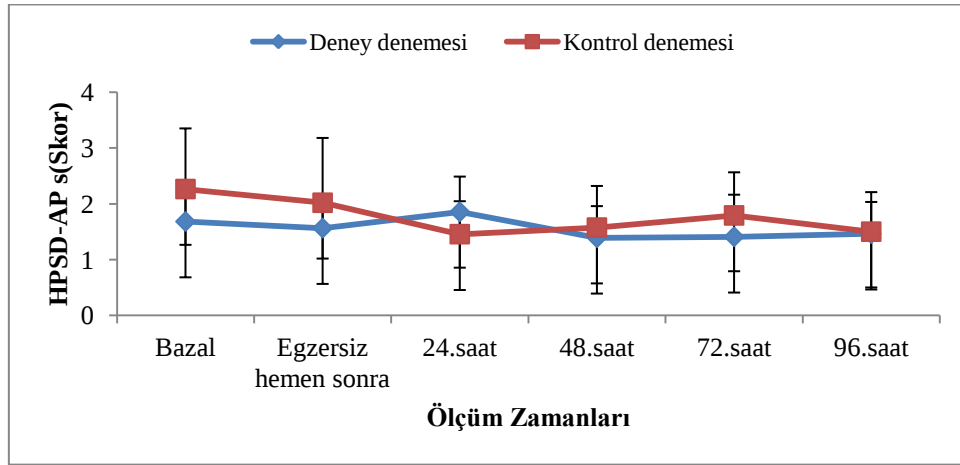


Şekil 4.13: HPD-G denge skorları grafiği

Tablo 4.18: Hareketli platform skuat pozisyonunda dengenin *antreiyor-posteriyor* indekslerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	4,004	5	0,801	1,817	0,116
Zaman x deneme	3,468	5	0,694	1,574	0,174
Deneme	0,234	1	0,234	1,229	0,281
Grup içi hata	44,075	100	0,441		
Gruplar arası hata	3,800	20	0,190		

Tablo 4.18’de verilen skuat pozisyonunda ölçülen hareketli platform dengenin *anteriyor-posteriyor* skorlarının zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 1,817$; $P = 0,116$), zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 1,574$; $P = 0,174$) ve deneme etkisinde ($F_{(1-20)} = 1,229$; $P = 0,281$) istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi sonucunda tespit edilmiştir. Şekil 4.14’deki grafikte de ilgili durum gösterilmiştir.

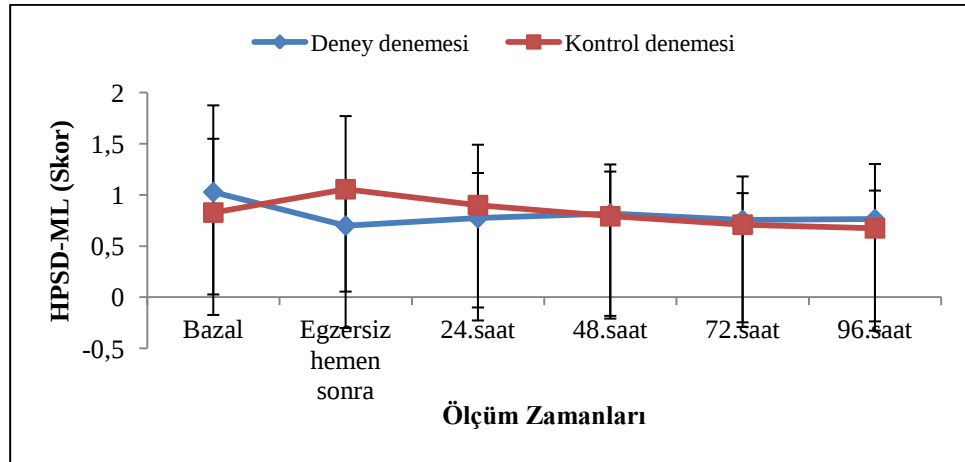


Şekil 4.14: HPSD-AP denge skorları grafiği

Tablo 4.19: Hareketli platform skuat pozisyonunda dengenin *medial-lateral* indekslerinin karşılaştırılması

Değişken	KT	SD	KO	F	P
Zaman	0,733	5	0,147	1,402	0,230
Zaman x deneme	1,049	5	0,210	2,004	0,084
Deneme	0,002	1	0,002	0,010	0,921
Grup içi hata	10,463	100	0,105		
Gruplar arası hata	4,190	20	0,209		

Skuat pozisyonunda ölçülen hareketli platform dengenin *medial-lateral* skorlarındaki değişim için yapılan tekrarlı ölçümlerde iki yönlü varyans analizi sonucunda, zaman etkisinde ($F_{(5-100)} = 1,402$; $P = 0,230$), zaman x deneme etkisinde ($F_{(5-100)} = 2,004$; $P = 0,084$) ve deneme etkisinde ($F_{(1-20)} = 0,010$; $P = 0,921$) istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmemiştir (Tablo 4.19). Deneme gruplarının zaman içerisindeki ortalamaları grafikte verilmiştir (Şekil 4.15).



Şekil 4.15: HPD-ML denge skorları grafiği

5.TARTIŞMA

Egzersize bağı kas hasarının denge performansına etkisini incelemek amacıyla yapılan bu çalışmada, yapılan istatistiksel analizler sonucunda CK aktivite düzeyleri, kas ağrısı değerleri ve uyluk çevre ölçüm değerleri hem zaman etkisinde hem zaman x deneme etkisinde hem de deneme etkisinde anlamlı düzeyde farklı bulunmuştur. Ayrıca statik platform skuat pozisyonunda dengenin genel stabilite indeksi ile *anteriyor-posteriyor* indeksinde zaman etkisinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Bunun dışında, hem statik platform hemde hareketli platform tek bacakla dengenin genel stabilite indeksi, *anteriyor-posteriyor* ve *medial-lateral* indekslerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Yine statik platform skuat pozisyonunda dengenin *medial-lateral* indekslerinde ve skuat pozisyonunda hareketli platformlu dengenin tüm indekslerinde anlamlı bir farka rastlanmamıştır.

Egzersize bağı kas hasarı olgusu, özellikle eksantrik kasılmaların yoğun olduğu alışık olunmayan egzersizler sonrasında ortaya çıkan fizyolojik bir durumdur. Kas hasarının belirlenmesinde genellikle direkt ve indirekt olmak üzere iki yöntem kullanılmaktadır. Kasın biyopsi alınması ve görüntüleme tekniklerini kapsayan direkt yöntem, uygulaması zor ve diğer yöntemlere göre daha pahalıdır. İndirekt yöntem ise kas içi enzimlerin plazmadaki seviyelerinin belirlenmesi, kas kuvvetinde azalma, ağrı, ödem gibi bazı inflamasyon göstergelerinin artması gibi belirteçlerin takibini içerir (47, 83). Kas enzim proteinlerinin serum seviyelerine bakarak hasarın gözlemlenmesinde en sıklıkla ölçülen CK, miyogloblin, laktat dehidrogenaz, aspartat aminotransferaz, alanin aminotransferaz ve miyozin serum seviyeleridir (48). Kas hasarı oluşumuyla birlikte kandaki kas proteinlerinde artış (84), uzun süre devam eden kas ağrısı (85), enflamasyon (86) ve kas fonksiyonlarında bozulma (49) gibi durumların ortaya çıktığı birçok çalışmada rapor edilmiştir. Bu çalışmada belirtilen kas hasarı belirteçlerinden CK, kas ağrısı ve uyluk çevre ölçüm değerleri kullanılmıştır.

Özellikle iskelet ve kalp kasında meydana gelen travmalar veya hasar sonucu CK düzeylerinde meydana gelen yükselmenin takibi indirekt yöntem olarak yıllardır araştırmacılar tarafından yaygın bir şekilde kullanılmıştır (2, 87). Bu araştırmada CK aktivite düzeyleri, kas hasarı egzersiz protokolü öncesi, egzersiz hemen sonrası, 24,

48, 72 ve 96'ıncı saatlerde kan örnekleri alınarak takip edilmiştir. Yapılan istatistiksel analiz sonucunda CK aktivite düzeylerinin egzersiz sonrası 24. saatte en yüksek değerlerine ulaştığı gözlemlenmiş ve 24. ve 48. saatte bazal seviyelere göre anlamlı düzeyde arttığı bulunmuştur.

Literatüre baktığımızda alt ekstremitte kaslarına yönelik uygulanan çeşitli egzersiz protokolleri vardır. Bu çalışmada uygulanan derinlik sıçraması egzersiz protokolü birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (76, 77, 88). Bu çalışmaların birinde Kirby ve ark. (77) 27 sağlıklı bireye derinlik sıçraması egzersiz protokolü uygulayarak CK aktivite düzeylerini egzersiz öncesi ve egzersiz sonrası 24, 48, 72 ve 96'ıncı saatlerde takip etmişlerdir. Yapılan analizler sonucunda CK aktivite düzeylerinin egzersiz sonrası 24. saatte bazal düzeylere göre anlamlı derecede arttığını bulmuşlardır. Yine bir başka çalışmada fiziksel olarak aktif 18 erkek bireylere benzer egzersiz protokolü uygulandıktan sonra CK seviyeleri egzersiz öncesi, egzersiz sonrası 24, 48, 72 ve 96'ıncı saatlerde takip edilmiştir. Yapılan istatistiksel analizler sonucunda CK aktivite düzeylerinin egzersiz sonrası 24. saatte zirve yaptığı gözlemlenmiştir (76).

Benzer derinlik sıçrama egzersizi sonrası kas hasarı ve kas ağrısını inceleyen Miyama ve Nosaka (88), 8 erkek öğrenciye uyguladıkları 100 derinlik sıçramasının ardından, CK aktivite düzeylerini egzersiz öncesi, egzersiz hemen sonrası ve egzersizi takiben 1, 24 ve 48'inci saatlerde gözlemlemişlerdir. Yapılan analizler sonucunda, CK aktivite düzeyleri egzersiz sonrası 24. saatte bazal değerlere göre anlamlı düzeyde farklı bulunmuştur. Tartışıldığı üzere benzer 100 derinlik sıçraması egzersiz protokolü ile yapılan kas hasarı çalışmalarında CK aktivite düzeylerinin 24. saatte bazal seviyelere göre anlamlı arttığı görülmüştür. Bu bulgular bizim çalışmamızdaki bulgularla paralellik göstermektedir.

Yine alt ekstremitte kaslarına uygulanan farklı egzersiz protokolü ile yapılan çalışmalar incelendiğinde ise Philippou ve ark. (89) tarafından izokinetik dinamometre ile yapılan 2 set 25 tekrarlı egzersiz protokolünün ardından, egzersiz sonrası 6. saat, 2, 5 ve 16'ıncı günlerde CK aktivite düzeyleri takip edilmiştir. Egzersiz sonrası yükselmeye başlayan CK aktivite düzeyleri 2. ve 5. günlerde bazal seviyeye göre anlamlı artış göstermiştir.

Benzer değerler gözlemlenen diğer bir çalışmada Burt ve ark. (90) vücut kütleinin %80 'i bir dirençle uyguladıkları 100 skuat egzersizi ardından CK aktivite düzeylerindeki değişimi egzersiz sonrası 24. ve 48. saatlerde takip etmişlerdir. Analizler sonucunda CK aktivite düzeyleri, bazal değerlere göre egzersiz sonrası 24. ve 48. saatlerde anlamlı artış göstermiştir. En yüksek seviyelere ise 24. saatte ulaşıldığını rapor etmişlerdir.

Ayrıca üst ekstremite kasları ile ilgili kas hasarı sürecini takip eden çalışmalar incelendiğinde CK aktivite düzeylerindeki artışın daha yüksek olduğu ve etkisinin daha uzun sürdüğü gözlemlenmiştir (91). Fakat bunun nedeni tam olarak anlaşılmamıştır. Ancak günlük hayatta alt ekstremite kasları vücudun taşınması ile yükümlüdürler. Dolayısıyla üst ekstremite kaslarının alt ekstremite kaslarına oranla daha az aktif olduklarını ve daha az alışık olunmayan egzersizlere maruz kalması sonucu kas hasarına daha fazla hassasiyet göstermeleri muhtemeldir. Bu bağlamda CK aktivite düzeyleri etkisinin daha uzun sürmesi ve değerlerin daha yüksek görülmesi normaldir (92).

Kas hasarını belirlemede kullanılan diğer bir indirekt yöntem olan algılanan kas ağrısı, bu çalışmada egzersiz sonrası hemen, bazal değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artmaya başlayarak 24. ve 48. saatlerde de anlamlı artışın en üst düzeye çıktığı ve 72. saat itibari ile de bazal değerlere geri dönüşün başladığı gözlemlenmiştir. Benzer derinlik sıçraması egzersiz protokolleri kullanılan çalışmalarda algılanan kas ağrısı değerlerine baktığımızda bu çalışma ile benzer kas ağrısı ölçüm yöntemi (90 derece skuat pozisyonu) kullanan Goodall ve Howatson (76) algılanan kas ağrısı değerlerinin egzersiz sonrası 48. saatte zirve yaptığını ve 96. saatte bazal değerlere geri döndüğünü kaydetmişlerdir. Bu araştırmaya benzer ağrı ölçüm yöntemi kullanılan diğer bir çalışmada ise algılanan kas ağrısı değerlerinin uygulanan dikey sıçrama egzersizi sonrasında 24, 48 ve 72'inci saatlerde bazal değerlere göre anlamlı arttığı rapor edilmiştir (16) Diğer bir çalışmada Minshull ve ark. (93) algılanan kas ağrısı değerlerinin egzersiz sonrası 48. ve 72. saatlerde bazal değerlere göre arttığını kaydetmişlerdir.

Palpasyon yöntemi kullanılarak belirlenen kas ağrısı ölçüm yönteminde ise Philippou ve ark (89) algılanan kas ağrısı değerlerinin izokinetik dinamometre ile yapılan kas hasarı egzersiz protokolü sonrası 1., 2. ve 5. günlerde bazal değerlere

göre anlamlı düzeyde fark bulduklarını belirtmişlerdir. Bütün bu bulgular çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Ayrıca literatür taramasında bilindiği kadarıyla egzersize bağlı kas hasarı sonrası ağrı değerlerinde artış gözlemlenmeyen herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Araştırmamızda kullanılan diğer bir indirekt yöntem olan uyluk çevre ölçüm yönteminde amaç alışık olunmayan eksantrik egzersizler sonucu kaslarda meydana gelen hasara bağlı şişkinliği belirlemektir. Yapılan istatistiksel analizler sonucunda kas hasarı egzersiz protokolü sonrasında ölçüm yapılan tüm zamanlarda bazal değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Literatürde alt ekstremite kaslarına yönelik yapılan kas hasar çalışmalarında uyluk çevre ölçüm yöntemine çok fazla rastlanılmamıştır. Bu ölçüme ağırlıklı olarak üst ekstremite kaslarına yönelik yapılan çalışmalarda rastlanılmaktadır. Nunan ve ark. (94) uyguladıkları iniş koşusu protokolünün ardından uyluk çevre ölçüm değerlerinde anlamlı farka rastlamamışlardır. Yine Sellwood ve ark, (95) leg ekstensiyon makinesinde uyguladıkları egzersiz protokolünün ardından 24, 48, ve 72'inci saatlerde ölçtükleri uyluk çevre değerlerinde anlamlı bir fark bulmamışlardır. Bu çalışmalara ek olarak, Goodall ve Howatson (76) egzersiz protokolü ardından sadece egzersiz hemen sonrası anlamlı fark rapor ederken diğer zamanlarda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını kaydetmişlerdir. Bu çalışmaların bulguları bizim bulgularımızla zıtlık göstermektedir. Bunun nedeni uygulanan kas hasarı egzersiz protokollerinin farklı olması olabilir. Ya da ölçüm yönteminde kullanılan değişik protokoller olabilir. Bu çalışmada ölçüm noktası, kişi oturur pozisyonda iken trochanter major ile patella arasındaki mesafe tükenmez kalemle işaretlenerek belirlenmiş ve diğer ölçümler için işaretin silinmemesine özen gösterilerek ölçümler hep aynı yerden alınmıştır.

Egzersize bağlı kas hasarının denge performansına etkisini incelemek amacıyla yapılan bu çalışmada uygulanan egzersiz protokolünün kas hasarı oluşturmada başarılı olması önemlidir. Yukarıda da tartışıldığı gibi, egzersize bağlı kas hasarının belirlenmesi için kullandığımız yöntemlerde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artışların saptanması ve diğer araştırmacılarla benzer sonuçlar elde edilmesi, uygulanan egzersiz protokolünün kas hasarı oluşturmada başarılı olduğunu göstergesidir.

Literatür incelendiğinde egzersize bağlı kas hasarının atletik performansla ilişkisini inceleyen çalışmalar sonucunda kuvvet (3, 4, 5) dayanıklılık (5, 6, 7), sürat (4, 10, 12) çeviklik (4, 12), denge (16) ve beceri (13, 14) performanslarında düşüş olduğu rapor edilmiştir. Egzersize bağlı kas hasarının denge performansına etkisini inceleyen ise sadece bir çalışmaya rastlanılmıştır (16). Twist ve ark. (16) kas hasarının dominant bacak denge performansına etkisini inceledikleri çalışmalarında 20 tekrarlı 10 setten oluşan dikey sıçrama egzersiz protokolünü 9 sağlıklı bireye uygulamışlardır. Ölçümler, bazal değerlerden sonra egzersiz sonrası 30'uncu dakika, 24, 48 ve 72'inci saatlerde alınmıştır. Katılımcıların tek bacak denge performanslarının egzersiz sonrası olumsuz etkilendiğini ve 24'üncü saatte bazal değerlere göre anlamlı düzeyde bozulmuş olduğunu saptamışlardır.

Denge, yerçekimine karşı vücut merkezinin minimal kaymayla veya maksimal sabitlikte kalabilme yetisi olarak tanımlanmaktadır (96). Denge, merkezi sinir sistemi tarafından kontrol edilir ve vestibüler, somatosensoriyel ve vizüel sistemlerden gelen duyu bilgilerinin birleşimi ile sağlanır (80). Literatürde statik ve dinamik denge olmak üzere iki çeşit dengeden bahsedilmektedir. Statik denge, sabit bir pozisyonda minimal hareket ile dengenin sağlanması olarak tanımlanırken dinamik denge ise hareket halinde vücut pozisyonun korunması olarak tanımlanmaktadır (53).

Dengenin korunması, futbol, basketbol ve cimnastik gibi spor branşlarında üst düzey performans sergilenebilmesi temel gereksinimdir (97). Spor branşlarında, içerdiği kas gruplarına ve hareketlerin şiddetine göre özel postürel adaptasyona ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca, spor antrenmanlarının propriyoseptif bilgilerin kullanımını artırarak denge kapasitesini geliştirdiği de bilinmektedir (98). Golomer ve ark (99) profesyonel dansçıların, görmeleri engellendiğinde sedanter insanlara göre daha iyi propriyoseptif bilgileri kullanarak vücut kaymalarını telafi ettiklerini rapor etmişlerdir. Perrin ve ark (100) dansçı ve judocuların sedanter insanlara göre daha iyi denge kontrolüne sahip olduklarını belirtmişlerdir. Matsuda ve ark (101), çeşitli branş sporcularında 60 sn süresince tek bacak statik pozisyonda ayak basınç merkezi kaymalarını inceledikleri çalışmalarında futbolcuların, yüzücülerden, basketbol oyuncularından ve sedanter insanlardan daha iyi tek bacak dengeye sahip

olduklarını rapor etmişlerdir. Buradan yola çıkarak spor yapanların spor yapmayanlara oranla daha iyi denge becerisine sahip olduklarını söyleyebiliriz.

Denge, antrenman programları ile gelişim gösterirken, koşu (102, 103), bisiklet (104), ve ironman triatlon (105) gibi egzersizlerin de dengeyi etkiledikleri yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Ayrıca dengenin, yaş (65, 66, 67), cinsiyet (68), boy, kilo (65), yorgunluk (63, 69), kas hasarı (16) ve alt ekstremit (70) sakatlıklarından da etkilendiği kaydedilmiştir.

Egzersize bağlı kas hasarının denge performansını inceleyen bu çalışmada, statik ve hareketli platform tek bacakla denge ile kas ağırlı düzeylerinin belirlendiği skuat pozisyonunda statik ve hareketli platform denge performansları, uygulanan derinlik sıçraması egzersiz öncesi, egzersiz hemen sonrası ve egzersiz sonu 24, 48, 72 ve 96'ncı saatlerde izlenmiştir. İstatiksel analiz sonucunda statik ve hareketli platform tek bacakla dengenin genel stabilite, *anteriyor-posteriyor* ve *medial-lateral* indekslerinde bazal değerlere göre anlamlı düzeyde fark bulunmamıştır.

Egzersize bağlı kas hasarının denge performansına etkisini inceleyen sadece bir çalışmaya rastlanılmıştır. Twist ve ark. (16) yapmış oldukları çalışmada, kas hasarı protokolü olarak 20 tekrarlı 10 setten oluşan dikey sıçrama egzersizi uygulamışlardır. Araştırmaya 3 ü kız olmak üzere 9 sağlıklı birey katılmıştır. Tek bacak statik denge ölçümleri egzersiz öncesi, egzersiz sonrası 30.dakika, 24., 48. ve 72. saatlerde tekrarlanmıştır. Yapılan analizler sonucunda denge performansının sadece egzersiz sonrası 24. saatte anlamlı derecede bozulduğunu rapor etmişlerdir. Bu bulgular, çalışmamızda elde edilen bulgularla paralellik göstermemektedir. Bunun bir nedeni, Twist ve ark 'ın (16) yapmış oldukları çalışmada yer alan katılımcıların içerisinde bayanların olmasından dolayı kas hasarı egzersizinden daha fazla etkilenmiş olabilme ihtimalidir. Mevcut çalışmada yer alan katılımcılar sadece erkeklerden oluşmuştur. Ayrıca bireyler spor geçmişine sahiptirler ve spor yapanların sedanter bireylere göre daha iyi denge becerisine sahip oldukları bilinmektedir. Dolayısıyla bu çalışmada yer alan katılımcıların denge performanslarının etkilenmemesinin diğer bir nedeni geçmişteki aktif spor yaşamlarından kaynaklı elde ettikleri propriyoseptif kazanımlar olabilir (98).

Bunun dışında, egzersize bağlı olarak oluşan kas hasarının tek bacak hareketli platformda denge performansına etkisini inceleyen herhangi bir çalışmaya

rastlanılamamıştır. Bu çalışmada ölçülen hareketli platformda tek bacakla denge performansının bütün indekslerinde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmemiştir. Test süresince katılımcılar hareketli bir platform üzerinde dengede kalmaya çalışmışlardır. Denge ölçüm cihazında denge ölçülürken hareketli bir platform kullanılmakla birlikte ölçülen denge, vücudun hareket ettirilmemesine dayanan statik dengedir. Dolayısıyla, hareketli platformda kasların aktif olabileceği bir hareket olmadığı için aslında yine statik dengenin ölçüldüğünü söyleyebiliriz. O yüzden hareketli platformda statik denge tanımı, denge ölçüm cihazları ile belirlenen dinamik denge performansı için daha doğru bir tanımdır. Dolayısıyla, hareketli ve statik platformda tek bacakla denge performansı benzer sonuçlar göstermiştir. Bunun yanı sıra, spor yapanların veya spor geçmişi olanların sedanter bireylerle göre özellikle hareketli halde iken daha iyi bir denge yetisine sahip oldukları bilinmektedir. Bu çalışmaya katılan araştırma grubu sporculardan oluşmuş olup boş sezonlarında ölçümler yapılmıştır. Dolayısıyla çalışmada yer alan katılımcıların hareketli platformda belirlenen dengeleri kas hasarından olumsuz etkilenmemiştir. Ayrıca, tek bacak denge ölçüm yöntemindeki duruş pozisyonunu göz önünde bulundurulursa, katılımcılar sabit bir şekilde tek ayak üzerinde durmaları kaydı ile denge testlerini gerçekleştirmiştir. Bu duruş pozisyonunda harekete katılan kas gruplarının oluşan kas hasarını ve/veya kas ağrısını hissedebilecek bir duruş pozisyonu olmadığından dolayı katılımcıların dengelerini koruma becerileri kas hasarından etkilenmemiş olabilir.

Tek ayak üzerinde duruş gibi basit yöntemlerde propriyosepsiyonların katkısı yeterli düzeyde olmaktadır (106). Buradan yola çıkarak bu çalışmada kas hasarı egzersiz protokolünün hedeflediği alt ekstremité kas gruplarının denge performansına aktif olarak katılabileceği bir duruş pozisyonunda testin denenmesi yoluna gidilmiştir. Bu doğrultuda kas ağrısının belirlendiği skuat pozisyonunda statik ve hareketli platformda denge performansları da incelenmiştir. Yapılan istatistiksel analizler sonucunda statik platform skuat pozisyonu denge skorlarında, genel stabilite indeksi ve *anteriyor-posteriyor* indeksinde zaman içerisinde anlamlı düzeyde fark bulunmuştur. Fakat skuat pozisyonunda statik platform dengenin *medial-lateral* indeksinde ve skuat pozisyonunda hareketli platform dengenin tüm indekslerinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farka rastlanmamıştır.

Skuat pozisyonunda statik platform dengenin genel stabilite ve anteriyo-posteriyo skorlarında ortaya çıkan farkın devamı için yapılan tekrarlı ölçümlerde tek yönlü varyans analizleri sonucunda kontrol denemesinde anlamlı farka rastlanmıştır. Ancak skuat pozisyonunda dengenin grafiklerdeki eğilimlerin egzersiz sonrası 24'üncü saatte deney ve kontrol denemesinde farklılaştığı görülmektedir (Bkz. Şekil 4.10, 4.11). Bu doğrultuda yapılan eşleştirilmiş örneklemelerde T-Testi sonucunda egzersiz sonrası 24'üncü saatte deney ve kontrol denemesi arasında anlamlı fark tespit edilmiştir ($t=2,696$; $P=0,022$). Bu farkın, deney denemesinin kas hasarı egzersiz protokolü uygulaması sebebi ile alt ekstremit kaslarında hissedilen kas ağrısından dolayı ortaya çıktığı düşünülmüştür. Egzersiz sonrası 24'üncü saatte kontrol denemesinin denge skorlarında iyileşme görülürken deney denemesinde iyileşmeye devam etmeyip duraklama görülmüştür. Dolayısıyla kas hasarına bağlı olan bu duraklama, bireyler için dezavantajlı bir durum oluşturmaktadır. Skuat pozisyonunda hareketli platform dengenin egzersize bağlı kas hasarından etkilenmemiş olmasını ise katılımcıların geçmişteki aktif spor yaşamlarından gelen deneyimlerine bağlanabilir.

Eksantrik egzersizler sonrasında nöromusküler bozukluğun ortaya çıktığı çeşitli çalışmalarda belirtilmiştir (107, 108, 109). Bazı çalışmalarda yorgunluk sonucunda (110) veya eksantrik egzersizler (107) sonrasında kas içcikleri ve golgi tendon organlarının hassasiyetinin duyarsızlaşma ihtimaline değinilmiştir. Buradan yola çıkarak eklem hareketi ve pozisyonunun kontrolünden sorumlu olan bu kas içi reseptörlerinin eksantrik egzersizler sonrasında etkilenmiş olduğunu varsayarak denge performansının etkilenebileceğini söyleyebiliriz.

Ayrıca statik platform tek bacakla denge grafikleri incelendiğinde egzersiz hemen sonrası denge skorlarında bozulma görülmektedir. 24'üncü saatte ise tekrar bazal değerlere geri döndüğü gözlemlenmiştir. Bunun nedeninin egzersize bağlı olarak oluşan düşük frekanslı yorgunluk olduğunu düşünmekteyiz. Kas hasarına bağlı olarak ortaya çıkan düşük frekanslı yorgunluk, eksitasyon kasılma sisteminde ve kalsiyum salınımında meydana gelen bozulmalarla ve pilometrik egzersizler sonrası görülen kuvvet kaybı ile ilişkilidir (111). Nöromusküler sistem çok hızlı yenilendiği için denge performansındaki bozulma sadece egzersiz hemen sonrası görülmüş olabilir. Skuat pozisyonunda denge grafikleri incelendiğinde ise tek bacak

denge skorlarının tersine deney denemesinde egzersiz hemen sonrası bir iyileşme ve egzersiz sonrası 24'üncü saatte ise tekrar bozulmanın olduğu görülmektedir. Skuat pozisyonu dengede, katılımcılar kas ağrısı hissettikleri pozisyonunda durarak denge testlerini gerçekleştirmişlerdir. Egzersizle birlikte kaslarda ısınma meydana gelmesi sebebi ile derinlik sıçraması egzersizi sonrası skuat pozisyonunda durmanın ilk etapta daha kolay olduğu düşünülebilir. Ayrıca kontrol denemesinin grafik eğrileri incelendiğinde denge skorlarında iyi yönde gelişmenin olduğu görülmektedir. Buradan yola çıkarak, deney denemesinin egzersiz hemen sonrası ısınmaya bağlı olarak denge performanslarında bir gelişme görüldüğü ancak egzersiz sonrası 24'üncü saatte de kas hasarı ve kas ağrısına bağlı olarak denge performansının iyileşmeye devam etmeyip bozulmaya başlayarak durakladığını söyleyebiliriz.

Sonuç olarak; CK aktivite düzeyleri, algılanan kas ağrısı ve uyluk çevre ölçüm değerlerinin analizleri sonucuna göre alt ekstremitte kaslarında, kas hasarı olduğu görülmektedir. Egzersize bağlı kas hasarını denge performansı ile ilişkilendirdiğimizde ise tek bacak denge performansının kas hasarından büyük oranda etkilenmediğini fakat ağrı düzeylerinin belirlendiği skuat pozisyonunda dengenin bazı yönleriyle kas hasarından olumsuz etkilendiği söylenebilir.

SONUÇLAR

1. CK aktivite düzeyleri egzersizden sonraki 24 ve 48'inci saatlerde bazalla karşılaştırıldığında anlamlı düzeyde yükselmiştir.
2. Algılanan kas ağrısı değerlerinde egzersiz hemen sonrası, 24, 48 ve 72'inci saatlerde bazal değerlere göre arttığı bulunmuştur.
3. Uyluk çevre ölçüm değerleri bazal değerlere göre egzersiz sonrası tüm zamanlarda artmıştır.
4. Statik platform tek bacakla dengenin genel stabilite indeksi bazal değerlere göre değişmemiştir.
5. Statik platform tek bacakla dengenin *anteriyor-posteriyor* indeksi bazal değerlere göre değişmemiştir.
6. Statik platform tek bacakla dengenin *medial-lateral* indeksi bazal değerlere göre değişmemiştir.
7. Hareketli platform tek bacakla dengenin genel stabilite indeksi bazal değerlere göre değişmemiştir.
8. Hareketli platform tek bacakla dengenin *anteriyor-posteriyor* indeksi bazal değerlere göre değişmemiştir.
9. Hareketli platform tek bacakla dengenin *medial-lateral* indeksi bazal değerlere göre değişmemiştir.
10. Statik platform skuat pozisyonunda dengenin genel stabilite indeksinin zaman içerisinde fark bulunmuştur.
11. Statik platform skuat pozisyonunda dengenin *anteriyor-posteriyor* indeksinde zaman içerisinde fark bulunmuştur.
12. Statik platform skuat pozisyonunda dengenin *medial-lateral* indeksinde değişiklik tespit edilmemiştir.
13. Hareketli platform skuat pozisyonunda dengenin genel stabilite indeksinde zaman içerisinde fark bulunmuştur.
14. Hareketli platform skuat pozisyonunda dengenin *anteriyor-posteriyor* indeksinde değişiklik tespit edilmemiştir.
15. Hareketli platform skuat pozisyonunda dengenin *medial-lateral* indeksinde değişiklik tespit edilmemiştir.

ÖNERİLER

Antrenör ve Sporculara Yönelik Öneriler

1. Sporcuların, egzersize bağlı kas hasarı etkilerinin ortadan kalkmadan performans sergilememeleri önerilebilir.
2. Cimnastik, buz pateni gibi denge yetisinin ön planda olduğu spor branşlarında alışık olunmayan eksantrik kasılmalar içeren aktivitelerden yarışma döneminde kaçınılması önerilebilir.

Araştırmacılara Yönelik Öneriler

1. Kas hasarından kaynaklı kas ağrısı ve hareket kısıtlılığı olduğundan dolayı denge performansının belirlenmesi için statik platformlar yerine dinamik hareketler içeren düzeneklerin geliştirilmesi önerilebilir.
2. Benzer çalışma dominant olmayan bacakla yapılması önerilebilir.
3. Denge yetisinin önemli olduğu spor branşları sporcularında benzer çalışmaların yapılması önerilebilir.
4. Değişik egzersiz protokolleri uygulanarak denge performansı üzerindeki etkisinin sınanması önerilebilir.
5. Benzer çalışma bayanlarda uygulanabilir.

KAYNAKLAR

1. **Simith LL, Miles MP.** Exercise Induce Muscle Injury and Inflammation. Garrett Jr, Kirkendall DT(Ed). Exercise and Sport Science. Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, **2000**: 401-410.
2. **Hazar S.** Egzersize bağılı iskelet ve kalp kası hasarı. *Spormetre*, **2004**; 2(3): 119-126.
3. **Twist C, Eston R.** The effect of muscle-damaging exercise on maximal intensity cycling and drop jump performance. *J Exerc Sci Fit*, **2007**; 5(2): 79-87.
4. **Highton MJ, Twist C, Eston R.** The effects of exercise-induced muscle damage on agility and sprint running performance. *J Exerc Sci Fit*, **2009**; 7(1):24-30.
5. **Burt DG, Twist C.** The effects of exercise-induced muscle damage on cycling time-trial performance. *J Strength Cond Res*, **2011**; 25(8): 2185–2192.
6. **Twist C, Eston R.** The effect of exercise-induced muscle damage on perceived exertion and cycling endurance performance. *Eur J Appl Physiol*, **2009**;105: 559–56.
7. **Marcora SM, Bosio A.** Effect of exercise-induced muscle damage on endurance running performance in humans. *Scand J Med Sci Sports*, **2007**;17: 662–671.
8. **Marginson V, Rowlands AV, Gleeson NP, Eston RG.** A comparison of the symptoms of exercise-induced muscle damage following an initial and repeated bout of plyometric exercise in men and boys. *J Appl Physiol*, **2005**; 99: 1174–81.
9. **Byrne C, Eston R.** The effect of exercise-induced muscle damage on isometric and dynamic knee extensor strength and vertical jump performance. *J Sports Sci*, **2002**; 20: 417-25.
10. **Twist C, Eston R.** The effects of exercise-induced muscle damage on maximal intensity intermittent exercise performance. *Eur J Appl Physiol*, **2005**; 94: 652–658.
11. **Nottle C, Nosaka K.** Changes in power assessed by the wingate anaerobic test following downhill running. *J Strength Cond Res*, **2007**; 21: 145–50.
12. **Akdeniz S, Karlı U, Dasdemir T, Yazar H, Yılmaz B.** Impact of exercise induced muscle damage on sprint and agility performance. *NU J Phy Edu Sports Sci*, **2012**; 6(2): 152-60.
13. **Karlı U.** Impact of exercise induced muscle damage on target shooting performance. *Life Sci J*, **2013**; 10(1): 3386-3392.
14. **Draganidis D, Chatzinikolaou A, Jamurtas AZ, Barbero JC, Tsoukas D, Theodorou AS, Margonis K, Michailidis Y, Avloniti A, Theodorou A, Kambas A, Fatouros I.** The time-frame of acute resistance exercise effects on football skill performance: the impact of exercise intensity. *J Sports Sci*, **2013**; 31(7):714-722.

15. **Nashner LM, Black O, Wall C.** Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *J Neurosci*, **1982**; 2(5): 536-544.
16. **Twist C, Gleeson N, Eston R.** The effects of plyometric exercise on unilateral balance performance. *J Sports Sci*, **2008**; 26(10): 1073-1080.
17. **Biodex Balance System SD.** Clinical Resource Manual, 945-308.
18. **Ergen E, Demirel H, Güner R, Turnagöl H, Başoğlu S, Zergeroğlu AM, Ülkar B, Hazır T.** Egzersiz Fizyolojisi. 2.Baskı, Ankara: Nobel Yayın Dağıtım, **2007**.
19. **Clarkson PM, Hubal MJ.** Exercise induced muscle damage in humans. *Am J Phys Med Rehab*, **2002**; 81 (11):52-69.
20. **Sönmez. T. G.** Egzersiz ve Spor Fizyolojisi. Ata Ofset Matbaacılık, Ankara, **2002**.
21. **Wilmore JH and Costill DL.** Physiology of Sport And Exercise. 3rd Ed.,Hong Kong: Human Kinetics, **2004**.
22. **Guyton AC, Hall JE.** Textbook of Medical Physiology. 10th Ed., Philadelphia: W.B. Saunders Company, **2000**.
23. **Powers SC, Howley ET.** Exercise Physiology Theory and Application to Fitness and Performance.7th Ed., USA: Mc Graw Hill Higher Education, **2009**.
24. **Widmaier EP, Raff H, Strang KT.** Vander's Human Physiology The Mechanism of Body Function. 10th Ed.,New York: McGraw-Hill Companies, **2006**.
25. **McLaughlin D, Stamford J, White D.** Human Physiology. 1st Ed., United Kingdom: Taylor&Francis Group, **2007**.
26. **Mader SS.** Understanding Human Anatomy and Physiology. 5th Ed., USA: Mc Graw Hill Higher Education, **2005**.
27. **Wozniak AC, Kong J, Bock E, Pilipowicz O, Anderson JE.** Signaling satellite-cell activation in skeletal muscle: markers, models, stretch and potential alternate pathways. *Muscle Nerve*, **2005**; 31: 283-300.
28. **Villiam F. Ganong** Tıbbi Fizyoloji. 20. Baskı Nobel Tıp Kitabevleri, **2002**.
29. **Koz M, Ersöz G, Gelir E.** Fizyoloji Ders Kitabı. Nobel Yayın Dağıtım **2003**.
30. **Fox EL, Bowers RW, Foss ML.** The Physiological Basis of Physical Education and Athletics. 4th Ed., USA: Wm. C. Brown Publisher, **1989**.
31. **Günay M, Tamer K, Cicioğlu İ.** Spor Fizyolojisi ve Performans Ölçümü. 2.Baskı, Ankara: ÖzBaran Ofset Matbaacılık, **2010**.

32. **Hough T.** Ergographic studies in muscular fatigue and soreness. *J Boston Soc Med Sci*, **1900**;5: 81-92.
33. **Thiebaud RS.** Exercise induced muscle damage: is it detrimental or beneficial?. *Journal Of Trainology*, **2012**;1:36-44.
34. **Proske U, Morgan DL.** Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *Journal of Physiol*, **2001**; 537(2): 333-345.
35. **Hikida RS, Staron RS, Hagerman FC, Sherman WM, Costill DL.** Muscle fiber necrosis associated with human marathon runners. *J Neurol Sci*, **1983**; 59(2): 185-203.
36. **Warhol MJ, Siegel AJ, Evans WJ, Silverman LM.** Skeletal muscle injury and repair in marathon runners after competition. *AJP*, **1985**: 118(2).
37. **Lauritzen F, Paulsen G, Raastad T, Bergersen LH, Owe SG.** Gross ultrastructural changes and necrotic fiber segments in elbow flexor muscles after maximal voluntary eccentric action in humans. *J Appl Physiol*, **2009**; 107(6): 1923-34.
38. **Warren GL, Ingalls CP, Lowe DA, Armstrong RB.** Excitation-contraction uncoupling: major role in contraction-induced muscle injury. *Exerc Sports Sci Rev*, **2001**; 29: 82-87.
39. **Corona BT, Balog EM, Doyle JA.** Juncctophilin damage contributes to early strength deficits and ec coupling failure after eccentric contractions. *Am J Physiol Cell Physiol*, **2010**; 298: 365-376.
40. **Tee JC, Bosch AN, Lambert MI.** Metabolic consequences of exercise induced muscle damage. *Sports Med*, **2007**; 37(10): 827-836.
41. **Armstrong RB, Warren GL, Warren JA.** Mechanism of exercise induced muscle fibre injury. *Sports Med*. **1991**; 12: 184-207.
42. **Yeung EW, Whitehead NP, Suchyna TM, Gottlieb PA, Sachs F, Allen DG.** Effects of stretch-activated channel blockers on $[Ca^{2+}]_i$ and muscle damage in the mdx mouse. *Physiol*. **2005**;562: 367-380.
43. **Butterfield TA.** Eccentric exercise in vivo: strain induced muscle damage and adaptation in a stable system. *Exerc Sport Sci Rev*, **2010**; 38(2): 51-60.
44. **Black CD, Elder CP, Gorgey A, Dudley GA.** High specific torque is related to lengthening contraction-induced skeletal muscle injury. *J Appl Physiol*. **1985**; 104(3): 639-47.
45. **Eston R, Byrne C, Twist C.** Muscle function after exercise-induced muscle damage: considerations for athletic performance in children and adults. *J Exerc Sci Fit*, **2003**; 1(2): 85-96.
46. **Morgan, DL, Allen DG.** Early events in stretch-induced muscle damage. *J Appl Physiol*, **1999**; 87(6): 2007–2015.

47. **Roth SM, Martel GF, Ivey FM, Lemmer JT, Metter EJ, Hurley BF, Rogers MA.** High-volume, heavy-resistance strength training and muscle damage in young and older women. *J Appl Physiol*, **2000**; 88(3): 1112-1118.
48. **Nosaka K, Clarkson PM, Apple FS.** Time course of serum protein changes after strenuous exercise of the forearm flexors. *J Lab Clin Med*. **1992**; 119(2): 183-8.
49. **Rawson ES, Gunn B, Clarkson PM.** The effects of creatine supplementation on exercise-induced muscle damage. *J Strength Cond Res*, **2001**; 15(2): 178–184.
50. **Jakeman J, Byrne C, Eston R.** Lower limb compression garment improves recovery from exercise-induced muscle damage in young, active females. *Eur J Appl Physiol*, **2010**; 109: 1137–1144.
51. **Lavender AP, Nosaka K.** Comparison between old and young men for changes in markers of muscle damage following voluntary eccentric exercise of the elbow flexors. *Appl Physiol Nutr Metab*, **2006**;31: 218-25.
52. **Lavender AP, Nosaka K.** Changes in markers of muscle damage of middle aged and young men following eccentric exercise of the elbow flexors. *J Sci Med Sport*, **2008**; 11: 124-31.
53. **Winter DA., Patla AE, Frank JS.** Assessment of balance control in humans. *Med Prog Technol*, **1990**; 16: 31-51.
54. **Wescott SL, Lowes LP, Richardson PK.** Evaluation of postural stability in children: current theories and assessment tools. *Phys Ther*, **1997**; 77: 629-645.
55. **Hazar F, Taşmektepligil Y.** Puberte öncesi dönemde denge ve esnekliğin çeviklik üzerine etkilerinin incelenmesi. *Spormetre*, **2008**; 6(1): 9-12.
56. **Gaerlan MG, Albert PT, Cross C, Louis M, Kowalski S.** Postural balance in young adults: the role of visual, vestibular and somatosensory system. *J Am Acad Nurse Pract*, **2012**; 1: 1-7.
57. **Uchiyama M, Demura S.** The role of eye movement in upright postural control. *Sport Sci Health*, **2009**; 5: 21-27.
58. **Guerraz M, Bronstein AM.** Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Neurophysiol Clin*, **2008**; 38:391-398.
59. **Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, Fu FH.** Tho role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med*, **1997**; 25(1): 130-137.
60. **Hrysomallis C.** Balance ability and athletic performance. *Sports Med.*,**2011**; 41(3): 221-232.
61. **Kean CO, Behm DG, Young WB.** Fixed boot balance training increases rectus femoris activation during landing and jump height in recreationally active women. *J Sports Sci Med*, **2006**; 5: 138-148.

62. **Simek Salaj S, Milanovic D, Jukic I.** The effects of proprioceptive training on jumping and agility performance. *Kinesiology*, **2007**; 39(2) :131-141.
63. **Yaggie JA, McGregor SJ.** Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Arch Phys Med Rehabil*, **2002**; 83: 224-228.
64. **Malliou P, Amoutzas K, Theodosiou A, Giftofidou A, Mantis K, Pyliaididis T, Kioumourtzoglou E.** Proprioceptive Training for learning downhill skiing. *Percept Mot Skills*, **2004**; 99(1): 149-154.
65. **Habib Z, Westcott S.** Assessment of anthropometric factors on balance tests in children. *Pediatr Phys Ther*, **1998**; 10: 101-109.
66. **Du Pasquier RA, Balnc Y, Sinnreich M, Landis T, Burkhard P, Vingerhoets FJG.** The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. *Neurophysiol Clin*, **2003**; 33: 213-218.
67. **Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J.** Decrease in timed balance test scores with aging. *Phys Ther*, **1984**; 64(7) : 1067-1070.
68. **Papadopoulos C, Noussios G, Karabouka M, Theodosiou K, Gantiraga E, Evaggelinou C, Manolopoulos E, Gissis I.** The effects of posture difficulty and gender on biomechanical characteristics of balance in school-aged children. *IJAST*, **2012**; 2(5): 17-25.
69. **Corbeil P, Blouin JS, Begin F, Nougier V, Teasdale N.** Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. *Gait Posture*, **2003**; 18: 92-100.
70. **Emery CA, Cassidy JD, Klassen TP, Rosychuk RJ, Rowe BH.** Development of a clinical static and dynamic standing balance measurement tool appropriate for use in adolescents. *PhysTher*, **2005**; 85: 502-514.
71. **Jakobsen MD, Sundstrup E, Krstrup P, Aagaard P.** The effect of recreational soccer training and running on postural balance in untrained men. *Eur J Appl Physiol*, **2011**;111: 521-530.
72. **Adam M, Leblebici B, Erkan AN, Bağış S, Akman MN.** Ankilozan spondilit ve postür al denge. *Romatizma*, **2008**; 23: 87-90.
73. **Gstöttner M, Neher A, Scholtz A, Millonig M, Lember S, Raschner C.** Balance ability and muscle response of the preferred and nonpreferred leg in soccer players. *Motor Control*, **2009**; 13: 218-231.
74. **Doncaster GG, Twist C.** Exercise-induced muscle damage from bench press exercise impairs arm cranking endurance performance. *Eur J Appl Physiol*, **2012**; 112(12): 4135-42.
75. **Semark A, Noakes TD., Clair Gibson A. St., Lambert M.I.** The effect of a prophylactic dose of flurbiprofen on muscle soreness and sprinting performance in trained subjects. *J Sports Sci*, **1999**; 17(3): 197- 203.
76. **Goodall S, Howatson G.** The effects of multiple cold water immersion on indices of muscle damage. *J Sports Sci Med*, **2008**; 7: 235-241.

77. Kirby TJ, Triplett NT, Haines TL, Skinner JW, Fairbrother KR, McBride JM. Effect of leucine supplementation on indices of muscle damage following drop jumps and resistance exercise. *Amino Acids*, **2012**; 42(5): 1987-1996.
78. Schmid W, Knechtle B, Knechtle P, Barandun U, Rüst CA, Rosemann T, Lepers R. Predictor variables for marathon race time in recreational female runners. *Asian J Sports Med*, **2012**; 3(2): 90-98.
79. Ferra A, Del Mar Bibiloni M, Zapata ME, Pich J, Pons A, Tur JA. Body mass index, life style and healthy status in free living elderly people in menorca island. *J Nutr Health Aging*, **2012**; 16(4): 298-305.
80. Wright KE, Lyons T, Navalta JW. Effects of exercise induced fatigue on postural balance: a comparison of treadmill versus cycle fatiguing protocols. *Eur J Appl Physiol*, **2013**; 113: 1303-1309.
81. Oliver GD, Di Brezzo R. Functional balance training in collegiate women athletes. *J Strength Cond Res*, **2009**; 23(7): 2124-2129.
82. Rein S, Fabian T, Weindel S, Schneiders W, Zwipp H. The influence of playing level on functional ankle stability in soccer players. *Arch Orthop Trauma Surg*, **2011**;131:1043-1052.
83. Harbili S, Gencer E, Ersöz G, Demirel H. Orta şiddetli eksantrik egzersiz diğer hasar belirteçlerini etkilemeksizin plazma kreatin kinaz düzeyini artırır. *SÜ Bes Bilim Dergisi*, **2008**; 10(1): 21-31.
84. Howatson G, Milak A. Exercise-induced muscle damage following a bout of sport specific repeated sprints. *J Strength Cond Res*, **2009**; 23(8) :2419-2424.
85. Howell JN, Chleboun G, Conatser R. Muscle stiffness, strength loss, swelling and soreness following exercise induced injury in humans. *J Physiol*, **1993**; 464: 183-196.
86. Cleak MJ, Eston RG. Muscle soreness, swelling, stiffness and strength loss after intense eccentric exercise. *Br J Sports Med*, **1992**; 26: 267-72.
87. Howatson G, Gaze D, van Someren KA. The efficacy of ice massage in the treatment of exercise-induced muscle damage. *Scand J Med Sci Sports*, **2005**; 15: 416-422.
88. Miyama M, Nosaka K. Muscle damage and soreness following repeated bouts of consecutive drop jumps. *Adv Exerc Sports Physiol*, **2004**; 10(3) :63-69.
89. Philippou A, Maridaki M, Bogdanis G, Halapas A, Koutsilieris M. Changes in the mechanical properties of human quadriceps muscle after eccentric exercise. *In Vivo*, **2009**; 23: 859-866.
90. Burt DG, Lamb K, Nicholas C, Twist C. Effects of exercise induced muscle damage on resting metabolic rate, sub-maximal running and post-exercise oxygen consumption. *Eur J Sport Sci*, **2014**; 14(4): 337-344.
91. Nosaka K, Newton M, Sacco P. Muscle damage and soreness after endurance exercise of the elbow flexors. *Med Sci Sports Exerc*, **2002**; 34(6): 920-927.

92. **Jamurtas AZ, Theocharis V, Tofas T, Tsikiokanos A, Yfanti C, Paschalis V, Koutedakis Y, Nosaka K.** Comparison between leg and arm eccentric exercises of the same relative intensity on indices of muscle damage. *Eur J Appl Physiol*, **2005**; 95: 179-185.
93. **Minshull C, Eston R, Rees D, Gleeson N.** Knee joint neuromuscular activation performance during muscle damage and superimposed fatigue. *J Sports Sci*, **2012**; 10: 1-10.
94. **Nunan D, Howatson G, Someren KAV.** Exercise induced muscle damage is not attenuated by b-hydroxy-bmethylbutyrate and a-ketoisocaproic acid supplementation. *J Strength Cond Res*, **2010**; 24(2) :531-537.
95. **Sellwood KL, Williams D, Nicol A, Hinman R.** Ice-water immersion and delayed –onset muscle soreness: a randomized controlled trial. *Br J Sports Med*, **2007**; 41: 392-397.
96. **Horak FB.** Clinical measurement of postural control in adults. *Phys Ther*, 1987; 67(12): 1881-1885.
97. **Gerbino PG, Griffin ED, Zurakowski D.** Comparison of standing balance between female collegiate dancers and soccer players. *Gait and Posture*, **2007**; 26: 501-507.
98. **Bringoux L, Marin L, Nougier V, Barraud PA, Raphel C.** Effects of gymnastics expertise on the perception of body orientation in the pitch dimension. *J Vestib Res*, **2000**;10:251-258.
99. **Golomer E, Cremieux, Dupui P, Isableu B, Ohlmann T.** Visual contributon to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neurosci Lett*, **1999**; 267: 189-192.
100. **Perrin P, Deviterne D, Hugel F, Perrot C.** Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. *Gait and Posture*, **2002**; 15: 187-194.
101. **Matsuda S, Demura S, Uchiyama M.** Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *J Sports Sci*, **2008**; 26(7): 775-779.
102. **Lepers R, Bigard AX, Diard JP, Gouteyron JF, Guezennec CY.** Posture control after prolonged exercise. *Eur J Appl Physiol*, **1997**; 76: 55-61.
103. **Guidetti L, Franciosi E, Gallotta MC, Emerenziani GP, Baldari C.** Postural control after prolonged treadmill run at individual ventilatory and anaerobic threshold. *J Sports Sci Med*, **2011**; 10: 515-519.
104. **Derave W, De Clercq D, Bouckaert J, Pannier JL.** The influence of exercise and dehydration on postural stability. *Ergonomics*, **1998**;41(6):782-789.
105. **Nagy E, Toth K, Janositz G, Kovacs G, Feher-Kiss A, Angyan L, Horvath G.** Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *Eur J Appl Physiol*, **2004**; 92: 407-413.

106. **Bizid R, Jully JL, Gonzalez G, François Y, Dupui P, Paillard T.** Effects of fatigue induced by neuromuscular electrical stimulation on postural control. *J Sci Med Sport*, **2009**; 12: 60-66.
107. **Brockett C, Warren N, Gregory JE, Morgan DL, Proske U.** A comparison of the effects of concentric versus eccentric exercise on force and position sense at the human elbow joint. *Brain Res*, **1997**; 771: 251-258.
108. **Proske U, Weerakkody NS, Percival P, Morgan DL, Gregory JE, Canny BJ.** Force-matching errors after eccentric exercise attributed to muscle soreness. *Clin Exp Pharmacol Physiol*, **2003**; 30: 576-579.
109. **Saxton JM, Clarkson PM, James R, Miles M, Westerfer SC, Donnelly AE.** Neuromuscular dysfunction following eccentric exercise. *Med Sci Sports Exerc*, **1995**; 27: 1185-1193.
110. **Johnston RB, Howard ME, Cawley PW, Losse GM.** Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Med Sci Sports Exerc*, **1998**; 30(12): 1703-1707.
111. **Nielsen JS, Madsen K, Jorgensen LV, Sahlin K.** Effects of lengthening contraction on calcium kinetics and skeletal muscle contractility in humans. *Acta Physiol Scand*, **2005**; 184: 203-214.

EKLER



T.C.
ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı :B.30.2.ABÜ.0.20.05.04-050.01.04-306
Konu: Kararlar.

26.07.2012

Sayın; Yrd. Doç. Dr. Ümid KARLI
A.İ.B.Ü Beden Eğitimi Yüksekokulu Öğretim Üyesi

Abant İzzet Baysal Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 26 Temmuz 2012 Perşembe günü yaptığı toplantısında değerlendirilen, **2012/128 no.lu** Yrd. Doç. Dr. Ümid KARLI'nın Sorumlu Araştırmacı olduğu Doç. Dr. Güler BUĞDAYCI, Tuğba DAŞDEMİR'in Yardımcı Araştırmacı olduğu "Egzersize bağlı kas hasarının denge performansına etkisi" başlıklı çalışmanızın, etik olarak uygun olduğuna oybirliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof. Dr. Mehmet YAZICI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

BİLGİLENDİRİLMİŞ OLUR FORMU

Bu katıldığınız çalışma bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı Egzersize Bağlı Kas Hasarının Denge Performansına Etkisi’dir.

Bu araştırmanın amacı, egzersize bağlı kas hasarının denge performansına etkisini incelemektir. Bu çalışmada size aşağıda belirtilen testler ve ölçümler uygulanacaktır.

- Boy ve vücut ağırlıkları Seca marka boy ve ağırlık ölçüm aleti ile ölçülecektir.
- Vücut yağ yüzdelerinin belirlenmesinde ise Biyoelektrik İmpedans kullanılacaktır.
- Beş set 20 tekrarlı 60cm yükseklikten yapılacak derinlik sıçraması olan egzersiz protokolü uygulanacaktır.
- Algılanan kas ağrısını belirlemek için 0-10 dereceli vizüel analog skala (VAS) kullanılacaktır.
- İçinde pıhtı aktivatör olan 16x100mm biyokimya tüplerine her defasında 2ml kan alınacaktır.
- BIODEx marka denge ölçüm cihazı ile denge performansları belirlenecektir.

Bu çalışmada yer almanız öngörülen süre 1ay olup, çalışmada yer alacak gönüllülerin sayısı 11 ‘dir.

Bu çalışma ile ilgili olarak egzersiz testlerine belirtilen saatlerde spor yapmaya uygun kıyafetle gelmek, uygulanacak egzersiz ve test protokollerine özen göstermek, çalışma öncesindeki bir hafta içerisinde ve çalışma süresince fiziksel antrenman yapmamak ve performansınızı etkileyebilecek takviye ilaç kullanmamak sizin sorumluluklarınızdır.

Bu çalışmada sizin için çalışma süresince kas ağrısı çekmek, kan alma işlemleri sonrasında oluşabilecek hafif derecede morarma gibi riskler ve rahatsızlıklar söz konusu olabilir; ancak sizin için beklenen yararlar arasında denge antrenmanlarınızı nasıl planlayacağınızı ve programlayacağınızı öğrenmek olabilir.

Araştırmaya bağlı bir zarar söz konusu olduğunda, bu durumun tedavisi sorumlu araştırmacı tarafından yapılacak, ortaya çıkan masraflar yine sorumlu araştırmacı tarafından üstlenilecektir. Araştırma sırasında sizi ilgilendirebilecek herhangi bir gelişme olduğunda, bu durum size veya yasal temsilcinize derhal bildirilecektir. Araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da çalışma ile ilgili

herhangi bir sorun, istenmeyen etki ya da diğ er rahatsızlıklarınız için 05.....nolu telefonda  Tuğba KOCAAĞA'ya, kan numuneleri ile ilgili ek bilgi almak ve herhangi bir sorun, istenmeyen etki ya da rahatsızlıklarınız için 05.....nolu telefonda  Doç.Dr.Güler BUĞDAYCI'ya başvurabilirsiniz.

Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır; ayrıca, bu araştırma kapsamındaki bütün muayene, tetkik, testler ve tıbbi bakım hizmetleri için sizden veya bağlı bulunduğunuz sosyal güvenlik kuruluşundan hiçbir ücret istenmeyecektir.

Bu araştırmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada araştırmadan ayrılabilirsiniz; bu durum herhangi bir cezaya ya da sizin yararlarınıza engel duruma yol a mayacaktır. Araştırıcı bilginiz dahilinde veya isteğiniz dışında, uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız veya tedavinin etkinliğini artırmak vb. nedenlerle sizi araştırmadan çıkarabilir. Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır; çalışmadan çekilmeniz ya da araştırıcı tarafından çıkarılmanız durumunda, sizle ilgili tıbbi veriler de gerekirse bilimsel amaçla kullanılabilir.

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir.

Çalışmaya Katılma Onayı:

Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırıcıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Çalışmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanındı. Bu koşullar altında, bana ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyor ve söz konusu araştırmaya ilişkin bana yapılan katılım davetini hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

Bu formun imzalı bir kopyası bana verilecektir.

Gönüllünün,

Adı-Soyadı:

Adresi:

Tel.-Faks:

Tarih ve İmza:

Açıklamaları yapan araştırmacının,

Adı-Soyadı:

Görevi:

Adresi:

Tel.-Faks:

Tarih ve İmza:

Olur alma işlemine başından sonuna kadar tanıklık eden kuruluş görevlisinin/görüşme tanığının,

Adı-Soyadı:

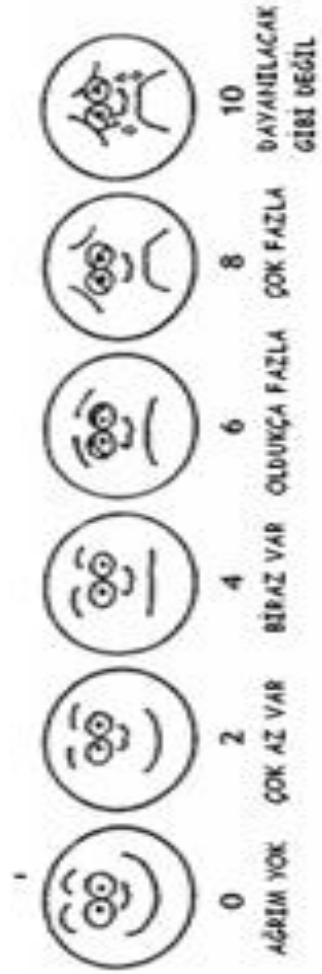
Görevi:

Adresi:

Tel.-Faks:

Tarih ve İmza:

ALGILANAN KAS AĞRISI SKALASI



ÖZGEÇMİŞ

Tuğba KOCAAĞA 25.05.1985 tarihinde Kayseri’de doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Kayseri’de tamamladı. 2009 yılında Gazi Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulundan mezun oldu. 2010 yılında Abant İzzet Baysal Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Antrenörlük Eğitimi Anabilim Dalında yüksek lisans öğrenimine başladı. 2012 yılından itibaren Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulunda araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.

